

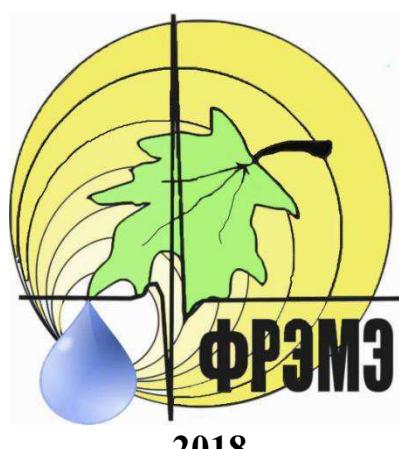


МИНИСТЕРСТВО ОБРАЗОВАНИЯ И НАУКИ РОССИЙСКОЙ ФЕДЕРАЦИИ
РОССИЙСКОЕ НТЦ РЭС ИМ. А.С. ПОПОВА
ДЕПАРТАМЕНТ ЗДРАВООХРАНЕНИЯ АДМИНИСТРАЦИИ
ВЛАДИМИРСКОЙ ОБЛАСТИ
ИНСТИТУТ РАДИОТЕХНИКИ И ЭЛЕКТРОНИКИ
ИМЕНИ В.А. КОТЕЛЬНИКОВА РАН
ВЛАДИМИРСКИЙ ГОСУДАРСТВЕННЫЙ УНИВЕРСИТЕТ
ИМЕНИ А.Г. И Н.Г. СТОЛЕТОВЫХ

**ХIII МЕЖДУНАРОДНАЯ НАУЧНАЯ КОНФЕРЕНЦИЯ
«ФИЗИКА И РАДИОЭЛЕКТРОНИКА В МЕДИЦИНЕ
И ЭКОЛОГИИ»
с научной молодежной школой им. И.Н. Спириdonova
ФРЭМЭ'2018
3-5 ИЮЛЯ 2018**

**XIII INTERNATIONAL SCIENTIFIC CONFERENCE
«PHYSICS AND RADIODEVICE IN
MEDICINE AND ECOLOGY»
with Scientific Youth school named after I.N. Spiridonov
PhREME'2018
JULY, 3-5, 2018**

**ТРУДЫ ♦ PROCEEDINGS
КНИГА I ♦ BOOK I**



ВЛАДИМИР-СУЗДАЛЬ ♦ VLADIMIR -SUZDAL

УДК 57.08+615.47+615.8

13-я Международная научная конференция «Физика и радиоэлектроника в медицине и экологии – ФРЭМЭ'2018» – Владимир-Сузdalь, Россия, Доклады, Книга 1. ISBN 978-5-905527-27-2

Публикуются труды 13-й международной научной конференции «Физика и радиоэлектроника в медицине и экологии» - ФРЭМЭ'2018. Представлены новые фундаментальные и научно-практические методы и средства ранней диагностики и лечения различных заболеваний; современные способы обработки медико-экологических сигналов и изображений; новые информационные и коммуникационные технологии в медицине и экологии. Рассмотрены вопросы экологии и здоровья человека, а также методы и средства диагностики природной среды. Приведены аналитические и экспериментальные результаты исследований, полезные специалистам в области радиофизики, биомедицины и экологии.

РЕДАКЦИОННАЯ КОЛЛЕГИЯ:

Л.Т. Сушикова, д.т.н., профессор - ответственный редактор

Л.В.Грунская, д.т.н., профессор

Н.Н. Давыдов, д.т.н., профессор

В.В. Морозов, д.т.н., профессор

П.А.Полушкин, д.т.н., профессор



ISBN 978-5-905527-27-2 (Книга 1)

© авторы докладов

© Оргкомитет конференции, 2018

ПОДДЕРЖКА

Конференция проводится при поддержке
Российского фонда фундаментальных исследований

Грант № 18-02-20064

ИНФОРМАЦИОННАЯ ПОДДЕРЖКА



СОДЕРЖАНИЕ ♦ CONTENTS**КНИГА I ♦ BOOK I**

ПЛЕНАРНОЕ ЗАСЕДАНИЕ ♦ PLENARY SECTION	36
СЕКЦИЯ ♦ SECTION 1	
Методы и средства диагностики и лечения заболеваний Methods and facilities of diagnostics and treatment	45
СЕКЦИЯ ♦ SECTION 2	
Биокибернетика и математическое моделирование Biocybernetics and mathematical modeling	153
СЕКЦИЯ ♦ SECTION 3	
Биомеханика, проблемы коррекции и лечения опорно-двигательного аппарата Biomechanics, problems of correction and treatment of musculoskeletal system	277
СЕКЦИЯ ♦ SECTION 4	
Информационные и телекоммуникационные технологии в медицине и экологии Information and telecommunication technologies in medicine and ecology	325

КНИГА II ♦ BOOK II

СЕКЦИЯ ♦ SECTION 5	
Интеллектуальные биометрические системы и технологии (Научная молодежная школа им. И.Н. Спиридона)	
Smart biometric system and technologies (Scientific Youth school named after I.N. Spiridonov)	35
СЕКЦИЯ ♦ SECTION 6	
Биотехнические и медицинские приборы, аппараты и системы Biotechnical and medical apparatus, systems, complexes	114
СЕКЦИЯ ♦ SECTION 7	
Методы и средства диагностики природной среды Methods and facilities for diagnostic of natural environment	280
СЕКЦИЯ ♦ SECTION 8	
Экология и здоровье человека Ecology and human health	371

КНИГА I ♦ BOOK I

ПЛЕНАРНОЕ ЗАСЕДАНИЕ 1 ♦ PLENARY SESSION 1

<p>МАТЕМАТИЧЕСКИЕ МОДЕЛИ ДЛЯ ДИАГНОСТИКИ И ИНДИВИДУАЛЬНОЙ ТЕРАПИИ: ДОСТИЖЕНИЯ, ТРУДНОСТИ, ПЕРСПЕКТИВЫ <i>Газизова Д.Ш.</i> MATHEMATICAL MODELS FOR DIAGNOSTICS AND INDIVIDUAL THERAPY: ACHIEVEMENTS, DIFFICULTIES, PROSPECTS <i>Gazizova D.Sh.</i></p> <p>ПСИХОФИЗИЧЕСКИЕ ДИСТАНЦИОННО-ПОЛЕВЫЕ ПРОЯВЛЕНИЯ СУБЪЕКТИВНОЙ ДЕЯТЕЛЬНОСТИ МОЗГА <i>Юматов Е.А.</i> PSYCHOPHYSICAL REMOTE-FIELD MANIFESTATION OF THE BRAIN SUBJECTIVE ACTIVITY <i>Yumatov E.A.</i></p> <p>КАРДИОАЙГЕНОСКОПИЯ — НОВАЯ ТЕХНОЛОГИЯ АНАЛИЗА, ХРАНЕНИЯ И АВТОМАТИЧЕСКОЙ ОБРАБОТКИ ЭЛЕКТРОКАРДИОГРАММ <i>Исаевич В.В., Исаевич Д.В.</i> CARDIOEIGENOSCOPY AS A NEW TECHNOLOGY FOR ECG ANALYSIS, STORAGE AND AUTOMATIC PROCESSING <i>Isakevich V.V., Isakevich D.V.</i></p>	<p style="margin-top: 100px;">37</p> <p style="margin-top: 30px;">39</p> <p style="margin-top: 30px;">43</p>
<h3>СЕКЦИЯ 1 ♦ SECTION 1</h3>	
<p>МЕТОДЫ И СРЕДСТВА ДИАГНОСТИКИ И ЛЕЧЕНИЯ ЗАБОЛЕВАНИЙ</p> <hr style="width: 20%; margin: 5px auto;"/> <p style="text-align: center; margin: 0;">◆</p> <p style="text-align: center; margin: 0;">METHODS AND FACILITIES OF DIAGNOSTIC AND TREATMENT</p>	
<p>ЭЛАСТОГРАФИЯ СДВИГОВОЙ ВОЛНОЙ НА УЛЬТРАЗВУКОВЫХ СКАНЕРАХ РАЗНЫХ ПРОИЗВОДИТЕЛЕЙ <i>(ЭКСПЕРИМЕНТ С КАЛИБРОВАННЫМИ ФАНТОМАМИ)</i> <i>Демин И.Ю., Сафонов Д.В., Рыхтик П.И., Шатохина И.В., Куртина Л.В.</i> SHEAR WAVE ELASTOGRAPHY IN DIFFERENT ULTRASOUND SCANNERS (EXPERIMENT WITH CALIBRATED PHANTOMS) <i>Demin I.Yu., Safonov D.V., Rykhtik P.I., Shatokhina I.V., Kurtina L.V.</i></p> <p>ВЫДЕЛЕНИЕ И АНАЛИЗ ПУЛЬМОНАЛЬНОЙ КОМПОНЕНТЫ ВТОРОГО СЕРДЕЧНОГО ТОНА 49 <i>Андреев В.Г., Лесик М.В., Корольков А.И.</i> EXTRACTION AND ANALYSIS OF PULMONAL COMPONENT OF THE SECOND HEART TONE <i>Andreev V.G., Lesik M.V., Korolkov A.I.</i></p> <p>ФУНКЦИОНАЛЬНАЯ ДИАГНОСТИКА ЧЕРЕПНО-МОЗГОВЫХ ТРАВМ МЕТОДОМ РЕОЭНЦЕФАЛОГРАФИИ 53 <i>Колесниченко Е. А., Жуков К. Н.</i> FUNCTIONAL DIAGNOSTICS OF TRAUMATIC BRAIN INJURY BY THE METHOD OF REOENTSEFALOGRAFI <i>Kolesnichenko E. A., Zhukov K. N.</i></p> <p>ОПТОВОЛОКОННАЯ СИСТЕМА ДЛЯ ИНТРАОПЕРАЦИОННОГО ИССЛЕДОВАНИЯ СОСТОЯНИЯ ОРГАНОВ БРЮШНОЙ ПОЛОСТИ ПРИ МИНИИНВАЗИВНЫХ ХИРУРГИЧЕСКИХ ВМЕШАТЕЛЬСТВАХ 58 <i>Кандурова К.Ю., Филина М.А., Дрёмин В.В., Жеребцов Е.А., Потапова Е.В., Альянов А.Л., Мамошин А.В., Дунаев А.В.</i> FIBER-OPTIC SYSTEM FOR INTRAOPERATIVE STUDY OF ABDOMINAL ORGANS STATE UNDER MINIMALLY INVASIVE SURGICAL INTERVENTIONS <i>Kandurova K.Y., Filina M.A., Dremin V.V., Zherebtsov E.A., Potapova E.V., Dunaev A.V., Alyanov A.L., Mamoshin A.V.</i></p>	

ОЦЕНКА ВЛИЯНИЯ АНТИОКСИДАНТНЫХ ВЕЩЕСТВ НА МЕТАБОЛИЧЕСКИЕ ПРОЦЕССЫ КЛЕТОК ГОЛОВНОГО МОЗГА МЕТОДОМ ФЛУОРЕСЦЕНТНОЙ СПЕКТРОСКОПИИ	62
Серёгина Е.С., Стельмащук О.А., Пьявченко Г.А., Воробьев Е.В., Кузнецова Е.А., Алексеев А.Г., Жеребцов Е.А., Подмастерьев К.В., Дунаев А.В.	
EVALUATION OF THE EFFECT OF ANTIOXIDANT SUBSTANCES ON THE METABOLIC PROCESSES OF BRAIN CELLS USING FLUORESCENCE SPECTROSCOPY	
Seryogina E.S., Stelmashchuk O.A., Piavchenko G.A., Vorobiev E.V., Kuznetsova E.A., Alekseev A.G., Zherebtsov E.A., Podmasteriev K.V., Dunaev A.V.	
ПОВЫШЕНИЕ ТОЧНОСТИ РАСПОЗНАВАНИЯ МЕРЦАТЕЛЬНОЙ АРИТМИИ С ПРИМЕНЕНИЕМ МЕТОДА ОБНАРУЖЕНИЯ Р-ЗУБЦА НА ЭКГ	66
Моторина С.В., Калиниченко А.Н.	
INCREASING THE RECOGNITION ACCURACY OF ATRIAL FIBRILLATION USING METHOD OF DETECTING THE P-BEND ON THE ECG	
Motorina S.V., Kalinichenko A.N.	
МЕТОДИКА ОЦЕНКИ ЭФФЕКТИВНОСТИ ПРИМЕНЯЕМЫХ ЛЕКАРСТВЕННЫХ ПРЕПАРАТОВ	70
Астрафьев А.Н., Шарапов С.И.	
METHOD FOR EVALUATING THE EFFECTIVENESS OF THE DRUGS USED	
Astafyev A.N., Sharapov S. I.	
ЧАСТОТНЫЕ ФИЛЬТРУЮЩИЕ СВОЙСТВА ВОЗБУДИМЫХ ТКАНЕЙ	75
Бритин С.Н., Власенко Р.Я., Шабаев В.С.	
FREQUENCY FILTERING PROPERTIES OF EXCITABLE TISSUES	
Britin S. N., Vlasenko R. Ya., Shabaev V. S.	
НОВЫЕ ПОДХОДЫ К ЭЛЕКТРОПУНКТУРНОЙ ДИАГНОСТИКЕ	78
Пермяков И.А., Носырев А.А.	
NEW APPROACHES TO ELECTROPUNCTURAL DIAGNOSTICS	
Permyakov I.A., Nosirev A.A	
ВНУТРИРОТОВАЯ МИКРОФОКУСНАЯ РЕНТГЕНОГРАФИЯ В ВЕТЕРИНАРИИ	81
Потрахов Ю.Н.	
INTRORAORAL MICROFOCUS X-RAY RADIOGRAPHY IN VETERINARY	
Potrakhov Yu. N.	
МЕТОДЫ ЦИФРОВОЙ ОБРАБОТКИ МЕДИЦИНСКИХ МИКРОФОКУСНЫХ РЕНТГЕНОВСКИХ ИЗОБРАЖЕНИЙ	84
Староверов Н. Е., Холопова Е. Д., Грязнов А. Ю., Полякова А.С., Козлова А.Д.	
THE METHODS OF DIGITAL PROCESSING OF MEDICAL MICROFOCUS X-RAY IMAGES	
Staroverov N. E., Kholopova E. D., Gryaznov A. Yu., Polyakova A.S., Kizlova A.D.	
МИКРОФОКУСНЫЕ РЕНТГЕНОВСКИЕ КОМПЬЮТЕРНЫЕ ТОМОГРАФЫ СЕМЕЙСТВА МРКТ: ОПЫТ РАЗРАБОТКИ И ЭКСПЛУАТАЦИИ	88
Бессонов В. Б., Ободовский А. В., Ларионов И.А., Гук К. К.	
MICROFOCUS X-RAY COMPUTER TOMOGRAPHS OF FAMILY MEMBERS: THE EXPERIENCE OF DEVELOPMENT AND OPERATION	
Bessonov V. B., Obodovsky A. V., Lariionov I. A., Guk K. K.	
ИНТРАОПЕРАЦИОННАЯ ЛУЧЕВАЯ ТЕРАПИЯ И СОВРЕМЕННЫЕ ТЕХНИЧЕСКИЕ СРЕДСТВА ДЛЯ РЕАЛИЗАЦИИ	92
Клонов В. В., Потрахов Н. Н.	
INTRAOPERATIVE RADIATION THERAPY AND MODERN TECHNICAL MEANS FOR THE IMPLEMENTATION OF	
Clones V. V., Potrakhov N. N.	
КОМПЛЕКСНЫЙ ПОДХОД К ЛУЧЕВОМУ СКРИНИНГУ ЗАБОЛЕВАНИЙ МОЛОЧНЫХ ЖЕЛЕЗ	98
Рыбникова Е.И., Попов С.В., Минько Б.А., Петросян С.Л.	
INTEGRATED APPROACH TO RADIATION SCREENING MAMMARY GLANDS DISEASE	
Rybnikova E.I., Popov S.V., Minko B.A., Petrosyan S.L.	

ПРИМЕНЕНИЕ МЕТОДА АНАЛИЗА ВСПЛЕСКООБРАЗНОЙ ЭЛЕКТРИЧЕСКОЙ АКТИВНОСТИ ДЛЯ ИЗУЧЕНИЯ БОЛЕЗНИ ПАРКИНСОНА И ЭССЕНЦИАЛЬНОГО ТРЕМОРА	104
Сушкова О.С., Морозов А.А., Габова А.В., Карабанов А.В.	
APPLICATION OF THE METHOD OF ANALYSIS OF WAVE TRAIN ELECTRIC ACTIVITY FOR INVESTIGATION OF PARKINSON'S DISEASE AND ESSENTIAL TREMOR	
O. S. Sushkova, A. A. Morozov, A. V. Gabova, A. V. Karabanov	
ПРИМЕНЕНИЕ МЕТОДА ВИДЕОКАПИЛЛЯРОСКОПИИ НОГТЕВОГО ЛОЖА ДЛЯ ОЦЕНКИ СКОРОСТИ КАПИЛЛЯРНОГО КРОВОТОКА	108
Ставцев Д.Д., Волков М.В., Маргарянц Н.Б., Потёмкин А.В., Дрёмин В.В., Козлов И.О., Маковик И.Н., Жеребцов Е.А., Дунаев А.В.	
APPLICATION OF THE VIDEO NAILFOLD CAPILLAROSCOPY METHOD TO ASSESS VELOCITY OF CAPILLARY BLOOD FLOW	
Stavtsev D.D., Volkov M.V., Margaryants N.B., Potemkin A.V., Dremin V.V., Kozlov I.O., Makovik I.N., Zherebtsov E.A., Dunaev A.V.	
МЕТОД КОМПЛЕКСНОЙ УДАЛЕННОЙ ОЦЕНКИ СОСТОЯНИЯ ПАЦИЕНТОВ С ХРОНИЧЕСКИМИ ОБСТРУКТИВНЫМИ ЗАБОЛЕВАНИЯМИ ЛЕГКИХ	111
Глазова А. Ю., Юлдашев З. М., Башкова А. Л.	
THE METHOD OF COMPLEX REMOTE ASSESSMENT OF PATIENTS WITH CHRONIC OBSTRUCTIVE PULMONARY DISEASE	
Glazova A.Yu., Yuldashev Z. M., Bashkova, A. L.	
ДИАГНОСТИКА НАПРЯЖЁННОГО СОСТОЯНИЯ ДВУГЛАВОЙ МЫШЦЫ ПЛЕЧА МЕТОДОМ ЭЛАСТОГРАФИИ СДВИГОВОЙ ВОЛНЫ	116
Бегичева М.И., Крит Т.Б., Камалов Ю.Р., Андреев В.Г.	
DIAGNOSTICS OF THE STRESSED STATE OF THE SHOULDER BICEPS APPLYING SHEAR WAVE ELASTOGRAPHY	
Begicheva M.I., Krit T.B., Kamalov Yu.R., Andreev V.G.	
EARLY DIAGNOSIS OF COGNITIVE IMPAIRMENT IN PATIENTS WITH CHRONIC CEREBRAL ISCHEMIA OF VASCULAR GENESIS WITH EMOTIONAL DISORDERS	120
Kizhevatova E.A., Zalevskaya A.I., Omelchenko V.P., Efremov V.V.	
РАННЯЯ ДИАГНОСТИКА КОГНИТИВНОГО ВОЗДЕЙСТВИЯ У ПАЦИЕНТОВ С ХРОНИЧЕСКОЙ КИСЛОТНОЙ ИШЕМИЕЙ ВАСУЛЬНОГО ГЕНЕЗИСА С ЭМОЦИОНАЛЬНЫМИ РАССТРОЙСТВАМИ	
Е.А. Кижеватова, А.И. Залевская, В.П. Омельченко, В.В. Ефремов	
ПРЕИМУЩЕСТВА ЛЕЧЕНИЯ РИНИТОВ ИНГАЛЯЦИЕЙ ПОСРЕДСТВОМ АЭРОЗОЛЬНОЙ СТРУИ ИЗ ВИХРЕВЫХ КОЛЕЦ	122
Оленев Е.А., Лебединская Е.А.	
ADVANTAGES RHINITIS INHALATION BY MEANS OF AN AEROSOL JET FROM THE VORTEX RINGS	
Olenev E. A., Lebedinskaya E. A.	
РЕТРОСПЕКТИВНЫЙ РАЗВЕДОЧНЫЙ АНАЛИЗ КЛИНИКО-ЭПИДЕМИОЛОГИЧЕСКИХ ОСОБЕННОСТЕЙ ХРОНИЧЕСКОЙ БРОНХОЛЕГОЧНОЙ ПАТОЛОГИИ ВЗРОСЛОГО НАСЕЛЕНИЯ ВЛАДИМИРСКОЙ ОБЛАСТИ	124
Дегтярева М.И., Буренков В.Н., Яскин Е.Г., Петряков И.В., Петрякова Е.Г.	
A RETROSPECTIVE EXPLORATORY ANALYSIS CLINICAL AND EPIDEMIOLOGIC FEATURES OF CHRONIC BRONCHOPULMONARY PATHOLOGY IN THE ADULT POPULATION OF THE VLADIMIR REGION	
Degtyareva M. I., Burenkov V. N., Yasin E. G., Petryakov B. I., E. G. Petryakova	
ИНФОРМАТИЗАЦИЯ В ЗДРАВООХРАНЕНИИ. РЕШЕНИЕ ПРОБЛЕМЫ ИНФОРМАТИЗАЦИИ НА БАЗЕ ОКБ	129
Романова М.А.	
COMPUTERIZATION IN HEALTH CARE. THE PROBLEM OF INFORMATION ON THE BASIS OF OKB	
Romanova M. A.	

ДИНАМИЧЕСКИЙ КОНТРОЛЬ РЕЗУЛЬТАТИВНОСТИ РЕВАСКУЛЯРИЗИРУЮЩИХ ОПЕРАЦИЙ ХОРИОИДЕИ МЕТОДАМИ ИНФРАКРАСНОЙ РАДИОТЕРМОМЕТРИИ	131
Орлов П.И., Никифоров И.А., Орлов И.Я.	
DYNAMIC CONTROL OF EFFECTIVENESS OF THE REVASCULAROPERATIONES ON THE CHORIOIDEA WITH THE INFRARED RADIOTHERMOMETRY	
Orlov P.I., Nikiforov I.A., Orlov I.Ya.	
ИННОВАЦИОННЫЕ МЕТОДЫ ДИАГНОСТИКИ И КОРРЕКЦИИ НАРУШЕНИЙ ГОМЕОСТАЗА ОРГАНИЗМА	135
Исаев В.А., Симоненко С.В.	
INNOVATIVE DIAGNOSTIC METHODS AND CORRECTIONS OF DISTURBANCES OF A HOMEOSTASIS OF AN ORGANISM	
Isaev V.A., Simonenko S.V.	
РАДИОАКТИВНЫЙ КСЕНОН-133 В ДИАГНОСТИКЕ МОЗАИЧНОСТИ И ОЦЕНКЕ ВЛИЯНИЯ ЭЙКОНОЛА НА МОЗГОВОЙ КРОВОТОК У БОЛЬНЫХ ИШЕМИЧЕСКОЙ БОЛЕЗНЬЮ СЕРДЦА (ИБС)	139
Исаев В.А., Симоненко С.В.	
RADIOACTIVE XENON-133 IN DIAGNOSTICS OF MOSAICITY AND ASSESSMENT OF INFLUENCE OF EYKONOL ON A BRAIN BLOOD-GROOVE AT PATIENTS WITH THE CORONARY HEART DISEASE (CHD)	
Isaev V.A., Simonenko S.V.	
ФОТОУЛЬТРАЗВУКОВАЯ БИОТЕХНИЧЕСКАЯ СИСТЕМА ДЛЯ ОБРАБОТКИ РАНЕВОЙ ИНФЕКЦИИ	142
Тимошина Я.Ю., Змievской Г.Н., Жуков К.Н., Пчеловодова А.А.	
PHOTOULTRASONIC BIOTECHNICAL SYSTEM FOR PROCESSING OF WOUND INFECTION	
Timoshina Ya.Yu., Zmievskoy G.N., Zhukov K.N., Pchelovodova A.A.	
ПРИМЕНЕНИЕ ЛАЗЕРНОЙ КАПИЛЛЯРОСКОПИИ В МЕДИЦИНЕ	147
Бойко И.П., Яскин Е.Г., Каторгина Г.И., Снегирева А.В.	
LASER CAPILLAROSCOPY MEDICAL APPLICATION	
Boiko I.P., Yaskin E.G., Katorgina G.I., Snegireva A.V.	
МАГНИТОТЕРАПИЯ ПРОСТАТИТА С БИОЛОГИЧЕСКОЙ ОБРАТНОЙ СВЯЗЬЮ ПО ОПТИЧЕСКОМУ КАНАЛУ СВЯЗИ	1478
Забанов Д.С., Трифонов А.А., Филист С.А.	
MAGNETOTHERAPY OF A PROSTATITIS WITH BIOLOGICAL FEEDBACK VIA THE OPTICAL COMMUNICATION CHANNEL	
Shabanov D. S., Trifonov A. A., Filist S. A.	

СЕКЦИЯ 2 ♦ SECTION 2

БИОКИБЕРНЕТИКА И МАТЕМАТИЧЕСКОЕ МОДЕЛИРОВАНИЕ

◆

BIOCYBERNETICS AND MATHEMATICAL MODELING

МОДЕЛЬ УПРАВЛЕНИЯ, КОНТРОЛЯ И РЕГУЛЯЦИИ РИТМОМ СЕРДЦА	154
Кузнецов А.А.	
MODEL OF MANAGEMENT, THE CONTROL AND REGULATION BY A HEART RHYTHM	
Kuznetsov A.A.	
КАНАЛИЗУ ЦИРКУЛЯЦИОННЫХ КРИВЫХ ЭКГ ЗДОРОВЫХ ЛЮДЕЙ	158
Пермяков С.А., Кузнецов А.А., Сушкива Л.Т.	
FOR THE ANALYSIS OF ECG CIRCULATION CURVES IN HEALTHY PERSONS	
Permyakov S.A., Kuznetsov A.A., Sushkova L.T.	

КОЛЛЕКТИВ РЕШАЮЩИХ ПРАВИЛ ПРИ ОЦЕНКЕ СОСТОЯНИЯ ЗДОРОВЬЯ ЧЕЛОВЕКА Качалов О.Б., Панькина Т.А. THE COLLECTIVE OF DECISIVE RULES FOR ASSESSING THE STATUS OF HUMAN HEALTH Kachalov O.B. Pankina T.A.	162
МЕТОДИКА ДЕТЕКТИРОВАНИЯ R-ЗУБЦОВ ЭЛЕКТРОКАРДИОСИГНАЛА НА ОСНОВЕ КРАТНОМАСШТАБНОГО АНАЛИЗА Федотов А.А. R-WAVES DETECTION BASED ON MULTIRESOLUTION ANALYSIS Fedotov A.A.	166
СРАВНИТЕЛЬНЫЙ АНАЛИЗ МЕТОДОВ ПРОГНОЗИРОВАНИЯ ВЫБРОСОВ В ДИНАМИКЕ СЕРДЦЕБИЕНИЯ ПРИ НАЛИЧИИ АДДИТИВНОЙ СЛУЧАЙНОЙ ПОМЕХИ Абдуллаев Н.Т., Дышин О.А., Ибрагимова И.Д. COMPARATIVE ANALYSIS OF METHODS OF FORECASTING EMISSIONS IN THE DYNAMICS OF HEART FAILURE WITH AVAILABLE ADDITIVE RANDOM NOISE Abdullaev Namik Tair oqli, Dyshin Oleq Alexandrovich, Ibrahimova Irada Djavad qizi	169
ПРОГНОЗИРОВАНИЕ ВЫБРОСОВ ДИНАМИЧЕСКИХ РЯДОВ С ФРАКТАЛЬНЫМИ СВОЙСТВАМИ ИНТЕРВАЛОВ СЕРДЦЕБИЕНИЯ Абдуллаев Н.Т., Дышин О.А., Ибрагимова И.Д. FORECASTING EMISSIONS OF DYNAMIC SERIES WITH FRACTAL PROPERTIES OF HEART SURGERY INTERVALS Abdullaev Namik Tair oqli, Dyshin Oleq Alexandrovich, Ibrahimova Irada Djavad qizi	173
ОЦЕНКА АСИММЕТРИИ ЭЛЕКТРОМИОГРАФИЧЕСКИХ СИГНАЛОВ С ПОМОЩЬЮ СТАТИСТИЧЕСКОГО РАСПРЕДЕЛЕНИЯ КОЭФФИЦИЕНТОВ АСИММЕТРИИ Абдуллаев Н.Т., Исмайилова К.Ш. EVALUATION OF THE ASYMMETRY OF ELECTROMIOGRAPHIC SIGNALS BY THE STATISTICAL DISTRIBUTION OF ASYMMETRIC COEFFICIENTS Abdullaev N.T, Ismayilova K.Sh.	177
МАТЕМАТИЧЕСКАЯ МОДЕЛЬ ПРОСТЕЙШЕГО ЖИВОГО СУЩЕСТВА – ЦИФРОВАЯ ЖИЗНЬ Лищук В.А. THE MATHEMATICAL MODEL OF A SIMPLE LIVING BEING IS DIGITAL LIFE. Lischouk V. A.	181
СИНТЕЗ ОКОННЫХ КЛАССИФИКАТОРОВ РЕНТГЕНОГРАММ ГРУДНОЙ КЛЕТКИ НА ОСНОВЕ ОПЕРАТОРОВ УОЛША Малютина И.А., Кузьмин А.А., Филист С.А. SYNTHESIS OF WINDOW CLASSIFIERS OF CHEST RADIOGRAPHS BASED ON WALSH OPERATORS Malyutina I.A., Kuzmin A.A. Filist S.A.	186
ГРАФОВАЯ СТРУКТУРА ДАННЫХ В МАТЕМАТИЧЕСКОМ МОДЕЛИРОВАНИИ Дубровин Н. И., Дубровина Т. В. GRAPH STRUTURE DATA IN MATHEMATIC MODELING N.I. Dubrovin, T.V. Dubrovina	190
КЛАСТЕРНЫЙ АНАЛИЗ ФОРМ АНСАМБЛЯ ПУЛЬСОВЫХ ВОЛН Панченкова Е.О., Исаков Р.В. CLUSTER ANALYSIS FORMS THE ENSEMBLE OF PULSE WAVES Panchenkova E.O., Isakov R.V.	192
РАСЧЁТ ХАРАКТЕРИСТИК РЕЧЕВОГО СИГНАЛА ДЛЯ ОЦЕНКИ ЭМОЦИОНАЛЬНОГО СОСТОЯНИЯ ДИКТОРА Караулов А. А., Пузанкова К. А., Жуков К. Н. CALCULATION OF CHARACTERISTICS OF A SPEECH SIGNAL FOR AN ESTIMATION OF AN EMOTIONAL CONDITION OF PERSON Karaulov A.A., Puzankova K.A., Zhukov K.N.	196

ПРОГНОСТИЧЕСКОЕ МОДЕЛИРОВАНИЕ ЭВОЛЮЦИОННЫХ ПРОЦЕССОВ В ВИРУСНОЙ МИКРОБИОЛОГИИ

201

Тогунов И.А., Филиппов Р. В., Поляков С. В., Рай В. Г.

PROGNOSTIC MODELING OF EVOLUTIONARY PROCESSES IN VIRAL MICROBIOLOGY

Togunov I.A., Filippov R.V., Poljakov S.V., Rau V.G.

ФОРМИРОВАНИЕ СТАТИСТИЧЕСКОГО ОБРАЗА ДЛЯ РАСПОЗНАВАНИЯ СОСТОЯНИЯ РЕПАРАТИВНОГО ПРОЦЕССА КОСТНЫХ ТКАНЕЙ

205

Самойленко А.П., Проскуряков А.В.

THE FORMATION OF A STATISTICAL IMAGE FOR THE RECOGNITION OF THE STATUS OF THE REPARATIVE PROCESS OF BONE TISSUE

Samoylenko, A. P., Proskuryakov V. A.

МЕТОДОЛОГИЯ ВЕРИФИКАЦИИ СОСТОЯНИЯ ФРАГМЕНТОВ БИОЛОГИЧЕСКИХ ОБЪЕКТОВ ПО КОМПЬЮТЕРНО- ТОМОГРАФИЧЕСКИМ ИЗОБРАЖЕНИЯМ

209

Проскуряков А.В., Самойленко А.П.

METHODOLOGY OF VERIFICATION OF THE STATE OF FRAGMENTS OF BIOLOGICAL OBJECTS BY COMPUTER TOMOGRAPHIC IMAGES

Proskuryakov A. V., Samoylenko, A. P.

МОДЕЛИРОВАНИЕ РАСПРОСТРАНЕНИЯ ГИДРОУДАРА В СИСТЕМЕ ФРАКТАЛЬНЫХ ТРЕЩИН

212

Ксенофонтов И.Р., Шишикина М.В

MATHEMATICAL MODELING OF HYDRODUR DISTRIBUTION IN THE FRACTAL CRACK SYSTEM

Ksenofontov I.R., Shishkina M.V.

МОДЕЛИРОВАНИЕ СИСТЕМЫ КАПИЛЛЯРНОГО КРОВОТОКА С ПЕРЕМЕННЫМ РУСЛОМ

215

Егорев Е. А., Шишикина М.В.

MODELING OF THE CAPILLARY BLOOD CIRCULAR SYSTEM WITH THE VARIABLE BLOOD FLOW

Egorev Ye. A., Shishkina M.V.

МОДЕЛИРОВАНИЕ ЭЛЕКТРИЧЕСКОЙ АКТИВНОСТИ СЕРДЦА С УЧЕТОМ НЕОДНОРОДНОГО СТРОЕНИЯ ГРУДНОЙ КЛЕТКИ

218

Куприянова Я. А., Жихарева Г. В., Стрелков Н. О., Глущенков П.В.

MODELING OF ELECTRICAL ACTIVITY OF THE HEART TAKING INTO ACCOUNT THE INHOMOGENEOUS STRUCTURE OF THE CHEST

Kupriyanova Ya. A., Zhikhareva G.V., Strelkov N.O., Glushchenkov P.V.

МОДЕЛИРОВАНИЕ ХРОНОРЕФЛЕКСОМЕТРА В СРЕДЕ LABVIEW

222

Хидиров А.Ш., Самедова Х.З.

MODEL CHRONOREFLEXOMETER IN LABVIEW ENVIRONMENT

Khidirov A.Sh., Samedova Kh.Z.

НОВЫЙ ПОДХОД К ОЦЕНКЕ МЕЖКАНАЛЬНОЙ ФАЗОВОЙ СВЯЗАННОСТИ

225

ЭЛЕКТРОЭНЦЕФАЛОГРАММ

Толмачева Р., Обухов Ю.В., Полупанов А.Ф., Жаворонкова Л.А.

A NEW APPROACH TO EVALUATION OF ELECTROENCEPHALOGRAMS INTER-CHANNEL PHASE SYNCHRONIZATION

Tolmacheva R.A., Obukhov Y.V., Polupanov A.F., Zhavoronkova L.A.

ЖИДКИЕ КРИСТАЛЛЫ: ОПЫТ ИСПОЛЬЗОВАНИЯ В ОБРАЗОВАТЕЛЬНОМ ПРОЦЕССЕ ПО НАПРАВЛЕНИЮ 12.03.04 БИОТЕХНИЧЕСКИЕ СИСТЕМЫ И ТЕХНОЛОГИИ

229

Пасечник С.В., Шмелева Д.В.

LIQUID CRYSTALS IN THE EDUCATIONAL PROCESS FOR DIRECTION OF TRAINING 12.03.04 BIOMEDICAL SYSTEMS AND TECHNOLOGIES

Pasechnik S.V., Shmeliova D.V.

ИССЛЕДОВАНИЕ ПОТОКОВ ЭЛЕКТРОАЭРОЗОЛЕЙ ПРИ ЛЕЧЕНИИ ОЖОГОВЫХ ТРАВМ

232

Карпухин В.А., Мустафина К.С., Климиашвили Г.С.

THE STUDY OF ELECTROAEROSOL FLOWS DURING BURN INJURIES THERAPY

Karpukhin V.A., Mustafina K.S., Klimiashvili G.S.

ЧИСЛЕННОЕ МОДЕЛИРОВАНИЕ ДИАГНОСТИЧЕСКОГО МЕДИЦИНСКОГО УЛЬТРАЗВУКА	235
Петров И.Б., Васюков А.В., Беклемышева К.А.	
NUMERICAL MODELING OF DIAGNOSTIC MEDICAL ULTRASOUND	
Petrov I.B., Vasyukov A.V., Beklemysheva K.A.	
МОДЕЛИРОВАНИЕ БИЗНЕС-ПРОЦЕССА ОБНАРУЖЕНИЯ НЕШТАТНЫХ СИТУАЦИЙ В ПРОЦЕССЕ ТРАНСПОРТИРОВКИ ГАЗА ПО ЛИНЕЙНОЙ ЧАСТИ МАГИСТРАЛЬНОГО ГАЗОПРОВОДА	239
Цепелев Д.А.	
MODELLING THE BUSINESS PROCESS OF DETECTING EMERGENCY SITUATIONS DURING THE GAS TRANSPORTATION THROUGH THE LINEAR PART OF GAS TRUNK	
Tsepelev D.A.	
КЛАСТЕРНЫЙ АНАЛИЗ В ЗАДАЧЕ ФОРМИРОВАНИЯ МОРФОЛОГИЧЕСКОГО ОПИСАНИЯ ПСЕВДОФАЗОВОГО ПОРТРЕТА РИТМОГРАММ	243
Хачатрян К.С., Манило Л.А.	
CLUSTER ANALYSIS IN THE PROBLEM OF FORMING THE MORPHOLOGICAL DESCRIPTION OF THE PSEUDO PHASE PORTRAIT OF RHYTHMOGRAM	
Khachatryan K.S., Manilo L.A.	
МАТЕМАТИЧЕСКАЯ МОДЕЛЬ СБОРКИ ДЕНДРИМЕРОВ ДЛЯ НАНОФАРМАКОЛОГИИ	247
Рай В.Г., Кисляков А.Н., Рай Т.Ф., Герасимов К.А.	
MATHEMATICAL MODEL OF ASSEMBLY OF DENDRIMERS FOR NANOPHARMACOLOGY	
Rau V.G., Kisljakov A.N., Rau T.F., Gerasimov K.A.	
МЕТОД ОЦЕНКИ ПОМЕХОВОЙ ОБСТАНОВКИ ПРИ МНОГОКАНАЛЬНОЙ ОБРАБОТКЕ ЭЛЕКТРОКАРДИОСИГНАЛА	250
Григорьев Е.Б., Красичков А.С.	
NOISE ESTIMATION METHOD IN MULTILEAD ECG ANALYSIS	
E. B. Grigoriev, A. S. Krasichkov	
ЭНДОГЕННОЕ ТЕПЛООБРАЗОВАНИЕ В БИОЛОГИЧЕСКИХ ТКАНЯХ ПРИ ВОЗДЕЙСТВИИ ВЫСОКОЧАСТОТНОГО ЭЛЕКТРОМАГНИТНОГО ИЗЛУЧЕНИЯ	254
Фролова Т.Н.	
ENDOGENOUS THERMAL FORMATION IN BIOLOGICAL TISSUES UNDER INFLUENCE OF HIGH-FREQUENCY ELECTROMAGNETIC RADIATION	
Frolova T.N.	
МОДЕЛИРОВАНИЕ МЕХАНОЛЮМИНЕСЦЕНТНОГО ЭНКОДЕРА ДЛЯ БИОТЕХНИЧЕСКИХ СИСТЕМ	257
Павлов Д.Д.	
DESIGNINIG OF MECHANOLUMINESCENT ENCODER FOR BIOTECHNICAL SYSTEMS	
Pavlov D. D.	
МЕТОД КОНТРОЛЯ ФУНКЦИОНАЛЬНОГО СОСТОЯНИЯ СЕРДЕЧНО-СОСУДИСТОЙ СИСТЕМЫ ЧЕЛОВЕКА НА ОСНОВЕ БИОЛОГИЧЕСКИ АКТИВНЫХ ТОЧЕК	262
Ахмедов М.Н., Исаков Р.В., Тихонравова Е.В.	
METHOD OF CONTROL OF THE FUNCTIONAL STATE CARDIOVASCULAR HUMAN SYSTEM BASED ON BIOLOGICALLY ACTIVE POINTS	
Akhmedov M.N., Isakov R.V., Tikhonravova E.V.	
МОДЕЛИ БИОИМПЕДАНСА В ЗАДАЧАХ ФОРМИРОВАНИЯ ПРОСТРАНСТВА ПРИЗНАКОВ ДЛЯ ИНТЕЛЛЕКТУАЛЬНЫХ СИСТЕМ ДИАГНОСТИКИ СОЦИАЛЬНО-ЗНАЧИМЫХ ЗАБОЛЕВАНИЙ	266
Киселев А.В., Шаталова О.В.	
MODELS OF BIOIMPEDANCE IN THE FORMATION OF THE FEATURE SPACE FOR INTELLECTUAL SYSTEMS OF DIAGNOSTICS OF SOCIALLY SIGNIFICANT DISEASES	
Kiselev A.V., Shatalova O.V.	

МАТЕМАТИЧЕСКОЕ МОДЕЛИРОВАНИЕ КАК ОСНОВА НЕЙРОИНТЕРФЕЙСА	271
Коржук Н.Л., Индюхин А.Ф.	
MATHEMATICAL MODELING AS A BASIS FOR THE NEURAL INTERFACE	
Korzhuk N. L. Indyukhin A. F.	
ФИЗИЧЕСКОЕ И ЧИСЛЕННОЕ МОДЕЛИРОВАНИЕ ЭЛАСТОГРАФИИ СДВИГОВОЙ ВОЛНОЙ	274
Спивак А.Е., Лисин А.А., Демин И.Ю.	
PHYSICAL AND NUMERICAL MODELING OF SHEAR WAVE ELASTICITY IMAGING	
Spivak A.E., Lisin A.A., Demin I.Yu.	

СЕКЦИЯ 3 ♦ SECTION 3

БИОМЕХАНИКА, ПРОБЛЕМЫ КОРРЕКЦИИ И ЛЕЧЕНИЯ ОПОРНО-ДВИГАТЕЛЬНОГО АППАРАТА

BIOMECHANICS, PROBLEMS OF CORRECTION AND TREATMENT OF MUSCULOSKELETAL SYSTEM

ПРОЕКТИРОВАНИЕ ЭТАЛОНОВ ГРУЗОВ ДЛЯ ПРОВЕРКИ РАБОТОСПОСОБНОСТИ ВИБРАЦИОННОГО СТЕНДА ИСПЫТАНИЙ ЭЛЕКТРОННЫХ СРЕДСТВ МЕДИЦИНСКОГО НАЗНАЧЕНИЯ	278
Долгов Г.Ф., Евграфов В.В.	
DESIGN OF CARGO STANDARDS TO VERIFY THE OPERABILITY OF A VIBRATIONAL STAND OF TESTS OF ELECTRONIC MEANS OF MEDICAL PURPOSE	
Dolgov G.F., Evgrafov V.V.	
РАЗРАБОТКА МОНОСТЕРЖНЕВОЙ КОНСТРУКЦИИ АВТОМАТИЗИРОВАННОГО ОРТОПЕДИЧЕСКОГО АППАРАТА ОСТЕОСИНТЕЗА	282
Мамаев И.М., Морозов В.В., Федотов О.В., Филимонов В.Н.	
DEVELOPMENT OF THE MONO-CONSTRUCTION DESIGN OF THE AUTOMATED ORTHOPEDIC APPARATUS OF OSTEOSYNTHESIS	
Mamaev I.M., Morozov V.V., Fedotov O.V., Filimonov V.N.	
РАЗРАБОТКА БЕСКОНТАКТНОГО МЕТОДА ОБНАРУЖЕНИЯ ПАДЕНИЯ НА ОСНОВЕ МЕТОДА БИОРАДИОЛОКАЦИИ	284
Анищенко Л.Н., Аполлонова И.А., Луценко Ю.А.	
DEVELOPMENT OF THE NON-CONTACT METHOD OF FALL DETECTION BASED ON BIODIVERSAL METHOD	
Anishenko L. N., Apollonova I. A., Lutsenko Y. A.	
РАЗРАБОТКА АППАРАТА ДЛЯ ПОСТТРАУМАТИЧЕСКОЙ РЕАБИЛИТАЦИИ ПОСЛЕ ДТП И ИНСУЛЬТОВ В ДОМАШНИХ УСЛОВИЯХ ДЛЯ ВОССТАНОВЛЕНИЯ ДВИГАТЕЛЬНОЙ АКТИВНОСТИ ПАЦИЕНТА	287
Степанкевич В. Ю., Аполлонова И. А.	
DEVELOPMENT OF THE APPARATUS FOR POSTTRAUMATIC REHABILITATION AFTER ACCIDENTS AND INSULTS IN HOME CONDITIONS FOR RESTORATION OF THE PATIENT'S MOTOR ACTIVITY	
Stepankevich V.Yu., Apollonova I.A.	
РАЗРАБОТКА АППАРАТНО-ПРОГРАММНОГО КОМПЛЕКСА ДЛЯ ВОССТАНОВЛЕНИЯ МИМИЧЕСКОЙ АКТИВНОСТИ ПРИ АФАЗИИ	291
Полищук А.А., Аполлонова И.А., Савченко А.Г.	
DEVELOPMENT OF HARDWARE-SOFTWARE SYSTEM FOR APHASIA'S MIMIC ACTIVITY RESTORATION	
Polishchuk A.A., Apollonova I.A., Savchenko A.G.	

РАЗРАБОТКА ЭЛЕКТРОИМПЕДАНСНОЙ СИСТЕМЫ ДЛЯ ДИАГНОСТИКИ СОСТОЯНИЙ ПОЗВОНОЧНОГО СТОЛБА	295
<i>Ятченко О. С., Аполлонова И.А., Савченко А. Г.</i>	
DEVELOPMENT OF ELECTRICAL IMPEDANCE SYSTEM FOR DIAGNOSIS OF SPINAL COLUMN STATES	
<i>Yatcheny O.S., Apollonova I.A., Savchenko A.G.</i>	
ПРИНЦИП ПОСТРОЕНИЯ АДАПТИВНОЙ БИОМЕХАНИЧЕСКОЙ МОДЕЛИ СЕГМЕНТА ПОЗВОНОЧНИКА	298
<i>Дорофеев Н.В., Греченева А.В.</i>	
THE PRINCIPLE OF CONSTRUCTION OF THE ADAPTIVE BIOMECHANICAL MODEL OF THE SPINAL MOTION SEGMENT	
<i>Doroфеев Н.В., Греченева А.В.</i>	
НЕЙРОБИОМЕХАНИЧЕСКАЯ МОДЕЛЬ ПОЗВОНОЧНОГО ДВИГАТЕЛЬНОГО СЕГМЕНТА	303
<i>Греченева А.В., Дорофеев Н.В.</i>	
THE NEUROBIOMECHANICAL MODEL OF THE SPINE SEGMENT	
<i>Grecheneva A.V., Doroфеев N.V.</i>	
ИЗМЕРЕНИЕ СКОРОСТИ СДВИГОВОЙ ВОЛНЫ В ФАНТОМЕ СКЕЛЕТНОЙ МЫШЦЫ НА АКУСТИЧЕСКОЙ СИСТЕМЕ VERASONICS	307
<i>Шнейдман Д.Д., Лисин А.А., Спивак А.Е., Чукилева Л.А., Вьюгин П.Н., Демин И.Ю.</i>	
MEASURING THE VELOCITY OF A SHEAR WAVE IN THE PHANTOM OF A SKELETAL MUSCLE BY VERASONICS ACOUSTIC SYSTEM	
<i>Shneidman D.D, Lisin A.A., Spivak A.E., Chukileva L.A., Viugin P.N., Demin I.Yu.</i>	
РАЗРАБОТКА БЛОКА УПРАВЛЕНИЯ МЯГКИМ ЭКЗОСКЕЛЕТОМ ДЛЯ ВОССТАНОВЛЕНИЯ АТРОФИРОВАННЫХ МЫШЦ	309
<i>Зеленский К.А., Дмитриев А.В., Косоруков А.Е.</i>	
DEVELOPMENT OF CONTROL BLOCK FOR SOFT EXOSKELETON FOR AMYOTROPHY REHABILITATION	
<i>Zelenskiy K.A., Dmitriev A.V., Kosorukov A.E.</i>	
ИННОВАЦИОННЫЙ ПОДХОД К УМЕНЬШЕНИЮ ДОЗОВОЙ НАГРУЗКИ ПРИ РАДИАЦИОННОЙ СТЕРИЛИЗАЦИИ БИОИМПЛАНТАТОВ	311
<i>Розанов В.В., Матвеичук И.В., Черняев А.П., Пантелейев И.В., Литвинов Ю.Ю., Краснов В.В.</i>	
INNOVATIVE APPROACH TO REDUCTION OF DOSE LOADING AT RADIATION STERILIZATION OF BIOIMPLANTS	
<i>Rozanov V.V., Matveichuk I.V., Chernyaev A.P., Panteleev I.V., Litvinov Ju.Ju., Krasnov V.V.</i>	
ОЗОНОВАЯ СТЕРИЛИЗАЦИЯ БИОИМПЛАНТАТОВ. НОВОЕ ТЕХНИЧЕСКОЕ РЕШЕНИЕ	313
<i>Розанов В.В., Матвеичук И.В., Пантелейев И.В.</i>	
OZONE STERILIZATION OF BIOIMPLANTS. NEW TECHNICAL SOLUTION	
<i>Rozanov V.V., Matveichuk I.V., Panteleev I.V.</i>	
ВЛИЯНИЕ ОЗОНОВОЙ И РАДИАЦИОННОЙ СТЕРИЛИЗАЦИИ НА ФИЗИКО-МЕХАНИЧЕСКИЕ ХАРАКТЕРИСТИКИ КОСТНОЙ ТКАНИ	315
<i>Матвеичук И.В., Розанов В.В., Литвинов Ю.Ю., Краснов В.В.</i>	
EFFECT OF OZONE AND RADIATION STERILIZATION ON PHYSICAL AND MECHANICAL CHARACTERISTICS OF BONE TISSUE	
<i>Matveichuk I.V., Rozanov V.V. Litvinov Ju.Ju., Krasnov V.V.</i>	
РАЗРАБОТКА ИМПЛАНТАЦИОННЫХ КОНСТРУКЦИЙ, ОБЛАДАЮЩИХ УЛУЧШЕННЫМИ ФУНКЦИОНАЛЬНЫМИ ХАРАКТЕРИСТИКАМИ ЗА СЧЕТ НАЛИЧИЯ НА ИХ ПОВЕРХНОСТИ БИОАКТИВНЫХ ПОКРЫТИЙ НА ОСНОВЕ ЗАМЕЩЕННЫХ КАЛЬЦИЙФОСФАТОВ	317
<i>Лясникова А.В., Гришина И.П., Дударева О.А., Маркелова О.А.</i>	
DEVELOPMENT OF IMPLANTATION STRUCTURES WITH IMPROVED FUNCTIONAL CHARACTERISTICS FOR THE ACCOUNT OF THE AVAILABILITY OF THEIR SURFACE OF BIOACTIVE COATINGS BASED ON SUBSTITUTED CALCIUMPHOSPHATES	
<i>Lyasnikova A.V., Grishina I.P., Dudareva O.A., Markelova O.A.</i>	

АППАРАТНО ПРОГРАММНЫЙ КОМПЛЕКС ДЛЯ ИССЛЕДОВАНИЯ ДВИЖЕНИЙ ЧЕЛОВЕКА 319

Хачатуриян Д.А., Пеккер Я.С.

HARDWARE PROGRAM COMPLEX FOR THE STUDY OF THE HUMAN MOVEMENTS

Khachaturyan D.A. Pekker Y. S.

АНАЛИТИЧЕСКИЙ ОБЗОР ФИЗИКИ ТРЕНИЯ

323

Легаев В.П., Генералов Л.К., Галковский О.А.

ANALYTICAL REVIEW OF THE PHYSICS OF FRICTION

Legaev V. P., Generalov L. K., O. A. Galkovsky

СЕКЦИЯ 4 ♦ SECTION 4

**ИНФОТЕЛЕКОММУНИКАЦИОННЫЕ ТЕХНОЛОГИИ В МЕДИЦИНЕ И
ЭКОЛОГИИ**

INFOTELECOMMUNICATION TECHNOLOGIES IN MEDICINE AND ECOLOGY

СИСТЕМНОЕ ВОСПРИЯТИЕ ЧЕЛОВЕКА И СОЦИУМА В ИНФОРМАЦИОННОМ ПОЛЕ 326

Кузнецов А.А., Палей М.С.

SYSTEM PERCEPTION OF THE PERSON AND A SOCIETY IN AN INFORMATION FIELD

Kuznetsov A.A., Palej M.S.

К ОБСУЖДЕНИЮ ПРИМЕНЕНИЯ ТЕХНОЛОГИИ ИНФОРМАЦИОННОЙ ЭНТРОПИИ 330

Кузнецов А.А., Палей М.С.

TO DISCUSSION OF INFORMATION ENTROPY TECHNOLOGY APPLICATION

Kuznetsov A.A. , Palej M.S.

**ИНТЕЛЛЕКТУАЛЬНАЯ ПОДДЕРЖКА ВЕДЕНИЯ БОЛЬНЫХ С СИСТЕМНЫМИ ИШЕМИЧЕСКИМИ
ПОРАЖЕНИЯМИ 334**

Быков А.В., Кореневская С.Н., Пархоменко С.А., Родионов Д.С.

**INTELLECTUAL SUPPORT SYSTEM FOR THE MANAGEMENT OF PATIENTS WITH SYSTEMIC
ISCHEMIC LESIONS**

Bykov A.V., Korenevskaya S.N., Parkhomenko S.A., Rodionov D.S.

**ИСПОЛЬЗОВАНИЕ ТЕХНОЛОГИИ МЯГКИХ ВЫЧИСЛЕНИЙ ДЛЯ ВЕДЕНИЯ БОЛЬНЫХ С ХРОНИЧЕСКИМИ
ОБЛИТЕРИРУЮЩИМИ ЗАБОЛЕВАНИЯМИ АРТЕРИЙ НИЖНИХ КОНЕЧНОСТЕЙ 336**

Кореневский Н.А., Быков А.В., Хрипина И.И., Пархоменко С.А., Гривачев Е.А.

**USE OF TECHNOLOGY OF SOFT CALCULATIONS FOR THE MANAGEMENT OF PATIENTS WITH
CHRONIC OBLITERATING DISEASES OF LOWER LIMB ARTERIES**

N.A Korenevskiy, Bykov A.V., Khripina I.I., Parkhomenko S.A., Grivachev E.A.

**УВЕЛИЧЕНИЕ НАДЕЖНОСТИ ПЕРЕДАЧИ БИОМЕДИЦИНСКОЙ ИНФОРМАЦИИ ПУТЕМ
ИСПОЛЬЗОВАНИЯ ЛОГИЧЕСКИХ ПРЕДЫСКАЖЕНИЙ ЦИФРОВЫХ СИГНАЛОВ 338**

Полушкин П.А., Белов А.Д., Лось В.О.

**INCREASE OF RELIABILITY OF BIOMEDICAL INFORMATION TRANSMITTING BY MEANS OF USE OF
LOGICAL PREDISTORTION OF DIGITAL SIGNALS**

Polushin P.A., Belov A.D., Los V.O.

**ВОЗМОЖНОСТИ ПРИМЕНЕНИЯ ДИАГНОСТИКИ НЕДВОИЧНЫХ БЛОКОВЫХ КОДОВ ДЛЯ
УСТРАНЕНИЯ СРЫВОВ ПЕРЕДАЧИ СИГНАЛОВ В МЕДИЦИНСКИХ КАНАЛАХ 340**

Полушкин П.А., Никитин О.Р., Катков Д.В.

**POSIBILITIES OF NONBINARY BLOCK CODE DIAGNOSTICS FOR ELIMINATION OF SIGNAL
TRANSMISSION INTERRUPTIONS IN MEDICAL CHANNELS**

Polushin P.A., Nikitin O.R., Katkov D.V.

**АЛГОРИТМ ОБРАБОТКИ И АНАЛИЗА СИГНАЛОВ В СИСТЕМЕ УДАЛЕННОГО МОНИТОРИНГА
ФИБРИЛЛАЦИИ ПРЕДСЕРДИЙ 342**

Нгуен Туен Чонг

**DIGITAL SIGNAL PROCESSING FOR THE REMOTE MONITORING SYSTEM OF
ATRIAL FIBRILLATION**

Nguyen Trong Tuyen

ЦИФРОВЫЕ ТЕХНОЛОГИИ ДЛЯ РЕАЛИЗАЦИИ ПЕРСОНИФИЦИРОВАННЫХ РЕКОМЕНДАЦИЙ ПО ЛЕЧЕНИЮ СЕРДЕЧНОЙ НЕДОСТАТОЧНОСТИ	346
<i>Сазыкина Л.В.</i>	
DIGITAL TECHNOLOGY TO IMPLEMENT PERSONALIZED TREATMENT RECOMMENDATIONS FOR ACUTE HEART FAILURE	346
<i>Sazykina L. V.</i>	
ИНТЕРНЕТ-ИНТЕРЬЕРЫ ДЛЯ МЕТА-АНАЛИЗА ЭФФЕКТИВНОСТИ ЛЕКАРСТВЕННЫХ НАЗНАЧЕНИЙ И ТЕРАПЕВТИЧЕСКИХ ПРОЦЕДУР	350
<i>Комлев И.А., Петрова Т.В., Савинов Д.Ю.</i>	
INTERNET-INTERIORS FOR METHOD-ANALYSIS OF EFFECTIVENESS OF MEDICINAL PURPOSES AND THERAPEUTIC PROCEDURES	350
<i>Komlev I.A., Petrova T.V., Savinov D.Yu.</i>	
СИСТЕМА ПОДДЕРЖКИ ПРИНЯТИЯ РЕШЕНИЙ ПРИ ПЕРВИЧНОЙ ДИАГНОСТИКЕ В ОБЛАСТИ АБДОМИНАЛЬНОЙ ХИРУРГИИ	355
<i>Виноградова Н.А., Соловьев Д.А., Бурневич С.З.</i>	
DECISION SUPPORT SYSTEM FOR PRIMARY DIAGNOSTICS IN THE FIELD OF ABDOMINAL SURGERY	355
<i>Vinogradova N.A., Solovyyev D.A., Burnevich S.Z.</i>	
КЛАССИФИКАЦИЯ ДИАЛЕКТОВ РЕСПУБЛИКИ ЙЕМЕН ДЛЯ ПОВЫШЕНИЯ ТОЧНОСТИ РАСПОЗНАВАНИЯ РЕЧИ	358
<i>Аль-Дайбани А.М.</i>	
IDENTIFICATION OF DIALECTS OF THE REPUBLIC OF YEMEN TO INCREASE THE ACCURACY OF RECOGNITION OF SPEECH	358
<i>Al-Dhaibani A.M.</i>	
ЗАВИСИМОСТЬ РЕЗУЛЬТАТОВ НОРМАЛИЗАЦИИ MFCC ОТ ВИДА ИСПОЛЬЗУЕМОЙ ОКОННОЙ ФУНКЦИИ	361
<i>Аль-Дайбани А.М.</i>	
DEPENDENCE OF RESULTS OF NORMALIZATION OF MFCC ON THE TYPE OF THE USED WINDOW FUNCTION	361
<i>Al-Dhaibani A.M.</i>	
АНАЛИЗ ФАКТОРОВ, ВЛИЯЮЩИХ НА РЕЗУЛЬТАТ НОРМАЛИЗАЦИИ ПАРАМЕТРОВ РЕЧЕВОГО СИГНАЛА ПО СРЕДНЕМУ ЗНАЧЕНИЮ	365
<i>Аль-Дайбани А.М., Левин Е. К</i>	
THE ANALYSIS OF THE FACTORS INFLUENCING RESULT OF NORMALIZATION OF THE VOICE SIGNAL PARAMETERS ON MEAN VALUE	365
<i>Al-Dhaibani A.M., Levin E.K.</i>	
МЕТОД АНАЛИЗА ЭНДОКАРДИАЛЬНЫХ СИГНАЛОВ ПРИ ФИБРИЛЛАЦИИ ПРЕДСЕРДИЙ НА ОСНОВЕ МНОЖЕСТВЕННОЙ ЭМПИРИЧЕСКОЙ ДЕКОМПОЗИЦИИ	369
<i>К.С. Митягин, А.П. Зарецкий, А.Ю. Тычков, А.К. Алимурадов, Г.А. Громыко</i>	
METHOD FOR ANALYSIS OF ENDOCARDIAL SIGNALS WITH ATRIAL FIBRILLATION BASED ON EMPIRICAL MODE DECOMPOSITION	369
<i>Mityagin K.S., Zaretskiy A.P., Tychkov A.Y., Alimuradov A.K., Gromyko G.A.</i>	
РАЗРАБОТКА ЧАТ-БОТА МЕДИЦИНСКОГО ПОМОЩНИКА НА БАЗЕ LOW-CODE ПЛАТФОРМЫ	373
<i>Шапотько Т. Д., Жуков К. Н.</i>	
DEVELOPMENT CHAT-BOT OF A MEDICAL ASSISTANT ON THE BASIS OF LOW-CODE PLATFOR	373
<i>Shapotko T. D., Zhukov K. N.</i>	
ОСНОВНЫЕ НАПРАВЛЕНИЯ ФОРМИРОВАНИЯ ТЕЛЕМЕДИЦИНСКИХ СИСТЕМ СВЯЗИ ЭКВАДОРА	376
<i>Велос Льяно Хуан Габриэль</i>	
THE MAIN DIRECTIONS FOR FORMATION OF THE TELE-MEDICAL COMMUNICATION SYSTEMS ECUADOR	376
<i>Juan Gabriel Veloz Llano</i>	

ТЕЛЕМЕДИЦИНСКАЯ СЕТЬ РЕГИОНА	379
Уланов Е.А., Велос Льяно Х.Г. (Эквадор)	
TELEMEDICINE NETWORK OF THE REGION	
Ulanov E.A., Velos Llano H.G. (Ecuador)	
КАНАЛ ОБРАБОТКИ ИНФОРМАЦИИ ПРИ ИСПОЛЬЗОВАНИИ ТЕНЗОРЕЗИСТИВНЫХ ДАТЧИКОВ В ДИФФЕРЕНЦИАЛЬНОМ ВКЛЮЧЕНИИ	382
Попкова В.В.	
INFORMATION PROCESSING CHANNEL WHEN USING STRAIN GAGES IN DIFFERENTIAL OPERATION	
Popkova V.V.	
ПРОГРАММНОЕ ОБЕСПЕЧЕНИЕ ЛАБОРАТОРНОГО СТЕНДА ДЛЯ ИЗМЕРЕНИЯ АДГЕЗИИ	386
Шептунов С.А., Глашев Р.М., Шаваев А.А., Нахушев Р.С., Констанян В.Н., Солодилов В.И.	
SOFTWARE AND FIRMWARE OF ADHESION MEASUREMENT LABORATORY STAND	
Sheptunov S.A., Glashev R.M., Shavaev A.A., Nahushev R.S., Konstantyan V.N., Solodilov V.I.	
ЛАБОРАТОРНЫЙ СТЕНД ИЗМЕРЕНИЯ АДГЕЗИИ НА ОСНОВЕ МИКРОКОНТРОЛЛЕРА НА БАЗЕ ЯДРА АРХИТЕКТУРЫ ARM	391
Шептунов С.А., Нахушев Р.С., Солодилов В.И., Санников А.С., Констанян В.Н., Четвертаков А.А.	
ADHESION MEASUREMENT LABORATORY STAND BASED ON ARM CORE MCU	
Sheptunov S.A., Nahushev R.S., Sannikov A.S., Konstantyan V.N., Chetvertakov A.A., Solodilov V.I.	
ИЗМЕРЕНИЕ ЗАДЕРЖКИ ПЕРЕДАЧИ ВИДЕОСИГНАЛА В РОБОТОТЕХНИЧЕСКОЙ СИСТЕМЕ	396
Шептунов С.А., Яхутлов У.М., Шевхужев А.О., Сабанчев А.М., Санников А.С.	
MEASUREMENT OF VIDEO TRANSMISSION DELAY IN A ROBOTIC SYSTEM	
Sheptunov S.A., Yahutlov U.M., Shevhushev A.O., Sabanchiev A.M., Sannikov A.S.	
LARGE DATABASE CLUSTERING OF CARDIOLOGICAL INFORMATION AS A TOOL OF DECISION SUPPORT SYSTEMS IN MATHEMATICAL CARDIOLOGY	401
Zimina E.Yu., Novopashin M.A., Shmid A.V.	
КЛАСТЕРИЗАЦИЯ БОЛЬШИХ БАЗ КАРДИОЛОГИЧЕСКОЙ ИНФОРМАЦИИ КАК ИНСТРУМЕНТАРИЙ СИСТЕМ ПОДДЕРЖКИ ПРИНЯТИЯ РЕШЕНИЙ В МАТЕМАТИЧЕСКОЙ КАРДИОЛОГИИ	
Зимина Е.Ю., Новопашин М.А., Шмид А.В.	
ПОВЫШЕНИЕ ЭФФЕКТИВНОСТИ ОБНАРУЖЕНИЯ ПСИХИЧЕСКИХ РАССТРОЙСТВ НА ОСНОВЕ АДАПТИВНОЙ ДЕКОМПОЗИЦИИ И КЕПСТРАЛЬНОГО АНАЛИЗА РЕЧЕВЫХ СИГНАЛОВ	405
Алимурадов А.К., Тычков А.Ю.	
INCREASING DETECTION EFFICIENCY OF MENTAL DISORDERS BASED ON ADAPTIVE DECOMPOSITION AND CEPSTRAL ANALYSIS OF SPEECH SIGNALS	
Alimuradov A.K., Tychkov A.Yu.	
АППАРАТНО-ПРОГРАММНЫЙ КОМПЛЕКС ОЦЕНКИ КАЧЕСТВА ЭЛЕКТРОКАРДИОСИГНАЛА	409
Аль-Хайдри Валид Ахмед Ахмед	
HARDWARE - SOFTWARE COMPLEX FOR ELECTROCARDIOGRAPHIC SIGNAL QUALITY ESTIMATION	
Al-Haidri Walid Ahmed Ahmed	
ПРИМЕНЕНИЕ НЕЙРОННОЙ СЕТИ И СПЕКТРАЛЬНОГО АНАЛИЗА ДЛЯ ВЫЯВЛЕНИЯ ИШЕМИЧЕСКОЙ БОЛЕЗНИ СЕРДЦА ПО ОДНОКАНАЛЬНОЙ ЭКГ	411
Талеб Е.М., Аль-Хайдри В.А.	
USING NEURAL NETWORK AND SPECTRAL ANALYSIS TO DETECT ISCHEMIC HEART DISEASE ON SINGLE-CHANNEL ECG	
Taleb E.M., Al-haidri W.A.	
ОЦЕНКА ТЕСТОВЫХ СИГНАЛОВ В КАНАЛЕ СВЯЗИ ДЛЯ ТЕЛЕМЕДИЦИНЫ	414
Калюжный А. А.	
EVALUATION OF TEST SIGNALS IN THE COMMUNICATION CHANNEL FOR TELEMEDICINE	
Kalyuzhnyy A.A.	

ВОЗМОЖНОСТИ АДАПТАЦИИ СВЕРТОЧНОГО КОДИРОВАНИЯ ПРИ ПЕРЕДАЧЕ МЕДИЦИНСКИХ И БИОЛОГИЧЕСКИХ СИГНАЛОВ ПО КАНАЛАМ С ПРОСТРАНСТВЕННЫМ РАЗНЕСЕНИЕМ	417
Полушкин П.А., Раджабов У.М., Беляков А.В	
POSSIBILITIES OF CONVOLUTIONAL CODING ADAPTATION IN MEDICAL AND BIOLOGICAL SIGNALS TRANSMITTING BY SPACE DIVERSED CHANNELS	
Polushin P.A., Radjabov U.M., Belyakov A.V.	
НЕЙРОСЕТЕВОЙ ЦИФРОВОЙ ФИЛЬР	419
Легаев В.П., Генералов Л.К., Галковский О.А.	
NEURAL NETWORK DIGITAL FILTER	
Legaev V.P., Generalov L.K., Galkovsky O.A.	
РАЗРАБОТКА WEB-САЙТА ДИАГНОСТИКИ РЕДКИХ ЗАБОЛЕВАНИЙ С СИСТЕМОЙ ПОДДЕРЖКИ ПРИНЯТИЯ РЕШЕНИЙ ВРАЧА И ИНФОРМАЦИОННОЙ ПОДДЕРЖКОЙ ПАЦИЕНТА	421
Садыкова Е.В., Дьяконова С.Г., Даминова Э.А.	
DEVELOPMENT OF WEB-DIAGNOSTICS OF RARE DISEASES WITH THE SYSTEM OF SUPPORT OF DOCTRINE DECISION-MAKING AND INFORMATION SUPPORT OF THE PATIENT	
Sadykova E.V., Dyakonova S.G., Daminova E.A.	
ВЫДЕЛЕНИЕ РИТМИКИ БИОЛОГИЧЕСКИХ СИГНАЛОВ С ПОМОЩЬЮ АЛГОРИТМА ОБРАБОТКИ КВАЗИПЕРИОДИЧЕСКИХ ИМПУЛЬСНЫХ СИГНАЛОВ С ИСПОЛЬЗОВАНИЕМ ФУНКЦИЙ ГАУССА-ЭРМИТА	424
Балакин Д.А., Штыков В.В.	
THE SELECTION OF THE RHYTHMICS OF BIOLOGICAL SIGNALS BY THE ALGORITHM OF PROCESSING QUASIPERIODIC PULSE SIGNALS WITH THE USE OF GAUSS-HERMIT FUNCTIONS	
Balakin D.A., Shykov V. V.	
МЕТОД И СИСТЕМА ДЛЯ УДАЛЕННОГО МОНИТОРИНГА ПСИХОФИЗИОЛОГИЧЕСКОГО СОСТОЯНИЯ СПОРТСМЕНА ВО ВРЕМЯ ТРЕНИРОВОК	428
Нгуен Май Тхач	
METHOD AND SYSTEM FOR REMOTE MONITORING OF PSYCHO PHYSIOLOGICAL STATE OF SPORTSMAN DURING TRAINING	
Nguyen Mau Thach	
ПРОЕКТИРОВАНИЕ СИСТЕМЫ ЖИЗНЕОБЕСПЕЧЕНИЯ В ЭКСТРЕМАЛЬНЫХ СИТУАЦИЯХ	41929
Истомина Т. В., Косенок Н. Ю.	
DESIGNING THE LIFE-SUPPORT SYSTEM IN EXTREME SITUATIONS	
Istomina TV, Kosenok N. Yu.	
SECOND ORDER MEMRISTOR: A STEP TOWARD MIMICKING THE BRAIN	433
Himanshu Rai	

КНИГА II ◆ BOOK II

СЕКЦИЯ 5 ◆ SECTION 5

НАУЧНАЯ МОЛОДЕЖНАЯ ШКОЛА ИМ. И.Н. СПИРИДОНОВА ИНТЕЛЛЕКТУАЛЬНЫЕ БИОМЕТРИЧЕСКИЕ СИСТЕМЫ И ТЕХНОЛОГИИ

◆ SCIENTIFIC YOUTH SCHOOL NAMED AFTER I.N. SPIRIDONOV SMART BIOMETRIC SYSTEMS AND TECHNOLOGIES

<p>ПРИМЕНЕНИЕ НЕЙРОННЫХ СЕТЕЙ ПРИ СРАВНИТЕЛЬНОМ АНАЛИЗЕ МЕТОДОВ ОПТИМИЗАЦИИ КЛАССИФИКАТОРОВ ЭЛЕКТРОМИОГРАФИЧЕСКИХ СИГНАЛОВ</p> <p><i>Исмайлова К.Ш.</i></p> <p>APPLICATION OF NEURAL NETWORKS AT A COMPARATIVE ANALYSIS OF METHODS OF OPTIMIZATION OF CLASSIFIERS OF ELECTROMIOGRAPHIC SIGNALS</p> <p><i>Ismayilova K.S.</i></p> <p>РАЗРАБОТКА КЛАССИФИКАТОРА НА ОСНОВЕ КЛАССИФИКАЦИОННЫХ ДЕРЕВЬЕВ ДЛЯ ОПРЕДЕЛЕНИЯ ЭМОЦИИ ПО ДЕТЕКТИРОВАННЫМ ДВИГАТЕЛЬНЫМ ЕДИНИЦАМ</p> <p><i>Ошибка! Закладка не определена.</i></p> <p>Kovalenko A.YU., Boiko A.A.</p> <p>DEVELOPMENT OF CLASSIFIER BASED ON CLASSIFICATION TREES FOR DEFINITION OF EMOTION USING DETECTED ACTION UNITS</p> <p><i>Kovalenko A.Yu., Boiko A.A.</i></p> <p>ПРИМЕНЕНИЕ ИСКУССТВЕННЫХ НЕЙРОННЫХ СЕТЕЙ ДЛЯ РЕШЕНИЯ ЗАДАЧИ ЛОКАЛИЗАЦИИ МЕСТА УТЕЧКИ ГАЗА НА МАГИСТРАЛЬНОМ ГАЗОПРОВОДЕ</p> <p><i>Kozaev A.T., Saleh H.M., Alexandrov D.V.</i></p> <p>APPLICATION OF ARTIFICIAL NEURAL NETWORKS IN THE PROBLEM OF RAPTURE LOCALISATION ON MAIN GAS PIPELINE</p> <p><i>Kozaev A.T., Saleh H.M., Alexandrov D.V.</i></p> <p>РАЗРАБОТКА МЕТОДА ОПРЕДЕЛЕНИЯ ПРЕДСОННОГО СОСТОЯНИЯ ВОДИТЕЛЯ</p> <p><i>Агафонова Е.В., Исаков Р.В.</i></p> <p>DEVELOPING METHOD OF DETERMINING FOR THE DRIVER PRE-SLEEP STATE</p> <p><i>Agafonova E.V., Isakov R.V.</i></p> <p>ИССЛЕДОВАНИЕ АЛГОРИТМОВ АВТОФОКУСИРОВКИ ОПТИЧЕСКОГО МИКРОСКОПА С ВНЕШНИМ КОМПЛЕКТОМ АВТОМАТИЗАЦИИ</p> <p><i>Колокольников Г. А., Самородов А. В.</i></p> <p>STUDY OF AUTOFOCUSING ALGORITHMS FOR OPTICAL MICROSCOPE WITH EXTERNAL AUTOMATION KIT</p> <p><i>Kolokolnikov G.A., Samorodov A.V.</i></p> <p>ИССЛЕДОВАНИЕ ЭЛЕКТРИЧЕСКОГО КОНТРОЛЯ АККОМОДАЦИИ ГЛАЗА</p> <p><i>Кудряшова Е.А., Исаков Р.В.</i></p> <p>INVESTIGATION OF ELECTRICAL CONTROL OF EYEQUATION OF THE EYE</p> <p><i>Kudryashova E.A., Isakov R.V.</i></p> <p>ВЫБОР АНТРОПОМЕТРИЧЕСКИХ ПАРАМЕТРОВ ДЛЯ АВТОМАТИЗИРОВАННОГО РАСПОЗНАВАНИЯ ВРОЖДЕННЫХ МОРФОГЕНЕТИЧЕСКИХ ВАРИАНТОВ ЛИЦА</p> <p><i>Кумов В. С.¹, Самородов А. В.¹, Солониченко В. Г.², Канивец И. В.³, Горгисели К. В.³</i></p> <p>SELECTION OF ANTHROPOMETRIC PARAMETERS FOR AUTOMATED RECOGNITION OF CONGENITAL MORPHOGENETIC FACIAL VARIANTS</p> <p><i>Kumov V.S.¹, Samorodov A.V.¹, Solonichenko V.G.², Kanivets I.V.³, Gorgisheli K.V.³</i></p> <p>ИССЛЕДОВАНИЕ МЕТОДА АВТОМАТИЧЕСКОЙ ОЦЕНКИ СТЕПЕНИ АСИММЕТРИИ ЛИЦА НА ВИДЕОИЗОБРАЖЕНИИ</p> <p><i>ЧЕЛОВЕКА</i></p> <p><i>Лаврова Е. А.¹, Самородов А. В.¹, Мордовский А. В.², Кудрин К. Г.², Поляков А. П.²</i></p> <p>METHOD FOR AUTOMATED ASSESSMENT OF HUMAN FACIAL ASYMMETRY INDICES BASED ON VIDEOANALYSIS</p>	<p>35</p> <p>42</p> <p>45</p> <p>48</p> <p>52</p> <p>56</p> <p>60</p>
--	---

Lavrova E.A.¹, Samorodov A.V.¹, Mordovsky A.V.², Kudrin K.G.², Polyakov A.P.²

РАЗРАБОТКА И ИССЛЕДОВАНИЕ АЛГОРИТМОВ АВТОМАТИЧЕСКОГО РАСПОЗНАВАНИЯ БАЗОВЫХ ЭМОЦИЙ ПО ФРОНТАЛЬНОМУ 2D ИЗОБРАЖЕНИЮ ЛИЦА 63

Мошкова А. А., Кумов В. С., Самородов А. В.

DEVELOPMENT AND RESEARCH OF ALGORITHMS OF AUTOMATIC RECOGNITION OF BASIC EMOTIONS ON 2D FRONTAL FACE IMAGE

Moshkova A.A., Kumov V.S., Samorodov A.V.

АЛГОРИТМ ОПРЕДЕЛЕНИЯ ВИТАЛЬНОСТИ ОБЪЕКТА ПО 2D ИЗОБРАЖЕНИЮ ЛИЦА

Ошибка! Закладка не определена.

Самородов А. В., Новокшонов А. А.

ALGORITHM FOR FACE LIVENESS DETECTION ON 2D IMAGES

Samorodov A.V., Novokshonov A.A.

АЛГОРИТМЫ СЕГМЕНТАЦИИ СЛОЕВ СЕТЧАТКИ ГЛАЗА НА ИЗОБРАЖЕНИЯХ, ПОЛУЧЕННЫХ МЕТОДОМ ОПТИЧЕСКОЙ КОГЕРЕНТНОЙ ТОМОГРАФИИ 69

Павлюченко И. В., Степанов А.В., Давыдов М. А., Кондратьева П. В., Нечаева Н. Н., Бойко А. А., Самородов А. В.

RETINAL LAYERS SEGMENTATION ALGORITHMS ON IMAGES OBTAINED BY OPTICAL COHERENCE TOMOGRAPHY

Pavlyuchenko I.V., Stepanov A.V., Davyдов M.A., Kondratyeva P.V., Nечаева N.N., Boyko A.A., Samorodov A.V.

ФОРМИРОВАНИЕ АННОТИРОВАННОЙ БАЗЫ ДАННЫХ ВИДЕОИЗОБРАЖЕНИЙ ДЛЯ ИССЛЕДОВАНИЯ ДВИГАТЕЛЬНОЙ АКТИВНОСТИ ЛИЦА БОЛЬНЫХ РАССТРОЙСТВАМИ ШИЗОФРЕНИЧЕСКОГО СПЕКТРА 71

Пилипенко М. Н.¹, Латышева Е. Ю.¹, Бойко А. А.¹, Самородов А. В.¹, Омельченко М. А², Румянцев А. О.²

FORMING THE ANNOTATED DATABASE OF VIDEO IMAGES FOR WITH FACIAL MOTOR ACTIVITY OF PATIENTS WITH SCHIZOPHRENIA SPECTRUM DISORDERS

Pilipenko M.N.¹, Latysheva E.Yu.¹, Boiko A.A.¹, Samorodov A.V.¹, Omel`chenko M.A.², Rumyantsev A.O.²

ИССЛЕДОВАНИЕ ЭЛЕКТРОКИНЕТИЧЕСКИХ СВОЙСТВ БУККАЛЬНОГО ЭПИТЕЛИЯ ДЛЯ ОЦЕНКИ ФУНКЦИОНАЛЬНОГО СОСТОЯНИЯ ЧЕЛОВЕКА 74

Румянцева А. А., Волков А. К.

STUDY OF ELECTROKINETIC PROPERTIES OF BUCCAL EPITHELIUM FOR EVALUATION OF HUMAN FUNCTIONAL STATE

Rumyantseva A.A., Volkov A.K.

РАЗРАБОТКА ПРОГРАММНО – АЛГОРИТМИЧЕСКОГО КОМПЛЕКСА И АЛГОРИТМА СРАВНИТЕЛЬНОГО АНАЛИЗА БИОМЕТРИЧЕСКОЙ ИДЕНТИФИКАЦИИ ЛИЧНОСТИ БЛИЗНЕЦОВ ПО ПАПИЛЛЯРНЫМ УЗОРАМ ПАЛЬЦЕВ РУК И ДНК

Ошибка! Закладка не определена.

Савченко А.Г. Апоплонова И.А., Польщук А.А.

DEVELOPMENT OF THE PROGRAM AND ALGORITHMIC COMPLEX AND ALGORITHM OF THE COMPARATIVE ANALYSIS OF BIOMETRIC IDENTIFICATION OF THE PERSONALITIES TWINS ON PAPILLARY SIGNS FINGER OF HANDS AND DNA

Savchenko A.G., Apollonova I.A., Polishchuk A.A.

ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНОЕ ИССЛЕДОВАНИЕ ОПТИЧЕСКИХ МЕТОДОВ БЕСКОНТАКТНОЙ ФОТОПЛЕТИЗМОГРАФИИ 84

Семчук И. П., Муравская Н. П., Самородов А. В.

COMPARATIVE RESEARCH OF OPTICAL CONTACTLESS METHODS OF HEART RATE MEASUREMENT

Semchuk I.P., Muravskaya N.P., Samorodov A.V.

АВТОМАТИЗАЦИЯ ИССЛЕДОВАНИЙ МОРФОЛОГИИ ЭРИТРОЦИТОВ В МАЗКАХ КРОВИ 86

Скавронская В. В., Самородов А. В.

AUTOMATIZATION OF RED BLOOD CELL MORPHOLOGY STUDIES IN BLOOD SMEAR

Skavronskaya V.V., Samorodov A.V.

АЛГОРИТМ ОЦЕНКИ ГЛУБИНЫ АНЕСТЕЗИИ ПО ЭЭГ НА ОСНОВЕ НЕЙРОННОЙ СЕТИ 89

Аль-Гаили М. А.¹, Калиниченко А. Н.¹

ALGORITHM FOR ESTIMATING DEPTH OF ANESTHESIA BY EEG USING NEURAL NETWORK

Al-ghaili M.A.¹, Kalinichenko A.N.¹

РАЗРАБОТКА АЛГОРИТМА КЛАССИФИКАЦИИ ЛЕЙКОЦИТОВ ПО ИЗОБРАЖЕНИЯМ МАЗКОВ КРОВИ	93
Пузанкова К.А., Караполов А.А., Жуков К.Н.	
DEVELOPMENT OF THE ALGORITHM OF CLASSIFICATION OF LEUKOCYTES ON IMAGES OF BLOOD PULSES	
Puzankova K.A., Karaulov A.A., Zhukov K.N.	
РАЗРАБОТКА БИОМЕТРИЧЕСКОГО МУЛЬТИМОДАЛЬНОГО АВТОМАТИЧЕСКОГО ПРОПУСКНОГО МОДУЛЯ.	96
А. А. Быков, С. Г. Чекунков	
DEVELOPMENT OF BIOMETRIC MULTIMODAL AUTOMATIC ACCESS MODULE	
Bykov A.A., Chekunkov S.G.	
О ВОЗМОЖНОСТИ СНИЖЕНИЯ ЧИСЛА АРИТМОЛОГИЧЕСКИХ ПОКАЗАТЕЛЕЙ ПРИ ПРОВЕДЕНИИ СКРИНИНГ-ТЕСТИРОВАНИЯ	98
Баландин В.А., Беседина С.А.	
ON THE POSSIBILITY OF REDUCING THE NUMBER OF ARRHYTHMOLOGICAL INDICATORS DURING SCREENING TESTS	
Balandin V.A., Besedina S.A	
РОЛЬ ИНТЕЛЛЕКТУАЛЬНЫХ ТЕХНОЛОГИЙ В ИСКЛЮЧЕНИИ ОШИБОК ДИАГНОСТИКИ И ТЕРАПИИ	100
Лищук В.А. ¹ , Газизова Д.Ш. ² , Сазыкина Л.В. ² , Шевченко Г.В. ³ , Леонов Б.И. ¹ , Фролов С.В. ⁴ , Маковеев С.Н. ⁵	
ROLE OF INTELLECTUAL TECHNOLOGIES IN THE EXCEPTION OF MISTAKES OF DIAGNOSTICS AND TREATMENT	
Lischouk V.A. ¹ , Gazizova D.Sh. ² , Sazykina L.B. ² , Shevchenko G.V. ³ , Leonov B.I. ¹ , Frolov S.V. ⁴ , Makoveev S.N. ⁵	
МОДУЛЬ РАСПОЗНАВАНИЯ И ИДЕНТИФИКАЦИИ ДОКУМЕНТОВ ФИЗИЧЕСКОГО ЛИЦА С РЕГИСТРАЦИЕЙ В БАЗЕ ДАННЫХ	105
Шаранин В.Н., Озерова М.И.	
MODULE OF RECOGNITION AND IDENTIFICATION OF DOCUMENTS OF THE PHYSICAL PERSON WITH REGISTRATION IN THE DATABASE	
Sharanin V.N., Ozerova M.I.	
БИОТЕХНИЧЕСКАЯ СИСТЕМА ИЗМЕРЕНИЯ ДАВЛЕНИЯ НА ОСНОВЕ УСТРОЙСТВА "УМНЫЕ ЧАСЫ"	109
Чезганов М. В., Евграфов В. В.	
BIOTECHNICAL PRESSURE MEASURING SYSTEM BASED ON THE DEVICE "SMART WATCHES"	
Chezganov M. V., Evgrafov V. V.	

СЕКЦИЯ 6 ♦ SECTION 6

БИОТЕХНИЧЕСКИЕ И МЕДИЦИНСКИЕ АППАРАТЫ, СИСТЕМЫ, КОМПЛЕКСЫ

BIOTECHNICAL AND MEDICAL APPARATUS, SYSTEMS, COMPLEXES

АВТОНОМНЫЙ ИСТОЧНИК ПИТАНИЯ ДЛЯ ХИРУРГИЧЕСКОЙ СИСТЕМЫ PLASMAJET	
Ошибка! Закладка не определена.	

Рунова А.А., Аль-Салех Г.И., Белов К.М., Писарева А. В., Николаев А. П.	
AUTONOMIC POWER SUPPLY FOR THE PLASMAJET SURGERY SYSTEM	
Al-Saleh G.I., Runova A.A., Belov K.M., Pisareva A.V., Nikolaev A.P.	

СРАВНИТЕЛЬНЫЙ АНАЛИЗ МЕТОДОВ ОБРАБОТКИ ЭЛЕКТРОКАРДИОГРАФИЧЕСКОГО СИГНАЛА	117
---	-----

Аль-Салех Г.И., Рунова А.А., Писарева А.В., Николаев А.П.	
COMPARATIVE ANALYSIS OF ELECTROCARDIOGRAPHIC SIGNAL PROCESSING METHODS	
Al-Saleh G.I., Runova A.A., Pisareva A.V., Nikolaev A.P.	

БИОТЕХНИЧЕСКАЯ СИСТЕМА ДЛЯ РОБОТИЗИРОВАННОЙ МИНИМАЛЬНО-ИНВАЗИВНОЙ ХИРУРГИИ СОСУДОВ	122
Беликов Н. В., Хайдукова И. В., Борде А. С., Саврасов Г. В.	
BIOTECHNICAL SYSTEM FOR MINIMALLY INVASIVE SURGERY	
Belikov N.V., Khaydukova I.V., Borde A.S., Savrasov G.V.	
ОСОБЕННОСТИ КОНСТРУКТОРСКОЙ ПОДГОТОВКИ БАКАЛАВРОВ ПО НАПРАВЛЕНИЮ «БИОТЕХНИЧЕСКИЕ СИСТЕМЫ И ТЕХНОЛОГИИ» НА КАФЕДРЕ БЭСТ ВЛГУ	126
Варакин А. А.	
PECULIARITIES OF THE DESIGN TRAINING OF BACHELORS ON THE DIRECTION OF "BIOTECHNICAL SYSTEMS AND TECHNOLOGIES" AT THE CHAIR BEST VLSU	
Varakin A.A.	
ЭКГ РЕГИСТРАТОР ДЛИТЕЛЬНОГО МОНИТОРИНГА	128
Вилкова Д. И., Писарева А. В., Немцова А. С., Николаенко А. О., Николаев А. П.	
MEDICAL DEVICE FOR LONG-TERM ECG MONITORING	
Vilkova D.I., Pisareva A.V., Nemtsova A.S., Nikolaenko A.O., Nikolaev A.P.	
ОСОБЕННОСТИ ПРОЕКТИРОВАНИЯ ТЕЛЕМЕДИЦИНСКОГО КОМПЛЕКСА	133
Власов М. Э., Дембовский М. В., Апоплонова И. А., Терехова Н. Ю.	
FEATURES OF CREATING THE TELEMEDICAL SYSTEM	
Vlasov M., Dembovskiy M., Apollonova I., Terehova N.	
РАЗРАБОТКА БЛОКА ИЗМЕРЕНИЯ ДЛЯ ЭЛЕКТРОПУНКТУРНОЙ ДИАГНОСТИКИ	136
Воробьева И. С., Косоруков А. Е.	
DEVELOPMENT OF A MEASURING UNIT FOR ELECTROPUNCTURE DIAGNOSTIC	
Vorob'eva I.S., Kosorukov A. E.	
ПРИБОР ДЛЯ РЕГИСТРАЦИИ СЕНСОМОТОРНЫХ РИТМОВ ДЛЯ ОЦЕНКИ РЕАБИЛИТАЦИИ ПАЦИЕНТОВ С ПАРЕЗАМИ	138
Гаврилов Г. Е., Апоплонова И. А., Николаев А.П.	
DEVICE FOR REGISTRATION SENSORIMOTOR RHYTHM FOR ESTIMATING REHABILITATION OF PATIENTS WITH PARESIS	
Gavrilov G. E., Apollonova I. A., Nikolaev A. P.	
ПОВЫШЕНИЕ СКОРОСТИ ОБРАБОТКИ ЭЛЕКТРОКАРДИОГРАФИЧЕСКОГО СИГНАЛА ПРИ ЭКСПРЕСС-АНАЛИЗЕ В СОСТАВЕ ПОРТАТИВНОГО КАРДИОГРАФА	140
Ошибка! Закладка не определена.	
Гринченко Н.Н., Геращенко Е.С., Потапова В.Ю.	
ELECTROCARDIOGRAPHIC SIGNAL PROCESSING SPEED INCREASE IN EXPRESS-ANALYSIS AS PART OF PORTABLE CARDIOGRAPH	
Grinchenko N.N., Gerashchenko E.S., Potapova V.Y.	
ИСПОЛЬЗОВАНИЕ ВИРТУАЛЬНЫХ ПРИБОРОВ СИСТЕМЫ MULTISIM ПРИ ИЗУЧЕНИИ ЭЛЕКТРОТЕХНИЧЕСКИХ ИЗМЕРЕНИЙ	144
Ошибка! Закладка не определена.	
Долгов Г. Ф.	
USING VIRTUAL INSTRUMENTS OF THE MULTISIM SYSTEM IN STUDYING ELECTRICAL MEASUREMENTS	
Dolgov G.F.	
ПРОФЕСИОНАЛЬНЫЕ СТАНДАРТЫ В ПОДГОТОВКЕ МАГИСТРОВ ПО НАПРАВЛЕНИЮ 12.04.04 «БИОТЕХНИЧЕСКИЕ СИСТЕМЫ И ТЕХНОЛОГИИ»	144
Ошибка! Закладка не определена.	
Долгов Г.Ф., Фролова Т.Н.	
PROFESSIONAL STANDARDS IN THE TRAINING OF MASTERS IN THE DIRECTION 12.04.04 «BIOTECHNICAL SYSTEMS AND TECHNOLOGIES»	
Dolgov G.F., Frolova T. N.	
ИССЛЕДОВАНИЕ ПОТОКА ГАММА-КВАНТОВ И НЕЙТРОНОВ ПРИ РАБОТЕ МЕДИЦИНСКОГО УСКОРИТЕЛЯ	146
Ошибка! Закладка не определена.	
М.В. Желтоножская, Е.Н. Лыкова, А.П. Черняев	

INVESTIGATION THE FLOW OF GAMMA-QUANTUM AND NEUTRONS FROM THE MEDICAL ACCELERATOR OF ELECTRONS

Zheltonozhskaya M.V., Lykova E.N., Chernyaev A.P.

СИНТЕЗ МЕТАЛЛИЧЕСКИХ ПОРОШКОВЫХ МАТЕРИАЛОВ ДЛЯ МЕДИЦИНСКИХ ПРИЛОЖЕНИЙ

Ошибка! Закладка не определена.

Иващенко А.В., Kochuev D.A., Хорьков К.С., Тарасова М.А.

SYNTHESIS OF METALLIC POWDER MATERIALS FOR MEDICAL APPLICATIONS

A.V. Ivashchenko, D.A. Kochuev, K.S. Khorkov, M.A. Tarasova

РАЗРАБОТКА АППАРАТНО-ПРОГРАММНОГО КОМПЛЕКСА ИНФРАКРАСНОЙ ДИАФАНОСКОПИИ МЯГКИХ ТКАНЕЙ ПАРОДОНТА

Ошибка! Закладка не определена.

Колпаков А. В.

DEVELOPMENT OF THE HARDWARE-SOFTWARE COMPLEX OF INFRARED TRANSILLUMINATION OF SOFT TISSUE OF PARODONT

Kolpakov A.V.

КВАЛИГЕНЕТИКА ЭЛЕКТРОННОЙ КОМПОНЕНТНОЙ БАЗЫ

ИЛИ МЕЖДИСЦИПЛИНАРНЫЙ

ПЕРЕНОС

МОДЕЛЕЙ

Ошибка! Закладка не определена.

Крылов В.П., Богачев А.М., Пронин Т.Ю.

NAME OF ABSTRACT QUALIGENETICS OF THE ELECTRONIC COMPONENT BASIS OR THE INTERDISCIPLINARY TRANSFER OF MODELS

Krylov V.P., Bogachev A.M., Pronin T.Yu.

КОМПЛЕКС ДЛЯ ОПТИМИЗАЦИИ ТЕХНИЧЕСКОЙ СЛУЖБЫ ПОДДЕРЖКИ КЛИНИКО-ДИАГНОСТИЧЕСКОЙ ЛАБОРАТОРИИ

Ошибка! Закладка не определена.

Куканов Я. В., Калюжная А. А., Писарева А. В., Николаев А. П.

COMPLEX FOR OPTIMIZATION OF TECHNICAL SERVICE OF SUPPORT OF CLINIC DIAGNOSTIC LABORATORY

Kukanov Y. V., Kalyuzhnaya A.A., Pisareva A.V., Nikolaev A.P

ОПТИЧЕСКОЕ УСТРОЙСТВО ДЛЯ ФУНКЦИОНАЛЬНОЙ ДИАГНОСТИКИ МИКРОЦИРКУЛЯЦИИ КРОВИ С ВОЗМОЖНОСТЬЮ ПРОВЕДЕНИЯ ТЕПЛОВОЙ ПРОБЫ

Ошибка! Закладка не определена.

Лапитан Д.Г.1, Рогаткин Д.А.1,2, Разницын О.А.2

OPTICAL DEVICE FOR FUNCTIONAL DIAGNOSTICS OF THE BLOOD MICRO CIRCULATION WITH THE POSSIBILITY TO PERFORM HEATING TEST

Lapitan D.G.1,2, Rogatkin D.A.1, Raznitsyn O.A.2

РАЗРАБОТКА БЕЗГЕЛЕВОЙ СИСТЕМЫ ЭЛЕКТРОДОВ ДЛЯ РЕГИСТРАЦИИ ЭЭГ СИГНАЛА

Ошибка! Закладка не определена.

1Лахминов К. Д., 2Гаврилов Г. Е., 2Аполлонова И. А.

DEVELOPMENT OF A VERY FREE ELECTRODE SYSTEM FOR REGISTRATION OF EEG SIGNAL

Apollonova I.A., Lakhminov K.D. Gavrilov G.E.

БИОТЕХНИЧЕСКАЯ СИСТЕМА СТИМУЛЯЦИОННОЙ ЭЛЕКТРОНЕЙРОМИОГРАФИИ

Ошибка! Закладка не определена.

Спирянов С.А., Марычев С.Н.

BIOTECHNICAL SYSTEM OF STIMULATION ELECTRONEUROMYOGRAPHY

Spiritnow S. A., Marychev S. N.

ВВЕДЕНИЕ В ТЕОРИЮ ПРОИЗВОДСТВА ВИРТУАЛЬНЫХ СЛАЙДОВ

Ошибка! Закладка не определена.

В.С.Медовыи, Б.З.Соколинский, А.М.Пятницкий, Г.Д.Волков, А.В.Медведевских

INTRODUCTION TO THE THEORY OF VIRTUAL SLIDES PRODUCTION

Medovy V., Sokolinskiy B., Paytnitskiy A., Volkov G., Medvedevskih A.

РАЗРАБОТКА МОДУЛЯ КАПНОГРАФИИ	ДЛЯ БОДИПЛЕТИЗМОГРАФА
<i>Ошибка! Закладка не определена.</i>	
Немцова А. С., Писарева А. В., Николаев А. П., Вилкова Д. И., Николаенко А. О.	
DEVELOPMENT OF THE MODEL OF CAPROGRAPHY FOR BODYPLETHYMOGRAPH	
Nemtsov A. S., Pisareva A.V., Nikolaev A. P., Vilkova D. I., Nikolaenko A. O.	
РАЗРАБОТКА МЕТОДА КОРРЕКЦИИ ДОЗИРОВКИ ПРЕПАРАТА ПРИ ИНФУЗИОННОЙ ТЕРАПИИ С ИСПОЛЬЗОВАНИЕМ ИНФУЗИОННЫХ НАСОСОВ	
<i>Ошибка! Закладка не определена.</i>	
Николаенко А. О., Синопальников В. И., Николаев А. П., Писарева А. В., Вилкова Д. И., Немцова А. С.	
DEVELOPMENT OF THE METHOD OF CORRECTION OF DOSAGE OF THE PREPARATION AT INFUSION THERAPY USING INFUSION PUMPS	
Nikolaenko A. O., Sinopalnikov V.I., Nikolaev A.P., Pisareva A.V., Vilkova D.I., Nemtsova A.S.	
МНОГОМОДАЛЬНЫЙ ИНТЕРФЕЙС КОММУНИКАЦИИ СЕРВИСНОГО МЕДИЦИНСКОГО РОБОТА И ЧЕЛОВЕКА	
<i>Ошибка! Закладка не определена.</i>	
Рогаткин Д. А., Лапаева Л. Г.	
MULTIMODAL INTERFACE FOR COMMUNICATION BETWEEN SERVICE MEDICAL ROBOT AND PEOPLE	
Rogatkin D.A., Lapaeva L.G.	
ИССЛЕДОВАНИЕ И РАЗРАБОТКА ИСПОЛНИТЕЛЬНОГО МЕХАНИЗМА ЭКЗОСКЕЛЕТА ДЛЯ РАБОТЫ НАД ЛИКВИДАЦИЕЙ КАТАСТРОФ	
Савченко А. Г., Ятчений О. С., Аполлонова И.А., Писарева А.В.	
RESEARCH AND DEVELOPMENT OF THE ACTUATOR OF THE EXOSKELETON TO WORK ON THE ELIMINATION OF DISASTERS	
Savchenko A. G., Atzeni O. S., Apollo I. A., Pisarev A.V.	
ИССЛЕДОВАНИЕ ВЛИЯНИЯ ПАРАМЕТРОВ СРЕДЫ НА ИНТЕНСИВНОСТЬ УЛЬТРАЗВУКОВОЙ КАВИТАЦИИ	
Сквортцов С. П., Нажем А.	
INVESTIGATION OF WATER PARAMETERS INFLUENCE ON ULTRASOUND CAVITATION ACTIVITY	
Skvortsov S.P., Najem A.	
ИССЛЕДОВАНИЕ РЕЖИМОВ УЛЬТРАЗВУКОВОЙ КАВИТАЦИИ	
Сквортцов С. П., Сляднев Д. П.	
ULTRASOUND CAVITATION OPTIMUM REGIMENS INVESTIGATION	
Skvortsov S.P., Slyadnev D.P.	
АППАРАТНО-ПРОГРАММНЫЙ КОМПЛЕКС ДЛЯ КОРРЕКЦИИ СОСТОЯНИЯ ЧЕЛОВЕКА И АДАПТИВНОГО УПРАВЛЕНИЯ ПОСТУРАЛЬНОЙ НАГРУЗКОЙ	
1,2Суворов Н. Б., 1Сергеев Т. В., 1,2 Белов А. В.	
HARD- AND SOFTWARE COMPLEX FOR CORRECTION OF HUMAN STATE AND FOR ADAPTIVE CONTROL OF POSTURAL LOAD	
1,2Suvorov N.B., 1Sergeev T.V., 1,2Belov A.V.	
СПОСОБ ИЗМЕНЕНИЯ ПРОСТРАНСТВЕННОГО РАСПРЕДЕЛЕНИЯ ИНТЕНСИВНОСТИ ЛАЗЕРНОГО ИЗЛУЧЕНИЯ	
<i>Ошибка! Закладка не определена.</i>	
Тарасова М.А., Хорьков К.С., Кочуев Д.А., Иващенко А.В.	
METHOD FOR CHANGING THE SPATIAL DISTRIBUTION OF LASER RADIATION INTENSITY	
Tarasova M.A., Khorkov K.S., Kochuev D.A., Ivashchenko A.V.	
РАЗРАБОТКА БИОТЕХНИЧЕСКОЙ СИСТЕМЫ ПОРТАТИВНОГО КИСЛОРОДНОГО КОНЦЕНТРАТОРА	
<i>Ошибка! Закладка не определена.</i>	
Тимченко Е.С., Аполлонова И. А.	
DEVELOPMENT OF BIOTECHNICAL SYSTEM OF PORTABLE OXYGEN CONCENTRATOR	
Timchenko E. S., Apollonova I. A.	
РАЗРАБОТКА АППАРАТНО-ПРОГРАММНОГО КОМПЛЕКСА ИССЛЕДОВАНИЯ БИОЛОГИЧЕСКИ АКТИВНЫХ ТОЧЕК ЧЕЛОВЕКА	
<i>Ошибка! Закладка не определена.</i>	
Тихонравова Е. В., Ахмедов М. Н., Исаков Р. В.	

DEVELOPMENT OF HARDWARE-SOFTWARE COMPLEX FOR THE STUDY OF BIOLOGICALLY ACTIVE POINTS OF THE PERSON*Tikhonravova E. V., Akhmedov M. N., Isakov R. V.***ИССЛЕДОВАНИЕ РЕЖИМОВ РАБОТЫ СПИРОМЕТРА С ЖИДКОКРИСТАЛЛИЧЕСКИМ ПОТОКА ВОЗДУШНОГО АНАЛИЗАТОРОМ***Ошибка! Закладка не определена.**Андрянова А.А., Логинов Н.И., Торчинская А.В.***THE STUDY OF THE MODES OF OPERATION OF THE SPIROMETER LCD INVERTER AIR FLOW***Andriyanova A.A., Loginov N.I., Torchinskaya A.V.***БИОТЕХНИЧЕСКАЯ СИСТЕМА ДЛЯ ИССЛЕДОВАНИЯ ВЗАИМОСВЯЗИ КОГНИТИВНЫХ И ЭМОЦИОНАЛЬНЫХ ПРОЦЕССОВ***Ошибка! Закладка не определена.**Филатова Н.Н., Шемаев П.Д., Сидоров К.В., Бодрина Н.И., Ребрун И.А.***BIOTECHNICAL SYSTEM FOR INTERACTION RESEARCH BETWEEN COGNITIVE AND EMOTIONAL PROCESSES***Filatova N.N., Shemaev P.D., Sidorov K.V., Bodrina N.I., Rebrun I.A.***СПЕКТРОФОТОМЕТРИЯ КАК МЕТОД ОБЪЕКТИВНОЙ АУДИОМЕТРИИ***Ошибка! Закладка не определена.**Филипцев Д. А., Писарева А. В., Николаев А. П.***SPECTROPHOTOMETRY AS METHOD OF OBJECTIVE AUDIOMETRY***Filipstev D. A., Pisareva A.V., Nikolaev A. P.***АНАЛИЗ УСТОЙЧИВОСТИ ПРИ РЕКОНСТРУКЦИИ ЭЛЕКТРИЧЕСКИХ ИСТОЧНИКОВ СЕРДЦА НА ПОВЕРХНОСТИ КВАЗИЭПИКАРДА***Ошибка!**Закладка не определена.**Крамм М.Н., Черников А.И., Палютина Ю.А., Журавлева Н.А.***ANALYSIS OF STABILITY AT THE RECONSTRUCTION OF THE ELECTRIC HEART SOURCES ON THE QUASIEPICARD SURFACE***Kramm M.N., Chernikov A.I., Palyutina Y.A., Zhuravleva N.A.***ЗАПИСЬ ВОЛОКОННЫХ БРЭГГОВСКИХ РЕШЕТОК ФЕМТОСЕКУНДНЫМ ЛАЗЕРНЫМ ИЗЛУЧЕНИЕМ ДЛЯ ДАТЧИКОВ КОНТРОЛЯ ПАРАМЕТРОВ СОСТОЯНИЯ ОБЪЕКТОВ И ОКРУЖАЮЩЕЙ СРЕДЫ***Ошибка! Закладка не определена.**Черников А.С., Кочуев Д.А., Хорьков К.С., Прокошев В.Г., Чкалов Р.В.***FIBER BRAGG GRATINGS FABRICATION BY FEMTOSECOND LASER RADIATION FOR SENSORS FOR MONITORING OF OBJECTS CONDITION AND ENVIRONMENT***Chernikov A.S., Kochuev D.A., Khorkov K.S., Prokoshev V.G., Chkalov R.V.***ВЫСОКОТОЧНЫЙ ДРАЙВЕР ДИОДОВ СРЕДНЕЙ МОЩНОСТИ ДЛЯ НЕИНВАЗИВНЫХ МЕТОДОВ ИССЛЕДОВАНИЯ***Ошибка! Закладка не определена.**Чкалов Р.В., Герке М.Н., Кочуев Д.А., Хорьков К.С., Прокошев В.Г.***HIGH-PRECISION MEDIUM POWER LASER DIODES DRIVER FOR NON-INVASIVE METHODS OF RESEARCH***R.V. Chkalov, M.N. Gerke, D.A. Kochuev, K.S. Khorkov, V.G. Prokoshev***КОРРЕЛЯЦИЯ ЧАСТИЧНЫХ РАЗРЯДОВ В ВЫСОКОВОЛЬТНЫХ УЗЛАХ БИОТЕХНИЧЕСКИХ И МЕДИЦИНСКИХ АППАРАТОВ***Ошибка! Закладка не определена.**Шахнин В.А., Коробко С.Г., Елисеев А.А.***CORRELATION OF PARTIAL DISCHARGES IN HIGH VOLTAGE UNITS OF BIOTECH AND MEDICAL DEVICES***Shakhnin V.A., Korobko S. G., Eliseev A.A.***КАРДИОРОБОТ***Ошибка! Закладка не определена.**Шевченко Г.В.1, Газизова Д.Ш.2, Леонов Б.И.3, Лицук В.А.4***THE CARDIOROBOT**

Shevchenko G.V.1, Gazizova D.Sh.2, Leonov B.I.3, Lischouk V.A.4

ПРИБОР ДЛЯ ПОЛУЧЕНИЯ КЛЕТОК С МОДИФИЦИРОВАННЫМ ГЕНОМОМ МЕТОДОМ ЭЛЕКТРОПОРАЦИИ

Ошибка! Закладка не определена.

Шугайло В.В., Костенко С.А., Пермяков С.Е., Думская Н.С.

A DEVICE FOR RECEIVING CELLS WITH MODIFIED GENOME BY THE METHOD OF ELECTROPORATION

Shugailo V.V., Kostenko S.A., Permyakov S.E., Dumskaya N.S

УСОВЕРШЕНСТВОВАННАЯ СИСТЕМА ОПТИЧЕСКОЙ СПЕКТРОСКОПИИ ТКАНЕЙ

Ошибка! Закладка не определена.

Разницына И. А.1,2, Тарасов А. П.1, Рогаткин Д. А.1,3

IMPROVED SYSTEM FOR TISSUE OPTICAL SPECTROSCOPY

Raznitsyna I. A.1,2, Tarasov A.P.1, Rogatkin D.A.1,3

СИСТЕМЫ ТЕХНИЧЕСКОГО ЗРЕНИЯ: МЕТОДЫ ПОИСКОВОГО ПРОЕКТИРОВАНИЯ 254

Ботуз С. П.

TECHNOLOGICAL VISION SYSTEMS: SEARCHING DESIGN METHODS

Botuz S.P.

ЦИФРОВАЯ ПЛАТФОРМА СИСТЕМЫ УПРАВЛЕНИЯ ИННОВАЦИЯМИ В СЕТИ INTERNET/INTRANET 259

Ботуз С. П.

DIGITAL PLATFORM OF INNOVATION CONTROL SYSTEM IN THE INTERNET / INTRANET NETWORK

Botuz S.P.

ОПЫТ СОЗДАНИЯ И РЕАЛИЗАЦИИ ПРОГРАММЫ ПРОФЕССИОНАЛЬНОЙ ПЕРЕПОДГОТОВКИ МЕДИЦИНСКИХ ФИЗИКОВ В МГУ ИМЕНИ М.В. ЛОМОНОСОВА 262

А.П. Черняев¹, С.М. Варзарь¹, У.А. Близнюк¹, П.Ю. Борщеговская¹, А. В. Белоусов¹, М.В. Желтоножская¹, Е.Н. Лыкова¹, В.В. Розанов¹, В.И. Мусиенко², С.У. Нисимов³, П.А.Истратов⁴

EXPERIENCE OF CREATION AND IMPLEMENTATION OF PROGRAM OF PROFESSIONAL RETRAINING OF MEDICAL PHYSICS IN MOSCOW STATE UNIVERSITY

A.P. Chernyaev, S.M. Varzar, U.A. Bliznyuk, P.Yu. Borshchevskaya, A. V. Belousov, M.V. Zheltonozhskaya, E.N. Lykova, V.V. Rozanov, P.A. Musienko, S.U. Nisimov, P.A. Istratov

О РУКОТВОРНОЙ СИСТЕМЕ ВУЗОВСКОЙ НАУКИ В РОССИИ НА НАЧАЛО 21 В

Кузнецов А.А.

265

ABOUT MAN-MADE SYSTEM OF A HIGH SCHOOL SCIENCE IN RUSSIA AT THE BEGINNING OF 21 C

Kuznetsov A.A.

ОБ УСТОЙЧИВОЙ РУКОТВОРНОЙ СИСТЕМЕ ОБРАЗОВАНИЯ В РОССИИ В НАЧАЛЕ 21 В

Кузнецов А.А.

269

ABOUT A STEADY MAN-MADE EDUCATION SYSTEM IN RUSSIA AT THE BEGINNING OF 21 C

A.A. Kuznetsov

СРЕДСТВА ИНФОРМАЦИОННО-ТЕХНИЧЕСКОГО ОБЕСПЕЧЕНИЯ И ВИРТУАЛЬНОГО ОБУЧЕНИЯ ПЕРСОНАЛА ДЛЯ ЛАБОРАТОРИЙ ФИЗИЧЕСКОГО И БИО-МЕДИЦИНСКОГО ИССЛЕДОВАНИЯ 273

Лачина А. А., Немировский Д.Ю., Хорьков К.С., Давыдов Н.Н., Прокошев В.Г.

MEANS OF INFORMATION - TECHNICAL SUPPORT AND VIRTUAL TRAINING OF PERSONNEL FOR LABORATORIES OF PHYSICAL AND BIO-MEDICAL RESEARCH

Lachina A.A, Nemirovskiy D.Y, Khorkov K.S, Davydov N.N, Prokoshev V.G.

КОМПЕТЕНТНОСТНЫЙ ПОДХОД ПРИ РАЗРАБОТКЕ ОСНОВНЫХ ПРОФЕССИОНАЛЬНЫХ ОБРАЗОВАТЕЛЬНЫХ ПРОГРАММ БАКАЛАВРИАТА С УЧЕТОМ ТРЕБОВАНИЙ ПРОФЕССИОНАЛЬНЫХ СТАНДАРТОВ 277

Дмитриев В. Б., Шумарин С.В.

COMPETENCY APPROACH TO DEVELOPMENT OF MAJOR PROFESSIONAL EDUCATIONAL PROGRAMS OF BACHELORATE WITH THE REQUIREMENT OF PROFESSIONAL STANDARDS

Dmitriev V. B., Shumarin S. V.

СЕКЦИЯ 7 ♦ SECTION 7
МЕТОДЫ И СРЕДСТВА ДИАГНОСТИКИ ПРИРОДНОЙ СРЕДЫ

♦
METHODS AND TOOLS FOR NATURAL ENVIRONMENT DIAGNOSTIC

**МОДИФИКАЦИЯ ПРОЦЕДУРЫ АВТОМАТИЧЕСКОГО РАСПОЗНАВАНИЯ ТИПОВ АВТОМОБИЛЕЙ
ДЛЯ СИСТЕМ ЭКОЛОГИЧЕСКОГО МОНИТОРИНГА ДВИЖЕНИЯ
ТРАНСПОРТА**

Ошибка! Закладка не определена.

Архипов Е.А., Архипов И.Е.

**MODIFICATION OF THE PROCEDURE OF AUTOMATIC RECOGNITION OF TYPES OF CARS FOR THE
SYSTEMS OF ENVIRONMENTAL MONITORING OF THE MOVEMENT**

Arkhipov E.A ,Arkhipov I.E.

ОПРЕДЕЛЕНИЕ ТОЧНОСТИ РАБОТЫ ПРОГРАММЫ РАСПОЗНАВАНИЯ АВТОМОБИЛЕЙ
Ошибка! Закладка не определена.

Архипов Е.А., Архипов И.Е.

DETERMINATION OF ACCURACY OF WORK OF THE PROGRAM OF RECOGNITION OF CARS

Arkhipov E.A ,Arkhipov I.E.

**ИССЛЕДОВАНИЕ АКУСТИЧЕСКИХ ХАРАКТЕРИСТИК БИОЛОГИЧЕСКИХ СРЕД РЕЗОНАНСНЫМ
МЕТОДОМ**

Ошибка! Закладка не определена.

Богдан О.П., Муравьева О.В., Злобин Д.В., Волков В.В.

**INVESTIGATION OF ACOUSTIC CHARACTERISTICS OF BIOLOGICAL MEDIA BY RESONANCE
METHOD**

Bogdan O.P., Murav'eva O.V., Zlobin D.V., Volkov V.V.

ДИАГНОСТИКА СОСТОЯНИЯ ПРОИЗВОДСТВЕННОЙ СРЕДЫ
Ошибка! Закладка не определена.

Веселов О.В., Светушенко С.Г., Сабуров П.С.

DIAGNOSTICS OF A CONDITION OF THE PRODUCTION ENVIRONMENT

Veselov O.V., Svetushenko S.G., Sabuров P.S.

**МОНИТОРИНГ ЭЛЕКТРОМАГНИТНЫХ ПОЛЕЙ ЗЕМЛИ ИНФРАНИЗКОЧАСТОТНОГО ДИАПАЗОНА
С ЦЕЛЬЮ ИССЛЕДОВАНИЯ ВЛИЯНИЯ ИХ НА ЗДОРОВЬЕ ЧЕЛОВЕКА**

Ошибка! Закладка не определена.

Грунскaya Л.В. , Золотов А.Н., Бушев А.С., Сныгина И.А.

**MONITORING OF THE EARTH ELECTROMAGNETIC FIELDS FOR INFRALOW-FREQUENCY RANGE IN
ORDER TO STUDY THEIR INFLUENCE ON HUMAN HEALTH**

Grunskaya L. V. , Zolotov A. N., Bushuev A. S., Snygina I.A.

**О КОМПЛЕКСНОМ МОДЕЛИРОВАНИИ ИМПУЛЬСНОГО ЭЛЕКТРОМАГНИТНОГО ИЗЛУЧЕНИЯ
МОЛНИЕВЫХ РАЗРЯДОВ**

Ошибка! Закладка не определена.

Дорожков В. В.

**ABOUT THE COMPLEX MODELING OF PULSED ELECTROMAGNETIC RADIATION OF LIGHTNING
DISCHARGES**

Dorozhkov V.V.

**ИССЛЕДОВАНИЕ ХАРАКТЕРИСТИК РАСТИТЕЛЬНЫХ ПОРОШКОВ, ОПРЕДЕЛЯЮЩИХ
ТЕПЛОФИЗИЧЕСКИЕ СВОЙСТВА ТЕСТА И ХЛЕБА**

Ошибка! Закладка не определена.

Думская Н. С., Бойко Б.Н.

**INVESTIGATION OF THE CHARACTERISTICS OF PLANT POWDERS, DETERMINING THE
THERMOPHYSICAL PROPERTIES OF DOUGH AND BREAD**

Dumskaya N.S., Boyko B.N.

**АМПЕРОМЕТРИЧЕСКИЙ БИОСЕНСОР НА ОСНОВЕ РОДОКОККОВ ДЛЯ ИЗУЧЕНИЯ МЕТАБОЛИЗМА
ЮГЛОНА**

301

Емельянова Е.В., Решетилов А.Н., Соляникова И.П.

AMPEROMETRIC RHODOCOCCUS BIOSENSOR FOR STUDIES CONCERNING JUGLONE METABOLISM
Emelyanova E.V., Reshetilov A.N., Solyanikova I.P.

ОЦЕНКА КАЧЕСТВА ЦИФРОВОГО ИЗОБРАЖЕНИЯ С ПОМОЩЬЮ ТЕКСТУРНОГО АНАЛИЗАТОРА 305

Звягин М.Ю., Голубев А.С., Васильченкова Д.Г.

THE IMAGE QUALITY ESTIMATION BY MEANS OF TEXTURE ANALYSER

Zvyagin M.Y., Golubev A.S., Vasilchenkova D.G.

МОДЕЛЬ СЕТЕВОГО ВЗАИМОДЕЙСТВИЯ ИНТЕЛЛЕКТУАЛЬНОЙ ТРАНСПОРТНОЙ СИСТЕМЫ 307

Звягин М.Ю., Голубев А.С., Васильченкова Д.Г.

THE NETWORK INTERACTION MODEL OF INTELLIGENT TRANSPORTATION SYSTEM

Zvyagin M.Y., Golubev A.S., Vasilchenkova D.G.

РАЗРАБОТКА КНИ ПОЛЕВОГО ДАТЧИКА ХОЛЛА ДЛЯ КОНТРОЛЯ ПАРАМЕТРОВ МАГНИТНОГО ПОЛЯ ОКРУЖАЮЩЕЙ СРЕДЫ 309

Королев М.А., Козлов А.В., Девликанова С.С.

SOI HALL FIELD SENSOR DEVELOPMENT TO CONTROL THE PARAMETERS OF THE MAGNETIC FIELD ENVIRONMENT

Korolev M.A., Kozlov A.V., Devlikanova S.S.

ЭЛЕКТРОННЫЙ МЕТОД СТАТИСТИЧЕСКОГО КОНТРОЛЯ ФИЗИКО-ХИМИЧЕСКИХ СВОЙСТВ ОКРУЖАЮЩЕЙ СРЕДЫ 313

Кротова Е.И.

ELECTRONIC METHOD OF THE STATISTICAL CONTROL OF PHYSICAL AND CHEMICAL PROPERTIES OF THE ENVIRONMENT

Krotova E.I.

РОЛЬ ГИДРОДИНАМИКИ В ФОРМИРОВАНИИ ЯДЕРНЫХ ПОР 316

Кувичкин В.В.

THE ROLE OF HYDRODYNAMIC FORCES ON NUCLEAR PORE ASSEMBLY

Kuvichkin V.V.

БИОСЕНСОРНЫЙ ПОДХОД К ИЗУЧЕНИЮ НОВЫХ АЭРОБНЫХ МЕТИЛОТРОФОВ 317

Кувичкина Т.Н., Капаруллина Е.Н., Доронина Н.В., Троценко Ю.А., Решетилов А.Н

BIOSENSORY APPROACH TO THE STUDY OF NEW AEROBIC METHYLOTROPHES

Kuvichkina T.N., Kaparullina E.N., Doronina N.V., Trotsenko Yu.A., Reshetilov A.N.

ПОВЫШЕНИЕ КАЧЕСТВА РАБОТЫ СИГНАЛИЗАТОРОВ, ПРЕДНАЗНАЧЕННЫХ ДЛЯ ОБНАРУЖЕНИЯ АНОМАЛИЙ ВО ВРЕМЕННЫХ РЯДАХ 319

Лукьянов В.Е., Грунская Л.В., Исакевич В.В., Исакевич Д.В.

ABOUT INCREASING THE QUALITY OF WORK OF INDICATORS INTENDED FOR DETECTING ANOMALIES IN TIME RANGES

Lukyanov V.E., Grunskaya L.V., Isakevich V.V., Isakevich D.V.

ВОЗДЕЙСТВИЕ МЕТЕОРОЛОГИЧЕСКИХ ФАКТОРОВ НА МИКРОСЕЙСМИЧЕСКИЙ ФОН ПРИ ДОЛГОВРЕМЕННЫХ ГРАВИМЕТРИЧЕСКИХ НАБЛЮДЕНИЯХ 322

Малышева Д.А.1, Дробышев М.Н. 2

EFFECT OF METEOROLOGICAL FACTORS ON MICROSEISMIC BACKGROUND IN LONG-TERM GRAVIMETRIC OBSERVATIONS

Malysheva D.A., Drobyshev M.N.

ВОССТАНОВЛЕНИЕ ИНТЕГРАЛЬНОГО ПАРОСОДЕРЖАНИЯ АТМОСФЕРЫ И ВОДОЗАПАСА ОБЛАЧНОСТИ В ПРОЕКТЕ КЭ «КОНВЕРГЕНЦИЯ» 328

Пашинов Е.В.1, Стерлядкин В.В.1, Кузьмин А.В.1, Шарков Е.А.1 Садовский И.Н.1,2

RETRIEVING INTEGRATED WATER VAPOR AND CLOUD LIQUID WATER CONTENT DURING «CONVERGENCE» SPACE PROJECT

Pashinov E. V.1, Sterlyadkin V. V1., Kuzmin A. V1., Sharkov E. A1., Sadovskiy I.N.1,2

ВОССТАНОВЛЕНИЕ ПРОФИЛЕЙ ТЕМПЕРАТУРЫ И ВЛАЖНОСТИ В ПРОЕКТЕ КЭ «КОНВЕРГЕНЦИЯ»

Ошибка! Закладка не определена.

Пашинов Е.В.1, Селунский А.Б.1, Кузьмин А.В.1, Стерлядкин В.В.1, Шарков Е.А., 1 Садовский И.Н.1,2

RETRIEVING OF THE HUMIDITY AND TEMPERATURE PROFILE OF ATMOSPHERE DURING «CONVERGENCE» SPACE PROJECT

Pashinov E. V.1, Selunskiy A. B1., Kuzmin A. V1., Sterlyadkin V. V1., Sharkov E. A1., Sadovskiy I.N.1,2

ОПТИМИЗАЦИЯ ПАРАМЕТРОВ ЛАБОРАТОРНОГО СТЕНДА ДЛЯ ПРОВЕДЕНИЯ ЭКСПЕРИМЕНТА ПО ОПТИЧЕСКОМУ ЗОНДИРОВАНИЮ КАВИТАЦИОННОЙ ОБЛАСТИ

Ошибка! Закладка не определена.

Пчеловодова А. А., Апоплонова И. А., Савченко А. Г., Тимошина Я. Ю.

OPTIMIZATION OF PARAMETERS FOR LABORATORY BENCH FOR EXPERIMENT ON OPTICAL SOUNDING OF CAVITATION AREA

Pchelovodova A.A., Savchenko A.G., Apollonova I.A., Timoshina Ya.Yu.

ВОССТАНОВЛЕНИЕ ПОЛЯ ПРИВОДНОГО ВЕТРА ПО МИКРОВОЛНОВЫМ РАДИОПОЛЯРИМЕТРИЧЕСКИМ ИЗМЕРЕНИЯМ ИЗ КОСМОСА

Ошибка! Закладка не определена.

Сазонов Д. С.2, Стерлядкин В. В.2,3, Садовский И. Н.1,2

RETRIEVING OF WIND FIELD USING MICROWAVE SATELLITE RADIOPOLARIMETRIC MEASUREMENTS

Sazonov D.S.2, Sterlyadkin V.V.2,3, Sadovskii I.N.1,2

ЭКОЛОГИЧЕСКИ БЕЗОПАСНЫЕ МЕТОДЫ ОПРЕДЕЛЕНИЯ ДАЛЬНОСТИ ПАССИВНОЙ ЛОКАЦИИ МИЛЛИМЕТРОВОГО СРЕДСТВАМИ ДИАПАЗОНА

Ошибка! Закладка не определена.

Спеньков К.А., Никитин О.Р., Гаврилов В.М.

ENVIRONMENTALLY SAFE METHODS OF DETERMINING THE DISTANCE MEANS OF PASSIVE LOCATION OF A MILLIMETRIC RANGE

Spenkov, K. A., Nikitin O. R., Gavrilov V. M.

ОЦЕНКА НИЗКОИМПЕДАНСНОГО ЭЛЕКТРОМАГНИТНОГО ВЛИЯНИЯ ЛИНИЙ ЭЛЕКТРОПЕРЕДАЧ НА ОКРУЖАЮЩУЮ СРЕДУ

Ошибка! Закладка не определена.

Шмелёв В.Е.

SCORE LOW IMPEDANCE ELECTROMAGNETIC EFFECTS OF POWER LINES ON THE ENVIRONMENT

Shmelev V.E.

БИОСЕНСОР НА ОСНОВЕ ГЛЮКОЗООКСИДАЗЫ. СРАВНЕНИЕ ДВУХ СПОСОБОВ ИММОБИЛИЗАЦИИ ФЕРМЕНТА НА МАТРИЧНОМ ЭЛЕКТРОДЕ

353

1Плеханова Ю. В., 1Решетилов А. Н., 2Дубровский А. В., 2Ким А. Л., 2Тихоненко С. А.

BIOSENSOR BASED ON GLUCOSE OXIDASE. COMPARISON OF TWO METHODS OF IMMOBILIZATION OF AN ENZYME ON A SCREEN-PRINTED ELECTRODE

1Plekhanova Yu.V., 1Reshetilov A.N., 2Dubrovskii A.V., 2Tikhonenko S.A.

АНАЛИЗ ВЗАИМОСВЯЗИ ЭЛЕКТРИЧЕСКИХ ПАРАМЕТРОВ С ПАРАМЕТРАМИ ЖИДКОЙ СРЕДЫ ПРИ ВОЗДЕЙСТВИИ ПРЕОБРАЗОВАТЕЛЕМ

357

Савченко А.Г., Апоплонова И.А., Пчеловодова А.А.

ANALYSIS OF THE INTERCONNECTION OF ELECTRICAL PARAMETERS WITH PARAMETERS OF LIQUID ENVIRONMENT UNDER THE IMPACT OF THE TRANSDUCER

Savchenko A.G., Apollonova I.A., Pchelovodova A.A.

СОВРЕМЕННЫЕ МЕТОДЫ РЕГИСТРАЦИИ Sr-90 В ОБРАЗЦАХ И ОБЪЕКТАХ ОКРУЖАЮЩЕЙ СРЕДЫ

361

Желтоножская М. В., Черняев А.П.

MODERN METHODS OF ^{90}Sr REGISTRATION IN ENVIRONMENT

Zheltonozhskaya M.V., Chernyaev A.P.

ПОВЫШЕНИЕ ОЧИЩАЮЩИХ СВОЙСТВ ВОДЫ ЗА СЧЕТ ПРИМЕНЕНИЯ МАГНИТНОГО ПОЛЯ

365

Хасан Савалха, Амро Али, Лайла Абу-Аль-фелат, Захраа Sharabati
**ENHANCEMENT OF CLEANING WATER PROPERTIES THROUGH
APPLICATION OF MAGNETIC FIELD**
Hassan Sawalha, Ali Amro, Laila Abu Al felat, Zahraa Sharabati

СЕКЦИЯ 8 ♦ SECTION 8
ЭКОЛОГИЯ И ЗДОРОВЬЕ ЧЕЛОВЕКА
♦
ECOLOGY AND HUMAN HEALTH

ИССЛЕДОВАНИЕ ЗАВИСИМОСТИ СПЕКТРАЛЬНЫХ СОСТАВЛЯЮЩИХ МИКРОВИБРАЦИЙ ГОЛОВНОГО МОЗГА ОТ АРТЕРИАЛЬНОГО И АТМОСФЕРНОГО ДАВЛЕНИЯ

Ошибка! Закладка не определена.

Алексеева И.И., Исаков Р.В.

INVESTIGATION OF SPECTRAL COMPONENTS DEPENDENCE OF THE HEAD BRAIN MICROVIBRATION FROM ARTERIAL AND ATMOSPHERIC PRESSURE

Alexeeva I.I., Isakov R.V.

УРОВЕНЬ ЗДОРОВЬЯ ЛИЦ ПОЖИЛОГО ВОЗРАСТА ГОРОДА ВЛАДИМИРА ПО ДАННЫМ ДОНОЗОЛОГИЧЕСКОЙ ДИАГНОСТИКИ

Ошибка! Закладка не определена.

Батоцыренова Т. Е., Блохин М. М., Разина У. А., Миронова Ю. А., Гаврилова К. А., Гадалова И. М.

THE LEVEL OF HEALTH OF THE ELDERLY OF THE CITY OF VLADIMIR, ACCORDING TO PRECLINICAL DIAGNOSIS

Batotsyrenova T.E., Blokhin M. M., Razina U. A., Mironova Yu. A., Gavrilova K.A., Gadalova I. M.

СИСТЕМА ДЛЯ ОЦЕНКИ СПОРТИВНО-ВАЖНЫХ КАЧЕСТВ

Ошибка! Закладка не определена.

Белов К. М.1, Апоплонова И. А.1, Николаев А. П.1, Писарева А. В.1, Потемкина Е. Ю.2

SYSTEM FOR ASSESSMENT OF SPORTS-IMPORTANT QUALITIES

Belov K. M.1, Apollonova I. A.1, Nikolaev A. P.1, Pisareva A. V. 1, Potemkina E. Yu.

ИНФОРМАЦИОННАЯ СИСТЕМА РЕГУЛИРОВАНИЯ ДОРОЖНОГО ТРАФИКА С УЧЕТОМ ВЛИЯНИЯ НА ЭКОЛОГИЧЕСКУЮ СРЕДУ

Ошибка!

Закладка не определена.

Гладков Е. А., Жигалов И. Е.

INFORMATION SYSTEM FOR ROAD TRAFFIC REGULATION WITH REGARD TO THE INFLUENCE ON THE ECOLOGICAL ENVIRONMENT

Ошибка!

Закладка не определена.

Gladkov E.A., Zhigalov I.E.

О ФИЗИЧЕСКИХ ОСНОВАХ ФУНДАМЕНТАЛЬНОЙ БИОЛОГИИ

Ошибка! Закладка не определена.

1Полунин И.Н., 1Горст В.Р., 2Горст Н.А.

ABOUT PHYSICAL BASICS OF FUNDAMENTAL BIOLOGY

1Polunin I.N., 1Gorst V.R., 2Gorst N.A.

ИССЛЕДОВАНИЯ СОВПАДЕНИЙ БИОЛОГИЧЕСКИХ РИТМОВ И ПЕРИОДОВ ГЕОФИЗИЧЕСКИХ ПРОЦЕССОВ

Ошибка! Закладка не определена.

Грунская Л.В., Лукьянин В.Е., Лещев И.А., Сныгина И.А.

RESEARCH MATCHES BIOLOGICAL RHYTHMS AND PERIODS OF GEOPHYSICAL PROCESSES

Grunskaya L.V., Lukyanov E. V., Leshchev I. A., Snygina I. A.

ХАРАКТЕРИСТИКИ СНА СТУДЕНТОВ-МЕДИКОВ И СОДЕРЖАНИЕ ХИМИЧЕСКИХ ЭЛЕМЕНТОВ В ВОЛОСАХ

ЭЛЕМЕНТОВ В

Ошибка! Закладка не определена.

Залата О.А., Богданова А.М., Евстафьева Е.В., Жукова А.В., Кашика Л.Р.

THE SLEEP CHARACTERISTICS OF MEDICAL STUDENTS AND THE CONTENT OF CHEMICAL ELEMENTS IN HAIR

Zalata O.A., Bogdanova A.M., Evstafyeva E.V., Zhukova A.V., Kashka L.R.

ОСОБЕННОСТИ МЕТЕОЧУВСТВИТЕЛЬНОСТИ ВЫСШИХ ПСИХИЧЕСКИХ ФУНКЦИЙ У СТУДЕНТОВ РАЗНОГО ПОЛА

384

Залата О.А.1, Щеголева М.Г.2, Глушак Д.Н.1, Кондакова Ю.М.1

**FEATURES OF WEATHER SENSITIVITY OF HIGHER MENTAL FUNCTIONS
GENDER**

Zalata O.A.1, Shchegoleva M.G.2, Glushak D.N.1, Kondakova Yu.M.1

STUDENTS OF DIFFERENT

GENDER

**РАЗРАБОТКА БИОТЕХНИЧЕСКОЙ СИСТЕМЫ ДЛЯ УДАЛЁННОГО МОНИТОРИНГА СОСТОЯНИЯ
СТУДЕНТОВ С ХРОНИЧЕСКИМ ОБСТРУКТИВНЫМ ЗАБОЛЕВАНИЕМ ЛЁГКИХ**

Ошибка! Закладка не определена.

Калюжная А. А., Писарева А. В., Николаев А. П., Куканов Я.В.

**THE DEVELOPMENT OF THE BIOTECHNICAL SYSTEM FOR THE REMOTE MONITORING OF THE STATUS
OF STUDENTS WITH CHRONIC OBSTRUCTIVE PULMONARY DISEASE**

Kalyuzhnaya, A. A., Pisareva A. V., Nikolaev A. P., Kukanov V. Ya.

О МЕХАНИЗМАХ УПРАВЛЕНИЯ, РЕГУЛЯЦИИ И КОНТРОЛЯ НАД РИТМОМ СЕРДЦА

404

Кузнецов А.А.

ABOUT MECHANISMS OF MANAGEMENT, REGULATION AND CONTROL OF A HEART RHYTHM

Kuznetsov A.A.

**ПРОВЕРКА ВОЗМОЖНОСТИ ПРИМЕНЕНИЯ ПРОГНОСТИЧЕСКОГО ИНДЕКСА ДЛЯ ОЦЕНОЧНОГО
ПРОГНОЗА ФУНКЦИОНАЛЬНОГО СОСТОЯНИЯ ЗДОРОВОГО ЧЕЛОВЕКА**

Ошибка! Закладка не определена.

Кузнецов А.А., Палей М.С. *, Чепенко В.В.

**CHECK OF AN OPPORTUNITY OF FORECAST INDEX APPLICATION FOR THE ESTIMATED FORECAST OF
THE HEALTHY PERSON FUNCTIONAL STATE**

A. A. Kuznetsov, M.S. Palej *, V.V. Chepenko

РЕАЛЬНЫЙ, ИДЕАЛЬНЫЙ И ЭТАЛОННЫЙ РИТМ СЕРДЦА

411

Кузнецов А.А.

REAL, IDEAL AND STANDARD HEART RHYTHM OF

Kuznetsov A. A.

**РАЗРАБОТКА МЕТОДА ОЦЕНКИ ВЛИЯНИЯ ХРОНИЧЕСКОГО СТРЕССА НА ОРГАНИЗМ
ЧЕЛОВЕКА**

415

1Музыченко Ю.Н., 1Zhang L., 2Аполлонова И.А., 2Николаев А.П., 2Маликова С.Г., 2Писарева А.В.

**DEVELOPMENT OF A METHOD FOR ASSESSING THE EFFECTS OF CHRONIC STRESS ON THE HUMAN
BODY**

Muzychenko I.N., Zhang L., Apollonova I.A., Nikolaev A.P., Malikova S.G., Pisareva A.V.

**АППАРАТНО-ПРОГРАММНЫЙ КОМПЛЕКС ВИРТУАЛИЗАЦИИ АНАТОМИИ ЧЕЛОВЕКА В 3D-
ПРОСТРАНСТВЕ**

420

Лачина А.А., Немировский Д.Ю., Давыдов Н.Н., Прокошев В.Г.

HARDWARE AND PROGRAM COMPLEX VIRTUALIZATION ANATOMIES OF MAN IN 3D-SPACE

Lachina A.A., Nemirovskiy D.Y., Davydov N.N., Prokoshev V.G.

**МОНИТОРИНГ ФИЗИЧЕСКОЙ ПОДГОТОВКИ СТУДЕНТОВ ПЕРВОКУРСНИКОВ УНИВЕРСИТЕТОВ НА
ОСНОВЕ ПРОГРАММЫ ВСЕРОССИЙСКОГО ФИЗКУЛЬТУРНО-СПОРТИВНОГО КОМПЛЕКСА «ГОТОВ К
ТРУДУ И ОБОРОНЕ»**

423

Нечушкин Ю. В., Брызгалов В. Г., Смирнов А. Г., Власов Г. В., Величко Т. И.

**MONITORING OF PHYSICAL TRAINING OF STUDENTS OF FIRST UNIVERSITY FIRST UNITS BASED ON THE
PROGRAM «READY TO WORK AND DEFENSE»**

Nechushkin Y. V., Bryzgalov, V. G., Smirnov A. G., Vlasov G. V., Velichko T. I.

**ОЦЕНКА СТЕПЕНИ ВЛИЯНИЯ ЭКОЛОГИЧЕСКОЙ НАПРЯЖЁННОСТИ НА ЗДОРОВЬЕ
НАСЕЛЕНИЯ**

427

Писарева А. В. 1, Мышикян А. И. 2, Степанова Л. П.3, Яковлева Е. В.3

THE EVALUATION OF THE IMPACT OF ENVIRONMENTAL STRESS ON HUMAN HEALTH

Pisareva A. V. 1, 2 Mishkin, A. I., Stepanova L. P. 3, Yakovleva E. V. 3

**АНТРОПОГЕННЫЕ ЭКОЛОГИЧЕСКИЕ ФАКТОРЫ УРБАНИЗАЦИИ И ЗДОРОВЬЕ
НАСЕЛЕНИЯ**

432

Писарева А. В.1, Степанова Л. П.2, Яковлева Е. В.2

ANTHROPOGENIC ENVIRONMENTAL FACTORS OF URBANIZATION AND HEALTH

Pisareva A. V. 1, Stepanova L. P. 2, Yakovleva E. V. 2

ГРАНИЦЫ ПРИМЕНЕНИЯ СТАНДАРТНЫХ СТАТИСТИЧЕСКИХ МЕТОДОВ К АНАЛИЗУ МЕДИКО-БИОЛОГИЧЕСКИХ ДАННЫХ (НА ПРИМЕРЕ ВАРИАБЕЛЬНОСТИ СЕРДЕЧНОГО РИТМА) *Ошибки!*
Закладка не определена.

Северин А.Е.1, Сушкова Л.Т.2, Батоцыренова Т.Е.2, Торшин В.И.1, Старшинов Ю.П.1, Розанов В.В.3, Зубова О.М.3

BORDERS OF APPLICATION OF STANDARD STATISTICAL METHODS TO THE ANALYSIS OF MEDICAL AND BIOLOGICAL DATA (ON THE EXAMPLE OF VARIABILITY OF HEART RHYTHM)

1Severin A.E., 2Sushkova L.T., 2Batozirenova T.E., 1Torshin V.I., 1Starshinov Y.P., 3Rozanov V.V., 3Zubova O.M.

ВЕГЕТАТИВНАЯ НЕРВНАЯ СИСТЕМА И ТЕМПЕРАТУРНЫЙ ГОМЕОСТАЗ *Ошибки!*

Закладка не определена.

Северина Е.А.1 Северин А.Е. 1, Торшин В.И., 1Манкаева О.В., 1 Бакаева З.В., 1Дьячкова Т.В., 2 Берсенева И.А., 2
VEGETATIVE NERVOUS SYSTEM AND TEMPERATURE HOMEOSTASIS

Severina E.A.1 Severin A.E. 1, Torshin V.I., 1Mankaeva O.VI., 1 Bakaeva Z.VI., Dyachkova T.V2, Berseneva I.A.2

МОНИТОРИНГ ЛАБОРАТОРНЫХ ПОКАЗАТЕЛЕЙ ВОСПАЛЕНИЯ В ЗАВИСИМОСТИ ОТ ВОЗРАСТА У ДЕТЕЙ СТАВРОПОЛЬСКОГО КРАЯ *Ошибки!*

Закладка не определена.

Смирнова О.Н., Смирнов А.А., Аракелян Д.Д., Есиков Н.П., Кривобокова М.И., Кульнева Ю.Ю., Лысенко Е.И., Лысенко М.М., Пущенко А.И., Рябых А.В., Таранова В.И., Шкурская К.А.

MONITORING OF LABORATORY PARAMETERS OF INFLAMMATION DEPENDING ON AGE IN CHILDREN OF STAVROPOL TERRITORY

Smirnova O. N., Smirnov A. A., Arakelyan D. D. Esikov N. P. Krivobokova M. I. Kulneva Yu. Yu., Lysenko E. I., Lysenko M. M., Lutsenko A. I., Ryabykh V. A., Taranova, V. I., K. A. Skorska

ДИНАМИКА ЛАБОРАТОРНЫХ ПОКАЗАТЕЛЕЙ ВОСПАЛЕНИЯ В ЗАВИСИМОСТИ ОТ МЕСТА ЖИТЕЛЬСТВА У ДЕТЕЙ СТАВРОПОЛЬСКОГО КРАЯ *Ошибки!*

Закладка не определена.

Смирнова О.Н., Смирнов А.А., Костина О.В., Сянова Ю.А., Польская Е.С., Хисамова И.З., Хачиева Д.Г., Котова Р.К., Сильченко А.В., Миронова М.В., Лавриненко И.Н.

DYNAMICS OF LABORATORY PARAMETERS OF INFLAMMATION DEPENDING ON PLACE OF RESIDENCE IN CHILDREN OF STAVROPOL TERRITORY

Smirnova O. N., Smirnov A. A., Kostina O. V., Siyanova Yu. A., Polish E. S., Khisamova I. Z., Achieva D. G., Kotov, R. K., Silchenko A., Mironova M. V., Lavrinenko I. N.

АНАЛИЗ ВЛИЯНИЯ СОДЕРЖАНИЯ ВРЕДНЫХ ВЕЩЕСТВ В ВЫБРОСАХ И СБРОСАХ НА ЗАБОЛЕВАЕМОСТЬ РАБОТНИКОВ СТЕКОЛЬНОГО ПРОИЗВОДСТВА *447*

Смирнова С. С.

ANALYSIS OF THE INFLUENCE OF THE CONTENT OF HARMFUL SUBSTANCES IN EMISSIONS AND DISCHARGES ON THE INCIDENCE OF GLASS WORKERS

Smirnova S.S.

ОСОБЕННОСТИ ИЗМЕНЕНИЯ И СПОСОБЫ НОРМАЛИЗАЦИИ БИОЭНЕРГЕТИЧЕСКИХ ПРОЦЕССОВ ПРИ РАЗНЫХ ФОРМАХ ПСИХИЧЕСКИХ ЗАБОЛЕВАНИЙ *450*

Гулидова Г.П.

SPECIFIC CHANGES AND METHODS OF NORMALIZATION OF BIOENERGETIC PROCESSES IN DIFFERENT FORMS OF PSYCHIATRIC DISEASES

G. P. Gulidova

ИЗУЧЕНИЕ ЗДОРОВЬЯ СТУДЕНТОВ С ПОЗИЦИЙ НЕЙРОПСИХОЛОГИИ ИНДИВИДУАЛЬНЫХ РАЗЛИЧИЙ *453*

Будыка Е.В., Батоцыренова Т.Е., Ефимова И.В.

THE STUDY OF STUDENTS' HEALTH FROM POSITIONS OF NEUROPSYCHOLOGY OF INDIVIDUAL DIFFERENCES

Budyka E.V., Batotsyrenova T.E., Efimova I.V.

Пленарное заседание

МАТЕМАТИЧЕСКИЕ МОДЕЛИ ДЛЯ ДИАГНОСТИКИ И ИНДИВИДУАЛЬНОЙ ТЕРАПИИ: ДОСТИЖЕНИЯ, ТРУДНОСТИ, ПЕРСПЕКТИВЫ

Газизова Д.Ш.

Национальный медицинский исследовательский центр сердечно-сосудистой хирургии им. А.Н. Бакулева МЗ
РФ, Москва, dgazizova@yandex.ru

За прошедшие полвека наблюдался бум применения математических моделей и методов в медицине. Это, например, научные исследования Н.М. Амосова, В.И. Шумакова, Д. Кирклина, Г. Осборна, В. И. Бураковского и др. (Р. Белман, В.М. Хаютин, В.А. Лищук, Л.В. Сазыкина) [1, 5]. Одновременно развивались математические методы и средства. Такие как методы визуализации, имитации, поддержки решений, искусственного интеллекта, интеллектуального обеспечения, индивидуализации. До клинической практики были доведены алгоритм Д. Кирклина, технология индивидуальной терапии В.И. Бураковского, программное обеспечение визуализации сердца и сосудов, персонализация используя геномику, управление точностью и дозированием облучения и т.п. Если акцентировалась на конечном желаемом результате – излечении, то приходиться признать: до лечения доведён лишь очень небольшой процент разработок. Диагностика с помощью визуализации вошла в практику и развивается. Мониторинг стал рутинной методикой. Предложены манипуляторы, как-то: da Vinci Surgical System. Для обучения используются интеллектуальные тренажёры (тренажер «Гоша», например).

Почему? Что нужно сделать, чтобы научные решения и технологии заканчивались лечебной практикой. Это **цель** сообщения.

Материал. Собственный опыт обследования и лечения 10000 тяжёлых больных, анализ и поддержка решений 23000 больных с сердечно-сосудистыми заболеваниями. Обобщение опыта использования математических моделей и методов в нашей стране (Солодянников Ю.В., Сахаров М.П., Овчинников Р.С.) и за рубежом (Д. Осборн, И. Коффранек, и др.) [2].

Методы и средства. Математические модели (сердца, сосудов, регуляции, организаций) и методы (чувствительность, слабое звено, переход к относительным величинам, алгоритм Д. Кирклина, методы оптимизации, технологии МИРРОР, ГАРВЕЙ, Айболит), В нашей стране много сделали Поспелов Д.А., Поспелов Г.С., В.М. Глушков и Н.М. Амосов Н.М., Гуляев Ю.В. За рубежом – Д. фон Нейман, С.И. Сарнов, Е.Х. Зонненблек и многие другие.

Результаты.

1. Сформирована система закономерностей, зависимостей, эвристик, и контуров регуляции для сердца и сосудов достаточной полноты для диагностики и лечения сердечно-сосудистых заболеваний.

2. На этой основе определена и внедрена в клинику базовая модель сердечно-сосудистой системы.

Математическая модель в зависимости от доступного контроля и задачи может быть упрощена или расширена, от 4 до 500 структурных элементов

$$\begin{aligned} V &= R^T[E(V-U)+T+G]+Q_0 \\ P &= E(V-U)+T+G \\ Q &= PR-R^T\Pi, \end{aligned}$$

жирным шрифтом обозначены матрицы,

V, R, E, U, T, G, Q - матрицы, соответственно, объемов, проводимостей, эластичностей, ненапряженных объемов, тканевых давлений, сил тяжести и кровотоков;

P, Q₀ - n-мерные столбцы давлений и кровопотерь (восполнений); **P=diag [P1, ..., Pn]** - матрица n×n.

3. Модель позволяет перейти от классификации, обобщающей опыт, к классификации, дополняющей опыт результатами моделирования.

4. Получен метод преобразования показателей состояния в сравнимые относительные величины.

5. Относительные величины позволили определить клинические нормы как качество (показатели), которое обуславливает выздоровление или наиболее благоприятное течение заболевания. Эти показатели также учитывают рост, вес, пол, возраст и сопутствующие заболевания [3].

6. Модели позволили контролировать не только функции, но и свойства и привести и то и другое во взаимосвязанную полную относительно заболевания систему. Найти наиболее сильно изменившуюся по сравнению с нормой функцию и свойство, которое вызвало это патологическое изменение. Скажу по другому,

индивидуализированная модель позволила перейти от оценки состояния к выделению основного и сопутствующих патологических процессов. Соответственно, акцентировать лечение.

7. Применение моделей, кроме выделения основного и сопутствующего патологических процессов привело к разделению патологических процессов и регуляторных реакций организма на заболевание и лечение. Что оказалось важным для выбора адекватной терапии.

8. В ходе применения цифровых методов анализа и индивидуализированных моделей были выявлены и устранены аппаратные ошибки контроля и анализа.

9. Вместе с тем, наиболее существенными и трудными в устранении оказались ошибки в диагностике и лечении. И особенно ошибки персонала. Эта проблема до сих пор не получила достаточно полного и адекватного решения.

10. Проблема выявления и контроля ошибок не получила удовлетворительного решения несмотря на то, что технологии Айболит и Миррор позволяли определять качество этапов и процедур, а также терапии непосредственно в ходе лечения в реальном времени и on-line.

11. Несмотря на это успешное применение моделей ответственность и само искусство лечения по-прежнему определялась квалификацией врача. Вместе с тем, работа врача в диалоге с интеллектуальным обеспечением терапии позволила объединить многовековой исторический опыт, статистические обобщения последних результатов, современные интеллектуальные технологии и искусство врача.

12. Это объединение и работа в диалоге требовали кардинального повышения квалификации персонала не только в медицинских знаниях, но и в области биологии, социологии, психологии, но и в последних цифровых достижениях математики.

13. Отсутствие этих знаний, этой квалификации является тормозом перехода медицины от лечения в среднем к персональной терапии, лучшей для каждого больного. Это положение не только историческое препятствие, но и профессиональная ответственность, особенно очевидная при сравнении широты и интеллектуальности применения новейших цифровых средств в лечении и в целом в медицине с их освоением биржами, банками, торговлей, и даже играми для детей (и взрослых).

В связи с этим остановлюсь на перспективных и вместе с тем уже освоенных новшествах, имеющих высокую перспективу в лечении.

14. Это переход от терапии, заранее определенной рекомендациями, основанными на очень качественной статистической обработке больших массивов методов и средств лечения, к оптимальному (экстремальному) синтезу терапии.

15. Современные методы информатизации (передача, хранение, организация, защита и представление данных совместно с кибернетическими технологиями роботехники) позволяют передать рутинную работу врача средствам информатизации (ИМИС – интегрированным информационным медицинским системам). Более того, современные интеллектуальные системы управления освобождают врача от почти всех стандартизованных, алгоритмизированных и формализованных средств анализа, оставляя ему искусство, интуицию и морально-психологические аспекты терапии (квалификация в оценке формализованных средств все также необходима для персонала).

Выводы. Применение математических моделей для лечения позволяет перейти от среднестатистической (т.е. лечения в среднем) терапии к индивидуальной, лучшей для каждого больного персонально [4]. И это – основной переход от современного состояния к новой нужной нам всем медицине. Единственный тормоз квалификация врача.

Библиографический список

1. Lischouk V.A. Clinical results with computer support of the decisions (in the cardiosurgical intensive care unit). In: Databases for cardiology; ed by Meester G.T., Pinchiroli F. Dordrecht: Kluwer academic publishers; 1991: 239-259.
2. Osborn J.M.D. Cardiopulmonary monitoring in the respiratory intensive care unit. *Medical instrumentation*. 1977; 11(5): 279-281.
3. Бокерия Л.А., Лищук В.А., Газизова Д.Ш. Система показателей кровообращения для оценки состояния, выбора и коррекций терапии при хирургическом лечении ишемической болезни сердца (нозологическая норма): Руководство. М.: Изд-во НЦССХ им. А.Н. Бакулева; 1998: 49.
4. Бокерия Л.А., Лищук В.А., Газизова Д.Ш., Жадин М.М., Лобачева Г.В., Мамчин С.Л., Мосткова Е.В., Некрасова И.А., Никитин Е.С., Работников В.С., Сазыкина Л.В. Математические модели сердца, кровообращения и дыхания в экспериментальных и клинических исследованиях: обобщение тридцатилетнего

опыта. *Бюллетень НЦССХ им. А.Н. Бакулева. Сердечно-сосудистые заболевания.* 2003; 4(2): 28-33.

5. Бураковский В.И., Лищук В.А., Газизова Д.Ш. Новая система построения диагноза острых расстройств кровообращения и оценки подбора и дозировки лекарственных средств. *Грудная и сердечно-сосудистая хирургия.* 1993; 5: 8-14.

6. Лищук В.А. Математическая теория кровообращения. М. Медицина; 1991: 256.

MATHEMATICAL MODELS FOR DIAGNOSTICS AND INDIVIDUAL THERAPY: ACHIEVEMENTS, DIFFICULTIES, PROSPECTS

Gazizova D.Sh.

Bakulev National medical research center of the Ministry of health, Moscow, dgazizova@yandex.ru

The boom of application of mathematical models in medicine was observed for last half a century. The mathematical methods and tools have been developed at the same time. The D. Kirklin's algorithm, V.I. Burakovskiy's of individual therapy technology, the software of visualization of heart and vessels, the personalisation using genomics, management of accuracy and dispensing of radiation, etc., were brought to clinical practice. If to be accented on end desirable result – recovery, then to have to recognize: only very small percent of developments is brought to treatment. Why? What is it necessary to make that scientific decisions and technologies come to end with medical practice. It is the report **purpose**.

Material. Own experience of examination and treatment of 10000 severe patients, the analysis and support of decisions in 23000 patients with cardiovascular diseases.

Methods and tools. Mathematical models and methods.

Results. The system of regularities was created. The basic model of cardiovascular system is defined on its basis and introduced in clinic. The model allowed to pass to clinical-mathematical classification, comparable relative values and to clinical norms which is demonstrated by convalescence or the favorable course of a disease. The individualized model allowed to pass from state assessment to identification of the basic and the accompanying pathological processes, to divide pathological processes and regulatory reactions of an organism. Application of model allowed to lower complications and to improve the quality of therapy. At the same time, there were essential difficulties in elimination of mistakes in diagnostics and treatment. Thus, physicians' work in the dialogue with intellectual support allowed to unite centuries of historical experience, statistical generalizations, the modern intellectual technologies and the physician's skill. Such join demands cardinal professional development of personnel in the last digital achievements of mathematics. Such consolidation demands cardinal advanced training of personnel in the modern digital achievements of mathematics. This is the transition to optimal synthesis of therapy.

Conclusions. The mathematical models application for treatment allows to pass from the therapy in average to the individual, best for each patient personally.



ПСИХОФИЗИЧЕСКИЕ ДИСТАНЦИОННО-ПОЛЕВЫЕ ПРОЯВЛЕНИЯ СУБЪЕКТИВНОЙ ДЕЯТЕЛЬНОСТИ МОЗГА

Юматов Е.А.

Научно-исследовательский Институт Нормальной Физиологии имени П.К. Анохина РАН.

Первый Московский Государственный Медицинский Университет имени И.М. Сеченова.

Национальный исследовательский университет «МЭИ». Москва. eyumatov@mail.ru

Головной мозг является уникальной организацией в живой природе, обладающей способностью к самоощущению, к самочувствию, мышлению, сознанию, - всё то, что называется субъективным состоянием [1-5].

Субъективное реально существует. В этом смысле субъективное тоже объективно. К. Поппер писал: «Мы живём в мире физических тел и сами являемся физическими телами. Но когда я с вами говорю, я обращаюсь не к вашим телам, а к вашему сознанию. И здесь возникает вопрос о взаимоотношениях между этими двумя мирами, миром физических состояний или процессов и миром психических состояний или процессов. Этот вопрос и есть **психофизическая проблема**» [6].

В деятельности мозга имеет место двойственность: с одной стороны, существуют нейрофизиологические процессы; с другой стороны, возникают связанные с ними субъективные состояния, характеризующие все грани мироощущения в жизни.

Огромные достижения современной нейрофизиологии, основанные на структурно-морфологических, электрофизиологических, нейрохимических, молекулярных, генетических исследованиях и пр., сами по себе не позволяют раскрыть духовные функции головного мозга. Используя компьютерную томографию мозга,

картирование экспрессии генов, многоканальную запись нейронной активности, полиграфическую регистрацию электроэнцефалограммы, можно выявить лишь участие и взаимодействие различных структур мозга в организации поведения, обучения, памяти, эмоций, мышления. Однако эти исследования нисколько не приближают нас к пониманию происхождения самих субъективных состояний.

Т. Нагель отмечает «провал» между описанием психических явлений, - «субъективной реальности» и нейрофизиологическими процессами [7], который связан с тем, что при изучении мозга всегда использовались методы, взятые из неживой природы, основанные на знаниях, явлениях, законах физики и химии, открытых в неживой природе.

Опираясь только на нейрофизиологические методы, невозможно рассматривать происхождение субъективного. В науке нет даже гипотетических, воображаемых логических конструкций, объясняющих происхождении субъективного в нейрофизиологических процессах. Вопрос о том, каким же образом мозг порождает внутренний духовный мир, остаётся одной из величайших загадок природы [8].

Происхождение субъективного состояния мозга находится за гранью высокотехнологичных аналитических исследований. В этом есть их существенная ограниченность. Для объективного исследования субъективного состояния необходимы принципиально другие научные методы и подходы.

В живом организме и, в частности, в мозге могут возникать такие физические явления и процессы, которых в принципе нет, и не может быть в неживой природе. Этот тезис имеет принципиальное значение для понимания сути субъективного в деятельности мозга [9].

В наших исследованиях мы пытаемся, не вдаваясь в тонкости отдельных проявлений субъективных состояний: сознания, эмоций и пр., найти принципиальные подходы к пониманию происхождения субъективного в деятельности мозга. При этом мы исходим из сформулированного нами методологического принципа, что **«субъективные процессы можно непосредственно зарегистрировать только с помощью и при участии живых структур»** [9,10].

Для тестирования эмоционального и мыслительного состояния мозга человека мы разработали метод и специальную конструкцию индикатора субъективного состояния, неподверженного каким-либо искусственным ручным манипуляциям со стороны испытателя, т.е. обладающую абсолютной независимостью показаний [9,11].

Во время тестирования субъективного состояния испытателя индикаторы находились в его руках, и регистрировалось движения стрелок индикатора.

В исходном состоянии стрелки индикатора всегда занимают параллельное положение и направлены строго вперёд. Реакция стрелок индикатора оценивается как положительная при скрещивании на 30 и более град, а отрицательная - при отсутствии движения стрелок и сохранения ими исходного параллельного положения.

В исследовании использовались следующие тесты на эмоциональное и мыслительное состояния человека:

1. положительное эмоциональное отношение к близким людям,
2. положительное эмоциональное отношение к приятному запаху духов субъекта,
3. положительное эмоциональное отношение к приятной музыке и пению субъекта,
4. отрицательное эмоциональное отношение к боли субъекта,
5. отрицательное эмоциональное отношение к курящему субъекту и табачному запаху,
6. при пристальном взгляде в глаза испытателя и субъекта,
7. выраженное воображаемое отрицательное эмоциональное состояние,
8. Тест на правильный или ложный ответ.

Наряду с этими тестами, использовались контрольные тесты:

1. при полной гипсовой иммобилизации рук испытателя,
2. при экранировании головы испытателя и субъекта,
3. при изменённом физиологическом состоянии испытателя: после употребления алкоголя, во время простудного заболевания,
4. При воздействии на испытателя и субъекта электромагнитных полей КВЧ диапазона - 42.8 ГГц мощностью 1,5-3 мВт и мобильного телефона в режиме работы и во время сигнала вызова.

В проведённых исследованиях обнаружено, что субъективное эмоциональное состояние человека объективно регистрируется посредством механического движения стрелок индикаторов. Стрелки индикаторов всегда скрещиваются перед или над головой человека, к которому испытатель проявляет субъективное отрицательное или положительное отношение, и всегда остаются в исходном параллельном положении перед или над головой людей, к которым испытатель проявляет нейтральное отношение. Все результаты проявлялись со 100% воспроизводимостью [9,11].

Движение стрелок индикаторов отражает субъективное отношение испытателя к чему-нибудь или к кому-нибудь и не является специфичным по отношению к его положительному или отрицательному эмоциональному состоянию.

При участии известных специалистов в области физиологии и физики: академиков РАН: А.С. Бугаева, К.В. Судакова, В.Г. Зилова, профессоров: О.В. Бецкого, Я.И. Левина, В.В. Раевского, Я.А. Хананашвили была проведена научная экспертиза достоверности полученных результатов. В экспертных рецензиях и заключениях отмечено, что полученные данные достоверны и воспроизводимы [9].

С помощью специальных индикаторов субъективного состояния впервые установили возможность прямой дистанционной регистрации субъективного состояния человека [9,11].

В специальных сериях опытов мы использовали кровь для тестирования субъективного состояния человека. Как известно, кровь является живой многокомпонентной жидкостью, содержащей клеточные элементы и белково-коллоидные, электролитные растворы [12].

В проведенных нами экспериментах достоверно установлено, что субъективное состояние мозга человека оказывает дистанционное влияние на движение стрелок индикаторов субъективного состояния и на физико-химические свойства крови [13,14]. Дистанционное влияние выраженного субъективного состояния вызывает высоко достоверные разнонаправленные изменения СОЭ в резус-положительной и в резус-отрицательной крови. Обнаружена 100% корреляция между резус-фактором и направлением изменения СОЭ в опытных тестах по сравнению с контрольными [14].

Полученные данные убедительно доказывают существование дистанционно-полевого эффекта субъективного состояния человека. Дистанционное влияние субъективного состояния может осуществляться только посредством поля, создаваемого самим биологическим объектом – мозгом человека. Это мозговое поле названо нами **«психогенным полем»**, поскольку оно отражает **психическое, субъективное состояние человека** [9,10,15,16]. Регистрация психогенного поля открывает перспективу выявления молекулярного биосенсора, чувствительного к субъективному состоянию мозга человека, и использования интеллектуальных способностей мозга человека для бесконтактного, дистанционно-полевого управления техническими устройствами.

В проблеме субъективной деятельности мозга существует основной вопрос, - каким же образом в живом мозге в принципе может возникать субъективное состояние? Иначе говоря, какая должна быть уникальная психофизическая организация, чтобы в самой себе воспроизводить собственное самоощущение?

В работах Ю.В. Гуляева с соавт., (1984); А.Г. Гурвич, (1944); В.П. Казначеева с соавт., (1981,2004); А. Сент-Дьерди, (1971) показано, что живой организм излучает множество электромагнитных полей различного спектра: инфракрасное поле, электрическое, магнитное, ультрафиолетовые лучи [17-21].

Опираясь на представления Э.Х. Ленца, (1833); М. Фарадея, (1834) о физической самоиндукции и на теорию И. Тасаки [22] об электротоническом действии поля на возбудимые клетки, мы предложили, исходя из полученных нами экспериментальных данных, гипотетическую принципиальную схему формирования субъективного состояния мозга, основанную на замкнутых полевых эффектах - самоиндукции в мозге.

По нашему мнению генерируемое мозгом психогенное поле оказывает обратное вторичное влияние на нейронные молекулярные процессы. Структуры головного мозга являются «генератором» специфического мозгового поля и одновременно «экраном», на которое воздействует это поле. В этом проявляется замкнутый цикл полевых и молекулярных процессов, вызывающих в мозге субъективное состояние.

В предстоящих исследованиях перед нами стоит вопрос, какие в молекулярные структуры мозга являются источником психогенного поля и на какие молекулярные образования воспринимают это поле?

Теория функциональных систем, разработанная П.К. Анохиным, (1969), указывает на узловые нейрофизиологические механизмы, с которыми связано формирование целенаправленного поведения [23].

Однако в центральной архитектуре поведенческого акта отражена только нейрофизиологическая составляющая мозговых процессов и не представлена организация субъективных процессов. Субъективное остается как бы «за кадром», только подразумевается, что оно существует.

При современном развитии компьютерной, информационной техники, возможно, смоделировать всю конструкцию центральной архитектоники поведения (по П.К. Анохину) в технических устройствах (в роботах, системах автоматического управления и контроля). При этом, в этих технических системах мы не получим наличия субъективного - эмоций, самоощущений и пр. Это значит, что недостаточно одной архитектуры системной организации функции для происхождения субъективного.

Представленная нами функциональная система целенаправленного поведения (рис.1) имеет две взаимосвязанные и объединённые в единое целое подсистемы: **нейрофизиологическая и субъективная** [10,15,16].

Нейрофизиологический уровень является основой для восприятия окружающей среды и внутреннего состояния организма. На этом уровне осуществляется восприятие всех сенсорных потоков возбуждения от органов чувств; формируются мотивации, компоненты памяти, эффеरентные, командные программы, управляющие движением и поведением, все соматические и вегетативные реакции; происходит оценка полученного результата.

На субъективном уровне осуществляется осмысление всей поступающей в мозг информации, формируются социальные мотивации и цели, инициируется извлечение необходимой информации из памяти, происходит оценка достижения цели, возникают эмоции, создается мыслительный, воображаемый результат.

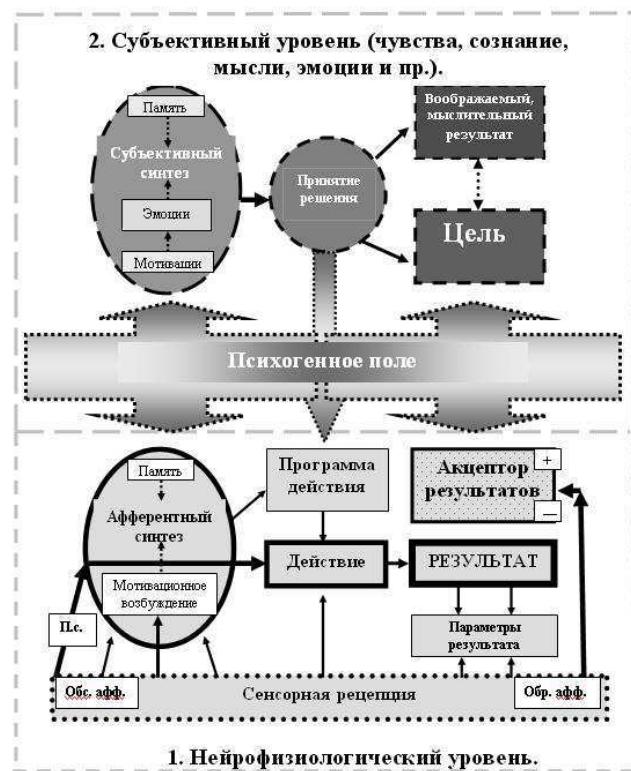


Рисунок 1 - Схема функциональной системы целенаправленного поведения: взаимодействие нейрофизиологических (1) и субъективных (2) процессов в деятельности мозга. Обозначения: П.с. - пусковой стимул, Обс. афф. – обстановочная аfferентация, Обр. афф. – обратная аfferентация

Субъективные и нейрофизиологические процессы в мозге тесно взаимосвязаны и эта связь – двухсторонняя. Базисная основа субъективного кроется в уникальности биологической организации мозга, как живой материи в существующем мироздании. Различные формы субъективного, - от простых, до самых высших, определяются развитием структурно-информационной организации мозга [15].

Появление у живых организмов субъективных состояний явилось важнейшим фактором эволюции, определяющим саморазвитие жизни. Субъективные состояния служат мощным внутренним стимулом, побуждающим организм к активным действиям для достижения цели [16].

Парадигма «субъективной деятельности мозга»: основные постулаты.

Исходя из системной организации деятельности мозга и проведённых нами исследований, мы пришли к изложенным ниже основным постулатам [10,15,16].

- Истоки существования субъективного состояния находятся в фундаментальных свойствах живого мозга, который является особым видом материи, имеющим свои собственные физические законы и специфические мозговые поля. В мозге есть, что-то принципиально иное, - чего нет, и не может быть в неживой природе.
- Функциональная система целенаправленного поведения имеет два взаимосвязанных уровня мозговой организации: нейрофизиологический и субъективный, и представляет собой единую целостную системную организацию.
- Субъективное состояние мозга возникает при взаимодействии и взаимосвязи нейрофизиологических процессов и специфического для мозга «психогенного поля».
- Биологические поля, создаваемые в мозге, могут оказывать обратно направленное влияние на структурно-функциональные процессы в нём («самоиндукция в мозге»).
- Психоневрологические заболевания могут первично возникать в субъективных процессах и уже вторично проявляться в различных структурно-функциональных нарушениях.
- Физика живого мозга - новое направление науки, рассматривающей уникальные физические явления, присущие только живому мозгу и отсутствующие в неживой природе.

Библиографический список

1. Damasio A. The Feeling of What Happens: Body and Emotion the Making of Consciousness. 2000. N.Y. Harcourt Brace, 386 p.
2. Edelman G.M., Tononi G. Consciousness. How matter becomes imagination. 2000. London. Penguin Books. 274 p.
3. Koch C. Neurobiology of Consciousness. 2005. MIT Press.

4. Sperry R.W. Neurology and the mind-brain problem. Am. Sci. 1952, vol. 40. p. 291-312.
5. Судаков К.В. Системные механизмы психической деятельности. Ж. Неврология и психиатрия им. С.С. Корсакова. 2010, т. 110, № 2, с. 4 -14.
6. Поппер К. Знание и психофизическая проблема: В защиту взаимодействия. Пер. с англ. И. В. Журавлева. 2008. Москва. Изд. ЛКИ. 256 с.
7. Нагель Т. Мыслимость невозможного и проблема духа и тела. Ж. Вопросы философии, 2001, № 8, с. 101-112.
8. Иваницкий А.М. Главная загадка природы: как на основе процессов мозга возникают субъективные переживания. Психологический журнал. 1999, т. 20. №.3, с. 93-104.
9. Юматов Е.А. Системная психофизиология субъективного состояния человека. 2011. Москва. Спутник+, 142 с.
10. Юматов Е.А. Психическая деятельность мозга, - «ключ» к познанию. Ж. Вестник Международной академии наук. «Русская секция». 2013, №1, с. 35-45.
11. Юматов Е.А. Прямая регистрация субъективного состояния человека. Ж. Вестник новых медицинских технологий. 2010, № 4, с. 187-192.
12. Чижевский А.Л. Электрические и магнитные свойства эритроцитов. 1973, Киев. Наукова думка.
13. Юматов Е.А., Быкова, Е.В., Джаяров Р. Н. Дистанционное влияние субъективного состояния человека на физико-химические свойства крови. Ж. Бюлл. Эксп. Биол. и мед. 2013, т. 155, № 4, с. 526.
14. Yumatov E.A., Bykova E.V., Potapova O.V., Ragimov A.A., Salimov E.L. Remote-Field Manifestations of Mental Activity of the Human Brain. World Journal of Neuroscience, 2015, v.5, № 2, 108-114.
15. Yumatov, E.A. To Knowledge of the Origin of the Brain Mental Activity. World Journal of Neuroscience. 2014, v. 4, №2, p. 170-182.
16. Yumatov E.A. To the theory of the systemic organization of the brain psychic activity. Current Neurobiology. 2017, v.8, №2, p. 40-50.
17. Гурвич А.Г. Теория биологического поля. 1944. Москва. Госиздат, 155 с.
18. Сент-Дьердь А. Биоэлектроника. 1971. Москва. Мир, 79 с.
19. Гуляев Ю.В., Годик Э.Э.Физические поля биологических объектов. Кибернетика живого: Биология и информация. 1984, Москва. Наука, с. 111-116.
20. Казначеев В.П., Михайлова Л.П. Сверхслабые излучения в межклеточных взаимодействиях. 1981. Новосибирск, Наука, 144 с.
21. Казначеев В.П., Трофимов А.В. Очерки о природе живого вещества и интеллекта на планете Земля. 2004. Новосибирск. Наука, 312 с.
22. Тасаки И. Проведение нервного импульса. 1957. Москва. Ин. лит. 186 с.
23. Анохин П.К. Психическая форма отражения действительности. Сборник Ленинская теория отражения и современность. Ред. Т. Павлов. 1969. София. Раздел 1, глава 3, 109 с.

PSYCHOPHYSICAL REMOTE-FIELD MANIFESTATION OF THE BRAIN SUBJECTIVE ACTIVITY

Yumatov E.A.

P. K. Anokhin Research Institute of Normal Physiology,

I. M. Sechenov First Moscow State Medical University,

National Research University «Moscow Power Engineering Institute»,

The paper discusses the origin of a human subjective state. The goal of this study is to future explore the human subjective states which are can be registered remotely and objectively. Recently we have established the existence of a «psychogenic field», which are most likely reflecting on the human brain subjective state. The author analyses the remote influence of a human subjective state on the blood physical and chemical parameters. We have submitted the schematic diagram of formation of subjective human brain activity, based on biofeedback action of a psychogenic field to the neural molecular processes (a self-induction in a brain). The paper describes the interrelation of neurophysiologic and subjective processes in the system organization of goal-seeking behavior and suggests a paradigm presuming the existence of physical phenomena unique for the living brain and brain fields, and their role in the origin of a subjective state.

КАРДИОАЙГЕНОСКОПИЯ — НОВАЯ ТЕХНОЛОГИЯ АНАЛИЗА, ХРАНЕНИЯ И АВТОМАТИЧЕСКОЙ ОБРАБОТКИ ЭЛЕКТРОКАРДИОГРАММ

Исакевич В.В., Исакевич Д.В.

Общество с ограниченной ответственностью «Собственный вектор», eigenoscope@yandex.ru

Представлен инновационный подход к анализу, хранению и автоматической обработке сверхбольших массивов электрокардиограмм, получивший название «кардиоайгеноскопия». Предназначение этого подхода — организация массовых сетевых и телематических сервисов, позволяющих широкому кругу пользователей осуществлять самоконтроль состояния своего здоровья.

Технология «кардиоайгеноскопия» обладает своими, только ей присущими, системными свойствами,

основанными на известных наработках квантовой механики, радиотехники и электроники. Технология прошла стадию капитальных опытно-конструкторских работ, выполненных на базе двух малых негосударственных научно-технических предприятий — ООО «БизнесСофтСервис» и ООО «Собственный вектор» — при содействии базовой кафедры «Биомедицинские и электронные системы и технологии» опорного Владимирского государственного университета имени братьев А.Г. и Н.Г. Столетовых и защищена действующими на территории РФ патентами №128470, №162110, № 177224, № 178010, № 177963.

Кардиоайгеноскопия начинается с формирования синхронных ансамблей кардиоциклов. Среди всех анализируемых отведений ЭКГ выбирается отведение с хорошо доминирующим R-зубцом. Такое «синхроотведение» далее используется для формирования синхронных ансамблей во всех отведениях без исключения.

Далее для всех отведений вычисляются матрицы плотности ρ , состоящие из произведений отсчетов кардиоцикла — усредненных по ансамблю и отнесенных к средней энергии кардиоцикла.

Матрицы плотности ρ имеют характерный вид для разных нозологий, могут рассматриваться как предикторы и использоваться для визуального экспертного анализа и/или для автоматического анализа, например, с использованием нейросетей. При этом сохраняется возможность сопоставления мнения эксперта с выводом нейросети.

Матрица плотности — привычный инструмент квантовой механики. Кардиоайгеноскопия использует то, что известно физикам с начала 20 века. Так, физики широко используют спектральное представление матрицы плотности — разложение ее на слои, описывающие так называемые «чистые» состояния. Каждый слой ρ_i матрицы плотности ρ — это произведение $\rho_i = \lambda_i |\psi_i\rangle\langle\psi_i|$, где $|\psi_i\rangle$ и $\langle\psi_i|$ — собственный вектор в форме матрицы-столбца и матрицы-строки, соответственно, λ_i — собственное значение. Каждое собственное значение λ_i равно среднему энергетическому вкладу собственного вектора $|\psi_i\rangle$ в кардиоцикл. Как правило, энергетический вклад собственных векторов с номерами выше 3 пренебрежимо мал, поэтому любой кардиоцикл с разумной точностью можно представить линейной комбинацией первых трех собственных векторов. Можно показать, что собственные пары (собственный вектор и его собственное значение) несут информацию о чистых состояниях и частоте их появления в ЭКГ.

Кардиоайгеноскопия позволяет хранить огромные массивы ЭКГ в сжатом виде и с использованием простых и недорогих общедоступных устройств организовать эффективные профилактические сетевые сервисы. Эффект сжатия ЭКГ достигается тем, что достаточно хранить всего 2-3 собственных вектора (длина собственного вектора совпадает с длиной кардиоцикла) и по 3-4 числа на каждый кардиоцикл ЭКГ (2-3 коэффициента и величину RR-интервала).

Использование хранимых кардиоайгеноскопом собственных векторов и собственных значений матрицы плотности позволяет — при их изменении — оценивать степень необратимости произошедших изменений, а также своевременность профилактики и поддерживающей терапии.

Таким образом, использование кардиоайгеноскопии открывает широкие возможности для создания массовых (охватывающих все взрослое население) телекоммуникационных сервисов, опирающихся на пожизненное хранение сжатых ЭКГ. Разработанные на отечественной элементной и программной базе системы хранения, основанные на описанных подходах, уже сейчас позволяют хранить на одном терабайте дискового пространства до 100 миллионов ЭКГ.

Хранение в сжатом виде массива ЭКГ, поступающих от каждого пользователя, открывает возможности раннего оповещения о значимых изменениях — в соответствии с заданными пользователем вероятностями ошибки первого и второго рода.

Проведенные исследования показали, что для выявления значимых отклонений от состояния «здоров» можно применять рабочую статистику основанную на отклонении комбинированного сигнала, получаемого из первых собственных векторов отведений, от эталона состояния «здоров», полученного из собственных векторов тех же отведений — на основе big data для уже диагностированных ЭКГ. В качестве меры отклонений используется модуль угла Шварца между комбинированным сигналом и эталоном. Вероятность принять здорового за нездорового при обработке одной ЭКГ в этом случае — менее 6 %.

Обработка одной ЭКГ пользователя приводит к заметной ошибке диагностики ранних изменений. Для сведения ошибки диагностики к практическому нулю необходимо регулярно снимать ЭКГ и передавать ее на обработку и хранение.

В таблицах указано, как зависит вероятность первого и второго рода от числа хранимых ЭКГ. Как видно из приведенных ниже таблиц, уже при числе хранимых ЭКГ превышающем 5, величина вероятности ошибок первого и второго рода становится уже вполне приемлемой.

Таблица 1. Вероятность принять здорового за нездорового

Число непревышений порога принятия решения для угла Шварца у хранимых ЭКГ	Число хранимых ЭКГ			
	2	3	4	5
1	11 %	16 %	20 %	23 %
2	0,4%	1 %	3 %	3 %
3	-	-	0,1 %	0,2 %

Таблица 2. Вероятность принять нездорового за здорового

Число превышений порога принятия решения для угла Шварца у хранимых ЭКГ	Число хранимых ЭКГ			
	2	3	4	5
1	45 %	44 %	39 %	32 %
2	12 %	23 %	30 %	33 %
3	-	4 %	10 %	17 %
4	-	-	1 %	4 %
5	-	-	-	0,5 %

**CARDOEIGENOSCOPY AS A NEW TECHNOLOGY
FOR ECG ANALYSIS, STORAGE AND AUTOMATIC PROCESSING**

Isakevich V.V., Isakevich D.V.
Eigenvector LLC, eigenoscope@yandex.ru

The innovative approach (which is called cardoeigenoscopy) for analysis, storage and automatic processing of extra large amounts of ECG records is proposed. The purpose of the approach is to organize mass network and telematic services which allow the users to practice theirs' health state self-control.

The properties of cardoeigenoscopy are based on quantum mechanics, radio and electronics achievements. It uses synchronous ensembles of ECG cycles in many leads, density matrix computing (which matrices may be considered as the predictors and analysed by experts or artificial neural networks) and spectral decomposition to eigenpairs. The technology allows to compress and store large amounts of ECG records and organize simple and affordable services. The storage of ECG history allows to detect changes in eigenvectors and eigenvalues and estimate the reversibility of the change and effectiveness of therapy. The early detection of significant changes may be done with error rates given by the user.

The working statistics based on eigenvector combinations from many leads are developed. The probability of false disease detection for a single ECG is shown to be less than 6 percent. In order to get less error rates it is necessary to get, store and process the ECG records regularly.

The error rates are estimated.

The developed storage systems based on the described approaches use native hardware and software and may store up to 100 million ECG records at 1 Tbyte of disk memory.



СЕКЦИЯ 1

МЕТОДЫ И СРЕДСТВА ДИАГНОСТИКИ И ЛЕЧЕНИЯ ЗАБОЛЕВАНИЙ

ЭЛАСТОГРАФИЯ СДВИГОВОЙ ВОЛНОЙ НА УЛЬТРАЗВУКОВЫХ СКАНЕРАХ РАЗНЫХ ПРОИЗВОДИТЕЛЕЙ

(ЭКСПЕРИМЕНТ С КАЛИБРОВАННЫМИ ФАНТОМАМИ)

¹Демин И.Ю., ²Сафонов Д.В., ³Рыхтик П.И., ³Шатохина И.В., ³Куртина Л.В.

¹Нижегородский государственный университет им. Н.И. Лобачевского, Нижний Новгород

²Приволжский исследовательский медицинский университет, Нижний Новгород

³Приволжский окружной медицинский центр ФМБА России, Нижний Новгород

Введение. Измерение жесткости различных биологических объектов с помощью эластографии сдвиговой волной все шире внедряется в клиническую практику и с некоторыми вариациями присутствует в ультразвуковых сканерах разных фирм-производителей [1]. Одним из источником разнотений при сравнительном анализе результатов эластографии сдвиговой волной на сканерах разных производителей является различие используемых показателей жесткости. В приборах одних фирм (Siemens) результат выдается непосредственно в виде скорости сдвиговой волны, измеренной в метрах в секунду (м/с), а у других (Aixplorer) пересчитывается в модуль Юнга E – традиционный физический показатель, характеризующий жесткость (упругость) сред и измеряемый в килопаскалях (кПа). Он прямо пропорционален произведению плотности среды ρ и квадрата скорости сдвиговой волны V :

$$E = 3\rho V^2 \quad (1)$$

Для оценки точности эластографии необходимы два компонента. Это калибранный фантом для исследования жесткости различных сред с известными характеристиками упругости, на котором можно проводить сравнение, и экспериментальный прибор с широким набором настроек для высокоточных измерений, который можно использовать как эталон при сравнении с другими приборами. Оба компонента есть в лаборатории «Биомедицинских технологий, медицинского приборостроения и акустической диагностики (МедЛаб)» на кафедре акустики Нижегородского государственного университета им. Н.И. Лобачевского, где выполнялись исследования на экспериментальной акустической системе Verasonics с открытой архитектурой. Другая часть экспериментов с использованием коммерческих медицинских ультразвуковых сканеров проведена в ФБУЗ «Приволжский окружной медицинский центр ФМБА России».

Цель исследования: в эксперименте на калиброванном фантоме провести сравнительную оценку точности эластографии сдвиговой волной на ультразвуковых сканерах разных производителей и разработать коэффициенты пересчета количественных показателей жесткости между разными приборами [2].

Материалы и методы. Эластография сдвиговой волной включает в себя две взаимосвязанные технологии – точечную эластографию и двухмерную эластографию. При точечной эластографии (point Shear Wave Elastography, pSWE) сдвиговые волны возникают вследствие воздействия на среду радиационного давления сильного сфокусированного ультразвукового импульса. Другое название этого метода – ARFI – происходит от англоязычного сокращения Acoustic Radiation Force Impulse.

Дальнейшее техническое развитие точечная эластография получила при создании двухмерной эластографии сдвиговой волной (two dimensional Shear Wave Elastography, 2D-SWE) или сверхзвуковой эластографии сдвиговой волной (SuperSonic Shear Wave Elastography, sSWE), как назвала эту многоволновую эластографическую технологию компания SuperSonic Imagine S.A., Aixen-Provence (Франция), которая первой запатентовала ее и реализовала на практике в ультразвуковом сканере Aixplorer.

Работа основана на сравнительном анализе количественных показателей жесткости калиброванного фантома, полученных на 4 ультразвуковых сканерах с технологией эластографии сдвиговой волной, из них 3 коммерческих прибора: Aixplorer (Super Sonic Imagine S.A., Aixen-Provence, Франция) с конвексным XC6-1 (диапазон частот 1-6 МГц), линейным SL15-4 (4-15 МГц) и полостным SE12-3 (3-12 МГц) мультичастотными датчиками; Acuson S2000 (Siemens, Германия) с конвексным 4C1 (1-4,5 МГц) и линейным датчиками 9L4 (4-9 МГц); LOQIG E9 (GE, США) с конвексным C1-5-D (1,8-5) МГц и линейным датчиками 11L-D (4,2-11 МГц), а

также на акустической системе Verasonics с открытой архитектурой и линейным датчиком L7-4 с заданной рабочей частотой 5 МГц. Сканеры Acuson S2000, LOQIG E9 и Verasonics оснащены только точечной эластографией, а Aixplorer – как точечной, так и двухмерной эластографией сдвиговой волной (рис.1).

	
Aixplorer (Super Sonic Imagine S.A., Aix-en-Provence, Франция)	Acuson S2000 (Siemens, Германия)
	
LOQIG E9 (GE, США)	Датчики УЗИ

Рисунок 1- Виды ультразвуковых сканеров и датчиков

Verasonics представляет собой универсальный ультразвуковой прибор (рис. 2), предназначенный для изучения упругих свойств различных биологических или искусственных объектов, оптимизации алгоритмов технической обработки акустических сигналов и разработки наиболее информативных параметров настройки сканеров.



Рисунок 2- Акустическая система Verasonics: блок питания (1), управляющий блок (2), компьютер (3), монитор (4), исследуемый фантом и ультразвуковой датчик (5)

Основным достоинством системы является ее открытость, то есть возможность в широких пределах изменять параметры ультразвуковых волн, например, количество излучаемых и приемных каналов от 128 до 256, несущую частоту от 1 до 15 МГц, мощность ультразвука до 1000 Вт и программировать их в зависимости от задач и объектов исследования. Принимаемые эхосигналы записываются прибором и доступны для постобработки в виде массивов числовых данных. Весь сценарий посылки импульсов, приема и обработки данных, построения изображения программируется пользователем на языке MATLAB.

Исследование выполнено на калиброванном полимерном фантоме CIRS Model 049 Elasticity QA Phantom Spherical (Computerized Imaging Reference Systems Company, Norfolk, USA), предназначенному для использования в качестве эталона при проверке точности измерений жесткости различных по упругим свойствам сред. Он представляет собой блок прямоугольной формы размерами 20x15x10 см в котором в однородном матриксе (background) на глубине 15 мм и 35 мм находятся 2 ряда сферических включений с различной жесткостью диаметром 10 мм и 20 мм соответственно. Фантом изготовлен из специального полимера Zerdine с акустическими свойствами, которые не зависят от колебаний температуры окружающей среды и степени компрессии датчиком и максимально приближены к усредненным физическим показателям

мягких тканей человека: скорость распространения ультразвуковых волн 1540 ± 10 м/с, коэффициент затухания $0,5 \pm 0,05$ дБ/см•МГц, плотность $1,04$ г/см³. Сферические включения внутри фантома были четырех типов жесткости (Type I-IV) с различными известными и калиброванными значениями модуля Юнга, указанными в сопроводительной документации (табл. 1).

Таблица 1.

Калиброванные значения жесткости сферических включений

Значения модуля Юнга (кПа)				
Type1	Type2	Background	Type3	Type4
10 ± 4	13 ± 4	28 ± 7	58 ± 12	111 ± 18

В эксперименте сравнивались показатели жесткости только сферических включений I-III типа, поскольку нормальных или патологических тканей с жесткостью, близкой к значениям сферы IV типа, в организме не существует.

Результаты и их обсуждение. На первом этапе исследования сравнивались значения жесткости, полученные при точечной эластографии сдвиговой волной конвексными и линейными датчиками на сканерах различных производителей (табл. 2, 3)

Таблица 2.

Показатели жесткости при точечной эластографии конвексными датчиками

Название сканера, тип датчика	Значения модуля Юнга (кПа)			
	Type1	Type2	Background	Type3
Aixplorer, XC6-1	$8,42 \pm 0,38$	$11,08 \pm 0,90$	$23,13 \pm 0,62$	$32,18 \pm 1,06$
Acuson S2000, 4C1	$7,16 \pm 0,43$	$11,67 \pm 0,78$	$20,12 \pm 1,10$	$29,28 \pm 2,10$
LOGIQ E9, C1-5-D	$9,67 \pm 0,35$	$11,94 \pm 0,69$	$22,53 \pm 0,74$	$35,62 \pm 3,15$

Таблица 3.

Показатели жесткости при точечной эластографии линейными датчиками

Название сканера, тип датчика	Значения модуля Юнга (кПа)			
	Type1	Type2	Background	Type3
Aixplorer, SL15-4	$7,05 \pm 0,21$	$11,20 \pm 0,48$	$20,59 \pm 0,21$	$33,19 \pm 1,61$
Acuson S2000, 9L4	$6,66 \pm 0,71$	$10,11 \pm 0,69$	$20,56 \pm 0,31$	$28,35 \pm 2,21$
LOGIQ E9, 9L-D	$8,35 \pm 0,89$	$11,26 \pm 0,54$	$23,25 \pm 0,25$	$45,78 \pm 3,85$
Verasonics, L7-4	$6,38 \pm 0,31$	$10,24 \pm 0,58$	$23,15 \pm 0,35$	$28,12 \pm 2,68$

Как следует из таблиц 2 и 3, как на конвексных, так и на линейных датчиках всех фирм-производителей получены сопоставимые между собой значения жесткости с различиями в пределах ошибки измерения. Для менее жестких сфер I и II типа эти показатели полностью соответствовали калиброванным значениям. Для средней жесткости матрицы фантома измеренные значения оказались у нижней границы калиброванных, и только при исследовании жестких сфер III типа наблюдалось занижение полученных значений по сравнению с калиброванными, менее выраженное у линейного датчика сканера LOGIQ E9. Расхождение с номинальными значениями увеличивалось у всех датчиков по мере нарастания жесткости.

В работе представлены разработанные формулы пересчета показателей жесткости, которые позволяют проводить корректное сравнение данных точечной эластографии сдвиговой волной, полученных на различных сканерах.

Работа выполнена при поддержке гранта РФФИ, проект 18-42-520056.

Библиографический список

1. Руденко О.В., Сафонов Д.В., Демин И.Ю., Рыхтик П.И., Андреев В.Г., Гурбатов С.Н., Романов С.В. Основы эластографии сдвиговой волной: теория и физический эксперимент. В кн.: Эластография сдвиговой волны: анализ клинических примеров. Под ред. Борсукова А.В. Смоленск: Смоленская городская типография; 2017; Гл.1: С.8-41.
2. Сафонов Д.В., Рыхтик П.И., Шатохина И.В., Романов С.В., Гурбатов С.Н., Демин И.Ю. Эластография сдвиговой волной: сравнение точности показателей разных ультразвуковых сканеров в эксперименте с калиброванными фантомами // Современные технологии в медицине. 2017, Т.9, № 4. С.51-59.

SHEAR WAVE ELASTOGRAPHY IN DIFFERENT ULTRASOUND SCANNERS (EXPERIMENT WITH CALIBRATED PHANTOMS)

¹Demin I.Yu., ²Safonov D.V., ³Rykhtik P.I., ³Shatokhina I.V., ³Kurtina L.V.

¹Lobachevsky State University of Nizhny Novgorod, Nizhny Novgorod, Russian Federation

²Privolzhsky Research Medical University, Nizhny Novgorod, Russian Federation

³Privolzhsky District Medical Center of Federal Medico-Biologic Agency of Russia, Nizhny Novgorod, Russian Federation

The aim of the study was to compare the accuracy of shear wave elastography performed by ultrasonic scanners from different manufacturers and to develop the conversion coefficients to recalculate the stiffness values obtained with different instruments using a calibrated phantom.



ВЫДЕЛЕНИЕ И АНАЛИЗ ПУЛЬМОНАЛЬНОЙ КОМПОНЕНТЫ ВТОРОГО СЕРДЕЧНОГО ТОНА

Андреев В.Г., Лесик М.В., Корольков А.И.

Физический факультет МГУ имени М.В. Ломоносова, andreev@acs366.phys.msu.ru

Неинвазивная диагностика легочной гипертензии – важнейшая проблема современной кардиологии. Этот вид гипертензии очень часто ведет к летальному исходу, поэтому ранняя диагностика и выявление причин заболевания имеют принципиально важное значение. В настоящее время измерение давления в легочной артерии проводится только в условиях клиники обученным персоналом с применением современного оборудования. «Золотым» стандартом является метод введения катетера через подключичную или внутреннюю яремную вену. Эхокардиография (ЭХОКГ) – единственный неинвазивный метод количественной оценки давления в легочной артерии в условиях клиники. Для правильного применения ЭХОКГ требуется подготовленный персонал, способный правильно измерить и интерпретировать полученные данные. Метод имеет ряд серьезных ограничений, связанных с особенностями его аппаратной реализации. Аускультация – выслушивание звуков, генерируемых при функционировании сердца, позволяет обнаруживать признаки легочной гипертензии, но не дает никакой количественной информации. При функционировании сердца возникают звуки, которые в кардиологии принято называть тонами сердца. Звук, соответствующий первому тону сердца S1, возникает при закрытии митрального клапана. Звук второго тона сердца S2 состоит из двух компонент аортальной (A2) и пульмональной (P2). Аортальная компонента образуется при захлопывании створок аортального клапана, пульмональная компонента создается при захлопывании створок клапана легочного ствола. В норме звук второго тона, регистрируемый фонокардиографом, выглядит в виде одного импульса, состоящего из высокочастотных осцилляций. При наличии патологии импульс второго тона расщепляется.

Повышение давления в легочной артерии (ЛА) происходит к увеличению длительности систолы правого желудочка, что сопровождается расщеплением импульса второго тона сердца S2 на два импульса, соответствующих аортальной A2 и пульмональной P2 компонентам, причем величина расщепления коррелирует с величиной давления в ЛА [1]. В соответствии с клапанной теорией формирования тонов сердца предполагается, что по мере повышения давления в ЛА в компоненте P2 будет доминировать более высокая частота [2]. Предлагаются различные методы обработки сигналов второго тона сердца, позволяющие разделить компоненты тона S2 и измерить их частотный спектр с целью использования полученной информации для оценки давления в легочной артерии. В работе предлагается использовать для этой цели алгоритм, построенный на основе преобразования Вигнера – Вилла (ВВ).

Оптимизация и отработка математических алгоритмов предполагает наличие модельных сигналов, форма и спектральный состав которых с достаточно хорошей точностью соответствуют реальным сигналам второго тона сердца. В работе [3] в качестве таких сигналов предлагается использовать чирпированные импульсы. Огибающая импульса и частота заполнения подобраны таким образом, чтобы максимально соответствовать сигналам второго тона, зарегистрированным в экспериментах со свиньями.

$$S_2 = S_a + S_p = A_a(t) \sin((24.3t + 451.4\sqrt{t})2\pi \cdot 10^{-3}) + \\ A_p(t - t_0) \sin((21.83t + 356.34\sqrt{t})2\pi \cdot 10^{-3}) \quad (1)$$

где время t изменяется в интервале, соответствующем средней длительности S2 от 0 до 60 мс. Амплитудные огибающие аортальной A_a и пульмональной A_p компонент имеют временную зависимость:

$$A_{a,p} = -A [1 - \exp(-t/8)] \exp(-t/16) \sin(\pi t/60) \quad (2)$$

$A = 1$, $A = 1.5$ для пульмональной и аортальной компонент соответственно. Амплитуда пульмональной компоненты обычно ниже амплитуды аортальной. Частота каждой из компонент нелинейно убывает со временем:

$$f_a = 24.3 + 225.7 / \sqrt{t}, \quad f_p = 21.83 + 178.17 / \sqrt{t}, \quad (3)$$

где f_a – частота аортальной компоненты, f_p – частота пульмональной компоненты. Временная задержка между компонентами t_0 может варьироваться в пределах 10 - 60 мс. Как правило, большая задержка (40 мс и выше) является признаком повышенного давления в легочной артерии. На рис.1 a приведена форма импульса S2 при временной задержке между компонентами 30 мс, когда компоненты частично накладываются друг на друга, в результате чего сигнал второго тона имеет вид одного импульса. Зависимость частот аортальной и пульмональной компонент от времени показана на Рис.1 b . В течение первых 10 – 15 мс частоты быстро уменьшаются до значений 70-80 Гц, после чего медленно уменьшаются до 54 Гц (f_a) и 48 Гц (f_p).

Разделение компонент импульса второго тона, частота которого заметно изменяется со временем можно проводить с помощью преобразования Вигнера – Вилла:

$$P(\tau, f) = \int_{-\infty}^{\infty} S(\tau + t/2) \cdot S^*(\tau - t/2) e^{-i2\pi f t} dt \quad (4)$$

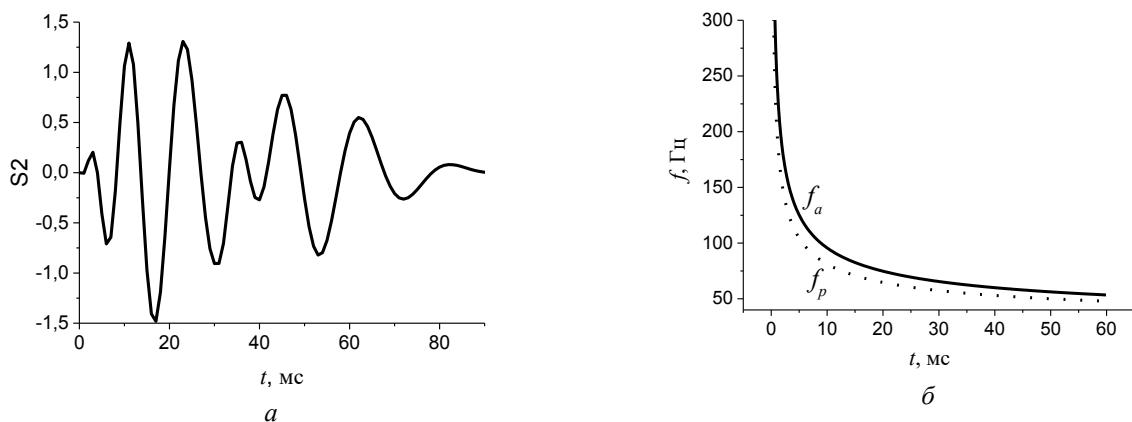


Рисунок 1- Модельная форма импульса второго тона при задержке между аортальной и пульмональной компонентами $t_0=30$ мс (а). Изменение частоты аортальной f_a и пульмональной f_p компонент со временем (б)

где $S(t)$ – исследуемый сигнал, $*$ – знак комплексного сопряжения. Преобразование В-В здесь целесообразно использовать, поскольку именно оно обеспечивает наилучшее разрешение в частотной и временной области для чирпированных импульсов. Величина $P(\tau, f)$ может рассматриваться в качестве оценки плотности энергии сигнала на данной частоте в фиксированный момент времени. На рис.2 представлены результаты вычислений модуля комплексной функции $P(\tau, f)$ для импульсов S2 при временной задержке между компонентами 60 мс (а), 40 мс (б), 30 мс (в). Светлые участки соответствуют большим значениям модуля. При временной задержке между компонентами равной 60 мс компоненты разделены во времени. На рис.2 эти компоненты также разделяются, при этом возникают артефакты в виде интерференционных полос. Появление интерференционных полос связано с квадратичностью преобразования.

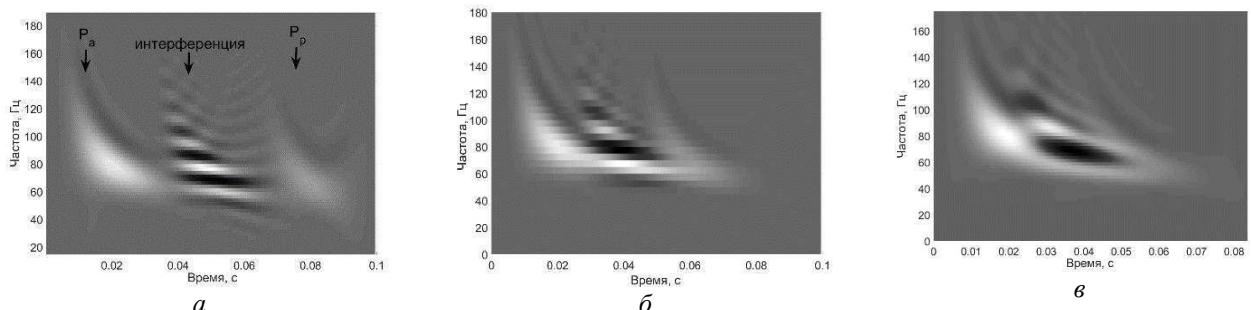


Рисунок 2- Модуль комплексной функции $P(\tau, f)$, рассчитанный для импульсов S2 при временной задержке между компонентами 60 мс (а), 40 мс (б), 30 мс (в). Светлые участки соответствуют большим значениям модуля

Если сигналы разрешены в частотно-временной области, то они могут быть восстановлены путем накладывания соответствующей маски и выполнения обратного преобразования. Границная задержка между сигналами, на которой различимы отдельные компоненты, может быть оценена в 40мс (Рис. 2б). В том случае, когда сигналы накладываются друг на друга в частотно-временной области необходимо применять другие методы обработки. Рассмотрим, например, преобразование Вигнера-Вилла при временной задержке между компонентами равной 30 мс. Как видно из Рис. 2в, прямым наложением маски восстановить сигналы не представляется возможным. Однако остается возможность восстановить частоту аортальной компоненты пользуясь предположением, что частота убывает со временем как $(t)^{-1/2}$ (см. (3)). Для этого наложим маску, которая сделает сигнал похожим на компоненту P_a , и посчитаем среднюю частоту \tilde{f}_a в каждый момент времени:

$$\tilde{f}_a = \frac{\int_{-\infty}^{\infty} f \cdot \tilde{P}(t, f) df}{\int_{-\infty}^{\infty} \tilde{P}(t, f) df} \quad (4)$$

где $\tilde{P}(t, f)$ преобразование Вигнера-Вилла от S_2 после наложения маски (см. Рис. 3). Результат вычисления \tilde{f}_a по формуле (4) и его сравнение с точной частотой f_a представлен на Рис. 4а. Как видно из графика, \tilde{f}_a дает неплохое соответствие вплоть до времен 50 - 55 мс, на которых амплитуда сигнала становится слишком мала. Интегрируя \tilde{f}_a можно получить оценку для фазы сигнала $\tilde{\phi}_a$. Для этого \tilde{f}_a представляется в виде полинома некоторой степени M ($M \sim 20-30$):

$$\tilde{f}_a = \sum_{n=1}^M c_n t^n. \quad (5)$$

Коэффициенты полинома вычисляются с помощью полиномиального метода наименьших квадратов, после чего полином интегрируется и вычисляется фаза:

$$\tilde{\phi}_a = 2\pi \sum_{n=1}^M c_n \frac{t^{n+1}}{n+1}. \quad (6)$$

Результат вычисления фазы представлен на Рис. 4б. Для восстановления огибающей $\tilde{A}_a(t)$ вычисляется аналитическая форма суммарного сигнала S_{2c} с помощью преобразования Гильберта. Путем умножения S_{2c} на $\exp(-i\tilde{\phi}_a)$, и фильтрации результирующего сигнала фильтром низких частот (частота отсечки приблизительно равна 20 Гц), восстанавливается огибающая, и, следовательно, аортальная компонента. Временная форма пульмональной компоненты строится вычитанием восстановленного сигнала аортальной компоненты из сигнала S_2 . На Рис. 5 показан пример восстановления компонент. Временная задержка t_0 между компонентами определяется предложенным методом со значительной погрешностью.

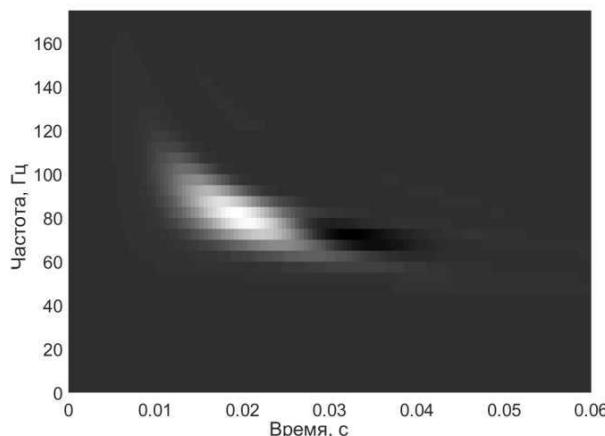


Рисунок 3- Модуль комплексной функции $\tilde{P}(t, f)$, рассчитанный для импульсов S2 при временной задержке между компонентами 30 мс после наложения маски

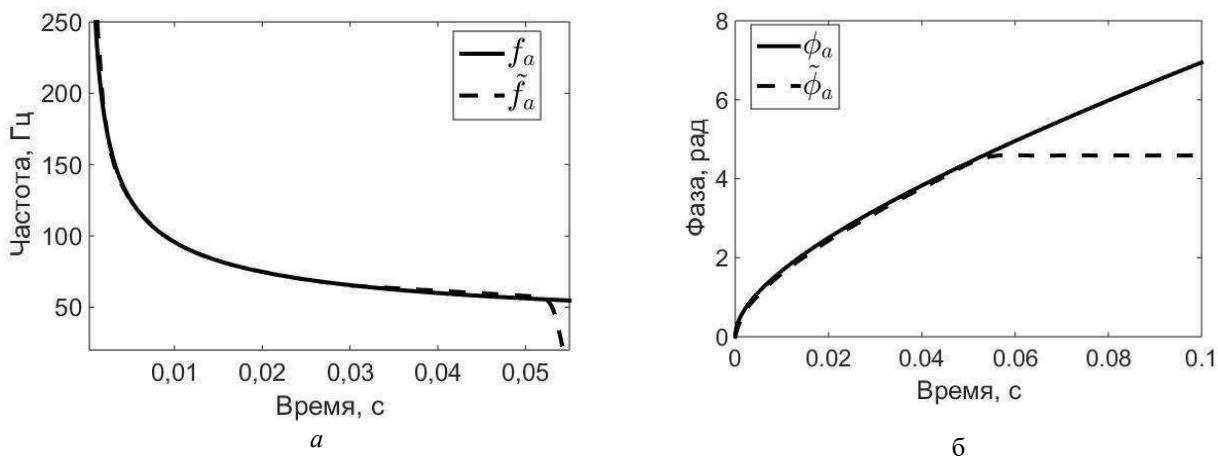


Рисунок 4- Результат оценки частоты (а) и фазы (б)

Влияние шума на процесс восстановления компонент проводилось путем добавления к сигналу случайного шума, средняя амплитуда которого не превышала 20% от максимального значения S_2 , что вполне соответствует реальной экспериментальной ситуации. Как и следовало ожидать, результаты восстановления ухудшаются при наличии шума (Рис. 5 δ, ε). Это связано с тем, что полиномиальный метод наименьших квадратов дает значительные ошибки при восстановлении фазы при наличии шума.

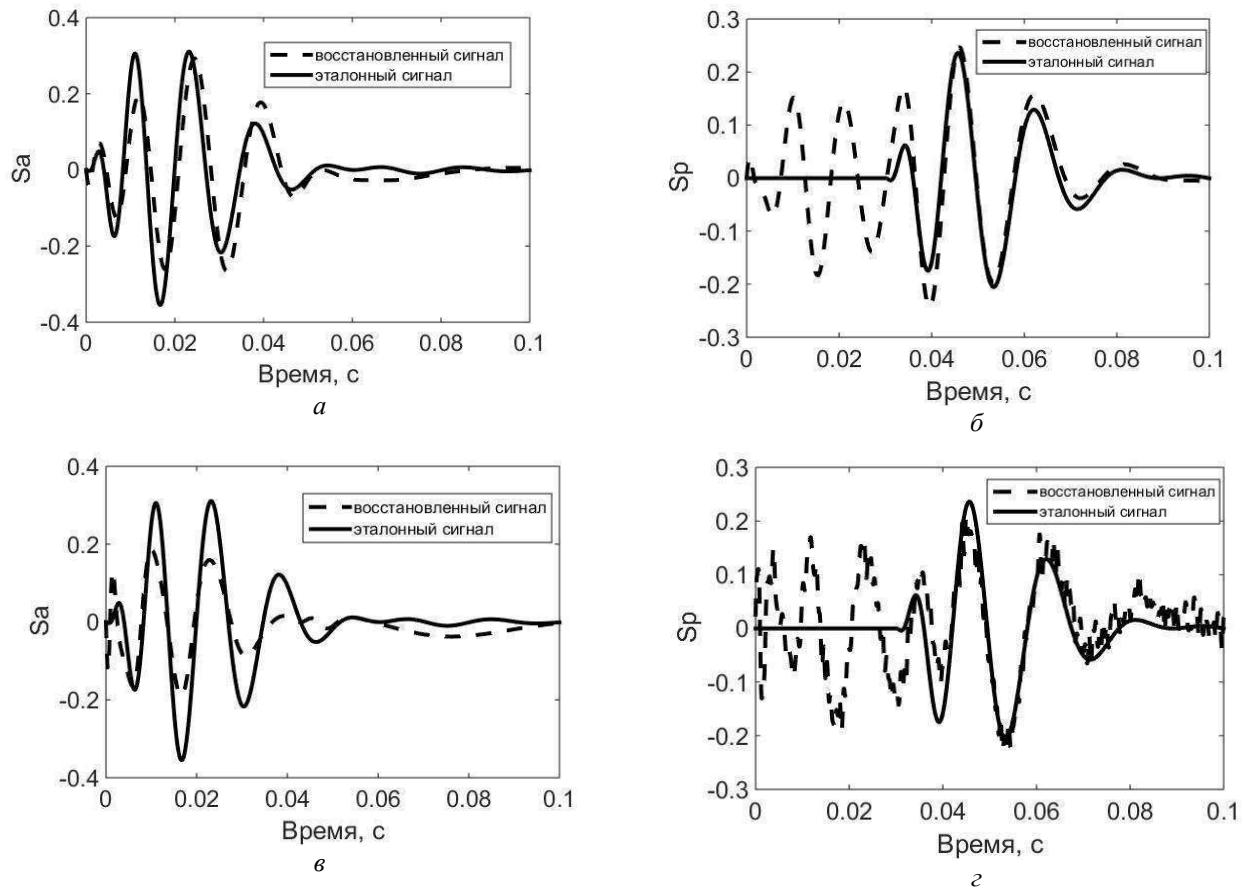


Рисунок 5- Результат восстановления аортальной и пульмональной компонент в отсутствие шума (а,б) и при наличии шума (в,г)

Работа выполнена при финансовой поддержке гранта РФФИ 18-02-00736.

Библиографический список

1. P A Chandraratna, J M Lopez, L S Cohen. Echocardiographic observations on the mechanism of production of the second heart sound. *Circulation*. 1975; 51:292-296.
2. Chen D., Pibarot P., Honos G., Durand L.G. Estimation of pulmonary artery pressure by spectral analysis of the second heart sound. *Am J Cardiol*. V. 78, P. 785 - 789, 1996.
3. Xu J, Durand LG, Pibarot P. Nonlinear Transient Chirp Signal Modeling of the Aortic and Pulmonary Components of the Second Heart Sound. *IEEE Transactions On Biomedical Engineering*, Vol. 47, No. 7, 2000

EXTRACTION AND ANALYSIS OF PULMONAL COMPONENT OF THE SECOND HEART TONE

Andreev V.G., Lesik M.V., Korolkov A.I.

M.V.Lomonosov Moscow State University, Faculty of Physics, andreev@acs366.phys.msu.ru

The method of separating the components of the second tone of the heart, based on the use of the Wigner-Villa transformation, is studied. Chirped pulses are chosen as model signals, the frequency of oscillations in which with time t decreases as $t^{1/2}$. The pulse duration (60 ms) and the frequency range (40-200 Hz) correspond to the signals of the second tone of the heart both in normal conditions and in the presence of pulmonary hypertension. The Wigner-Villa transformation modules for pulses with different time delays between the aortic and pulmonary components have been calculated. It is shown that the shape of the aortic component is reconstructed quite well even in the presence of noise. The proposed method is effective for separation of components with a time delay exceeding 40 ms. The results can be used to create a device for noninvasive measurement of pulmonary artery pressure.

**ФУНКЦИОНАЛЬНАЯ ДИАГНОСТИКА ЧЕРЕПНО-МОЗГОВЫХ ТРАВМ МЕТОДОМ
РЕОЭНЦЕФАЛОГРАФИИ**

Колесниченко Е. А., Жуков К. Н.

ФЕДЕРАЛЬНОЕ ГОСУДАРСТВЕННОЕ БЮДЖЕТНОЕ ОБРАЗОВАТЕЛЬНОЕ УЧРЕЖДЕНИЕ ВЫСШЕГО
ОБРАЗОВАНИЯ «МОСКОВСКИЙ ГОСУДАРСТВЕННЫЙ ТЕХНИЧЕСКИЙ УНИВЕРСИТЕТ ИМЕНИ
Н.Э.БАУМАНА» (НАЦИОНАЛЬНЫЙ ИССЛЕДОВАТЕЛЬСКИЙ УНИВЕРСИТЕТ) (МГТУ
ИМ.Н.Э.БАУМАНА), ichlaufeamok@gmail.com

Черепно-мозговые травмы (ЧМТ) по статистике — самый распространенный вид травм и одна из основных причин инвалидизации в России.

Для первичной диагностики черепно-мозговых травм чаще всего в поликлиниках используют ультразвуковые методы исследования [8]. Другим распространенным способом диагностики является компьютерная томография (КТ). Для оценки функционирования нервной ткани также используется регистрация электропотенциалов мозга (ЭЭГ).

ЭЭГ используется для исследования эпилептической активности мозга. Данная методика, помимо диагностики эпилепсии и каких-либо структурных образований в мозге, таких как опухоли мозга, абцессы мозга, позволяет установить последствия травм. [7] Современное цифровое оборудование значительно расширило возможности ЭЭГ метода, поскольку стало возможной длительная запись биотоков у людей, подверженных эпилептическим припадкам. При различных видах ЧМТ с помощью ЭЭГ выявляются участки, где нейроны проявляют негативную активность. Метод примечателен тем, практически не имеет противопоказаний.

Эхоэнцефалография (ЭхоЭГ) - метод, основанный на ультразвуковой диагностике. Это простой способ обследования головного мозга, не требующий специальной подготовки пациента. Метод дает представление о смещении мозговых структур, поэтому используется для диагностики головного мозга на наличие опухолей и последствий черепно-мозговых травм. При ЧМТ врач определяет, смещены ли структуры мозга относительно средней линии. Так диагностируется ушиб мозга, в том числе со смещением, а также образование в нем опухолей или гематом.

Метод компьютерной томографии (КТ) базируется на измерении интенсивности проникновения рентген-лучей через ткани мозга. В результате получается горизонтальный срез мозговых тканей. Метод дает представление о патологиях мозга, их локализации, позволяет выявить расширение желудочков мозга, оценить интенсивность круговорота ликвора. В ряде случаев КТ предполагает введение контрастирующего раствора. Однако метод имеет свои противопоказания - исследование не назначают беременным и детям.

Для исследования используется томограф с выдвижным столом, на котором располагается пациент. Во время процедуры, длившейся от 15 до 30 минут.

Компьютерная томография - достаточно информативный метод, но сложный в применении. Часто возникают трудности его использования для проведения экстренной диагностики, так как режим проведения

этих процедур в больницах не круглосуточный. Не всегда получается использовать компьютерную томографию для диагностики черепно-мозговой травмы [8], так как гематома нарастает в течение 22-48 часов, а сразу после травмы на КТ видно лишь минимальную гематому, не несущую полной информации о повреждении мозга. Кроме того, компьютерные томографы - сложная техника. В этом случае для диагностики травмы и локализации гематом в поликлиниках используют ультразвуковую диагностику (ЭхоЭГ), которая в силу простоты и доступности остается наиболее популярным методом исследования пациентов с ЧМТ.

Реография - метод исследования состояния сосудов головного мозга. Сейчас его чаще всего используют для исследования гемодинамики мозга, состояния позвоночных артерий, для диагностики атеросклеротических изменений. Процедура проста для проведения, то есть не требуется дополнительное обучение персонала; не имеет противопоказаний, безопасна и безболезненна для пациента. Кроме того, в среднем стоимость проведения этой процедуры в клиниках ниже, чем ЭхоЭГ или ЭЭГ [13]. Цель этой статьи - показать, что для диагностики пациентов с черепно-мозговыми травмами можно использовать также импедансные методы исследования. Для этого будут рассмотрены физические основы реоэнцефалографии и проведен анализ того, какие изменения гемодинамических параметров происходят при ЧМТ и как их можно зарегистрировать на снимаемом сигнале.

Сотрясение головного мозга является самой легкой степенью черепно-мозговой травмы, более тяжелыми являются ушиб головного мозга и ушиб с нарастающим сдавливанием головного мозга. Симптомы черепно-мозговой травмы связаны с нарушением баланса жидкости между тканями мозга, кровеносными сосудами и цереброспинальной жидкостью, т.е. наступает отек и набухание тканей головного мозга, что может привести к его сдавливанию и отеку и набуханию пострадавших тканей, расположенных в непосредственной близости и находящихся в другой области.

Кровоснабжение головного мозга обладает своими особенностями. Объем крови, протекающий через головной мозг человека, достигает 15 процентов от общего объема крови, а потребление кислорода – до 25 процентов от выдыхаемого с воздухом [5]. К особенностям кровоснабжения также относится наличие большой и сложной сети мозговых сосудов; скорость артериального кровотока выше, чем в других органах.

Кровоснабжение головного мозга обеспечивается двумя артериальными системами: внутренних сонных артерий и позвоночных артерий.

Внутренние сонные артерии – это ветви общих сонных артерий, левая – отходит от дуги аорты. Сильное пережатие сонных артерий нарушает кровоснабжение мозга. Внутренняя сонная артерия проникает в полость черепа, где принимает участие в кровоснабжении головного мозга и глазного яблока. Позвоночные артерии берут начало от подключичных артерий и входят в канал поперечных отростков шейных позвонков и проникают через большое затылочное отверстие в полость черепа. В полости черепа позвоночные артерии располагаются на основании продолговатого мозга. У переднего края моста позвоночная артерия разделяется на 2 задние мозговые артерии.

В полости черепа артерии соединяются между собой, образуя на нижней поверхности головного мозга виллизиев круг. В нормальных условиях кровь, приносимая по разным артериям, не смешивается в сосудах виллизиева круга. Он также выполняет регулирующую роль, позволяя при затруднении доставки крови по какому-либо сосуду провести ее перераспределение за счет других источников и не допустить нарушения кровоснабжения мозга.

Внутричерепное давление – результат взаимодействия трех компонентов внутричерепного объема: вещество мозга (80%), ликвор (10%) и объем крови (10%). Гипотеза Монро-Келли (1983г) говорит о том, что любое изменение компонентов, влияющих на внутричерепной объем, приводит к компенсаторному изменению остальных составляющих.[11]

При отеке головного мозга происходит уменьшение мозгового кровотока за счет снижения церебрального давления. Отек приводит к изменению в кровообращении головного мозга. Кроме того, отек – это изменение объема, а изменение объема приводит к изменению емкостного сопротивления мозга, из чего следует, что для оценки состояния поврежденного участка может использоваться его регистрация. [11].

Рассмотрим кратко физиологические основы реоэнцефалографического метода исследования. Импеданс биообъекта складывается из омического и емкостного сопротивлений. Уравнение для расчета общего сопротивления тканей выглядит следующим образом:

$$Z = \sqrt{R^2 + X_c^2},$$

где емкостная часть сопротивления биообъекта считается по следующей формуле:

$$X_c = \frac{1}{2\pi f C}$$

Общее сопротивление тканей тела человека очень велико, а величина переменного сопротивления крайне мала.

Величина изменения электрических свойств биоткани зависит от соотношения между жидкими средами и клеточными компонентами, так как кровь обладает большей электропроводностью, чем окружающие ткани. Максимальная величина разности между электропроводностью жидких и клеточных фаз находится в диапазоне частот меньше 1кГц. Но в этом диапазоне велико сопротивление рогового слоя кожи, которое становится меньше с ростом частоты. [1]

Величина резистивного сопротивления организма достаточно велика: исследования с воздействием постоянного тока на организм давали значения удельного сопротивления до $10^5 \text{ Ом} \times \text{см}$.[12] Такие величины обуславливаются структурой ткани и явлениями поляризации, возникающими при прохождении через биоткань постоянного тока. Поляризационная емкость определяется по формуле:

$$C_p = \frac{\int_0^T Idt}{R(I_0 - I_T)},$$

где R - сопротивление, Ом; I - сила тока; I_T - конечное значение силы тока; I_0 - начальное значение силы тока; C_p - поляризационная емкость. С учетом того, что изменение силы тока в такой цепи носит нелинейный характер, можно записать закон Ома для биологического объекта:

$$I = \frac{V - P(t)}{R},$$

где V - разность потенциалов; $P(t)$ - ЭДС поляризации как функция времени.

Значения поляризационной емкости при использовании тока низких частот достигают 10 мкФ/см^2 .

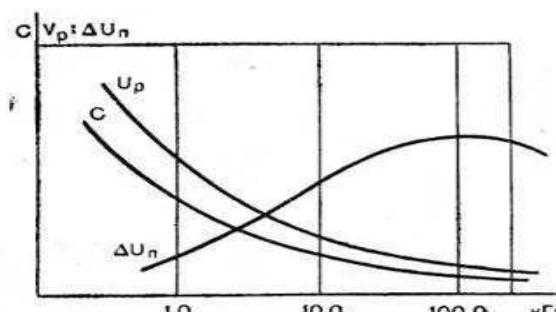


Рисунок 1 - Характер зависимости поляризации и раздражающего действия тока от его частоты в тканях биологических объектов [4]

Таким образом, при использовании зондирующего тока высоких частот, вклад в импеданс емкостного сопротивления исследуемого биообъекта будет незначительным, а сопротивление ткани будет обусловлено преимущественно омическим сопротивлением. Значения зондирующего тока подбираются таким образом, чтобы пациент не испытывал болевых ощущений при проведении процедуры. Оптимальной частотой зондирующего тока при проведении РЭГ-исследования является 80-150 кГц [5]. На реографической кривой регистрируется изменение электропроводности, вызванные именно пульсовыми колебаниями кровенаполнения, колебания которого вызваны изменениями кровенаполнения мозга.

Существует зависимость между базовым импедансом, его изменением и объемом крови. Эта зависимость в общем случае выражается формулой:

$$\frac{\Delta V}{V} = \frac{\Delta R}{R}$$

где ΔV — прирост объема крови в момент максимального кровенаполнения сосудов, мл; V - общий объем исследуемой области, ΔR — изменение электрического сопротивления во время систолы, Ом; R — обзее сопротивление исследуемой области, Ом.

Из этой формулы очевидна зависимость между сопротивлением биообъекта и изменением объема крови, проходящего через сосуд. На сопротивление крови влияет также ее вязкость, состояние сосудов и скорость кровотока[5].

Для изучения возможности регистрации наличия отека как одного из главных симптомов ЧМТ необходимо описать процессы, происходящие при нарушении мозгового кровообращения. Исследование особенностей кровоснабжения головного мозга предоставляет возможности для математического моделирования гемодинамики мозгового кровообращения. Математическое моделирование позволяет исследователю изучить закономерности различных гемодинамических параметров без применения физиологических методов регулирования кровотока, что, в определенных условиях, может представлять опасность.[10]

В рамках текущей статьи как части исследовательской работы для магистратуры, может быть выбрана простая математическая модель параметрически заданных объектов. На этой простой описательной модели необходимо отобразить возможность наблюдения изменения необходимых параметров (объема крови, и, как следствие, импеданса биообъекта). Описание системы через объекты позволит в ходе работы использовать методы и возможности языков объектно-ориентированного программирования для компьютерного моделирования.

Сосуд характеризуется диаметром, коэффициентом эластичности стенок, кровью в нем, давлением на стенки сосуда. При отеке сосуд сдавливается, а значит изменяется его диаметр, давление на стенки и общий

объем крови в сосуде. В качестве допущения предположим, что отек характеризуется только изменением давления и диаметра сосудов. Влияние структурных компонентов крови в ходе описания гемодинамики в текущей работе учитываться не будут для простоты модели.

Кровь характеризуется параметрами проводимости и плотности. При отеке изменяется общий объем крови, проходящий через сосуд и скорость кровотока. При отеке также изменяется количество межклеточной жидкости, но так как это не вносит вклад в динамическое изменение ΔV крови, то жидкость в тканях не должна влиять на изменение сопротивления биообъекта, изменение которого мы видим на реограмме.

Воздействующий сигнал характеризуется частотой зондирующего тока. Снимаемый сигнал описывает значение импеданса, которое напрямую зависит от объема крови.

Основные гемодинамические показатели, которые описывают процессы, происходящие в гемодинамической системе, следующие:

1. **Объемная скорость движения крови** - это количество крови, протекающее через кровеносную систему в единицу времени, другими словами - минутный объем кровотока. Объемная скорость тока жидкости, т.е. количество жидкости, протекающей через сосуд в единицу времени, прямо пропорциональна разности давлений и обратно пропорциональна сопротивлению, главным образом в кранах системы. Если ввести в эту зависимость показатель вязкости, то мы получим следующее уравнение Пуазейля:

$$Q = \frac{P - P_i}{R \times \eta},$$

где η - вязкость крови, R - гемодинамическое сопротивление крови, $P - P_i$ - изменение давления.

Поскольку $R = 8\eta L / \pi r^2$, мы можем написать эту формулу в виде:

$$Q = \frac{(P - P_i)\pi r^2}{8\eta L \times \eta}$$

где L - длина, $\pi = 3,14$ (число пи), r - радиус сосуда.

При этом

$$Q = S \times V,$$

где S - площадь поперечного сечения, V - линейная скорость движения крови.

2. **Линейная скорость движения крови.**

Линейная скорость крови в гидродинамике может быть задана через уравнение скорости для жидкости, вытекающей из бака через отверстие в нем:

$$V = v^{-2} g P$$

где P - давление, v - линейная скорость жидкости, g - ускорение свободного падения.

Из этой формулы видно, что скорость истечения жидкости прямо пропорциональна давлению.

В трубках различного диаметра скорость течения крови тем больше, чем меньше сечение трубы. Значит, при возникновении отека мозга должно наблюдаться увеличение скорости кровотока на графике первой производной по реографической кривой.

3. **Сопротивление сосудистой системы.** Протекая по трубке, жидкость преодолевает сопротивление, которое возникает вследствие внутреннего трения частиц жидкости между собой и о стенку трубы. Это трение будет тем больше, чем больше вязкость жидкости, чем уже ее диаметр и чем больше скорость течения. При отеке наблюдается изменение диаметра сосуда, а значит и изменение гемодинамического сопротивления сосуда. Изменение сопротивления влияет на изменение давления в сосуде, а значит и на объемную скорость крови. Объемные изменения крови определяются в основном разницей кровенаполнения.

Таким образом, степень кровенаполнения в голове определяется главным образом объемом и скоростью регионарного кровотока (зависящими от состояния сосудов — их эластичности и тонуса), а также перераспределением крови, в зависимости от функциональной активности органа. А значит уравнения, описывающие гемодинамику в сосудах головного мозга, показывают, что если мы будем регистрировать реограмму участка головного мозга, поврежденного в ходе черепно-мозговой травмы при допущении, что отек характеризуется изменением давления в сосуде, скорости кровотока и объема крови то должны наблюдать уменьшение общего объема крови в сосудах. Согласно формулам импеданса биообъекта, изменение объема крови в сосуде должно, влиять на проводимость биоткани [5], а, следовательно, отек мозга можно обнаружить на реограмме при исследовании поврежденного участка мозга.

Библиографический список

1. Ершов Ю.А. Основы анализа биотехнических систем. Теоретические основы БТС: учеб.пособие. / Ю.А. Ершов, С.И. Щукин. - М.: Изд-во МГТУ им. Н. Э. Баумана, 2011. – 526 с., ил.
2. Здоровый Мозг [Электронный ресурс] – Режим доступа: – <http://zdorovyimozg.ru/vse-o-golovnom-mozge/stroenie-golovnogo-mozga.html> Строение головного мозга (Дата обращения 16.01.2018)

3. МедИнфо [Электронный ресурс]. - Режим доступа: <http://www.medweb.ru/encyclopedias/anatomija/article/krovosnabzhenie-golovnogo-mozga> Информационно-сервисный медицинский портал (Дата обращения 16.01.2018)
4. Полищук, В.И. Техника и методика реографии и реоплетизмографии / В.И. Полищук, Л.Г. Терехова. – М.: Медицина, 1983. – 176 с., ил.
5. Яруллин, Х.Х., Клиническая реоэнцефалография. – 2-е изд., перераб. и доп. – М.: Медицина, 1983. – 272 с.: ил.
6. The National Center for Biotechnology Information [Электронный ресурс]. - Режим доступа <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3902805/> - Transcranial Doppler Ultrasound: Technique and Application- (Дата обращения: 15.01.2018)
7. Biomedresearches [Электронный ресурс]. - Режим доступа http://www.biomedresearches.com/root/pages/researches/epilepsy/eeg_fmri_and_pet.html - Epilepsy Awareness Program- EEG vs MRI, fMRI and PET. - (Дата обращения: 14.01.2018)
8. Радио Свобода [Электронный ресурс]. - Режим доступа <https://www.svoboda.org/a/370663.html> - Интервью на тему “Черепно-мозговая травма и ее неврологические последствия” с профессором Никоновым А.А (кафедра нервных болезней Российской государственного медицинского университета, невролог) и профессором Шагинян Г.Г. (нейрохирург, кафедра нейрохирургии Российской медицинской академии последипломного образования). - (Дата обращения: 14.01.2018)
9. Ронкин М.А., Иванов Л.Б. Реография в клинической практике. М., 1997.- 403 С.
10. Перегудова, Т.В. Математическое моделирование гемодинамики системы артерий основания головного мозга: дис. канд. физ-мат. наук, Москва, 1984
11. Чурляев, Ю. Тяжелая черепно-мозговая травма: клиническая патофизиология, анестезия и интенсивная терапия, Кемерово, 2006.
12. Фролов С.В, Строев В.М, Горбунов А.В, Трофимов В.А. Методы и приборы функциональной диагностики. Издательско-полиграфический центр ТГТУ, 2008.
13. DocDoc - стоимость проведения процедуры функциональной диагностики мозга в различных клиниках [Электронный ресурс]. - Режим доступа <https://diagnostica.docdoc.ru/func-diagnostika/> - (Дата обращения: 07.03.2018)

FUNCTIONAL DIAGNOSTICS OF TRAUMATIC BRAIN INJURY BY THE METHOD OF REOENTSEFALOGRAFI

Kolesnichenko E. A., Zhukov K. N.

FEDERAL STATE BUDGETARY EDUCATIONAL INSTITUTION OF HIGHER PROFESSIONAL EDUCATION
"MOSCOW STATE TECHNICAL UNIVERSITY NAMED AFTER N. Uh.BAUMAN" (NATIONAL RESEARCH
UNIVERSITY) (MGTU IM.N. Uh.BAUMAN), ichlufeamok@gmail.com

The article describes the various methods of primary diagnosis of traumatic brain injuries, which are most often used in medical institutions, where ultrasonic research methods are used. A comparative analysis of several methods, such as: EEG, which is used to study the epileptic activity of the brain. It is shown that for the diagnosis of epilepsy and any structural formations as tumors and abscesses of the brain, this technique allows to establish the consequences of injuries: Echoencephalography (Echoeg)-a method of brain examination that does not require special training of the patient. The method gives an idea of the shift of brain structures, so it is used to diagnose the brain for the presence of tumors and the effects of traumatic brain injuries; computed tomography (CT) Method is based on the measurement of the intensity of x-rays through the brain tissue.

ОПТОВОЛОКОННАЯ СИСТЕМА ДЛЯ ИНТРАОПЕРАЦИОННОГО ИССЛЕДОВАНИЯ СОСТОЯНИЯ ОРГАНОВ БРЮШНОЙ ПОЛОСТИ ПРИ МИНИИНВАЗИВНЫХ ХИРУРГИЧЕСКИХ ВМЕШАТЕЛЬСТВАХ

Кандурова К.Ю.^{1*}, Филина М.А.¹, Дрёмин В.В.¹, Жеребцов Е.А.^{1,3}, Потапова Е.В.¹, Альянов А.Л.^{1,2}, Мамошин А.В.^{1,2}, Дунаев А.В.¹

¹ ФГБОУ ВО «ОГУ имени И.С. Тургенева», *kandkseniya@gmail.com

² БУЗ Орловской области «Орловская областная клиническая больница»

³ Aston Institute of Photonic Technologies, Aston University

Несмотря на высокий технический и интеллектуальный уровень современной медицины проблема диагностики и лечения патологии органов гепатопанкреатодуodenальной зоны все еще стоит достаточно остро. Значимость этой проблемы вызвана тенденцией к росту заболеваемости [1] и числа осложнений при высоких процентах летальности [2, 3].

В последние десятилетия во всем мире все больший интерес проявляется к внедрению в клиническую практику мининвазивных технологий и методик диагностики и лечения. Это обусловлено снижением травматичности и объема хирургических вмешательств, а также количества послеоперационных осложнений. По сравнению с традиционными открытыми вмешательствами сокращается время пребывания на лечении и реабилитации. Однако, остается нерешенным ряд вопросов, от которых зависит выбор рациональной лечебной тактики для патологии данной области [4]. В частности, одна из проблем, с которой сталкиваются врачи-хирурги, это необходимость получения дополнительной диагностической информации интраоперационно.

«Золотым стандартом» анализа состояния биотканей считается гистологическое исследование, но для получения результатов требуется время. Развитие мининвазивных технологий определяет потребность в разработке диагностических методов, позволяющих получить информацию *in vivo*, сравнимую с данными гистологического исследования. Разработка и внедрение таких методов позволит повысить уровень достоверности диагностики состояния и характера биотканей, а следовательно, и улучшить качество лечения.

Возможным вариантом решения данной проблемы могут выступить методы биофотоники. Оптические методы диагностики в течение многих лет находят применение во многих областях медицины. В хирургии активно проводятся исследования по приложению оптических методов спектрометрии и визуализации [5]. Одним из таких методов является флуоресцентная спектроскопия (ФС). В основе метода лежит способность ряда биомаркеров тканей флуоресцировать при воздействии монохромным оптическим излучением. Вызванное таким воздействием излучение биотканей регистрируется спектрометром. ФС направлена на изучение структуры клеток, их свойств и протекающих биохимических реакций. Оптические свойства флуорофоров зависят от метаболического статуса биотканей. В частности, оценивать метаболизм в клетках возможно, изучая соотношение коферментов никотинадениндинуклеотида (NADH) и флавиноадениндинуклеотида (FAD). По активности этих соединений, являющихся важными элементами дыхательной цепи, можно судить о функциональном состоянии клетки. Изменения содержания NADH и FAD вызывают изменения интенсивности эндогенной флуоресценции, возбуждаемой определенными длинами волн. Таким образом, применение ФС создает возможности к диагностике и мониторингу метаболической активности тканей при деструктивно-воспалительных процессах. В настоящее время флуоресцентная диагностика успешно применяется в ряде областей медицины [6,7].

Нормальная перфузия кровью тканей брюшной области необходима для обеспечения их оксигенации и питания на клеточном уровне. Ишемия, или недостаточность перфузии, является общим механизмом для гибели или дегенерации ткани. При мининвазивных хирургических вмешательствах измерение показателя микроциркуляции крови в патологических тканях может быть необходимо для оценки относительного вклада ишемии в патогенез заболевания. Метод лазерной допплеровской флюометрии (ЛДФ) основан на определении перфузии ткани кровью путем измерения допплеровского сдвига частот, возникающего при зондировании биоткани монохроматическим лазерным излучением с последующей регистрацией и анализе изменений в спектре отраженного излучения. Так как ЛДФ дает непрерывные и в реальном масштабе времени измерения параметров микрососудистого кровотока и высокочувствителен к быстрым изменениям перфузии в капиллярном кровообращении, он зарекомендовал себя как метод, который может быть включен в мультимодальные диагностические устройства, в том числе в при хирургических операциях на органах желудочно-кишечного тракта [8].

ФС и ЛДФ могут быть ценными высокочувствительными инструментами для исследования состояния тканей, в том числе, и при мининвазивных вмешательствах. Однако, в настоящее время приложение этих методов в данной области сопряжено с рядом технологических и методологических трудностей. Таким образом, целью данной работы явилось изучение возможностей технической реализации устройства для ФС и ЛДФ и интраоперационного применения данных методов при патологиях органов гепатопанкреатодуodenальной зоны.

Для проведения измерений была специально разработана волоконно-оптическая система (рис. 1, а), основные блоки которой были спроектированы совместно с ООО НПП «ЛАЗМА» (г. Москва). Данная установка позволяет реализовать оба вышеописанных метода.

Отличительной особенностью системы является наличие лапароскопического оптического зонда длиной 30 см и диаметром 3 мм, предназначенног для доступа к исследуемым органам через стандартные инструменты для миниинвазивных манипуляций. В зонде имеется 6 волокон (рисунок 1, б). В допплеровском канале применялся лазерный модуль с длиной волны излучения 1064 нм, для возбуждения флуоресценции использовались источники на длинах волн излучения 365 нм и 450 нм. Это обусловлено оптическими свойствами коферментов NADH и FAD и стромального коллагена. Восстановленная форма NADH имеет максимум флуоресценции на длине волны 490 нм при длине волны возбуждения 365 нм. Окисленная форма FAD, в свою очередь, флуоресцирует на длине волны 520-540 нм при возбуждении излучением 450 нм [9].

Зондирующее волокно канала ЛДФ разработанного устройства имеет диаметр 6 мкм, 2 приемных волокна имеют диаметр 400 мкм. Расстояние источник-приемник для канала ЛДФ составляет 1,5 мм. В канале ФС диаметры зондирующих и приемных волокон составляют 400 мкм. Из соображений безопасности, а также для минимизации эффекта фотобличинга, мощность излучения для длины волны 365 нм на выходе волоконного зонда не превышает 1,5 мВт [10]. Выходная мощность для длины волны возбуждения 450 нм не превышает 3,5 мВт. Расстояние между источником и приемником излучения для канала ФС составляет 1 мм.

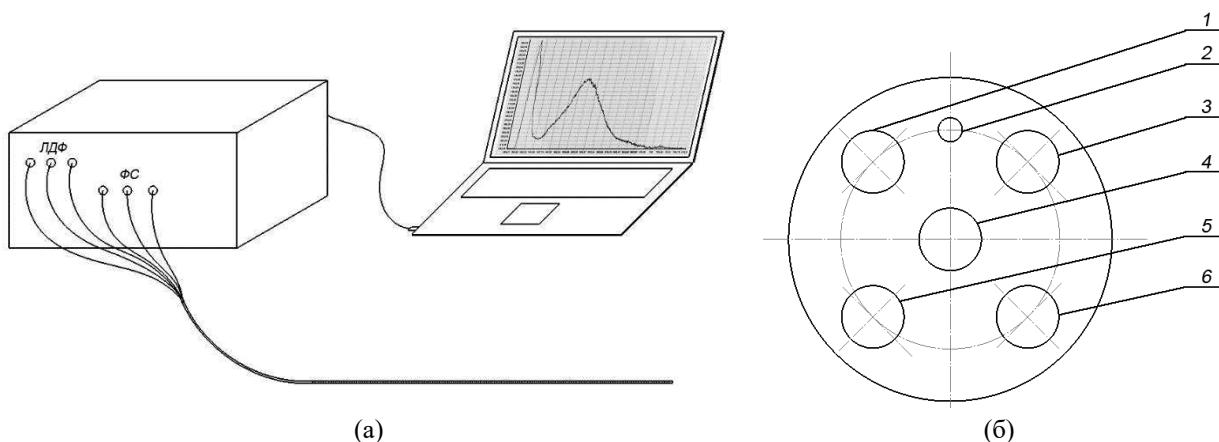


Рисунок 1 – Схема установки для экспериментальных исследований (а) и расположения волокон в лапароскопическом зонде (б):

1 – зондирующее волокно канала ФС от источника 365 нм; 2 – зондирующее волокно канала ЛДФ от источника 1064 нм; 3 – зондирующее волокно канала ФС от источника 450 нм; 4 – принимающее волокно канала ФС; 5,6 – принимающие волокна канала ЛДФ

Для регистрации спектров флуоресценции используется спектрометр в диапазоне 350-820 нм. Данные с устройства передаются на персональный компьютер для сохранения и дальнейшей обработки.

Внешний вид разработанной оптоволоконной системы доставки лазерного излучения представлен на рисунке 2, а.



Рисунок 2 – Оптоволоконная система доставки лазерного излучения (а); во время проведения измерений на общем желчном протоке под рентгенологическим контролем (б)

С помощью спроектированного устройства были проведены тестовые исследования, в которых приняли участие пациенты, находящихся на лечении в хирургическом отделении БУЗ Орловской области «Орловская

областная клиническая больница». Исследования были одобрены этическим комитетом ФГБОУ ВО «Орловский государственный университет имени И.С. Тургенева» (протокол заседания №10 от 16.11.2017). Участники подписывали информированное согласие с указанием их добровольной готовности к участию в исследовании. Областями исследования в зависимости от патологии были: общий желчный проток (механическая желтуха, обусловленная раком поджелудочной железы или желчнокаменной болезнью); желчный пузырь (острый деструктивный холецистит); абсцесс печени; очаговые гнойно-некротические осложнения при деструктивном панкреатите поджелудочная железа. Исследования проводились во время диагностических и лечебных вмешательств под ультразвуковым и флуороскопическим контролем (рис. 2, б).

В каждой точке выбранной области исследования регистрировались трижды пары спектров при возбуждении длинами волн 365 и 450 нм, которые затем усреднялись. Примеры регистрируемых спектров для каждой области представлены на рисунке 3.

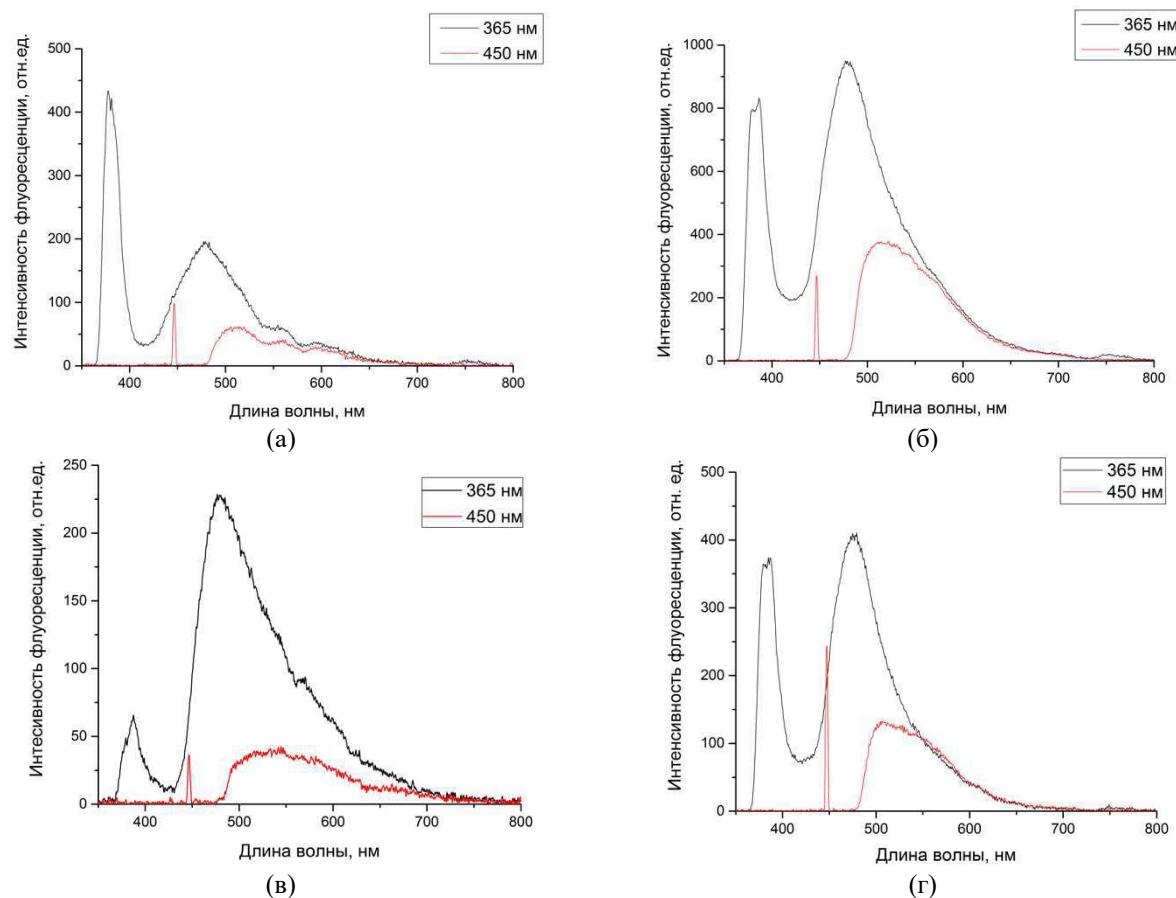


Рисунок 3 – Примеры спектров флуоресценции с разных областей исследования:

(а) – желчный пузырь; (б) – общий желчный проток; (в) – абсцесс печени; (г) – поджелудочная железа

На приведенных примерах можно заметить одну из главных особенностей полученных данных – высокую вариабельность интенсивностей флуоресценции, причем это было замечено как среди разных областей исследования, так и среди нескольких точек в пределах одного органа. Предполагается, что это связано как с индивидуальной вариабельностью, так и с рядом факторов, например, как состояние и характер изменений в тканях, фазовое развитие патологических процессов, в том числе с учетом проводимого лечения. В некоторых случаях не удавалось получить спектры флуоресценции и наблюдались значительные помехи, что может быть обусловлено наличием желчи, крови и гноя, которые экранировали часть оптического излучения, что также требуется учитывать при проведении диагностики и интерпретации получаемых данных.

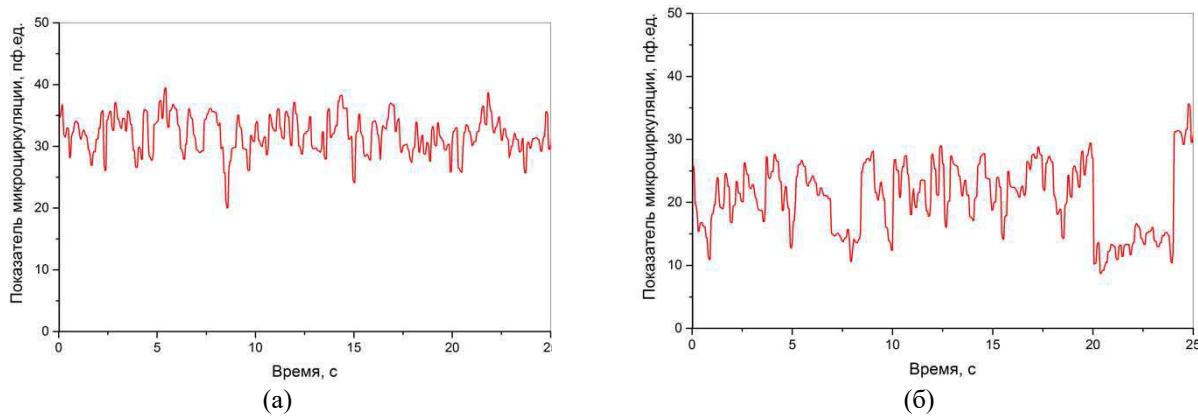


Рисунок 4 – Примеры сигналов ЛДФ общего желчного протока (а) и желчного пузыря (б)

К сожалению, метод ЛДФ в хирургии не получил широкого распространения, так как существует ряд методологических сложностей, к основным из которых относится сложность оценки влияния надавливания зонда на регистрируемый сигнал. Кроме этого, немногочисленные исследователи микроциркуляции органов брюшной полости используют оборудование различных производителей, поэтому при отсутствии соглашений о стандартах для оборудования ЛДФ нет возможности сравнивать значения перфузии. Но исследования, проведенные ранее, подтверждают факт, что применение ЛДФ в мультимодальных оптических устройствах для исследования гастродуоденальной зоны является полезным дополнением в послеоперационном наблюдении пациентов с желудочно-кишечными болезнями, поскольку никакие другие методы не обеспечивают непрерывную оценку перфузии [11, 12]. Известен пример анализа патофизиологических изменений кровотока при исследовании доброкачественных и злокачественных новообразований в желудке *in vivo* [13]. Показанные примеры свидетельствуют, что в перспективе оценка перфузии ткани кровью может стать дополнительным диагностическим инструментом для оценки жизнеспособности тканей, что позволит врачу-хирургу, в том числе, более точно отделять живую ткань от мертвой во время операций.

Таким образом, проведенные исследования позволили установить возможность применения метода ФС и ЛДФ в миниинвазивной хирургии органов брюшной полости. При этом были выявлены пути дальнейшего развития исследований по данной теме. Планируется дальнейшая оптимизация технической части и выработка нового диагностического критерия по результатам дальнейших исследований.

Исследование выполнено за счет гранта Российского научного фонда (проект № 18-15-00201).

Библиографический список

1. Чистяков, С.С. Онкология для практикующих врачей / С.С. Чистяков. – М.: Товарищество научных изданий КМК, 2009. – 634 с.
2. Ганиева, Д. К. Патология гепатопанкреатодуоденальной системы и факторы риска ее развития / Д.К. Ганиева // Молодой ученый, 2016. – №22. – 97–99.
3. Ермолов, А.С. и др. Диагностика и лечение острого панкреатита / А.С. Ермолов – М.: Видар, 2013. – 384 с.
4. Ветшев, П.С. Диагностический подход при обтурационной желтухе / П.С. Ветшев // Российский журнал гастроэнтерологии, гепатологии, колопроктологии, 1999. – № 6. – 18-24.
5. Арутюнян, А.В. Интраоперационная лазер-индуцированная флуоресцентная спектроскопия при экспериментальном панкреатите / А.В. Арутюнян, Д.В. Черданцев, В.В. Салмин, Д.П. Скомороха, А.Б. Салмина // Сибирское медицинское обозрение, 2012 – № 5. – 20-24.
6. Bulgakova, N. In vivo local fluorescence spectroscopy in PDD of superficial bladder cancer / N. Bulgakova, R. Ulijanov, K. Vereschagin, A. Teplov, I. Rusakov, V. Chissov // Medical Laser Application, 2009. – 24. – №4. – 247-255.
7. Dremin, V.V. Multimodal optical measurement for study of lower limb tissue viability in patients with diabetes mellitus / V.V. Dremin, E.A. Zhrebtssov, V.V. Sidorov, A.I. Krupatkin, I.N. Makovik, A.I. Zhrebtsova, E.V. Zharkikh, E.V. Potapova, A.V. Dunaev, A.A. Doronin, A.V. Bykov, I.E. Rafailov, K.S. Litvinova, S.G. Sokolovski, E.U. Rafailov // Journal of Biomedical Optics. 2017. – 22. – №8.
8. Hoff, D.A. Mucosal blood flow measurements using laser Doppler perfusion monitoring / D.A. Hoff, H. Gregersen, J.G. Hatlebakk // World J Gastroenterol. 2009. – 5. №2. – 198-203.
9. Bartolome, F. Measurement of mitochondrial NADH and FAD auto-fluorescence in live cells / F. Bartolome, A.Y. Abramov // Methods Molecular Biology, 2015. – №1264. – 263-270.
10. Guidelines on limits of exposure to ultraviolet radiation of wavelengths between 180 nm and 400 nm (incoherent optical radiation) // Health Phys, 2004. Vol. – 87. – № 2. – 171-186.

11. Christoforidis, E.C. Continuous measurement of gastric blood flow by laser Doppler flowmetry during gastroscopy / E.C. Christoforidis, C. Hovendal, P. Bjerring, A. Kruse // Scand J Gastroenterol. 1989. – 24. №1. – 16-20.
12. Krohg-Sørensen, K. Perfusion of the human distal colon and rectum evaluated with endoscopic laser Doppler flowmetry. Methodologic aspects / .K. Krohg-Sørensen, O.C. Lunde // Scand J Gastroenterol. 1993. – 28. №2. – 104-108.
13. Schilling M, Redaelli C, Friess H, et al. Evaluation of laser Doppler flowmetry for the study of benign and malignant gastric blood flow in vivo. Gut. 1999;45(3):341-345.

FIBER-OPTIC SYSTEM FOR INTRAOPERATIVE STUDY OF ABDOMINAL ORGANS STATE UNDER MINIMALLY INVASIVE SURGICAL INTERVENTIONS

Kandurova K.Y.^{1*}, Filina M.A.¹, Dremin V.V.¹, Zhrebtssov E.A.^{1,3}, Potapova E.V.¹, Dunaev A.V.¹, Alyanov A.L.^{1,2}, Mamoshin A.V.^{1,2}

¹ Orel State University named after I.S. Turgenev, *kandkseniya@gmail.com

² Orel Regional Clinical Hospital

³ Aston Institute of Photonic Technologies, Aston University

The paper presents the preliminary results of experimental measurements of endogenous fluorescence and blood perfusion in patients with hepatopancreatoduodenal pathologies. Specially developed setup for methods of fluorescence spectroscopy (excitation wavelengths of 365 nm and 450 nm) and laser Doppler flowmetry (1064 nm) with laparoscopic optical probe was considered. The possibility of obtaining fluorescence spectra and laser Doppler flowmetry signals *in vivo* during minimally invasive interventions was shown. Obtained data shows perspectives of further research on technical and methodological development of optical diagnostic methods application in this area. The ways of future studies are proposed.



ОЦЕНКА ВЛИЯНИЯ АНТИОКСИДАНТНЫХ ВЕЩЕСТВ НА МЕТАБОЛИЧЕСКИЕ ПРОЦЕССЫ КЛЕТОК ГОЛОВНОГО МОЗГА МЕТОДОМ ФЛУОРЕСЦЕНТНОЙ СПЕКТРОСКОПИИ

Серёгина Е.С.^{1*}, Стельмащук О.А.¹, Пьявченко Г.А.¹, Воробьев Е.В.¹, Кузнецова Е.А.¹, Алексеев А.Г.¹, Жеребцов Е.А.³, Подмастерьев К.В.², Дунаев А.В.¹

¹ ФГБОУ ВО «Орловский государственный университет имени И.С. Тургенева»

² Центр доклинических исследований ЗАО ФНПП "Ретиноиды"

³ AIPt, Aston University, Aston Triangle, Birmingham, UK,

*e.s.seryogina@gmail.com

Большое количество доказательств подтверждает концепцию, согласно которой увеличение производства свободных радикалов вызывает или усиливает повреждение нейронов и приводит к заболеваниям. Фактически, в биологических системах нормальные процессы окисления дают высокореактивные свободные радикалы, и каждое из этих назначенных соединений участвует в физиологическом редокс-балансе, предотвращающем повреждение тканей. Растущее количество доказательств указывает на то, что окислительный стресс играет важную роль в патогенезе многих клинических состояний, связанных с сердечно-сосудистыми заболеваниями, заболеваниями печени, заболеваниями легких, желудочно-кишечными расстройствами, неврологическими расстройствами, повреждением мышц, диабетом и старением.

Окислительный стресс обусловлен дисбалансом способности организма к образованию свободных радикалов. Двумя основными типами свободнорадикальных видов являются реакционноспособные формы кислорода (АФК) и реактивные формы азота[1]. Широко распространено мнение, что активные формы кислорода вызывают или усугубляют несколько патологий человека, таких как нейродегенеративные [2] заболевания, рак, инсульт и многие другие заболевания. Предполагается, что антиоксиданты противодействуют вредному воздействию АФК и, следовательно, предотвращают или лечат заболевания, связанные с окислительным стрессом.

Роль АФК состоит из иммуногистохимических и биохимических данные, демонстрирующие продукцию АФК при шоке, воспалении и повреждении ишемии / реперфузии. АФК может инициировать широкий спектр токсических окислительных реакций. К ним относятся инициирование перекисного окисления липидов, прямое ингибирование митохондриальных ферментов дыхательной цепи, инактивация глицеральдегид-3-фосфатдегидрогеназы, ингибирование активности АТФазы мембран натрия / калия, инактивация мембранных натриевых каналов и другие окислительные модификации белков. Все эти токсические эффекты, вероятно, будут играть роль в патофизиологии шока, воспаления и ишемии / реперфузии. Антиоксидантная терапия

ингибирует активацию поли (ADP-рибозы) синтетазы и предотвращает травму органа, связанную со шоком, воспаление и ишемию / реперфузию.

Терапия, направленная на повышение антиоксидантной защиты или снижение прооксидантов производство с помощью свободных радикалов или антиоксидантов может быть эффективным в предотвращении, улучшении или аресте многих неврологических заболеваний [3,4]. Этот подход получает все большее внимание в клинической неврологии как в крупных рандомизированных контролируемых исследованиях при распространенных расстройствах, таких как инсульт и болезнь Паркинсона, так и у отдельных пациентов с более редкими состояниями, таких как митохондриальные расстройства. Более того, широко распространенное использование внебиржевых антиоксидантов и пищевых добавок с предполагаемыми антиоксидантными ингредиентами оказывает все большее давление на врачей, чтобы они знали данные об использовании антиоксидантов в качестве терапевтических агентов.

В настоящее время неинвазивные методы оптической диагностики, основанные на принципах спектрофотометрии и флуоресцентного анализа, находят широкое применение в биомедицине, фармакологии, химии и др. [5-7] и в том числе для изучения эффективности различных химических воздействий. Оптическая диагностика в качестве используемого метода исследования, представляют особый интерес в области разработки новых лекарственных средств из-за достаточно низкой стоимости, универсальности и высокой чувствительности.

Флуоресценция используется в науках о жизни в целом как неразрушающий способ отслеживания или анализа биологических молекул посредством флуоресценции. Некоторые белки или небольшие молекулы в клетках естественно флуоресцируют, что называется внутренней флуоресценцией или аутофлуоресценцией (такой как NADH, триптофан или эндогенный хлорофилл, фикоэритрин или зеленый флуоресцентный белок). Альтернативно, конкретные или общие белки, нуклеиновые кислоты, липиды или малые молекулы могут быть «помечены» внешним флуорофором, флуоресцентным красителем, который может быть небольшой молекулой, белком или квантовой точкой.

Метод флуоресцентной спектроскопии базируется на регистрации спектров флуоресценции эндогенных биомаркеров [8]. Известно, что новообразования кожи, слизистых оболочек полости рта, желудочно-кишечного тракта, мочеполовой системы имеют ряд специфических аутофлуоресцентных спектров, которые могут быть дополнительным диагностическим параметром для врача. Данный метод также применяется в качестве инструмента для мониторинга динамики процессов, происходящих в тканях, например, при лучевой терапии. Многие гнойные, ожоговые и другие деструктивно-воспалительные процессы в тканях также сопровождаются изменением флуоресцентной активности клеток тканей, которое происходит за счет накопления или отсутствия природных флуорофоров – FAD, NADH, липофусцинов, порфиринов и т.п.

В качестве индикаторов окислительного метаболизма используют данные о флуоресценции коферментов: восстановленный NADH (никотинамид аденин динуклеотид) и окисленный FAD (флавин аденин динуклеотид), содержащихся в клетках ткани. NADH переносит электроны к молекулярному кислороду. FAD является акцептором электронов. Существуют особенности локализации этих веществ в клетке – FAD содержится строго в митохондриях, а NADH – как в митохондриях, так и в цитоплазме. Обычно считается, что интенсивность флуоресценция NADH в цитоплазме играет минимальную роль в оптической диагностике, а значение интенсивности флуоресценции FAD несет в себе информацию о состоянии тканевого дыхания в исследуемой области. Для возбуждения флуоресценции NADH применяют излучение на длине волны 365 нм, спектр флуоресценции NADH-около 460-470 нм. Для возбуждения FAD применяют излучение на длине волны 450 нм, а спектр флуоресценции FAD-около 510-520 нм.

Экспериментальные исследования проводились на клинически здоровых самцах крыс Wistar в возрасте 5 месяцев ($n = 6$ в группе). Основные правила содержания и ухода соответствовали нормативам, изложенным в санитарных правилах по устройству, оборудованию и содержанию экспериментально-биологических клиник (виварииев) и в положении-руководстве «Лабораторные животные». Все процедуры по рутинному уходу за животными выполняли в соответствии с СОП ЦДИ ЗАО «Ретиноиды».

Для оценки действия антиоксидантной терапии животные получали дистиллированную питьевую воду *ad libitum* в течение 1 месяца (контрольная группа) и воду, содержащую янтарную кислоту, в дозе 25 мг/л (экспериментальная группа). Проявление и выраженность патологических признаков оценивали согласно соответствующей стандартной процедуре.

Для измерений *in vivo* использовали систему флуоресцентной спектроскопии с волоконно-оптическим зондом «ЛАКК-М» (ООО «ЛАЗМА», Россия). Система обеспечивает многоволновое возбуждение, детектирует излучение и обрабатывает сигнал флуоресценции. Его источники света включают возбуждение флуоресценции в УФ (длина волны = 365 нм, мощность = 1,5 мВт), синий (длина волны = 450 нм, мощность = 3,5 мВт).

Сигналы с измерительного прибора были записаны на поверхности коры головного мозга крысы с интервалом 5-10 секунд. Были выбраны зоны моторной и зрительной коры головного мозга крысы (рисунок 1). Для каждого полушария было зарегистрировано 10 спектров в каждой области.

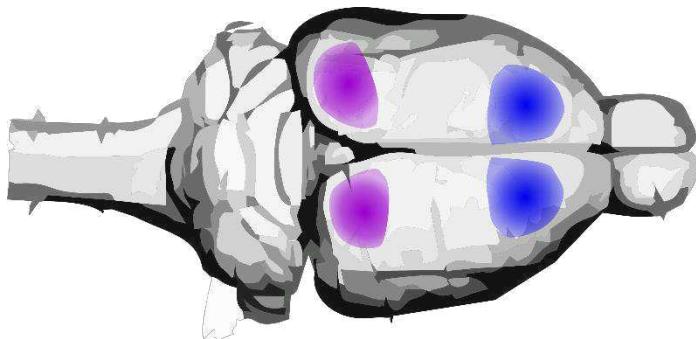


Рисунок 1 – Моторная (синяя) и зрительная (фиолетовая) области коры головного мозга

Полученные спектры были усреднены для каждой из групп. Для анализа интенсивности спектров флуоресценции были построены диаграммы распределения максимальной интенсивности для используемых длин волн излучения (рисунок 2 и 3 для моторной и зрительной области головного мозга соответственно). Статистическая значимость значений в выборках данных была оценена по критерию Манна-Уитни ($p>0.05$).

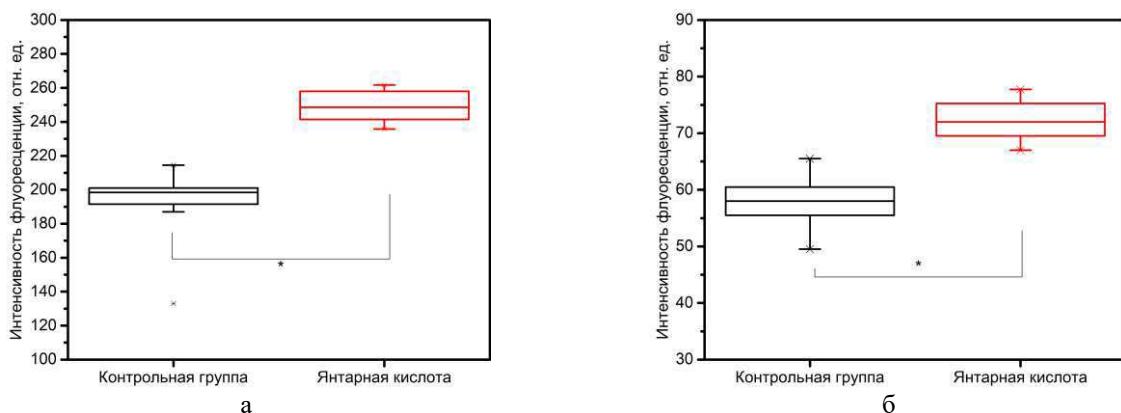


Рисунок 2 – Распределение максимальной интенсивности флуоресценции в моторной области коры головного мозга на длине волны 365 нм (а) и 450 нм (б)

При введении янтарной кислоты по отдельности на длине волны 365 нм в области моторной коры головного мозга наблюдалось увеличение интенсивности флуоресценции, что соответствует флуоресценции NADH. На длине волны 450 нм наблюдалось повышение интенсивности флуоресценции относительно контрольной группы животных, что соответствует повышению интенсивности флуоресценции FAD.

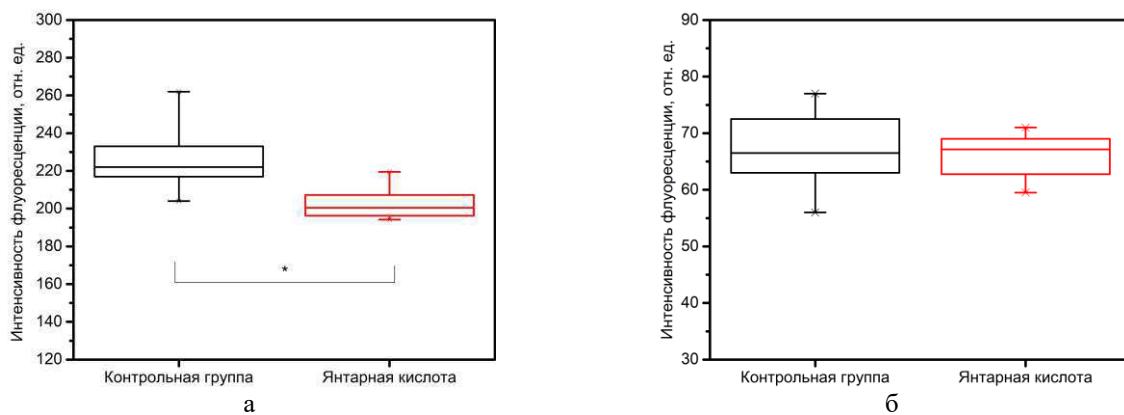


Рисунок 3 – Распределение максимальной интенсивности флуоресценции в зрительной области коры головного мозга на длине волны 365 нм (а) и 450 нм (б)

В области зрительной коры головного мозга заметно уменьшение интенсивности флуоресценции на длине волны 365 нм по сравнению с контрольной. Напротив, на длине волны 450 нм не заметно значимого изменения интенсивности флуоресценции.

Таким образом, на основе данных, полученных с помощью флуоресцентной спектроскопии, можно предположить изменение степени клеточного дыхания в разных структурах коры головного мозга при действии янтарной кислоты на процесс кислородного обмена. Основываясь на анализе изменения максимальной интенсивности флуоресценции [9] на длине волны 450 нм в моторной области коры головного мозга животных происходит значимое увеличение интенсивности FAD, что свидетельствует об улучшении окислительного фосфорилирования в тканях головного мозга, а следовательно об улучшении дыхания в головном мозге. Оценка изменения интенсивности NADH для моторной и зрительной областей в сочетании с изменением интенсивности FAD так же свидетельствует об улучшении клеточного дыхания при применении антиоксидантной терапии янтарной кислотой. Результаты данной работы могут быть использованы для разработки методов ранней оценки нарушений метаболических процессов в структурах коры головного мозга, а так же для изучения реакции тканей на введение в организм различных лекарственных препаратов.

Исследование выполнено за счет гранта РФФИ (проект № 18-02-00669).

Библиографический список

1. Соловьева Э.Ю., Миронова О.П., Баранова О.А., Бекман Э.М., Асейчев А.В., Федин А.И., Азизова О.А. Свободнорадикальные процессы и антиоксидантная терапия при ишемии мозга. Ж-л неврологии и психиатрии им. С.С.Корсакова. М.: 2008; 6: 34–45.
2. Верещагин Н.В., Танашян М.М., Федорова Т.Н., Смирнова И.Н. Антиоксиданты в неврологии.//Атмосфера.Нервные болезни–2004–№3–С.8–12.
3. Iannitti, T. and Palmieri, B., “Antioxidant therapy effectiveness: an up to date.,” Eur. Rev. Med. Pharmacol. Sci. 13(4), 245–278 (2009).
4. Firuzi, O., Miri, R., Tavakkoli, M. and Saso, L., “Antioxidant therapy: current status and future prospects.,” Curr. Med. Chem. 18(25), 3871–3888 (2011).
5. Hillman, E. M. C., “Optical brain imaging in vivo: techniques and applications from animal to man,” J. Biomed. Opt. 12(5), 51402 (2007).
6. O. Stelmashchuk, Y. Tarakanchikova, E. Seryogina, G. Piavchenko, E. Zhrebtssov, A. Dunaev, A. Popov, I. Meglinski Noninvasive control of rhodamine-loaded capsules distribution in vivo // Proc. SPIE. 10716, 2018, 1071619
7. Dunaev, A. V, Dremin, V. V, Zhrebtssov, E. A., Rafailov, I. E., Litvinova, K. S., Palmer, S. G., Stewart, N. A., Sokolovski, S. G. and Rafailov, E. U., “Individual variability analysis of fluorescence parameters measured in skin with different levels of nutritive blood flow,” Med Eng Phys 37(6), 2015/04/30, 574–583 (2015).
8. Дремин В.В. Аналитический обзор подходов к математическому моделированию флуоресценции биологических тканей // Фундаментальные и прикладные проблемы техники и технологии, №6 (320), 2016 - С.92-102.
9. Mokrý, M., Gál, P., Harakačová, M., Hutňanová, Ž., Kušnír, J., Mozeš, Š. and Sabo, J., “Experimental study on predicting skin flap necrosis by fluorescence in the FAD and NADH bands during surgery,” Photochem. Photobiol. 83(5), 1193–1196 (2007).

**EVALUATION OF THE EFFECT OF ANTIOXIDANT SUBSTANCES ON THE METABOLIC PROCESSES
OF BRAIN CELLS USING FLUORESCENCE SPECTROSCOPY**

Seryogina E.S.^{1*}, Stelmashchuk O.A.¹, Piavchenko G.A.^{1,2}, Vorobiev E.V.¹, Kuznetsova E.A.¹, Alekseev A.G.¹,
Zherebtsov E.A.³, Podmasteriev K.V.¹, Dunaev A.V.¹

¹ Orel State University named after I.S. Turgenev,

² Pharmaceutical Research and Production Enterprise J.-s.c. "Retinoids"

³ AIPT, Aston University, Aston Triangle, Birmingham, UK,

*e.s.seryogina@gmail.com

In this paper, autors studied the use of fluorescence spectroscopy to assess the change in cellular respiration in two areas of the brain in a laboratory rat. As an antioxidant, succinic acid was used as part of ad libitum drinking water. A fluorescent channel of the multifunctional laser non-invasive diagnostic system LAKK-M (OOO Lazma, Russia) was used for measurements. Fluorescence was excited by optical radiation at wavelenghts of 365 nm and 450 nm.



**ПОВЫШЕНИЕ ТОЧНОСТИ РАСПОЗНАВАНИЯ МЕРЦАТЕЛЬНОЙ АРИТМИИ С ПРИМЕНЕНИЕМ
МЕТОДА ОБНАРУЖЕНИЯ Р-ЗУБЦА НА ЭКГ**

Моторина С.В., Калиниченко А.Н.

Санкт-Петербургский государственный электротехнический университет «ЛЭТИ» им. В.И. Ульянова
(Ленина), motorina_sv@mail.ru, ank-bs@yandex.ru

Одной из основных функций приборов контроля ЭКГ является выявление нарушений сердечного ритма. К числу широко распространенных и наиболее опасных нарушений ритма относится мерцательная аритмия, которая может вызвать инсульт и даже привести к смерти. Точность существующих на сегодняшний день алгоритмов для выявления этого нарушения не превышает 94,5 %. В настоящей работе представлен алгоритм распознавания мерцательной аритмии с применением метода обнаружения Р-зубца, отличающийся высоким уровнем специфичности, что позволяет избежать гипердиагностики при анализе этого нарушения.

Введение

Мерцательная аритмия входит в число наиболее опасных нарушений сердечного ритма, поэтому надежная и своевременная аппаратная диагностика этого нарушения является одной из важнейших функций систем автоматического контроля сердечного ритма человека.

1. Используемые данные

Для проведения исследования использовались фрагменты холтеровских записей ЭКГ в 12-ти отведениях длительностью 5 минут. Выборка сформирована из записей, сделанных в ФГБУ «НМИЦ им. В. А. Алмазова» Минздрава России и состоит из 192 фрагментов, представленных различными типами ритма.

Для расчета показателей эффективности разработанного алгоритма использовалась база данных MIT-BIH AF Database, доступная на сайте "www.physionet.org" [1].

2. Алгоритм выявления мерцательной аритмии

Предложенный алгоритм основан на оценке регулярности ритма и оценке наличия Р-зубца на ЭКГ.

2.1 Оценка регулярности сердечного ритма

При оценке регулярности сердечного ритма в разработанном алгоритме применяются вектора, каждый из которых представляет собой линию фазового портрета (последовательно соединенные точки, абсцисса которых равна текущему RR-интервалу, а ордината – следующему за ним). Оценка регулярности ритма в исследуемом фрагменте происходит по итоговому показателю, для вычисления которого используются признак сходства с синусовым ритмом и признак регулярности аритмии. [2]

2.1.1 Вычисление признака сходства с синусовым ритмом

Признак сходства анализируемого ритма с нормальным синусовым ритмом определяется как нормированное по числу RR-интервалов количество векторов, длина которых не превышает заданный порог:

$$C_i = \begin{cases} =1, & L_i \leq L_n \\ =0, & L_i > L_n \end{cases} \quad i = \overline{1, N},$$

$$P_1 = \frac{\sum_{i=1}^N C_i}{N}$$

где L_i – длина i -го вектора, L_n – пороговое значение, C_i – счетчик векторов, удовлетворяющих условию сходства с синусовым ритмом, P_1 – признак сходства с синусовым ритмом, N – количество векторов.

Пороговая длина векторов L_n определялась по распределению количества векторов по длинам L для нормального и патологических ритмов. Для этого распределения рассчитывалась зависимость ошибки δ от положения границы между нормальным ритмом и аритмией. Каждое дискретное значение ошибки равно сумме количества патологических векторов, попавших в нормальную область, и нормальных векторов, попавших в патологическую область. Оптимальное положение границы находится на уровне 55 мс, что соответствует минимальному значению ошибки (рис.1).

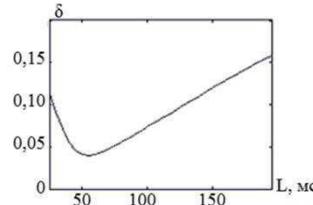


Рисунок 1 – распределение ошибки по длинам векторов

2.1.2 Вычисление признака регулярности аритмии

Для вычисления признака регулярности ритма используется счетчик числа пар векторов, разность которых по длинам и по направлениям не превышает пороговых значений:

$$g_i = \begin{cases} 1, & \begin{cases} L_i - L_j \leq \Delta L \\ L_{i+1} - L_{j+1} \leq \Delta L \\ \beta_i - \beta_j \leq \Delta \beta \\ \beta_{i+1} - \beta_{j+1} \leq \Delta \beta \end{cases} \\ 0, & \begin{cases} L_i - L_j > \Delta L \\ L_{i+1} - L_{j+1} > \Delta L \\ \beta_i - \beta_j > \Delta \beta \\ \beta_{i+1} - \beta_{j+1} > \Delta \beta \end{cases} \end{cases} \quad j = \overline{1, N-1} \quad k = \overline{1, N-1}$$

$$G_k = \sum_{i=1}^N g_i$$

где g_i – счетчик пар векторов, удовлетворяющих условию регулярности, G_k – количество пар векторов, удовлетворяющих условию регулярности, ΔL и $\Delta \beta$ – пороговые значения разности длины и направления векторов, L_i , β_i – длина и направление оцениваемого вектора, L_j , β_j – длина и направление вектора, с которым он сравнивается.

Максимальный разброс в значениях длины вектора ΔL определялся графически по данным обучающей выборки. Для всех фрагментов, тип ритма в которых не относится к мерцательной аритмии или к нормальному ритму, определялась длина малой полуси эллипса, охватывающего концы всех векторов в пучке, и центр которого находился на конце самого длинного вектора в этом пучке. Это значение принималось равным разности между максимальной и минимальной длинами векторов в пучке для исследуемого фрагмента. Из всех полученных значений выбиралось максимальное – 185 мс (рис.2).

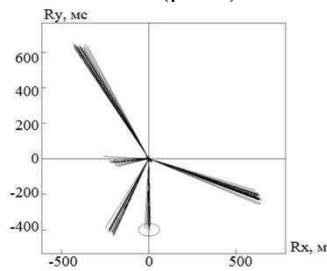


Рисунок 2 – Пучки векторов в полярной системе координат при частой экстрасистолии

Максимальный разброс в значениях угла наклона векторов $\Delta \beta$ определялся эмпирически по данным обучающей выборки, его значение составило 11°.

Признак регулярности ритма P_2 определяется как максимальное значение счетчика G_k , нормированное по количеству RR-интервалов во фрагменте:

$$P_2 = \frac{\max_{k=1}^N G_k}{N}.$$

2.1.3 Вычисление итогового показателя

Каждый исследуемый фрагмент отражается в двумерном пространстве признаков P_1 и P_2 в виде точки. В пространстве этих признаков по данным обучающей выборки была определена область скопления объектов, относящихся к мерцательной аритмии. Для ограничения этой области была выбрана дуга эллипса (рис. 3).

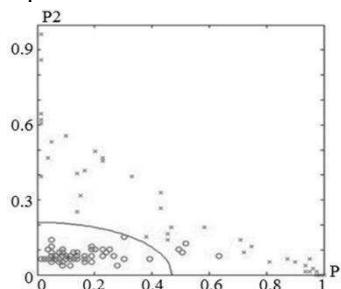


Рисунок 3 – двумерное пространство признаков

Оценка регулярности ритма проводится по следующему правилу: исследуемый ритм относится к нерегулярным (итоговый показатель приравнивается к 1), если попадает в область, ограниченную эллипсом, в противном случае он относится к другим типам ритма:

$$E = \begin{cases} 1 & , \frac{P_1^2}{a^2} + \frac{P_2^2}{b^2} \leq 1 \\ 0 & , \frac{P_1^2}{a^2} + \frac{P_2^2}{b^2} > 1 \end{cases},$$

где E – итоговый показатель, a и b – полуоси эллипса, ограничивающего область нерегулярного ритма. Значения полуосей эллипса определены методом минимизации ошибки при заданном минимальном уровне чувствительности. Оптимальное сочетание этих значений найдено при ошибке 6,81%, уровне чувствительности 93,20% и уровне специфичности 93,19%.

2.2. Оценка наличия Р-зубца на ЭКГ

Одним из отличительных признаков мерцательной аритмии является отсутствие Р-зубца на ЭКГ. В предложенном методе диагностики мерцательной аритмии этот признак предназначен для повышения специфичности при распознавании этого заболевания. Он используется только в том случае, если ритм признан нерегулярным (п. 2.1) [3].

Для обнаружения Р-зубца для каждого исследуемого фрагмента записи ЭКГ в каждом отведении формируется усредненный кардиокомплекс. На каждом из них на интервале до QRS-комплекса определяется положение границ Р-зубца. При этом начальная точка зубца определяется как правая граница первого плоского участка, а конечная точка – как левая граница последнего плоского участка. Плоским считается участок, длительностью не менее 20 мс, в пределах которого размах сигнала не превышает заданной доли от среднего размаха QRS-комплекса.

Для обнаружения мерцательной аритмии в каждом отведении в пределах условных границ Р-зубца вычисляется площадь под графиком. В случае, если максимальное из вычисленных значений превышает пороговое значение, исследуемый фрагмент относится к другим типа ритма, в противном случае – к мерцательной аритмии.

В связи с тем, что оценка наличия Р-зубца проводилась лишь в тех случаях, когда сердечный ритм был признан нерегулярным, пороговое значение определялось таким образом, чтобы чувствительность этого признака была максимальной. Это значение определено по гистограмме распределения числа фрагментов Nq по значениям максимальной площади под графиком Sq в области Р-зубца. Гистограмма представлена на рис. 4, штриховыми линиями выделена мерцательная аритмия, пунктиром – другие ритмы, жирной линией – граница определения мерцательной аритмии.

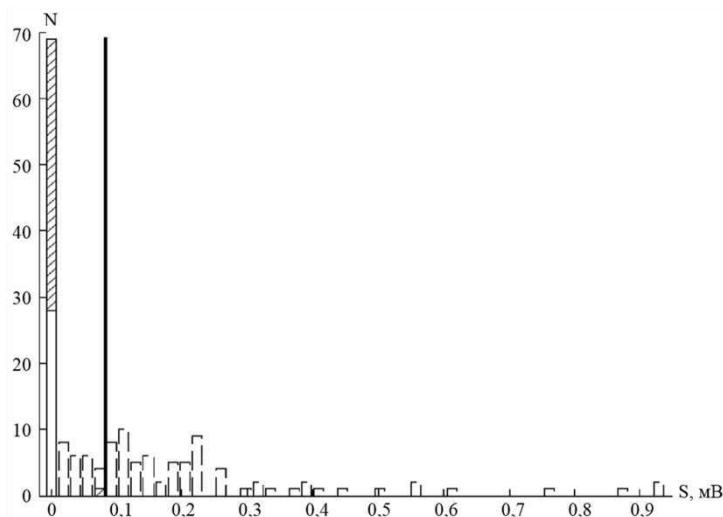


Рисунок 4 – гистограмма распределения числа фрагментов по значениям максимальной площади под графиком в области P-зубца

3. Результаты тестирования алгоритма

Для оценки эффективности разработанного алгоритма обнаружения мерцательной аритмии использовалась база данных MIT-BIH AF Database. Результаты тестирования разработанного алгоритма, а также данные по другим описанным в литературе алгоритмам, проходившим проверку на той же базе данных, приведены в табл. 1.

Таблица 1

Алгоритм	Показатели качества			
	T, с	Se, %	Sp, %	Err, %
Предложенный алгоритм	60	90,89	96,63	5,92
Moody и Mark [4]	60	87,54	95,14	7,88
Logan и Healey [5]	120	87,30	90,31	10,89
Linker [6]	10	97,64	85,55	9,61
Tatento и Glass [7]	50	91,20	96,08	5,32
Cerutti и др. [8]	90	96,10	81,55	16,62
Slocum и др. [9]	180	62,80	77,46	28,39
Schmidt и др. [10]	60	89,20	94,58	7,57
Babaeizadeh и др. [11]	40	87,27	95,47	7,80
Couceiro и др. [12]	60	96,58	82,66	11,77

В таблице Т – длительность обрабатываемого фрагмента, Se – чувствительность, Sp – специфичность, Err – суммарная ошибка. По данным таблицы видно, что уровень специфичности предложенного алгоритма превышает показатели других алгоритмов, при этом сохраняется высокий уровень чувствительности. По уровню суммарной ошибки алгоритм уступает лишь алгоритму Tatento и Glass.

Заключение

Разработанный алгоритм обнаружения мерцательной аритмии при сравнении с другими известными на сегодняшний день алгоритмами показал хорошие результаты. Дальнейшее его улучшение может быть достигнуто за счёт более точного определения границ эпизодов мерцательной аритмии. Функциональные возможности алгоритма могут быть расширены для распознавания других нарушений ритма.

Работа выполнена при финансовой поддержке гранта РФФИ № 16-07-00722 А и проекта, исполняемого по Федеральной целевой программе (раздел 1.3) Министерства образования и науки РФ, соглашение № 14.578.21.0122 от 28.10.2015 г.

Библиографический список

- [1] Physionet: the research resource for physiologic signals. www.physionet.org
- [2] Моторина С. В. Алгоритм выявления мерцательной аритмии в реальном масштабе времени / Моторина С. В., Калинченко А. Н. // Медицинская техника, 2016 – №3 – 12-15 с.
- [3] Моторина С. В. Пороговый метод обнаружения Р-зубца при диагностике мерцательной аритмии / Моторина С. В. // Известия ЛЭТИ, 2017 – №5 – 63-66 с.

- [4] Moody G. B. A new method for detecting atrial fibrillation using R-R intervals. / Moody G.B., MarkR.G. // Computers in Cardiology, 1983 – №10 – 227-230 c.
- [5] Logan B. Detection of Atrial Fibrillation for a Long Term Telemonitoring System. / Logan B., Healey J. // Computers in Cardiology, 2005 – №32 – 619-622 c.
- [6] Linker D. T. Long-Term Monitoring for detection of Atrial Fibrillation. / Linker D. T. // Seattle, US: Patent Application Publication, 2006. – 498 c.
- [7] Tatento K. Automatic detection of atrial fibrillation using the coefficient of variation and density histograms of RR and RR intervals. / Tatento K., Glass L. // Medical& Biological Engineering & Computing, 2001 – №39 – 664-671c.
- [8] Analysis of the dynamics of RR interval series for the detection of atrial fibrillation episodes. / Cerutti S., Mainardi L. T., Porta A. [et.al.] // Computers in Cardiology, 1997 – №24 – 77-80c.
- [9] Slocum J. Diagnosis of Atrial Fibrillation from Surface Electrocardiograms Based on Computer-detected Atrial Activity. / Slocum J., Sahakian A., Swiryn S. // Journal of Electrocardiology, 1992 – №25 – 1-8c.
- [10] Atrial Fibrillation Detection. / SchmidtR., HarrisM., NovacD. [et.al.] // Eindhoven, Netherlands: Patent Cooperation Treaty, 2008. – 731 c.
- [11] Improvements in atrial fibrillation detection for real-time monitoring. / Babaeizadeh S., Gregg R. , Helfenbein E. [et.al.] // Journal of Electrocardiology, 2009 – №42 – 522-526 c.
- [12] Detection of Atrial Fibrillation using model-based ECG analysis. / Couceiro R., Carvalho P., Henriques J. [et.al.] // 19th International Conference on Pattern Recognition, 2008. Tampa, 1-5 c.

INCREASING THE RECOGNITION ACCURACY OF ATRIAL FIBRILLATION USING METHOD OF DETECTING THE P-BEND ON THE ECG

Motorina S.V., Kalinichenko A.N.

Saint Petersburg Electrotechnical University, motorina_sv@mail.ru, ank-bs@yandex.ru

One of the most important functions of ECG monitoring equipment is the detection of cardiac arrhythmias. One of the most common and dangerous rhythm disturbances is atrial fibrillation, which can cause a stroke and even lead to death. To date, there are many algorithms of detecting this disease, while the accuracy of the best of them does not exceed 94.5%. This paper presents a method for detecting atrial fibrillation, which has a high level of specificity, which avoids overdiagnosis in the analysis of this disorder.



МЕТОДИКА ОЦЕНКИ ЭФФЕКТИВНОСТИ ПРИМЕНЯЕМЫХ ЛЕКАРСТВЕННЫХ ПРЕПАРАТОВ

Астафьев А.Н., Шарапов С.И.

ФГБОУ ВО «Липецкий государственный технический университет», a.n.astafyev@gmail.com

Оценка эффективности применяемых лекарственных препаратов является одной из прикладных задач, решение которой позволит повысить качество лечения, а также сэкономить средства, затрачиваемые на него. Огромный рынок лекарственных средств [1], а также большое количество наименований препаратов, вызывает некоторые затруднения в подборе и оценке наиболее эффективной фармакологической методики лечения.

Для анализа закономерностей протекания и оценки эффективности лечения эксперты используют статистические методы [1, 2], позволяющие наиболее точно отслеживать колебания интересующих показателей. В данном случае перспективным направлением является именно использование интеллектуальных математических алгоритмов для диагностики в медицине [3], которые дают общую оценку всему набору контролируемых показателей.

Хорошо зарекомендовали в задачах медицины нейронные сети, способные проводить параллели от частного к общему [4, 5], но применение обычных нейронных сетей однослойной архитектуры сопряжено с большими трудностями при решении поставленной задачи. Выбираемые спонтанно архитектуры многослойных нейронных сетей во многих случаях носят нерациональный характер, возможны случаи, когда дополнительные слои несут в себе искажение информации, что в медицинской диагностике является недопустимым. В этом случае достаточно эффективным оказывается сети с самоастрахивающейся архитектурой (с направленной активацией нейронных элементов), представленной на рисунке 1.

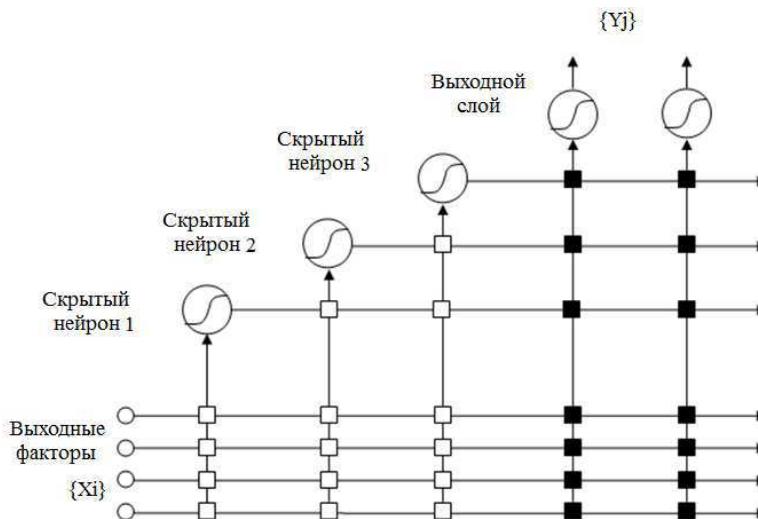


Рисунок 1 – Архитектура сети с направленной активацией нейронных элементов

Достоинства данный подхода по сравнению с обычными нейронными сетями заключаются в следующем:

- архитектура формируется исходя из задачи исследования;
- высокая скорость обучения из-за уменьшения числа элементов в сети и применения прямонаправленной топологии.

Скрытые слои в сети формируются после обучения, и далее они не изменяются, а подстройка весов выходного слоя уточняется при обучении. В процессе формирования дополнительного нейронного слоя алгоритм пытается максимизировать корреляцию между нейроном кандидатом и невязкой выходного слоя, формируя его набор весов.

Для обучения сети в стандартном режиме применяется алгоритм прямого распространения ошибки [6]:

1. Первоначальная архитектура содержит в себе только входной и выходной слой, архитектура характерна для сетей с прямым распространением ошибки – рисунок 2.

2. В процессе обучения ошибка выхода минимизируется. Входной вектор $X=[x_0, x_1, \dots, x_N]$ содержит компоненту $x_0=1$, которая формирует первоначальный сигнал.

$$y_j = \sum_{i=1}^N w_{ij} x_i,$$

где y_j – выходной сигнал j -го нейрона; w_{ij} – вес связи между j -м нейроном и i -й компонентой входного вектора информационного множества; N – размерность входного вектора обучения.

Для определения весовых коэффициентов исходя из минимизации ошибки выходного нейрона Δy_j используется вычисление схожее с мерой Хемминга [6]:

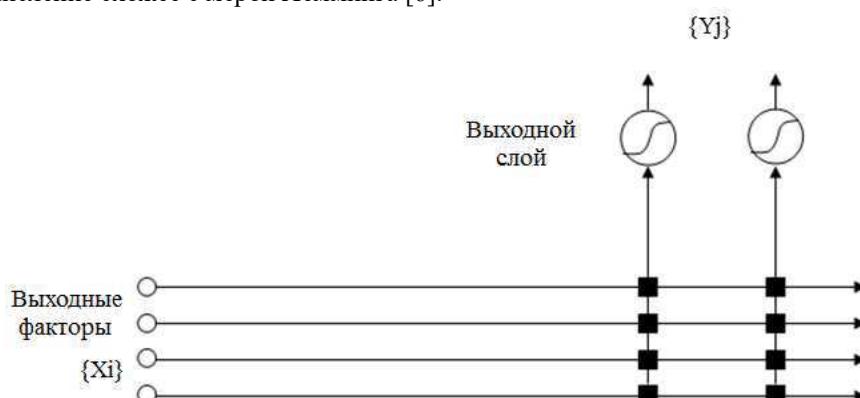


Рисунок 2 – Топология прямонаправленной однослойной нейронной сети

$$\Delta y_j = y_j - d_j,$$

где d_j – желаемый сигнал обучения.

При превышении величины погрешности Δy_j выполняется корректировка весовых коэффициентов j -го нейрона по формуле:

$$w_{ij}(t+1) = w_{ij}(t) + \Delta w_{ij}(t),$$

где t – номер предыдущего цикла; $(t+1)$ – номер текущего цикла; $\Delta w_{ji}(t)$ – коррекция весового коэффициента:

$$\Delta w_{ij} = k \cdot x_i \cdot \Delta y_j,$$

где k – коэффициент, учитывающий динамику корректировки весов.

Обучение осуществляется до тех пор, пока сумма квадратов ошибок ΔY не перестает уменьшаться, данный параметр вычисляется по формуле:

$$\Delta Y = \sum_{j=1}^N \frac{1}{2} \sum_{i=1}^M (\Delta y_j)^2$$

где N – размерность выборки обучения; M – количество нейронов выходного слоя.

3. В случае, когда вычисление ΔY зацикливается, не превышая порог обучения, происходит добавление дополнительных нейронов в сеть. Весовые коэффициенты добавленных нейронов носят случайный характер.

Используемый алгоритм похож на алгоритм решения систем линейных уравнений предложенный Качмажем [7] решение системы линейных уравнений выполняется с помощью итераций:

$$Au = f, A = \{a_{ij}\}, u = \{u_i\}, f = \{f_i\}, i, j = 1, 2, \dots, N,$$

Рассматриваемый метод зарекомендовал себя для решения задачи реконструкции томографических изображений [8]. Метод Качмажа напоминает алгоритм Гаусса-Зейделя, однако в последнем пересчитывается только одна компонента [7, 8]. Алгоритм Качмажа имеет простую геометрическую интерпретацию – каждое уравнение из системы представляет собой гиперплоскость в N -мерном пространстве R^N , решение изначально поставленной задачи будет представлять отнесение конкретного примера в область, отсеченную гиперплоскостью.

Оценку эффективности предложенного алгоритма можно провести на оценке воспроизводимости построения эталонных гиперплоскостей, в качестве входных параметров используются 20 параметров, выходной сигнал варьировался от 1 до 5, общая выборка составляет 40 линейных уравнений. Для моделирования архитектуры сетей использовалась программа Statistical Network Analysis [9], самые удачные нейронные сети, показавшие наименьшую ошибку воспроизведения, представлены на рисунке 3. Сравнивая ошибку при обучении - таблица 1, можно сделать вывод о эффективности предложенной архитектуры.

Таблица 1. Сравнение ошибки нейронных сетей.

Сеть	Ошибка
Многослойный персепtron (1 слой)	0,304348
Многослойный персепtron (2 слоя)	0,521793
Радиальная базисная функция	0,652174
Вероятностная нейронная сеть	0,130435
Вероятностная регрессионная сеть	1,782609
Линейная сеть	0,652174
Сеть с направленной активацией нейронных элементов	0,1789

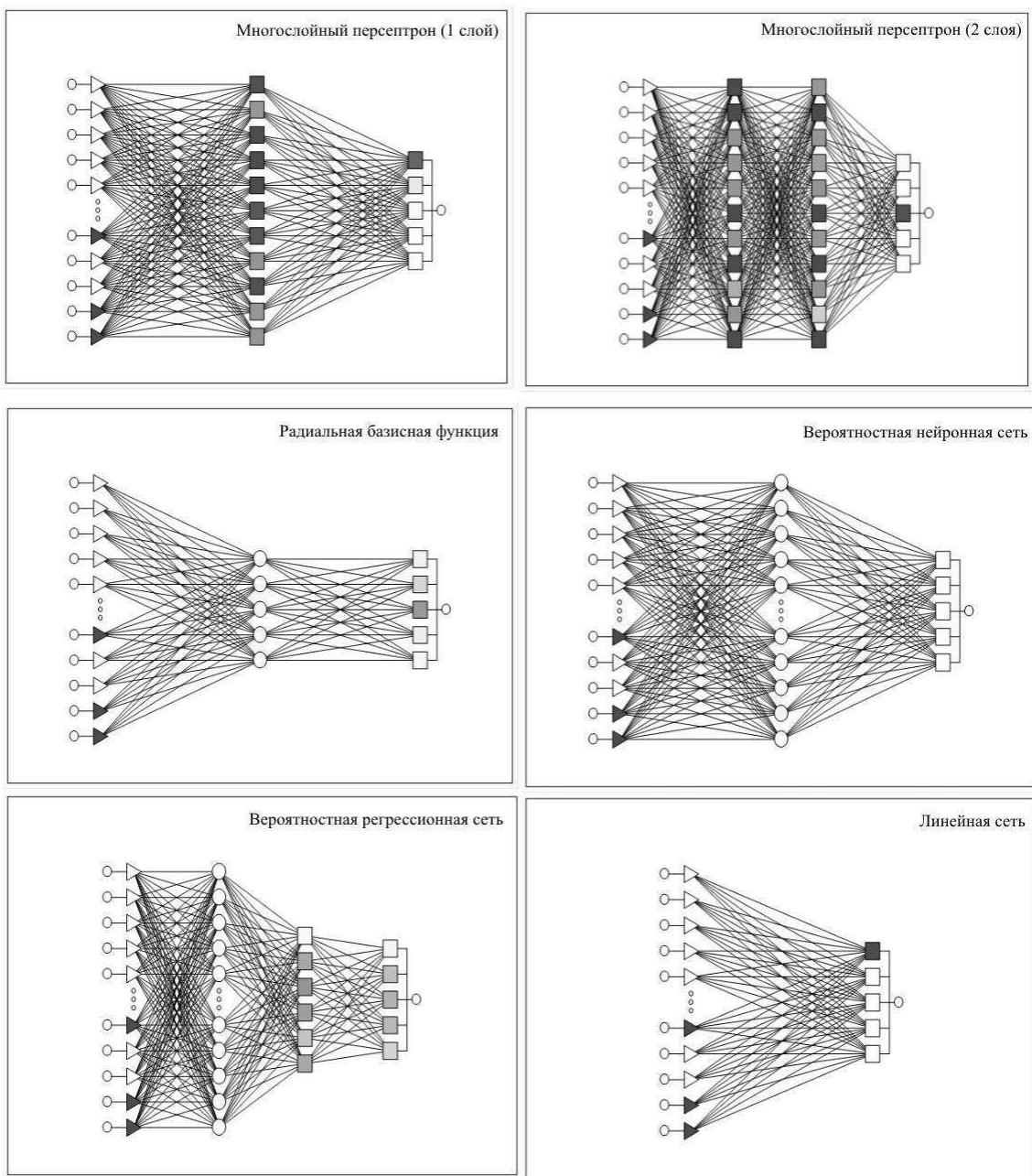


Рисунок 3 – Архитектуры наиболее удачных нейронных сетей

Начальная апробация предложенного алгоритма проходила при использовании анализа эффективности применения препарата для лечения пяти пациентов с заболеванием гепатит, гистограмма сравнения оценок представлена на рисунке 4. В качестве входных параметров для сети были выбраны значения 20 биологических анализов и факторов, которые используются для диагностики состояния при гепатите. Выход системы варьировался по пяти бальной шкале, где 1 – характеризует комплекс значений факторов характерных для здорового человека, 2 – состояние больного удовлетворительно, 3 – состояние больного средней тяжести, 4 – среднетяжелое состояние, 5 – состояние характерное для тяжелобольного человека. Данный подход является несколько унифицированным, существующие подходы [10] отличаются сложностью.

Обучающая выборка для нейронной сети была разбита на два массива: первый, содержит типовые значения факторов, характерных для каждого состояния тяжести, второй содержит данные реальных пациентов, ошибка на которых была максимальной после тестирования первого массива [3]. Коэффициент корреляции системы с оценкой врача составляет 0,8, что позволяет говорить о достаточной математической апробации данного метода.

Анализируя используемые методы оценки степени состояния пациента, можно прийти к выводу о недостаточном применении нейростетевых технологий к задачам медицины, что по-видимому вызвано опасением получить ошибочные результаты там, где они недопустимы, которая не терпит ошибок. Подход,

применённый в данной работе, не настаивает на полной клинической объективности, а показывает возможность решения сложной задачи оценки состояния пациента и эффективности лечебного процесса.

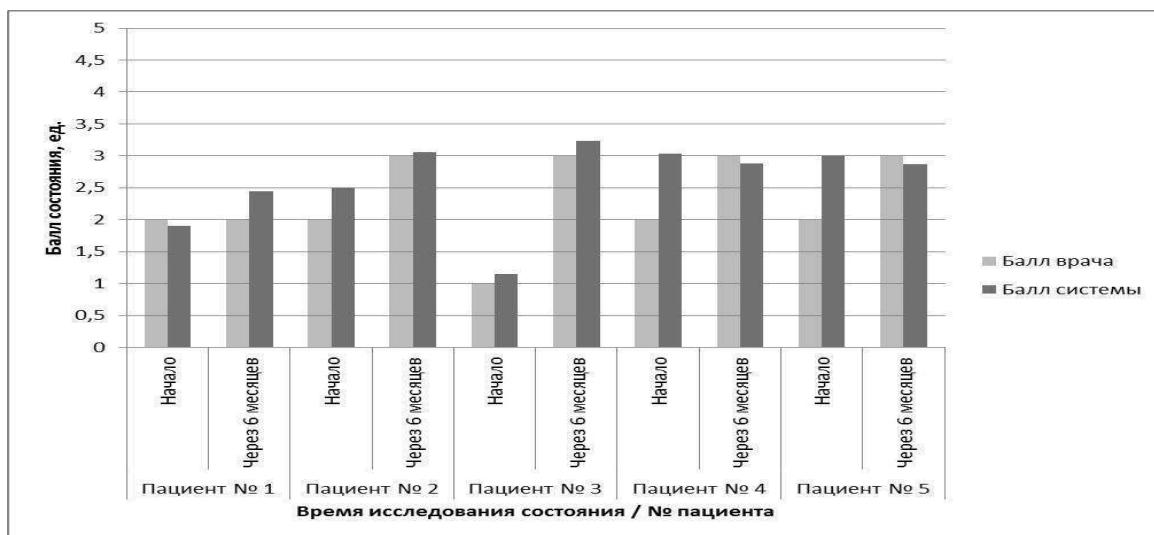


Рисунок 4 – Гистограмма сравнения оценок

Разработанная методика позволяет производить быструю и объективную оценку эффективности применения лекарственных препаратов. Минусом данного подхода может являться необходимость использования данных реальных пациентов для точной настройки системы, что приводит к невозможности определения эффективности новых препаратов. Однако в целом рассмотренный подход хорошо зарекомендовал себя при оценке лечения.

Библиографический список

1. Марцевич С.Ю., Кутишенко Н.П. Рандомизированные клинические исследования и наблюдательные исследования: соотношение в иерархии доказательств эффективности лекарств // РФК. 2016. №5.
2. Упницкий А. А. Принципы выбора и оценки эффективности антибиотиков // Лечебное дело. 2010. №2.
3. Дмитриев Г.А., Астафьев А.Н. Система поддержки принятия решений при определении нозологической формы гепатита // Программные продукты и системы. 2017. №4.
4. Сараев П.В. Многошаговое оптимальное нейросетевое управление // Проблемы управления. 2008. №5.
5. Астафьев А.Н., Коваленко И.А. Методика классификации медицинских данных для анализа эффективности лечения // Биотехнические, медицинские, экологические системы и робототехнические комплексы - Биомедсистемы-2017 сборник трудов XXX Всероссийской научно-технической конференции студентов, молодых ученых и специалистов. Рязанский государственный радиотехнический университет. 2017. С. 182-184.
6. Романов Д.Е. Нейронные сети обратного распространения ошибки // ИВД. 2009. №3.
7. Шмырин А.М., Седых И.А., Семина В.В. Идентификация окрестностной модели нейронной сети на основе жадного, «Полужадного» алгоритмов и алгоритма Качмажа // Вестник Тамбовского университета. Серия: Естественные и технические науки. 2016. №6.
8. Шмырин А.М., Мишачев Н.М. Окрестностные системы и алгоритм Качмажа // Вестник Тамбовского университета. Серия: Естественные и технические науки. 2016. №6.
9. V. I. Mordachev, S. L. Loyka A statistical model of interference in wireless networks, network-scale fading and outage probability-network density tradeoff // Доклады БГУИР. 2009. №3 (41).
10. Заболотских И.Б., Мусаева Т. С., Денисова Е. А. Валидность шкал Apache II, Apache III, saps 2, saps 3 и SOFA у акушерских больных с сепсисом // Анестезиология и реаниматология. 2012. №6.

METHOD FOR EVALUATING THE EFFECTIVENESS OF THE DRUGS USED

Astafyev A.N., Sharapov S. I.

Lipetsk State Technical University, a.n.astafyev@gmail.com

The publication describes the algorithm for assessing the effectiveness of medications used. The proposed algorithm for solving problems are based on the use of a modified iterative Kaczmarz method for solving systems of linear equations in a neural network

ЧАСТОТНЫЕ ФИЛЬТРУЮЩИЕ СВОЙСТВА ВОЗБУДИМЫХ ТКАНЕЙ

Бритин С.Н., Власенко Р.Я., Шабаев В.С.

ФГБОУ ВО «Новгородский Государственный Университет имени Ярослава Мудрого»,
sergey.britin@novsu.ru, romex@mail.ru, vit-shab@mail.ru

Способность электровозбудимых тканей реагировать на электрическое раздражение находит широкое применение в медицинской практике. С позиций системного подхода предполагается интегральное участие, прежде всего, центральной нервной системы в регуляции всех физиологических функций, включая когнитивные процессы субъекта [1]. Даже на внутриклеточном и молекулярном уровне прослеживается золотое правило саморегуляции: само отклонение от конечного приспособительного эффекта служит стимулом возвращения системы к этому эффекту. Понятие обратной связи также имеет ключевое значение в системах с автоматической регуляцией и служит целям получения информации автоматическими механизмами о состоянии конечного полезного эффекта системы [1]. Воздбудимость активных тканей и клеток обеспечивает фундаментальные свойства живых систем принимать, вырабатывать и передавать информацию как внутри системы, так и наружу, что служит оптимальному их функционированию в изменяющихся условиях. Среди множества физических (физико-химических) факторов и механизмов, задействованных в этих процессах, на одном из первых мест находятся электрические факторы, которые можно характеризовать амплитудными, временными и частотными параметрами.

Для электростимуляции, электродиагностики и физиотерапии используются самые различные импульсные токи (электрические напряжения), интерференционные токи, а также низкочастотные амплитудно-модулированные колебания[2-6]. В основе лежит процесс возбуждения (спонтанная деполяризация) ткани, в том числе на клеточном уровне, в ответ на электрическое раздражение, в качестве которого часто используются прямоугольные импульсы тока различной амплитуды и длительности. В таком случае, возбудимость ткани характеризуется кривой «сила – длительность» (Г. Вейс, Л. Гоорвег, Л. Лапик), (рис. 1, нижняя кривая), которую **аппроксимируют** уравнением гиперболы[3]:

$$I = a / t + b,$$

где I и t – амплитуда и длительность порогового прямоугольного импульса электрического тока, a и b – константы.

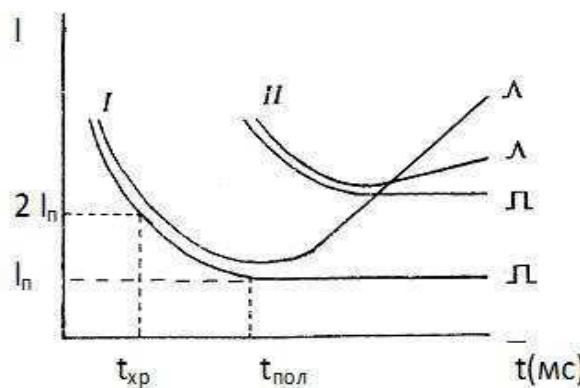


Рисунок 1- Кривые «сила – длительность» для прямоугольных и треугольных импульсов. I – норма, II – патология. По оси абсцисс – длительности импульсов, по оси ординат – электрический ток, $I_{\text{п}}$ – реобазой, $t_{\text{пол}}$ – полезное время, $t_{\text{хр}}$ – хронаксия

При длительных стимулах ($t \rightarrow \infty$, а практически – t – время, в течение которого развивается аккомодация) $a / t \rightarrow 0$ и $I = b$. Тогда b приобретает смысл пороговой амплитуды электрического тока $I_{\text{п}}$, вызывающего возбуждение независимо от продолжительности воздействия. Эту величину называют **реобазой**, а соответствующую ей минимальную продолжительность импульса называется **полезным временем** $t_{\text{пол}}$. При очень коротких стимулирующих импульсах ($t \rightarrow 0$) отношение a/t много больше b и следовательно приблизительно $I = a / t$, откуда $a = I \cdot t$. Это значение **принимают** за пороговый заряд $a = q_{\text{п}}$ при малых длительностях прямоугольных импульсов, а кривую «сила – длительность» представляют примерным выражением:

$$I = q_{\text{п}} / t + I_{\text{п}}.$$

Такая форма записи означает параметрическое задание функции, в которой параметром служит пороговое возбуждение. Его можно вызвать, изменения I и t электрического импульса, несущего пороговый заряд.

Кривая "сила-длительность" имеет наиболее крутой участок в точке, соответствующей току в 2 реобазы. Длительность порогового прямоугольного импульса амплитудой в 2 реобазы ($I=2I_n$) принято называть **хронаксией** t_{xp} . Динамика I_n и t_{xp} служит мерой изменения возбудимости нервов и мышц при развитии патологического процесса или утомления (кривая II, рис.1).

Наряду с проявлением аккомодации возбудимых тканей к постоянному электрическому току учитывают также минимальный градиент тока, под которым подразумевают минимальную крутизну переднего фронта порогового электрического импульса, имеющего, например, форму треугольника. Если импульсу присущ слишком пологий фронт, то возбуждение под его действием практически не возникает при сколь угодно большой амплитуде стимула, т.е. развивается аккомодация. Это подтверждают кривые «сила–длительность» для треугольных импульсов при больших длительностях [5,7,8]- (Восходящие ветви кривых на рис.1, которые можно аппроксимировать при необходимости параболой [7]).

Сравнение кривых для прямоугольных и треугольных импульсов показывает, что при малых длительностях (t меньше t_{pol} , например, в окрестности t_{xp}) их отличие весьма несущественно, несмотря на то, что заряд q переносимый треугольным импульсом в **два раза** меньше чем прямоугольным импульсом, а энергия, следовательно, при прочих равных условиях, в **4 раза** меньше.

Попробуем объяснить эту особенность, используя частотные свойства возбудимых тканей и клеток, вытекающие из их анализа на основе простейших линейных RC- эквивалентных цепей.

Во-первых, отметим, что возбуждение связано с деполяризацией клеточной мембранны. По отношению к внешней среде электрическую емкость клеточной мембранны рассмотрим, как разделительную емкость, не пропускающую в клетку постоянный электрический ток (биоток), по существу не несущий в себе никакой информации. С учетом активной составляющей электрического сопротивления клеточной мембранны в состоянии покоя, эти емкость и сопротивление образуют RC фильтр верхних частот первого порядка, постоянную времени которого можно принять приблизительно равной t_{pol} и, соответственно, частоту среза на уровне 3 дБ определить как:

$$\omega = 1/t_{pol}.$$

Во-вторых, непосредственно возбуждению клетки предшествует ее начальная относительно медленная деполяризация до некоторого критического (порогового) уровня, после чего и возникает процесс быстрой деполяризации (процесс «все или ничего»). В этой части процесс медленной деполяризации можно рассматривать как линейный процесс заряда некоторой эквивалентной емкости через соответствующее активное сопротивление, совместно с которым она образуют интегрирующую цепь или RC фильтр низких частот первого порядка. Постоянную времени данной цепи можно принять приблизительно равной t_{xp} , что дает соответственно для частоты среза фильтра значение:

$$\omega = 1/t_{xp}.$$

Совместно два названных фильтра образуют полосовой фильтр. Если принять во внимание, что ниспадающий участок кривой Вейса-Лапика на отрезке $t_{xp}-t_{pol}$ можно рассматривать в виде экспоненты, то в этом случае $t_{pol}=3t_{xp}$. Тогда граничные частоты эквивалентного полосового фильтра, во многом определяющего частотные фильтрующие свойства возбудимых тканей и клеток, равны $\omega_H=1/3t_{xp}$, $\omega_B=1/t_{xp}$.

Таким образом, оказывается, что частотные (спектральные) характеристики треугольных импульсов лучше согласованы с частотными свойствами возбудимых тканей по отношению к прямоугольным импульсам (рис.2). По сравнению со спектральной плотностью прямоугольного импульса, спектральная плотность треугольного импульса имеет более низкий уровень «боковых» лепестков: первый лепесток равен 0,04 от максимума по сравнению с 0,2 для прямоугольного импульса, и с повышением частоты уровень боковых лепестков убывает как $1/N^2$ (для прямоугольного импульса – как $1/N$). Это объясняется тем, что треугольный импульс имеет более гладкий характер, чем прямоугольный, в нем отсутствуют вертикальные фронты, для формирования которых нужен достаточно высокий уровень высокочастотных составляющих спектра.

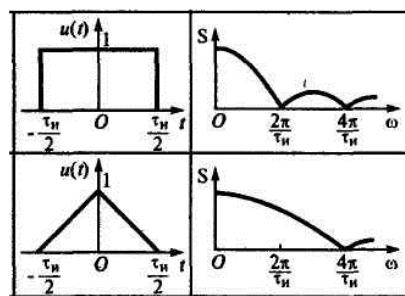


Рисунок 2-Импульсы прямоугольной и треугольной формы и соответственно их амплитудные спектры (спектральные плотности). По осям абсцисс – время и частота $\omega=2\pi f$.

Высокочастотные составляющие спектра прямоугольного импульса не попадают в указанную полосу пропускания активных тканей и клеток и тем самым не оказывают влияния на их возбуждение. В этом также

проявляется аккомодация или другими словами индифферентность тканей и клеток организма к внешнему раздражителю в целом, или к его составляющим.

Из двух импульсов треугольный импульс при соответствующих длительностях более согласован с биологическим объектом, как их приемником. Напомним, что оптимальный приемник (фильтр) должен использовать максимум энергии всего сигнала [9]. В случае заданного приемника проводят синтез сигнала для выполнения данного условия. С учетом того, что биологические ткани по отношению к электрическим возмущениям в общем случае обладают нелинейными параметрическими свойствами [3], решение подобных задач точно трудновыполнимо. Следует отметить, что только этими свойствами можно объяснить взаимодействие амплитудно-модулированных колебаний и им подобным с биологической активной средой [6].

В частных случаях для электростимуляции и низкочастотной физиотерапии в качестве воздействий, близких к оптимальным, могут быть использованы (что собственно делается на практике) импульсы различной формы: косинусной, гауссовой и др. Что касается импульсов прямоугольной формы, то, несмотря на отмеченные их недостатки в энергетическом плане [10], и несогласованность в частотном плане, применение их в электродиагностике, включая хронаксиметрию нервной и мышечной тканей, вполне оправдано сложившимся многолетним положительным опытом и тем фактом, что временные зависимости «сила – длительность» для таких импульсов практически однозначно определяют частотные свойства возбудимых тканей и клеток в линейной области процесса возбуждения.

Библиографический список

1. Анохин П.К. Избранные труды: Кибернетика функциональных систем/ под ред. К.В. Судакова. сост. В.А. Макаров. — М.:Медицина, 1998. - 400 с.
2. Взаимодействие естественных и искусственных полей и излучений с биологическими объектами: учеб.пособие для вузов / С.П.Вихров, Т.А.Холомина, Н.В.Гривенная - М.: Горячая линия- Телеком, 2009.- 308с.,ил.
3. Биофизика для инженеров: Учебное пособие в 2-х томах. Том 1. - Биоэнергетика, биомембранология и биологическая электродинамика/ Е.В. Бигдай, С.П. Вихров, Н.В. Гривенная и др. Под ред. С.П. Вихрова и В.О. Самойлова.- М.: Горячая линия - Телеком, 2008 .- 496с., ил.
4. Гусев В.Г. Получение информации о параметрах и характеристиках организма и физические методы воздействия на него: Учебное пособие/В.Г. Гусев.- М.: Машиностроение, 2004. - 597с.
5. Боголюбов В.М., Пономаренко Г.Н.: Общая физиотерапия: учебник.- М., СПб: СЛП, 1998. - 480 с., ил.
6. Бритин С.Н. Взаимодействие амплитудно-модулированных колебаний с биологической активной средой: материалы науч. конф., посвящ. 25-летию каф. медицинской и биологической кибернетики (г. Томск, 14-15 ноября 2013 г.) / под общ. ред. Я.С. Пеккера. – Томск: Сибирский государственный медицинский университет, 2013. – 224 с. С. 14-17.
7. Волобуев А.И. Аккомодационные процессы при электростимуляции биоткани: Журнал научных статей "Здоровье и образование в XXI веке" № 2, 2008. (Т. 10)- С. 332-333
8. Волобуев А.И., Сирота А.И. Биофизические принципы электростимуляции: Вестник новых медицинских технологий, 2008. Т. XV, № 2- С.14-17.
9. Баскаков С.И. Радиотехнические цепи и сигналы: учебник.- М.: Высш.школа, 2000. - 462с., ил.
10. Бритин С.Н. Энергетические аспекты возбудимых тканей: материалы II всероссийской междисциплинарной конференции студентов, молодых ученых и преподавателей «Мотивационные аспекты физической активности». 16-17 февраля 2018г., Великий Новгород / отв. редактор к.м.н., доцент Р. Я. Власенко; НовГУ им. Ярослава Мудрого. – Великий Новгород, 2018. – 94с. с. 18 – 21.

FREQUENCY FILTERING PROPERTIES OF EXCITABLE TISSUES

Britin S. N., Vlasenko R. Ya., Shabaev V. S.

Novgorod State University named after Yaroslav the Wise

The ability of electro-excitable tissues to react to electrical irritation is widely used in medical practice. From the positions of the system approach, the integral involvement of, above all, the central nervous system in the regulation of all physiological functions, including cognitive processes of the subject, is supposed. Even at the intracellular and molecular level, the golden rule of self-regulation is traced: the very deviation from the final adaptive effect serves as a stimulus for the return of the system to this effect. The concept of feedback is also of key importance in systems with automatic regulation and serves the purposes of obtaining information by automatic mechanisms about the state of the final beneficial effect of the system.

Along with the amplitude and time parameters, excitable tissues are characterized by frequency parameters and properties.

НОВЫЕ ПОДХОДЫ К ЭЛЕКТРОПУНКТУРНОЙ ДИАГНОСТИКЕ

Пермяков И.А., Носырев А.А.

Кафедра физического воспитания МГУ им М.В. Ломоносова, Москва, Россия

ipermyakov1960@yandex.ru

ООО «Клиника кинезиотерапии», Москва, Россия, aleksnosyrev@yandex.ru

В настоящее время в клинической практике и спортивной медицине находят все более широкое применение методы электропунктурной диагностики (ЭПД), которые могут оценивать функциональное состояние внутренних органов и систем организма человека и проводить донозологическую диагностику, на основании измерений электрофизиологических показателей точек поверхности кожи тела человека. Одним из таких методов является метод Накатани. Данные методы используются в настоящее время достаточно широко в медицинских центрах (Готовский М.Ю. 2016, Бойцов И.В.2012).

В Российском государственном медицинском университете (РГМУ), на базе кафедры медицинской кибернетики и информатики МБФ, в конце 80-х годов был создан компьютерный комплекс электропунктурной диагностики «Диакомс». Комплекс «Диакомс», основанный на методическом подходе Y.Nakatany разрешен к использованию Комитетом по новой технике Минздрава России (протокол № 5 от 11 сентября 1992 года). Имеет регистрационное удостоверение МЗ РФ № 59.199.93 от 24.12.96г., Сертификат соответствия Госстандарта России № РОСС ru. 11ИМ02 от 23.02.2000 г. и рекомендован к внедрению на всех уровнях системы здравоохранения и медицинской науки письмом МЗ РФ (N 05-16/10-16 от 23.03.93г.). [1]. Обследование на комплексе «Диакомс» занимает 3-5 минут и заключается в измерении электрического сопротивления в биологически активных точках(БАТ), расположенных на кистях рук и стопах ног. С помощью комплекса «Диакомс» можно: 1) оценивать функциональное состояние всех внутренних органов и систем; 2) выявлять ранние нарушения функций органов и систем организма; 3) определять возможные психологические и психофизиологические проблемы испытуемого.

Попытка использовать данный метод диагностики в Центре кинезиотерапии Бубновского, не вызвала большого интереса и заинтересованности ни пациентов, ни врачей. Т.к. в центр в основном обращаются люди с проблемами опорно-двигательного аппарата, и часто сопровождающиеся сильными болями (как люмбалгия, межпозвоночная грыжа или травматические повреждения). При этом, используя Диакомс, проводя ЭПД в центре кинезиотерапии Бубновского, мы обратили внимание на то, что при односторонней патологии у пациентов (больные с проблемами ОДА), при вынужденном перенесении массы тела на одну сторону, наблюдается асимметрия показателей электропроводности исследуемых БАТов. Это было, на наш взгляд, обусловлено в большей или меньшей степени изменения напряжения мышечного тонуса с одной стороны тела, при перераспределении веса тела, за счет снижения нагрузки на проблемную зону, будь то травма, воспалительный процесс (артрит) и т.д. На основании этого возникла идея создания диагностического алгоритма обработки получаемых измерений, для оценки мышечного тонуса пациентов. Используя базу данных авторов комплекса «Диакомс», созданную под руководством В.В.Лакина, содержащую данные об электропроводности БАТов (по методу Накатани) более 2000 здоровых мужчин и женщин разного возраста, мы «привязали» репрезентативные точки акупунктуры к позвоночно-двигательным сегментам позвоночного столба, иннервирующих скелетную мускулатуру человека. Затем, строится график полученных значений и сравнивается с условно здоровыми людьми определенного пола и возраста из базы данных (1). Отклонения от «нормы» указывают на наличие проблемных зон на протяжении всех позвоночно-двигательных сегментов. Предлагаемый нами способ, в отличие от ранее используемых методов электропунктурной диагностики заключается в новом подходе к интерпретации значений электропроводности участков кожной поверхности в области репрезентативных точек и аппроксимации их на опорно-двигательный аппарат человека. Т.е. смысл изобретения [3] заключается в графическом представлении активности позвоночно-двигательных сегментов в регуляции мышечного тонуса, т.е. полученный график – «миофасциограмма», косвенно свидетельствует о состоянии мышечного тонуса, вдоль позвоночного столба. Наш взгляд, на морфо-физиологическое обоснование этого изобретения изложен в статье [2]. Используя этот метод, в центре Бубновского в Сокольниках, проводили обследование мужчины (25 лет) с переломом 8-грудного позвонка и полным параличом нижних конечностей. На рисунке 1 представлены графики полученных данных. Верхняя картинка - горизонтальные кривые, отражающие активность позвоночно-двигательных сегментов (ПДС) в регуляции мышечного тонуса 1-я кривая квадратиками до сеанса занятий кинезиотерапией и 2-я треугольники после сеанса занятий. Графические линии выше пунктирных линий (границы нормы) указывают на гипертонус, а ниже - гипотонус мышц, иннервируемых обозначенными ПДС. Нижняя картинка представлена вертикальными столбиками, отражающими асимметрию активности ПДС. Полученные изображения позволяют отметить, что в шейном отделе на уровне I и II -го шейных позвонков гипертонус, затем резкое снижение и опять подъем и в дальнейшем резкое снижение мышечного тонуса на уровне 6-го – 8 -го грудных позвонков. По динамике двух кривых видно, что эффекта от занятий практически нет, т.к. у

больного работают мышцы, только верхней половины тела. При этом, по рисунку графика можно отметить, что после сеанса занятий, выявляется некоторое снижение тонуса мышц в верхнегрудном отделе.

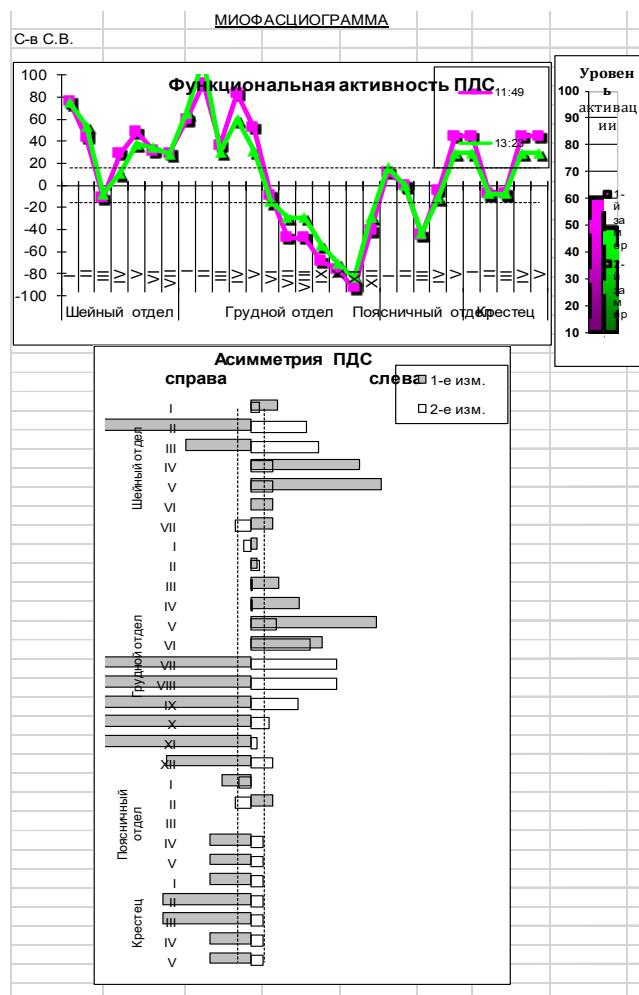


Рисунок 1- Миофасциограмма больного с переломом 8-го грудного позвонка

С помощью этого метода, на кафедре физического воспитания и спорта МГУ им. М.В. Ломоносова, проведены исследования и диагностика функционального состояния мышц сегментов позвоночника спортсменов, занимающихся в секции бокса и студентов, занимающихся в секции ОФП. Для этого, с использованием метода электропунктурной диагностики «Диакомс», оценивалась интегральная картины мышечного корсета – миофасциограмма. Основные материалы по оценки морффункционального состояния студентов и спортсменов, обследованных на кафедре, представлены на конференциях 2014 и 2015 гг. в институте экономики и предпринимательства (ИНЭП)е, в РГУ нефти и газа (НИУ) имени И.М. Губкина (2017), КНИТУ-КАИ (Казань, 2017).

Данные обследования борцов и лыжников представлены в статье [2]. Полученные отличия в графиках распределения тонусов мышц, «верхнего этажа» тела и сходство «нижнего этажа», показывают влияние вида спорта на формирование мозаики гипертрофий разных мышц. Действительно, лыжники и борцы выполняют разные и по характеру, и по интенсивности виды мышечной деятельности «верхними этажами», тогда как «нижние» обязаны на протяжении всей дистанции или схватки выполнять движения по удержанию и перемещению тела. Поэтому функциональное состояние мышц у спортсменов этих двух видов спорта отличаются, в этой связи, по паттерну миофасциограмм можно судить и о степени тренированности в данном виде спорта.

Также, на наш взгляд интересно отметить результат обследования подростков хоккеистов г. Подольска с различным хватом клюшки. Работа была проведена в ПССИ совместно с руководителем выпускной квалификационной работы д.б.н., доцентом Бобковым Г.А и студентом Чистовым Е.Д. На рисунке 2 представлены графики активности позвоночно-двигательных сегментов – верхние горизонтальные кривые и вертикальные столбики- асимметрия распределения мышечного тонуса у спортсменов подростков 12-летнего возраста, с различным хватом клюшки. На графиках представлено, что функциональная активность позвоночно-двигательных сегментов в сторону гипер- и гипотонуса мышц, у подростков с левым хватом находится практически в пределах возрастной нормы. У мальчиков с правым хватом есть некоторое снижение

мышечного тонуса в верхнегрудном отделе и повышение в нижнегрудном отделе. Асимметрия мышечного тонуса очень ярко проявляется у детей, как с левым хватом клюшкой, так и с правым хватом. Т.о. у детей данного возраста, занимающихся, хоккеем очевидна тенденция к развитию сколиотических изменений позвоночника.

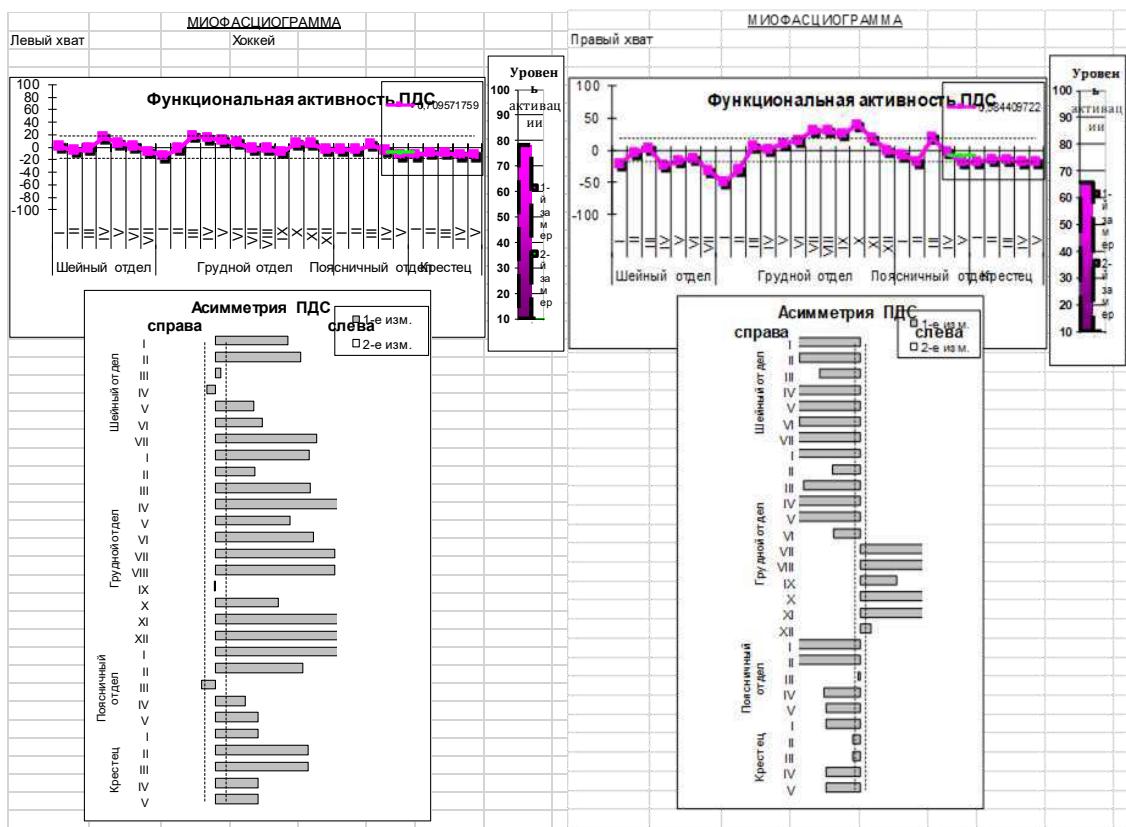


Рисунок 2- Левая картинка миофасциограмма юных хоккеистов с левым хватом клюшки, правая – с правым хватом клюшки

Т.о. на наш взгляд, представленные данные имеют существенный интерес, как в диагностическом, так и в прогностическом плане, возможности проведения исследования мышечного тонуса различных групп населения. В настоящее время мы продолжаем работу над дальнейшим совершенствованием программы обработки данных ЭПД и уточнения алгоритма.

Библиографический список

1. Лакин, В. В. Метод электропунктурной диагностики Накатани и компьютерного комплекса «Диаком» : учебно-методическое пособие / В. В. Лакин. - М. : Изд-во РГМУ, 2003. - 101 с.
2. Инновационный метод количественного определения и коррекция функционального состояния миофасциональных меридианов спортсменов. **Бобков Г.А., Пермяков И.А., Морозов О.С. и др.** Вестник спортивной науки.- М. №4, 2014. С 48-53.
3. Способ диагностики функционального состояния мышц сегментов позвоночника./Бубновский С.М., **Бобков Г.А.**, Пермяков И.А. Авторское свидетельство на изобретение № 2424766.

NEW APPROACHES TO ELECTROPANUCTURAL DIAGNOSTICS

Permyakov I.A., Nosirev A.A
Moscow State University, Moscow
Kinesiotherapy clinic, Moscow

The article presents information on the possibilities of using the diagnostic method of electropuncture for evaluating the muscle tone of various muscle groups along the spine and their asymmetry. For example, charts and descriptions of muscle tonus, a patient with a vertebral fracture and young hockey players using different grips of the stick are given.

ВНУТРИРОТОВАЯ МИКРОФОКУСНАЯ РЕНТГЕНОГРАФИЯ В ВЕТЕРИНАРИИ

Потрахов Ю.Н.

Федеральное государственное автономное образовательное учреждение высшего образования «Санкт-Петербургский государственный электротехнический университет «ЛЭТИ» им. В. И. Ульянова (Ленина)» (СПбГЭТУ «ЛЭТИ»), yus87@yandex.ru

Введение

Сложившаяся практика показывает, что оказание ветеринарной стоматологической помощи становится все более актуальной задачей, например, в собаководстве. Так, для породистого выставочного животного потеря даже одного зуба может привести к завершению карьеры.

В медицине в подавляющем большинстве случаев диагностика челюстно-лицевого отдела пациента осуществляется с помощью специализированных рентгеновских аппаратов: прицельных дентальных аппаратов, ортопантомографов и конуснолучевых томографов [1]. Прицельные дентальные аппараты (радиовизиографы) предназначены для получения изображений отдельных зубов или участков челюсти, ортопантомографы – двумерных, а конусно-лучевые томографы – трехмерных изображений полного зубного ряда обеих челюстей, включая прилегающие анатомические структуры.

По ряду причин – отличия в анатомии и физиологии челюстно-лицевого отдела человека и собаки, а также «языковой барьер», перечисленные аппараты не могут быть непосредственно использованы в ветеринарной стоматологии. Очевидно, что размеры и форма зубов, челюстных костей и черепа собаки в целом существенно отличаются от человека. Гибкость и подвижность пальцев, лап, шеи и спины собаки принципиально иные, чем у соответствующих органов человека. Собака не может фиксировать «пальцем» приемник рентгеновского изображения или длительно неподвижно сидеть в кресле конусно-лучевого томографа. Она не может понять и исполнить и другие специальные требования лаборанта при выполнении укладки для рентгеновской съемки.

Поэтому для решения задач диагностики ветеринарной стоматологии в полном объеме необходима разработка соответствующей технологии.

Материалы и методы

1. В настоящее время для диагностики в ветеринарной стоматологии используются:

- стационарные рентгеновские аппараты для получения снимков всей головы животного на приемник рентгеновского изображения 240×300 мм и более;
- прицельные дентальные аппараты для получения снимков отдельных зубов или участков челюсти на приемник рентгеновского изображения размером около 30×40 мм, который помещается в ротовую полость животного.

В нашей стране для этих целей в основном используются стационарные рентгеновские аппараты (рис. 1) и существенно реже прицельные дентальные.



Рисунок 1 – Схема дентальной съемки с использованием стационарного рентгеновского аппарата
Основные недостатки методики дентальной съемки в первом случае:

- на снимке головы собаки изображения всех зубов и челюстных костей, костей черепа и мягких тканей наложены друг на друга (рис. 2). Это существенно затрудняет описание снимка и установку диагноза;
- дополнительная дозовая нагрузка на животное и персонал.



Рисунок 2 – Пример изображения, получаемого при дентальной съемке стационарным рентгеновским аппаратом

Основные недостатки во втором случае:

- размеры приемника изображения не позволяет: получить полное изображение даже одного зуба у крупной собаки и, соответственно, разместить приемник в ротовой полости у мелкой собаки;
- велика вероятность повреждения приемника изображения собакой любого размера.

2. В начале 21 века в России для диагностики в стоматологии и челюстно-лицевой хирургии была предложена методика микрофокусной рентгенографии. В отличие от известных методик съемки (periапикальной, окклюзионной, параллельной съемки с большого фокусного расстояния, длиннофокусной) она позволяет одновременно получать:

- прицельные снимки отдельных зубов или участков челюсти;
- панорамные снимки полного зубного ряда обеих челюстей, включая прилегающие анатомические структуры [2].

Для реализации этой методики была разработана рентгеновская трубка 0,01БД57-90 с торцевой мишенью, вынесенной из вакуумного баллона на протяженной анодной (рис. 3) [3].

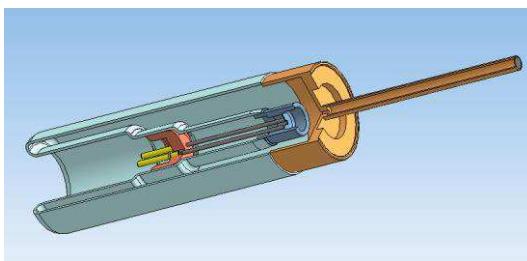


Рисунок 3 – Рентгеновская трубка 0,01БД57-90.
а – конструкция (схематично); б – внешний вид

Методики микрофокусной рентгенографии была использована при разработке оригинальной методики дентальной съемки в ветеринарии.

Длина анодной трубы составляет 120 мм, диаметр 12 мм, материал – алюминий. Трубка 0,01БД57-90 генерирует панорамный пучок рентгеновского излучения с углом раствора $135 \times 360^\circ$. Направление выхода

излучения противоположно направлению движения электронов в ускоряющем промежутке катод-анод (мишень трубы). На ее основе был также разработан прицельный-панорамный дентальный рентгеновский аппарат «ПАРДУС-02» [4].

Результаты и обсуждение

3. Принципиальным отличием предложенной методики проведения дентальной рентгеновской съемки в ветеринарии в отличие описанных является расположение мишени рентгеновской трубы съемки непосредственно внутри ротовой полости собаки. Генерируемое трубкой рентгеновское излучение проходит через зубы, челюстные кости, мягкие ткани и регистрируется приемником рентгеновского изображения, который располагается снаружи головы собаки напротив диагностируемой области (Рис. 4).

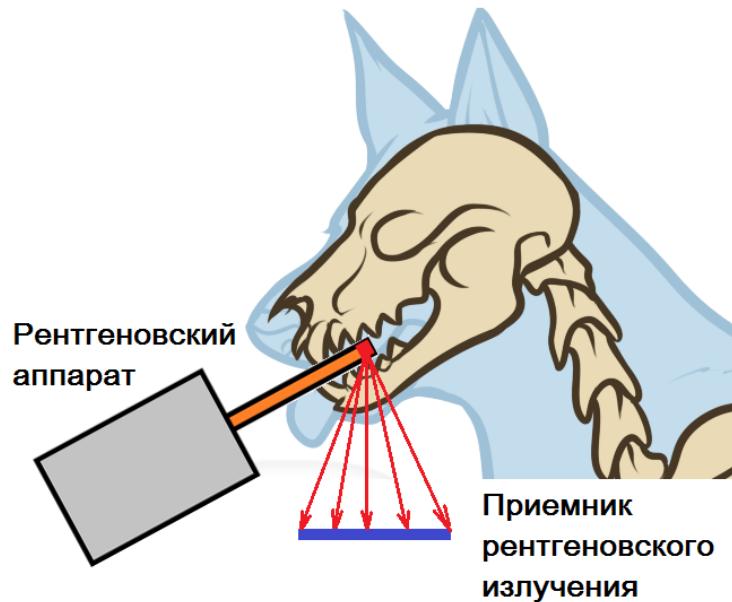


Рисунок 4 – Схема дентальной съемки в ветеринарии

Основные преимущества предложенной методики дентальной съемки в ветеринарии заключаются в следующем:

- малый диаметр и большая длина анодной трубы позволяют разместить мишень рентгеновской трубы в любом месте ротовой полости собаки любого размера;
- обратный панорамный выход рентгеновского излучения исключает на снимке наложение друг на друга изображений зубов, принадлежащих разным ветвям челюстей;
- высокая информативность снимков, обеспечиваемая малым фокусным пятном при чрезвычайно низком токе трубы (0,1 mA) и, соответственно, низкой экспозиционной дозе;
- источник рентгеновского излучения располагается внутри ротовой полости, поэтому интенсивность неиспользуемого излучения принципиально ниже за счет его поглощения тканями головы;
- в совокупности обеспечиваются безопасные условия для работы рентгенлаборанта при съемке «с рукой» без использования традиционного для дентальных аппаратов штатива;
- съемка «с рукой» существенно облегчает выполнение укладки животного и повышает оперативность проведения диагностики, в первую очередь, в неспециализированных нестационарных условиях.

Исследования, проведенные на базе первой городской ветеринарной клиники СПб, показали, что прицельный аппарат семейства «ПАРДУС» в портативном исполнении может быть с успехом использован в ветеринарной стоматологии для проведения прицельных дентальных исследований. В ходе испытаний специалисты высоко оценили качество получаемых рентгеновских снимков (рис. 5), а также перспективы развития прицельно-панорамной методики проведения рентгенологических исследований в ветеринарии.



Рисунок 5- Дентальные снимки, полученные по предложенной методике с помощью портативного рентгеновского аппарата семейства «ПАРДУС»

В ходе планируемых дальнейших исследований будут опробованы различные способы укладки животного при съемке, уточнены режимы съемки, оценена доза облучения животного и рентгенлаборанта.

Выводы

В результате проведения комплекса конструкторских, технологических и клинических исследований предложена новая технология проведения рентгенодиагностики в ветеринарной стоматологии. Технология включает в себя методику прицельно-панорамной съемки «челюстно-лицевого» отдела животного и комплект цифровых технических средств для ее реализации. Проведенные испытания показали целесообразность проведения дальнейших практических разработок в области рентгеновской съемки «челюстно-лицевого» отдела домашних животных.

Библиографический список

1. Основы рентгенодиагностической техники / Под ред. Н.Н. Блинова. Учебное пособие. – М.: Медицина, 2002.
2. Потрахов Н.Н. Микрофокусная рентгенография в стоматологии и челюстно-лицевой хирургии. – СПб.: ООО «Техномедиа», 2007. – 184 с.
3. Авторское свидетельство СССР №1793491, МКИ H01J35/08. Рентгеновская трубка / Н.Н. Потрахов и др.; Заявл. 25.06.91; зарег. 08.10.92.
4. Потрахов Н.Н., Потрахов Е.Н., Грязнов А.Ю. Портативные рентгенодиагностические аппараты семейства «ПАРДУС» для прицельных и панорамных исследований в стоматологии и челюстно-лицевой хирургии // Медицинская техника – 2008. - №5. – С.45-46.

INTRAORAL MICROFOCUS X-RAY RADIOGRAPHY IN VETERINARY Potrakhov Yu. N.

In the article, known methods of dental imaging in veterinary medicine are considered. Their shortcomings are analyzed.

An original technique of "intraoral" dental imaging is proposed. The advantages of the proposed method are described and the preliminary results of the study are presented.



МЕТОДЫ ЦИФРОВОЙ ОБРАБОТКИ МЕДИЦИНСКИХ МИКРОФОКУСНЫХ РЕНТГЕНОВСКИХ ИЗОБРАЖЕНИЙ

Староверов Н. Е., Холопова Е. Д., Грязнов А. Ю., Полякова А.С., Козлова А.Д.

СПбГЭТУ «ЛЭТИ», nik0205st@mail.ru

В настоящее время устойчиво сформировалось два способа получения рентгеновских изображений: контактная рентгенография и микрофокусная рентгенография. В микрофокусной рентгенографии используются источники рентгеновского излучения с диаметрами фокусного пятна рентгеновской трубы менее 10 мкм. Малый размер фокусного пятна дает возможность получать резкие рентгенограммы с прямым геометрическим увеличением.

В настоящее время для улучшения качества рентгенограмм широко используется цифровая обработка изображений. Особенно это актуально в случае использования микрофокусных источников излучения, так как при уменьшении размеров фокусного пятна рентгеновской трубы во избежание теплового повреждения мишени трубы необходимо уменьшать рабочий ток. Это влечет за собой либо уменьшение дозы, либо повышение рабочего напряжения для компенсации уменьшения тока. Поскольку в этом случае рентгенограмма оказывается получена не при оптимальных режимах съемки требуется цифровая обработка изображения. [1,2].

Основными недостатками рентгеновских снимков обычно являются шумы на изображении, недостаточная резкость, неравномерный фон изображения, искаженные яркостные характеристики [2,3]. Искаженные яркостные характеристики и неравномерный фон изображения успешно корректируются известными методами [4]. Наибольшие затруднения возникают если изображение одновременно имеет высокий уровень шумов и недостаточную резкость. В этом случае улучшение изображения методами линейной фильтрации затруднительно, поскольку усиление резкости будет одновременно увеличивать шум, а уменьшение шума будет одновременно уменьшать резкость изображения. Однако данная задача может быть успешно решена при помощи нелинейных методов.

Для повышения резкости изображения и уменьшения шума был предложен следующий алгоритм:

1. Выравнивание фона изображения
2. Адаптивная медианная фильтрация изображения
3. Высокочастотная фильтрация изображения
4. Морфологическое наращивание изображения, полученного в пункте 3.
5. Вычитание из изображения, полученного в пункте 3 изображения полученного в пункте 4.
6. Получение результирующего изображения как наложения исходного изображения и изображения, полученного в пункте 5.

Все шаги алгоритма будут проиллюстрированы с помощью изображения, представленного на рисунке 1.



Рисунок 1 – Исходное изображение

Для устранения неравномерного фона изображения вводят искажающую функцию. Можно считать, что приемник регистрирует изображение, которое является суммой изображения и искажающей функции, которая создает неравномерный фон. В случае микрофокусной рентгенографии искажающая функция, как правило, может быть описана функцией вида:

$$g(x, y) = C[(x - \frac{x_{\max}}{2})^2 + (y - \frac{y_{\max}}{2})^2], \quad (1)$$

где C – константа, значение которой зависит от условий съемки. x_{\max} и y_{\max} – размеры изображения. Константа C определялась по методу, предложенному в [3]. Затем результирующее изображение $f(x, y)$ может быть получено вычитанием $g(x, y)$ из зарегистрированного приемником изображения:

На рисунке 2 представлено изображение после коррекции фона и адаптивной медианной фильтрации выполненных на этапах 2 и 3 соответственно.

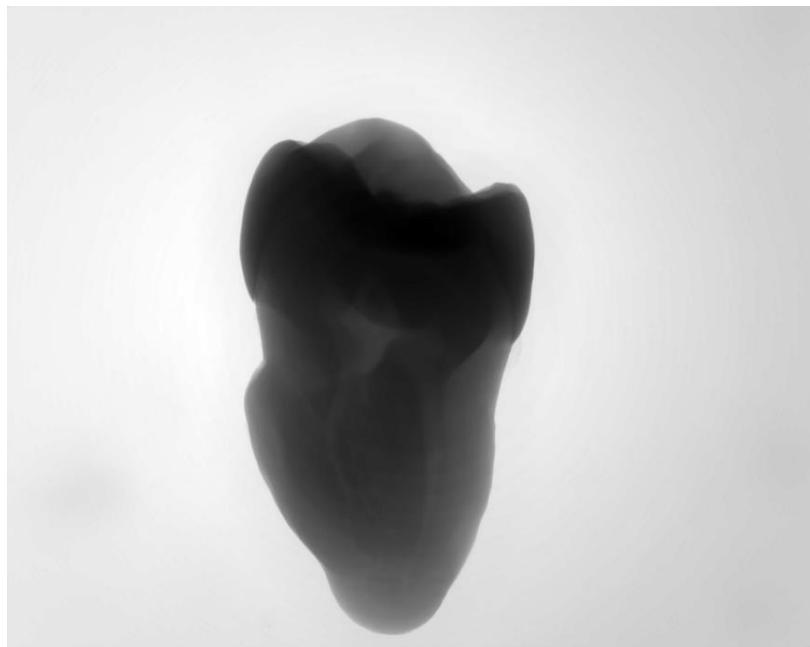


Рисунок 2 – Изображение после коррекции фона и медианной фильтрации

Высокочастотная фильтрация осуществляется путем изменения Фурье-образа изображения и возвращения к изображению при помощи выполнения обратного преобразования Фурье. Прямое и обратное преобразования Фурье выполняются по формулам 2 и 3 соответственно.

$$F(u, v) = \frac{1}{MN} \sum_{x=0}^{M-1} \sum_{y=0}^{N-1} f(x, y) e^{-i2\pi(ux/M + vy/N)}, \quad (2)$$

$$f(x, y) = \frac{1}{MN} \sum_{u=0}^{M-1} \sum_{v=0}^{N-1} F(u, v) e^{i2\pi(ux/M + vy/N)}, \quad (3)$$

где M и N – размеры изображения.

В предложенном алгоритме изменение Фурье-образа изображения выполнялось при помощи его умножения на функцию высокочастотного фильтра Гаусса. Мaska высокочастотного фильтра Гаусса вычислялась с помощью выражения 4.

$$H(u, v) = 1 - e^{-D^2(u, v)/2D_0^2} \quad (4)$$

где D_0 – частота среза фильтра.

В результате фильтрации подавляются низкие частоты, соответствующие медленному изменению яркости на изображении и остаются неизменными высокие частоты, соответствующие резким перепадам яркости.

Следующим шагом алгоритма является морфологическое наращивание изображения, полученного на этапе 3. Для морфологического наращивания используется структурный элемент, имеющий форму квадрата и длину стороны 3 пикселя. После выполнения данной операции толщина всех объектов на изображении увеличивается на 2 пикселя.

Далее из изображения А, полученного на этапе 3 и умноженного на коэффициент вычитается изображение В, полученное на этапе 4. Поскольку все объекты на изображении В имеют размер больший чем те же объекты на изображении А при вычитании В из А на внешних границах объектов будут наблюдаться значения яркости меньше нуля. На результирующем изображении все объекты будут иметь двойные контуры, внутренний контур пиксели которого имеют яркость больше чем яркость пикселей объекта и внешний контур пиксели которого имеют яркость меньшую чем пиксели объекта. Данный шаг дополнительного увеличивает резкость изображения так как из-за двойных контуров дополнительно увеличивается перепад яркости между областями изображения.

На последнем этапе изображение, полученное на предыдущем этапе, складывается с исходным изображением, в результате происходит усиление контуров, результирующее изображение представлено на рисунке 3. Как видно из рисунка 3 резкость изображения существенно увеличилась, при этом визуально не наблюдается увеличение шума. Полученное в результате применения предложенного алгоритма изображение позволяет более точно визуализировать систему корневых каналов, определить наличие дентиков в данных каналах, также изображение имеет более резкие контуры коронковой части зуба и корня зуба.

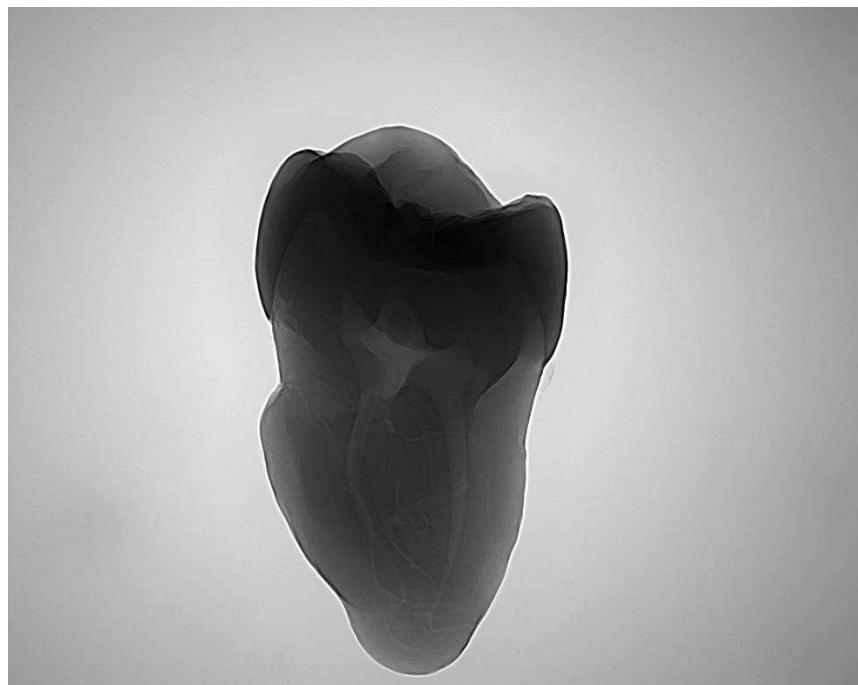


Рисунок 3 – Изображение после применения предложенного алгоритма

Для проверки работоспособности предложенного метода была использована выборка из 50 микрофокусных снимков. В результате применения метода ко всем изображениям выборки для 80% снимков было получено заметное увеличение резкости без усиления шума.

Работа выполнена при финансовой поддержке и за счет гранта Президента Российской Федерации для государственной поддержки молодых российских ученых МК-1582.2017.8.

Библиографический список

1. Потрахов Н. Н. Исследование и разработка методов микрофокусной рентгенографии в стоматологии и челюстно-лицевой хирургии, Санкт-Петербург, Изд-во СПБГЭТУ «ЛЭТИ» 2008. 217 с.
2. Потрахов Н. Н. Метод и особенности формирования теневого рентгеновского изображения микрофокусными источниками излучения // Вестник новых медицинских технологий. 2007. №3 С.167-169
3. Staroverov N. E., Kholopova E. D., Gryaznov A. Yu., Zhamova K. K. Development of digital processing method of microfocus X-ray images Journal of Physics: Conference Series, 2017 Vol 808, №1 P 1-4;
4. Гонсалес Р., Вудс Р. Цифровая обработка изображений. М.: Техносфера, 2006. 1104 с.
5. Vincent L. Morphological grayscale reconstructions in image analysis: applications and efficient algorithms // IEEE Trans. of Image processing 1993 Vol. 2 № 2 P 176-201.

THE METHODS OF DIGITAL PROCESSING OF MEDICAL MICROFOCUS X-RAY IMAGES

Staroverov N. E., Kholopova E. D., Gryaznov A. Yu., Polyakova A.S., Kizlova A.D.

Saint Petersburg Electrotechnical University “LETI”, nik0205st@mail.ru

The method of improving the quality of microfocus X-ray images is considered in the article. The main disadvantages of X-ray images are usually noise in the image, insufficient sharpness, uneven image background, distorted brightness characteristics. Increase the sharpness of the image without increasing the noise can be by using non-linear methods of digital image processing. To improve the sharpness of the image and reduce noise, the algorithm consisted of the following steps: alignment of the background of the image, adaptive median filtering of the image, high-frequency filtering, morphological extension of the image, obtaining the resulting image as the sum of the original image and the image after morphological expansion. To test the efficiency of the proposed method, a sample of 50 microfocus pictures was used. As a result of applying the method to all images of the sample for 80% of the images, a noticeable sharpening without noise amplification was obtained.



МИКРОФОКУСНЫЕ РЕНТГЕНОВСКИЕ КОМПЬЮТЕРНЫЕ ТОМОГРАФЫ СЕМЕЙСТВА МРКТ: ОПЫТ РАЗРАБОТКИ И ЭКСПЛУАТАЦИИ

Бессонов В. Б., Ободовский А. В., Ларionов И.А., Гук К. К.

Федеральное государственное автономное образовательное учреждение высшего образования
«Санкт-Петербургский государственный электротехнический университет «ЛЭТИ» им. В. И.
Ульянова (Ленина)» (СПбГЭТУ «ЛЭТИ»), vbbessonov@yandex.ru

Рентгеновские методы неразрушающего контроля занимают приоритетное место при необходимости осуществить контроль качества изделия, определить наличие дефектов и выполнить экспертные исследования. При этом значительная доля исследований проводится в стационарных условиях на базе специализированных лабораторий. Очевидно, что для указанного применения необходимо создать соответствующие условия для работы, в первую очередь на основании современных требований безопасности при работе с источниками ионизирующего излучения, учитывая также номенклатуру объектов, которые необходимо изучить, и требования к качеству исследований. Под качеством исследований в данном случае понимается достижение заданных характеристик изображения, позволяющих судить о наличии или отсутствии дефектов.

Особое распространение в настоящее время получают рентгеновские приборы для неразрушающего контроля, реализующие томографические методы исследования, в том числе при исследованиях миниатюрных объектов, размеры которых составляет от нескольких десятых долей до нескольких единиц миллиметров.

На базе Санкт-Петербургского государственного электротехнического университета, на протяжении последних нескольких лет, ведутся научно-исследовательские и опытно-конструкторские работы по созданию микрофокусных рентгеновских компьютерных томографов (в некоторых литературных источниках, в первую очередь, зарубежной, установки такого типа принято называть микротомографами). Авторы работы не претендуют на абсолютное признание их терминологии, но считают, что используемый ими термин «микрофокусный рентгеновский компьютерный томограф» более точно характеризует функциональные и конструктивные особенности описываемых приборов.

В основе работы микрофокусного рентгеновского компьютерного томографа лежит метод съемки с прямым геометрическим увеличением объекта исследования, позволяющий, при использовании источника излучения с размером эффективного фокусного пятна рентгеновской трубы от нескольких десятков до нескольких единиц микрометров и менее, в совокупности со специальной геометрией съемки, особенностью которой является расположение объекта исследования в непосредственной близости к источнику излучения (с учетом геометрии объекта, размеров фокусного пятна и пикселя приемника излучения), получать проекционно увеличенное изображение с высокой пространственной разрешающей способностью. Основными конструктивными узлами такого прибора являются:

- источник рентгеновского излучения на основе микрофокусной рентгеновской трубы;
- цифровой приемник рентгеновского излучения на основе плоскопанельного детектора рентгеновского излучения или ПЗС-матрицы (в некоторых случаях – ПЗС-линейки);
- системы позиционирования и вращения объекта исследования;
- средств радиационной защиты, обычно входящих в корпус прибора.

Схема проведения томографических исследований представлена на рисунке 1.

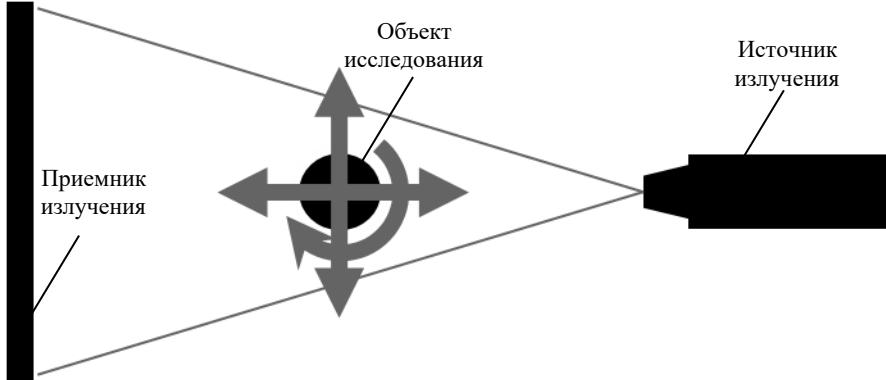


Рисунок 1 – Схема проведения томографических исследований

Важное значение для качества и оперативности проводимых исследований имеет также программное обеспечение, которое должно способствовать выполнению следующих основных процедур:

- получение проекционных данных, их предварительная обработка и хранение;
- формирование послойных изображений внутреннего строения объекта исследования на основе собранных проекционных данных;

- объемная визуализация полученных томограмм.

Следует подчеркнуть, что одним из самых распространенных способов формирования послойных изображений является метод обратного проецирования с фильтрацией сверткой (алгоритм Фельдкампа). Для ускорения вычислений (очевидно, что в процессе выполнения операции обрабатываются значительные объемы данных) может использоваться графический акселератор, например реализующий программно-аппаратную архитектуру параллельных вычислений CUDA.

Одной из перспективных областей применения микрофокусной рентгеновской компьютерной томографии является контроль изделий из полимерных композиционных материалов, используемых в авиационной отрасли. Для контроля широкой номенклатуры таких изделий был разработан и изготовлен опытный образец портативной микрофокусной рентгеновской установки, представленный на рисунке 2. Указанный образец установки используется в научно-образовательном центре авиационных композиционных технологий Пермского национального исследовательского политехнического университета.



Рисунок 2 – Портативная установка для контроля изделий из полимерных композиционных материалов

Установка не имеет специального рентгенозащитного корпуса (т.к. необходимо осуществлять работы с крупногабаритными образцами) и расположена в специальном рентгенозащитном боксе, обеспечивающем радиационную безопасность персонала.

Для научно-исследовательских целей коллективом разработчиков СПбГЭТУ «ЛЭТИ» был изготовлен опытный образец установки для микрофокусной рентгеновской компьютерной томографии, внешний вид которой приведен на рисунке 3.

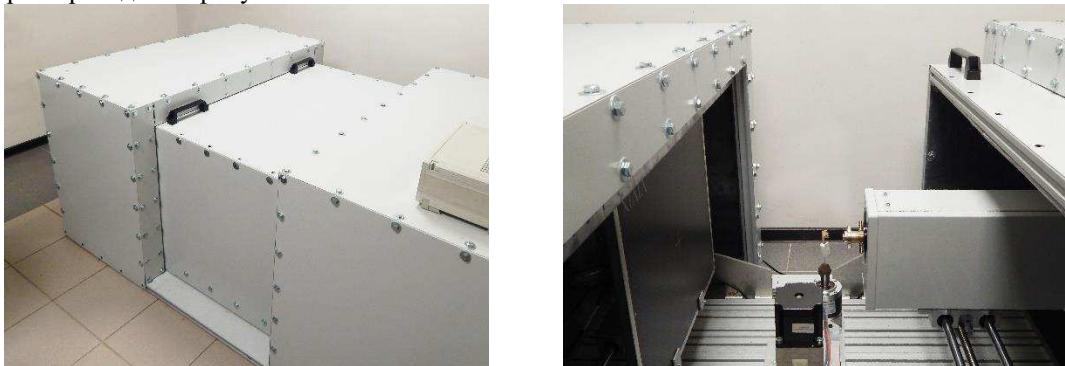


Рисунок 3 – Микрофокусный рентгеновский компьютерный томограф МРКТ-01:
а – внешний вид; б – источник и приемник излучения с системой перемещения

Представленный на рисунке 3 образец установки позволяет проводить исследования с геометрическим увеличением до 100 раз, при этом размерvoxеля томограммы не превышает 2-х мкм. Ускоряющее анодное напряжение – от 20 до 150 кВ, ток трубки – от 10 до 100 мкА. Конструктивное исполнение обеспечивает снижение мощности амбиентной дозы до величины – менее 1,0 мкЗв/ч. В этом случае, в соответствии с ОСПОРБ, установка освобождается от контроля и учета органами Роспотребнадзора.

При получении набора проекционных данных рентгеновский аппарат длительное время работает в непрерывном режиме. Например, для получения 800 проекций при времени экспозиции 2 секунды на каждую потребуется более 26 минут непрерывной работы аппарата. При подобных режимах работы рентгеновской трубки начинают проявляться различные специфические эффекты. Одним из таких эффектов является смещение фокусного пятна по поверхности мишени прострельного анода. На одиночных снимках и при

небольших коэффициентах увеличения подобное смещение не оказывает значительного воздействия на разрешающую способность получаемые изображения. Однако при наборе проекционных данных для томографии исследуемого объекта с большим увеличением изображения влияние такого эффекта становится значительным и приводит к динамическому нарушению геометрии съемки. Для оценки величины смещения фокусного пятна рентгеновской трубы были проведены экспериментальные исследования на специально подготовленных тест-объектах (металлических иглах). Для полученных изображений производилось определение координат острия каждой иглы и записывалось значение отклонения фокусного пятна от первоначального положения. Вычисление величины отклонения фокусного пятна производилось с учетом коэффициента увеличения и размеров пикселя приемника излучения. Результаты расчетов представлены на рисунке 4.

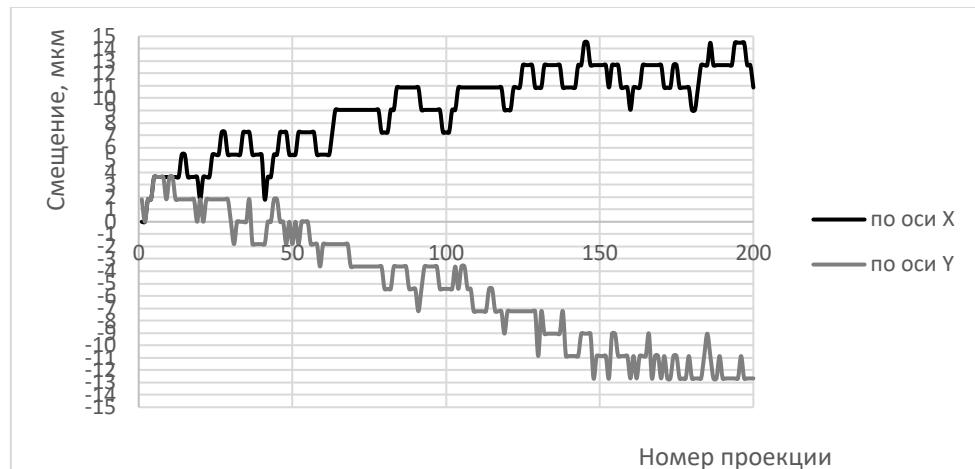


Рисунок 4 – Зависимость величины смещения фокусного пятна от номера проекции

Результаты исследований, а также их повторяемость указывает на наличие прямой закономерности величины и направления дрейфа фокусного пятна по поверхности мишени анода. На основании проведенных экспериментов предлагается два способа компенсации дрейфа фокусного пятна:

- использование электромагнитной отклоняющей системы, устанавливаемой на аноде рентгеновской трубы;
- цифровое смещение изображения после его регистрации с учетом положения реперных точек на исходном снимке.

При реконструкции имеют место артефакты, наличие которых может привести к сложностям при оценке результатов исследования. А также в том случае, когда необходимо создать алгоритм автоматизированной обработки результатов исследований, к ошибочным результатам и, соответственно, выводам по состоянию объекта контроля. Особый интерес в данном случае представляет исследование механизмов возникновения артефактов, а также разработка аппаратно-программных методов их коррекции.

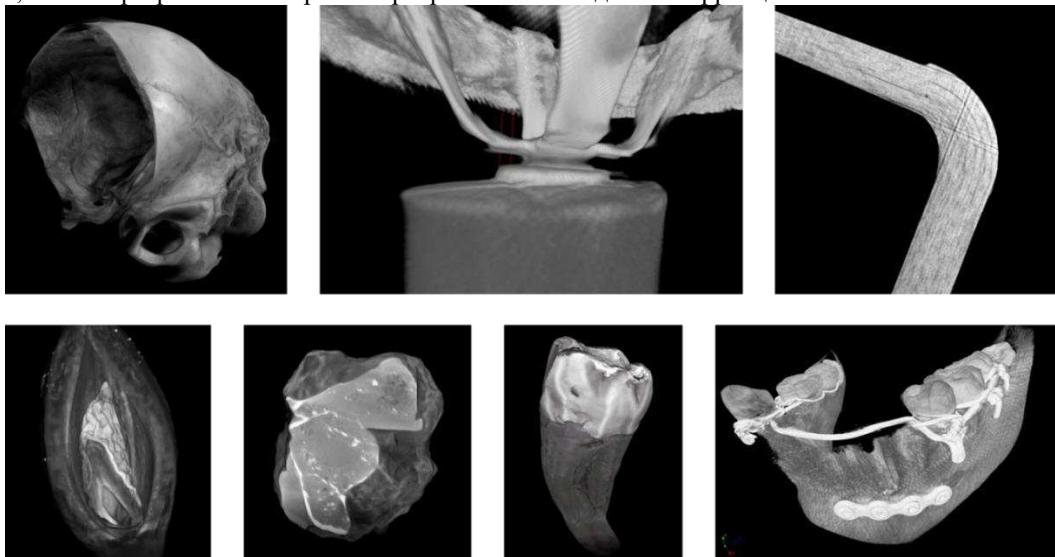


Рисунок 5 – Результаты томографических исследований

К артефактам, возникающим при исследованиях изделий из полимерных композиционных материалов относятся следующие:

- эффект «фотонного голода», возникающий в областях с высоким поглощением рентгеновского излучения;
- эффект увеличения жесткости излучения, приводящий к возникновению темных полос между двумя объектами с высоким коэффициентом поглощения излучения;
- искажения, возникающие при сканировании объектов, выходящих за область системы визуализации;
- наличие кольцевых артефактов, вызванных различной чувствительностью отдельных пикселей детектора излучения.

Авторами предложены специальные алгоритмы коррекции представленных выше артефактов, что позитивно сказывается на качестве томографических исследований.

Некоторые результаты исследований, полученные на опытном образце микрофокусных компьютерного томографа представлены на рисунке 5.

В настоящее время работы сосредоточены на создании варианта настольного исполнения установки для исследований миниатюрных объектов, а также ее роботизированной версии (совместно с Пермским национальным исследовательским политехническим университетом) для исследований крупногабаритных изделий (рис. 6).

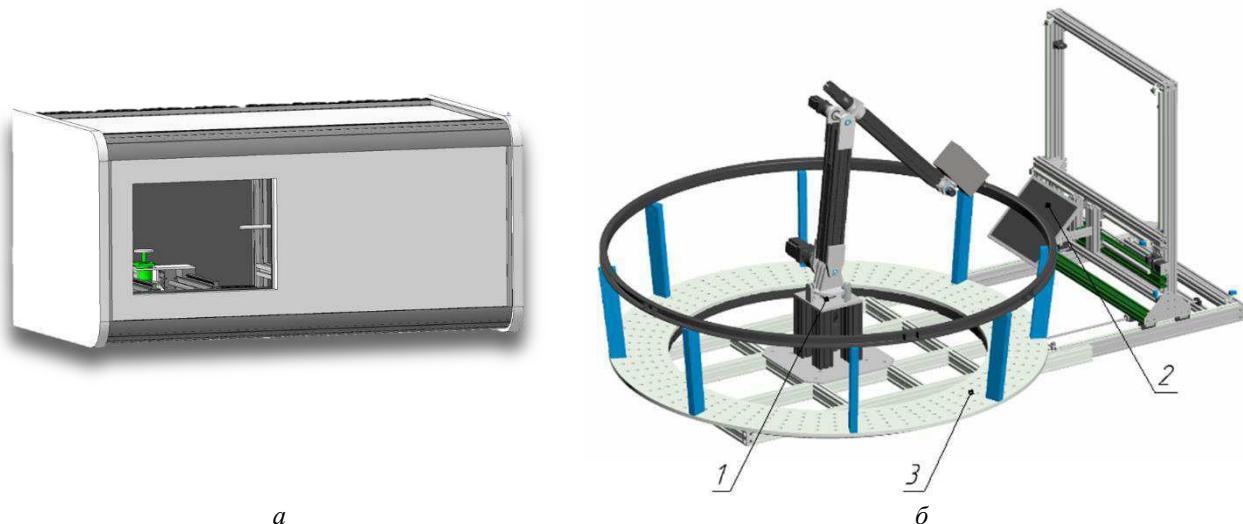


Рисунок 6 – Перспективные разработки в области микрофокусной рентгеновской компьютерной томографии
 а – портативный рентгеновский томограф семейства МРКТ; б – роботизированная установка для томографических исследований крупногабаритных изделий.

1 – автоматизированная система перемещения источника излучения;
 2 – приемник рентгеновского изображения; 3 – поворотный стол.

На сегодняшний день очевидно, что микрофокусная рентгеновская компьютерная томография является безусловным приоритетом при проведении неразрушающего контроля, благодаря высокой пространственной разрешающей способности, и ее распространение позволит вывести рентгеновскую диагностику на качественно новый уровень.

Работа выполнена при финансовой поддержке Российского научного фонда в рамках проекта по теме «Создание портативной установки для микрофокусной рентгенографии с целью оперативного контроля микроструктуры, физико-химических свойств и определения остаточного ресурса авиационных деталей и узлов из полимерных композиционных материалов». Номер проекта № 15-19-00259.

MICROFOCUS X-RAY COMPUTER TOMOGRAPH SYSTEMS FOR WIDESPREAD USE: THE EXPERIENCE OF DEVELOPMENT AND OPERATION

Bessonov V. B., Obodovsky A. V., Larionov I. A., Guk K. K.

St. Petersburg State Electrotechnical University «LETI "them. VI Ulyanov (Lenin)", vbbessonov@yandex.ru

The article analyzes and systematizes the experience in the development and manufacture of microfocus x-ray tomography systems for widespread use. The main technical characteristics and design features are given. The results of studies of various samples are presented. The perspective developments in the considered area are described.



ИНТРАОПЕРАЦИОННАЯ ЛУЧЕВАЯ ТЕРАПИЯ И СОВРЕМЕННЫЕ ТЕХНИЧЕСКИЕ СРЕДСТВА ДЛЯ РЕАЛИЗАЦИИ

Клонов В. В., Потрахов Н. Н.

Федеральное государственное автономное образовательное учреждение высшего образования «Санкт-Петербургский государственный электротехнический университет «ЛЭТИ» им. В. И. Ульянова (Ленина)» (СПбГЭТУ «ЛЭТИ»), nn@eltech-med.com

Введение

Среди методов лечения злокачественных (онкологических) заболеваний лучевая терапия занимает одно из ведущих мест. Более, чем у 70% онкологических больных она применяется в качестве метода самостоятельного лечебного воздействия или как один из компонентов комплексного лечения. В настоящее время лучевая терапия – основной и радикальный метод лечения таких злокачественных опухолей, как рак кожи и слизистой оболочки полости рта, некоторых опухолей половых органов, лимфогранулематоза. Комплексное использование лучевой терапии совместно с хирургической операцией и химиотерапией значительно улучшает результаты лечения рака молочной железы, прямой кишки, пищевода, костей, легкого.

Рак легкого является одной из частых и трудно излечимых форм онкологических заболеваний. При его лечении лучевая терапия используется самостоятельно или совместно с хирургической операцией. Облучение больных проводят гамма- или тормозным рентгеновским излучением с энергией от единиц до десятков кэВ. Дозное поле в теле пациента с максимумом мощности дозы излучения на опухоли создается путем внешнего облучения грудной клетки пациента с двух-трех направлений. Для уменьшения радиационной нагрузки на здоровые ткани и органы поле облучения с каждого направления формируется свинцовыми диафрагмами, ограничивающими первичный поток излучения. Однако, вследствие большой проникающей способности используемого высокоэнергетичного излучения, в значительном объеме облучаются здоровые ткани, в том числе, нормальная легочная ткань, лежащие на пути потока излучения перед опухолью и за ней. Очевидно, что важной проблемой при лечении рака легкого является разработка методики лучевой терапии, которая обеспечивала бы необходимую дозу облучения опухоли и полностью исключала облучение здоровых тканей.

Материалы и методы

Рентгеновское излучение с энергией до 50 кэВ практически полностью поглощается слоем биологической ткани толщиной 10-15 мм. Этого вполне достаточно, чтобы, не меняя положения источника излучения, целиком облучить опухоль малого или среднего размера с одной стороны или, перемещая источник излучения, с нескольких сторон – крупную опухоль. Однако такое низкоэнергетичное излучение при внешнем, по отношению к пациенту, расположении источника излучения поглотится кожей, мышцами и костями грудной клетки и не окажет никакого воздействия на бронхи, из эпителия которых развивается раковая опухоль. Поэтому важной задачей является разработка рентгеновского аппарата на напряжение до 50 кэВ, конструкция которого позволит приблизить собственно источник рентгеновского излучения (фокусное пятно рентгеновской трубки) непосредственно к опухоли (на расстояние до нескольких миллиметров), а также методики его применения для целей лучевой терапии в ходе хирургической операции.

Методика позволит путем выбора спектра излучения (напряжения на трубке), расстояния до поверхности опухоли и размеров поля облучения создать условия, при которых опухоль поглотит все направленное на нее излучение и, соответственно, «закранирует» лежащие вокруг нее и за ней здоровые ткани. Уменьшенное на порядок и более по сравнению методикой внешнего облучения расстояние между фокусным пятном и опухолью (фокусное расстояние), позволит, при прочих равных условиях, более чем на два порядка увеличить мощность дозы излучения на поверхности опухоли. Пропорционально уменьшится общее время облучения, а также габариты и вес рентгеновского аппарата. Поскольку рентгеновское излучение с энергией до 50 кэВ, генерируемое внутри грудной клетки пациента полностью поглотится ее тканями, нет необходимости использовать специальные рентгенозащитные средства для обеспечения радиационной безопасности медперсонала. Сама процедура лучевой терапии дополнительно упростится и ее можно будет проводить в условиях обычной (не рентгеновской), хирургической операционной. Международное название описанной процедуры – интраоперационная лучевая терапия (ИЛТ).

По данным зарубежной печати в настоящее время известны, по меньшей мере, шесть образцов рентгеновских аппаратов для ИЛТ, в том числе, аппарат Papillon 50. Отделение радиационной онкологии клиники Женолье (Clinique de Genolier, Швейцария) с успехом использует этот аппарат с декабря 2014 года для внутриполостного лечения прямой кишки. А также при лечении небольших злокачественных образований на кожных покровах шейно-лицевого отдела. Центр Антона Лакассадже (Centre Antoine Lacassagne, Италия) с марта 2017 года использует этот аппарат для лечения онкологических заболеваний молочной железы.

В настоящее время основным разработчиком технических средств ИЛТ является компания Ариан Медикал Системс (Ariane Medical Systems, Великобритания). С 2008 года компанией произведено более 30 установок для терапии семейства Papillon 50. В основе медицинской терапевтической установки Papillon 50 находится рентгеновский излучатель, разработанный и производимый с 2003 г. компанией ООО «Синтез НПФ» (Санкт-Петербург). В этом излучателе используется специальная панорамная рентгеновская трубка с выносным анодом 0,15БТМ2-50 (АО «Светлана-Рентген», Санкт-Петербург).

В целом, разработкой и исследованием методик ИЛТ для лечения различных форм онкологических заболеваний в течение ряда лет успешно занимаются более 10 клиник, в том числе, Centre Antoine Lacassagne (Франция), Clinique de Genolier (Швейцария), клиника Charité (Германия), клиника Hadassa (Израиль), институт онкологии IEO (Италия) и др.

Результаты и обсуждение

Методика ИЛТ предполагает подведение в процессе операции низкоэнергетичного (до 50 кэВ) рентгеновского излучения непосредственно к опухоли через естественные физиологические отверстия в теле пациента или специальный прокол. С помощью специальных тубусов - аппликаторов, ограничивающих первичный поток излучения, а также путем выбора расстояния между источником излучения и опухолью создается поле облучения заданного размера. Энергия излучения и размеры поля облучения выбираются из условия: облучение опухоли необходимой дозой при одном или нескольких положениях источника и практически полное отсутствие облучения окружающих здоровых тканей. Для реализации методики разработан специализированный рентгеновский аппарат моноблочного типа на основе модернизированной рентгеновской трубы 0,15БТМ2-50 (II).

В отличие от трубок традиционной конструкции – с расположенной внутри вакуумного баллона мишенью эта трубка имеет вынесенную из баллона на длинной и тонкой анодной трубе вольфрамовую мишень прострельного типа. Модернизации был подвергнут также анодный узел излучателя аппарата с установленным на нем рентгенопрозрачным кожухом охлаждения. Наличие встроенной системы жидкостного охлаждения обеспечивает мощность на аноде трубы до 150 Вт, что сокращает время терапевтического сеанса до 30 – 45 сек.

Малые диаметр и длина анодной трубы с кожухом 16 и 203 мм, соответственно, позволяют при терапии рака легкого ввести через межреберный прокол в грудную клетку пациента выносной анод и расположить мишень рентгеновской трубы на необходимом расстоянии от опухоли. Сама трубка вместе с высоковольтным источником питания располагается в одном корпусе - моноблоке рентгеновского аппарата (рис.1). Выбор и установка режимов работы трубы осуществляются с помощью специального микропроцессорного пульта управления. Индикация режимов работы аппарата, включая время облучения, а также результаты самодиагностики отображаются на крупноформатном дисплее пульта. Посредством стандартного интерфейса RS-485 предусмотрен вывод всей перечисленной информации на экран внешнего персонального компьютера, а также режим управления аппаратом от этого компьютера. Связь между моноблоком и пультом управления осуществляется по низковольтному кабелю.

Для позиционирования моноблока относительно операционного поля пациента во время проведения терапии разработано специальное штативное устройство. Устройство крепится к операционному столу и обеспечивает три степени свободы для линейных перемещений моноблока и две – для угловых. Перемещение моноблока производится вручную с последующей фиксацией в установленном положении. Для формирования поля облучения на анодную трубу надевается специально сконструированный свинцовый аппликатор цилиндрической формы. Аппликатор ограничивает угол раствора пучка излучения, генерируемого мишенью рентгеновской трубы. Для контроля расстояния между мишенью и облучаемой поверхностью разработан специальный измеритель расстояния на основе лазерного дальномерического модуля, соединенного с двумя оптоволоконными световодами (излучающим и приемным). Свободные торцы световодов крепятся на выносном аноде трубы. Результаты измерений также выводятся на дисплей пульта управления. Таким образом, заданные угол раствора и расстояние от торца мишени до поверхности опухоли позволяют обеспечить необходимые для конкретной терапевтической процедуры размеры поля облучения.

Однако рентгеновское излучение невидимо для человеческого глаза, поэтому для визуального контроля поля облучения сконструировано специальное устройство на основе светодиода с зеленым цветом свечения. Светодиод крепится у торца прострельной мишени с наружной стороны в точке фокусного пятна. Размеры излучающей поверхности светодиода соответствуют размерам фокусного пятна. Поэтому размеры светового поля на поверхности опухоли, ограниченного тем же аппликатором, который формирует рабочий поток рентгеновского излучения, будут полностью соответствовать размерам поля рентгеновского облучения.

Таким образом, разработан комплект основных технических средств, который может быть использован для реализации методики ИЛТ. В состав комплекта входят: специализированный рентгеновский аппарат моноблочного типа на основе оригинальной рентгеновской трубы, штативное устройство для позиционирования моноблока рентгеновского аппарата относительно тела пациента, а также устройство для контроля размеров поля облучения и расстояния от мишени до облучаемой поверхности.

Выводы

Интраоперационная лучевая терапия уже широко используется в зарубежной клинической практике для лечения ректального рака, рака молочной железы и рака кожи. Разработка и внедрение в отечественную клиническую практику полного комплекта технических средств ИЛТ:

- позволит российской медицине выйти на передовые позиции в мире в области лучевой терапии;
- создаст материальную (аппаратную) основу для проведения перспективных научных исследований с целью использования методики ИЛТ в других областях отечественной медицины;

- обеспечит решение социально значимой и важной гуманитарной задачи – сокращение сроков реабилитации, повышение выживаемости и продление жизни онкологических больных.

Кроме того, успешная разработка и освоение в серийном производстве рентгеновских аппаратов для ИЛТ откроет новый сегмент на рынке отечественного медицинского оборудования. Это, в свою очередь, обеспечит создание дополнительных рабочих мест на предприятиях медицинского рентгеноаппаратостроения. И, при соответствующей государственной поддержке, позволит им выйти с этой продукцией на международный рынок.

Работы проводятся при поддержке Федеральной целевой программы «Исследования и разработки по приоритетным направлениям развития научно-технологического комплекса России на 2014-2020 гг» (мероприятие 1.3.) в рамках договора № 14. 578.21.0262 «Цифровой неонатальный острофокусный рентгенодиагностический комплекс».

INTRAOPERATIVE RADIATION THERAPY AND MODERN TECHNICAL MEANS FOR THE IMPLEMENTATION OF

Clones V. V., Potrakhov N. N.

Federal state Autonomous educational institution of higher professional education "Saint-Petersburg state
electrotechnical University "LETI" them. V. I. Ulyanov (Lenin) "(SPbGETU "LETI")", nn@eltech-med.com

The known methods of radiation therapy are considered. The shortcomings of the known method of radiation therapy are analyzed. The original method of intraoperative radiation therapy is proposed. The advantages of intraoperative radiotherapy are described. The preliminary results of the development of technical means of its implementation are presented.



КЛИНИЧЕСКИЕ ПРИЗНАКИ РАЗЛИЧНЫХ ТИПОВ ПИГМЕНТНЫХ НОВООБРАЗОВАНИЙ КОЖИ ДЛЯ РАННЕЙ ДИАГНОСТИКИ С ЦЕЛЬЮ РАННЕГО ВЫЯВЛЕНИЯ ПРЕДРАКОВЫХ ИЗМЕНЕНИЙ КОЖИ

Римская Е.Н.¹, Аполлонова И.А.¹, Николаев А.П.¹, Кудрин К.Г.², Черномырдин Н.В.¹, Решетов И.В.², Зайцев
К.И.^{1,3}

¹Московский Государственный Технический Университет им. Н.Э. Баумана

²Первый Московский Государственный Медицинский Университет им. И.М. Сеченова

³Институт Общей Физики им. А.М. Прохорова РАН

romehelen@gmail.com

Среди других поражений кожи особое внимание уделяется меланоме из-за ее крайней агрессивности. Меланома остается основной причиной смерти у пациентов с онкодерматологией [1]. Наблюдается устойчивый рост заболеваемости и смертности от меланомы во всем мире. Поскольку эффективность лечения меланомы сильно зависит от ее ранней диагностики, разработка новых высокоеффективных методов раннего выявления диспластических невусов и меланомы *in situ* остается основной проблемой современной медицины, прикладной физики и инженерных наук.

Визуальный осмотр кожи и дерматоскопия остаются наиболее широко применяемыми методами неинвазивной диагностики диспластических невусов и меланомы кожи *in situ* [2]. Другие методы, такие как флюоресцентная диагностика [3,4], ультразвуковая диагностика [5,6], конфокальная лазерная микроскопия [7-9], термометрия [10-12], носят уточняющий характер и являются перспективными методами для уточняющей диагностики. Точность такой диагностики существенно зависит от опыта врача, его состояния на момент постановки диагноза и рядом других факторов, в той или иной мере влияющих на процесс оценки выраженности заболевания. Ввиду отмеченного при постановке диагноза высока вероятность ошибки субъективного характера, а также погрешности, связанной с использованием конкретной метода диагностики. Перспективным способом повышения эффективности ранней неинвазивной диагностики меланомы является использование правильно выбранного метода ранней диагностики для различных типов пигментных новообразований кожи.

Типы пигментных новообразований кожи

Методы ранней диагностики основаны на анализе различных типов пигментных новообразований кожи, так как на первом этапе специалисту следует классифицировать пигментное новообразование для правильной дальнейшей диагностики [13].

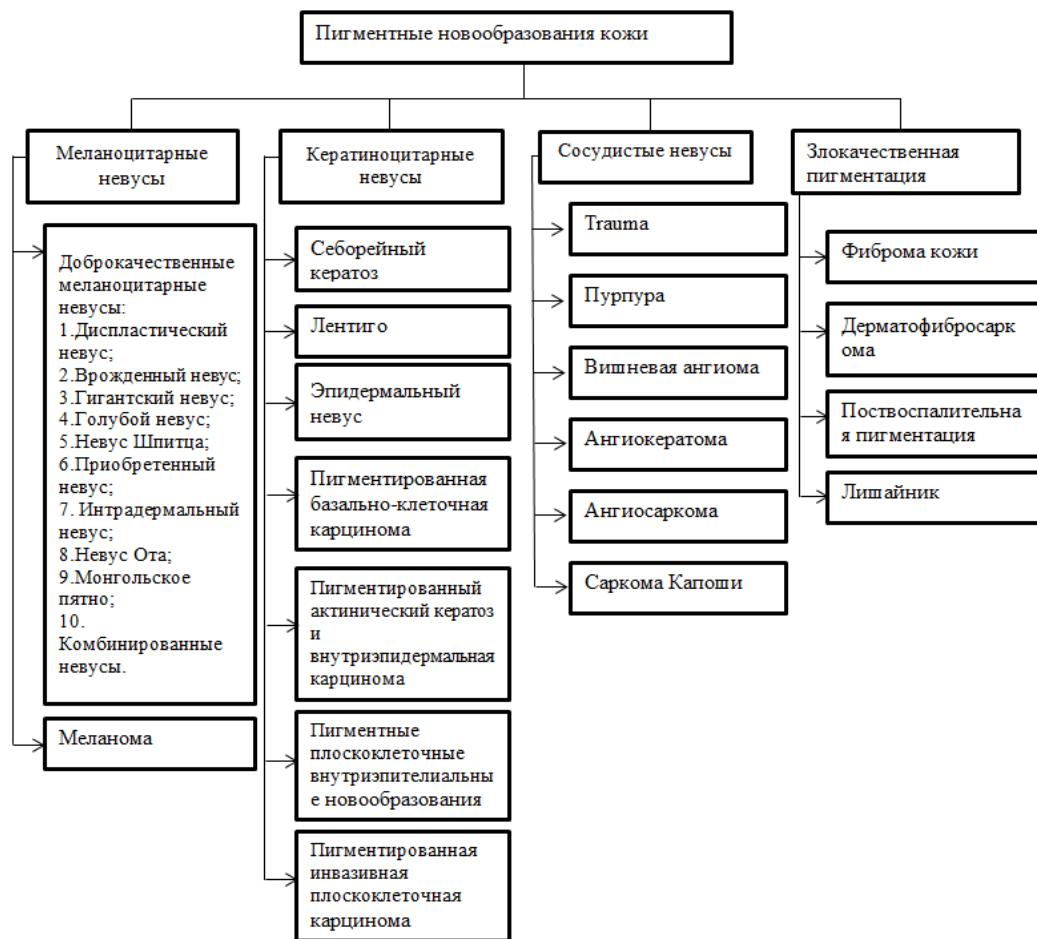


Рисунок 1 – Классификация пигментных новообразований кожи

Каждый тип невусов имеет свои клинические признаки, поэтому необходимо тщательно изучить все признаки доброкачественных и злокачественных новообразований. Когда нормальные клетки и ткани трансформируются в опухолевые клетки, меняются следующие клинические признаки пигментных новообразований кожи.

Таблица 1 – Клинические признаки пигментных новообразований кожи [14]

Клинические признаки	
Цвет	Резкость границы
Равномерность пигментации	Форма
Интенсивность пигментации	Температура
Размеры: диаметр, площадь	Структура: пигментная сетка, точки и гранулы, полосы и псевдоподии, неоднородность
Граница	Эхогенность

Выявление нескольких из перечисленных параметров позволяет с большей долей вероятности установить правильный диагноз. Однако, при наличии же одного из перечисленных параметров диагноз может остаться недостаточно достоверным, так как первые признаки озлокачествления нередко трудно отличимы от обычных воспалительных изменений.

Начальная картина заболевания в типичных случаях протекает следующим образом: пигментное новообразование в разные периоды жизни носителя после предшествующей травмы, ожога или без видимых причин начинает увеличиваться, изменять окраску, форму, структуру, температуру и т.д., и превращается в опухоль, которая иногда возникает на одном из участков пигментного новообразования.

Поэтому необходимо выделить клинические параметры для простого и диспластического невусов, т.к. на теле человека присутствует в среднем 80% простых невусов, 15% диспластических невусов и 5% остальных видов невусов, с целью раннего выявления предраковых изменений кожи и методов их диагностики. Сравнительная характеристика клинических параметров простого, диспластического невусов, меланомы и методов их диагностики представлена в таблице 2.

Таблица 2 - Сравнительная таблица клинических признаков простых, диспластических невусов, меланомы и методов их диагностики [3-15]

	Параметры	Простой невус	Диспластический невус	Меланома	Метод диагностики
1	Цвет	1)Гомогенные цвета 2)Светло-коричневый, коричневый	1)Гетерогенность цвета 2)Светло-коричневый, коричневый, темно-коричневый, желто-коричневый	1)Гетерогенность цвета и асимметрия цвета 2)Темно-коричневый, черный, серый, синеватый, розо-фиолетовый	1)Дерматоскопия 2)Метод визуального осмотра
2	Равномерность пигментации	Равномерная окраска	Неравномерное изменение окраски	Неравномерное изменение окраски	Метод визуального осмотра, дерматоскопия
3	Интенсивность пигментации	Очень светлая, светлая	Темная, очень темная	Очень темная	Метод визуального осмотра
4	Размеры: 1) Диаметр 2) Площадь	1) менее 5 мм 2) менее 20 мм ²	1) от 1 мм до 1 см 2) менее 78,5 мм ²	1) от 1 мм до 3 см 2) менее 7,065 см ²	1)Метод визуального осмотра 2)Метод визуального осмотра
5	Граница	1)Четкие ровные границы 2) Четкие границы 3) Границы невуса	1)Нечеткие границы 2) Четкие границы 3) Границы невуса	1)Нечеткие границы 2)Нечеткие границы 3) Границы опухоли	1)Метод визуального осмотра, дерматоскопия 2) Узи 3)Флуоресцентная диагностика
6	Резкость границы	Резкая	Нерезкая	Нерезкая	Метод визуального осмотра
7	Форма	1)Круглая, овальная 2) Веретенообразная форма	1) Произвольная 2) Веретенообразная форма	1) Произвольная 2) Веретенообразная форма	1)Метод визуального осмотра, конфокальная лазерная сканирующая микроскопия 2) УЗИ
8	Структура: 1)Пигментная сетка 2)Точки и гранулы 3)Полосы и псевдоподии 4)Неоднородность	1)Равномерная пигментная сеть без обрывов 2) Черные точки, расположенные в нитях пигментированной сети, коричневые или черные глобулы в центре образования 3) – 4)Однородная структура	1)Нерегулярная пигментная сеть с обрывами, гетерогенные отверстия в пигментной сети, неравномерная граница пигментной сети 2)Гранулы, как правило, атипичны 3)Возможно обнаружение полос 4)Однородная структура	1)Неравномерная пигментная сеть, неравномерная граница пигментной сети с резким обрывом по периферии 2)Бесструктурные зоны, атипичные гранулы и точки 3)Атипичные полосы (псевдоподии и лучистость), кляксы, пятна, имитирующие рассыпанный перец, и пелену, или сине-белую вуаль 4)Неоднородная	1)Дерматоскопия, конфокальная лазерная сканирующая микроскопия 2)Дерматоскопия, конфокальная лазерная сканирующая микроскопия 3)Дерматоскопия, конфокальная лазерная сканирующая микроскопия 4) Узи

				структура	
9	Температура	1,0 °C	1,0 °C	2,5°C	Термометрия
10	Эхогенность	Изохогенная и умеренно пониженная эхогенность	Гипоэхогенность или изоэхогенность с гипоэхогенными зонами	Умеренно пониженная эхогенность	Узи

Выводы по работе

Результаты сравнительного анализа различных типов пигментных новообразований кожи и их клинических признаков позволили установить необходимый тип диагностики для раннего выявления предраковых изменений кожи, что существенно повысит выживаемость на ранней стадии обнаружение меланомы.

Библиографический список

1. Eisemann N., Waldmann A., Geller A., Weinstock M. et al. Non-Melanoma Skin Cancer Incidence and Impact of Skin Cancer Screening on Incidence. *Journal of Investigative Dermatology* 134 (1), 43-50 (2014).
2. Tsao H., Olazagasti J., Codoro K., Brewer J. et al.. Early detection of melanoma: Reviewing the ABCDEs. *Journal of the American Academy of Dermatology* 72 (4), 717-723 (2015).
3. North J.P., Garrido M.C., Kolaitis N.A., LeBoit P.E. et al. Fluorescence In Situ Hybridization as an Ancillary Tool in the Diagnosis of Ambiguous Melanocytic Neoplasms: A Review of 804 Cases. *American Journal of Surgical Pathology*; 38(6), 824-831 (2014).
4. Borisova E.G., Angelova L.P., Pavlova E.P. Endogenous and Exogenous Fluorescence Skin Cancer Diagnostics for Clinical Applications. *IEEE Journal of Selected Topics in Quantum Electronics*; 20(2): 211-222 (2014).
5. Rohrbach D.J., Muffoletto D., Huihui J., Saager R. et al. Preoperative Mapping of Nonmelanoma Skin Cancer Using Spatial Frequency Domain and Ultrasound Imaging. *Academic Radiology*; 21(2), 263-270 (2014).
6. Taruttis A., Ntzachristos V. Advances in real-time multispectral optoacoustic imaging and its applications. *Nature Photonics*; 9, 219-227 (2015).
7. Gonzalez S. Confocal reflectance microscopy in dermatology: promise and reality of non-invasive diagnosis and monitoring. *Actas Dermo-sifiliograficas*; 100 (2), 59—69 (2009).
8. Longo C., Zalaudek I., Argenziano G., Pellacani G. New directions in dermatopathology: in vivo confocal microscopy in clinical practice. *Dermatologic Clinics*; 30 (4), 799—81 (2012).
9. Pellacani G., De Pace B., Reggiani C., Cesinaro A.M., Argenziano G., Zalaudek I., Soyer H. P., Longo C. Distinct melanoma types based on reflectance confocal microscopy. *Experimental Dermatology*; 23(6), 414-418 (2014).
10. Müller J., Hartmann J. and Bert C. Infrared camera based thermometry for quality assurance of superficial hyperthermia applicators. *Physics in Medicine & Biology*; 61(7), (2016).
11. Petersen B., Philipsen P.A. and Wulf H.C. Skin temperature during sunbathing – relevance for skin cancer. *Photochemical & Photobiological Sciences*. 13, 1123-1125 (2014).
12. Faust O., Acharya U.R., Ng E.Y.K., Hong T.J., Yu W. Application of infrared thermography in computer aided diagnosis. *Infrared Physics & Technology*; 66, 160-175 (2014).
13. Rosendahl C., Tschandl F., Cameron A., Kittler H. Diagnostic accuracy of dermatoscopy for melanocytic and nonmelanocytic pigmented lesions. *Journal of the American Academy of Dermatology* 64 (6), 1068-1073 (2011).
14. Nachbar F., Stolz W., Merkle T., Cognetta B.A., Vogt T., Landthaler M., Bilek P., Braun-Falco O., Plewig G. The ABCD rule of dermatoscopy: High prospective value in the diagnosis of doubtful melanocytic skin lesions. *Journal of the American Academy of Dermatology* 30 (4), 551-559 (1994).
15. Stevenson A., Mickan S., Mallett S., Ayya M. Systematic review of diagnostic accuracy of reflectance confocal microscopy for melanoma diagnosis in patients with clinically equivocal skin lesions. USA, National Center for Biotechnology Information. *Dermatol Pract Concept*. Oct; 3(4), 19–27 (2013).

CLINICAL SIGNS OF DIFFERENT TYPES OF PIGMENTED SKIN LESIONS FOR EARLY DIAGNOSTICS FOR THE PURPOSE OF EARLY DETECTION OF PRECANCEROUS SKIN CHANGES

Rimskaya E.N.¹, Apollonova I.A.¹, Nikolaev A. P.¹, Kudrin K. G.², Chernomyrdin N.V.¹, Reshetov I.V.², and Zaytsev K. I.^{1,3}

¹Bauman Moscow State Technical University, Moscow 105005, Russia

²Sechenov First Moscow State Medical University, Moscow 119991, Russia

³Prokhorov General Physics Institute of RAS, Moscow 119991, Russia

Among other lesions of the skin, a special attention is paid to the melanoma because of its extreme aggressiveness. Melanoma remains the leading cause of death in patients with oncodermatology. A steady increase of morbidity and mortality from melanoma is observed all over the world. Since efficiency of the melanoma treatment strongly depends on its early diagnosis, the development of novel highly-efficient methods for the early detection of dysplastic skin nevi and melanomas *in situ* remains a challenging problem of modern medicine, applied physics and engineering sciences.

Visual examination of the skin and dermatoscopy remain the most widely applied methods for non-invasive diagnosis of dysplastic skin nevi and melanomas *in situ*. Other techniques, such as fluorescence imaging, ultrasound diagnosis, confocal laser microscopy, thermometry, cross-polarization optical coherent tomography, provide additional information and seem to be prospective instruments for clarifying diagnosis. An accuracy of visual dermatoscopy strongly depends on the experience of the doctor and a number of other factors that influence the process of assessing the severity of the disease. Numerous errors could occur during the visual diagnosis, among which there are errors of a subjective nature, as well as errors associated with the use of the particular diagnostic technique. A promising way to improve the effectiveness of early noninvasive diagnosis of melanoma is associated with the use of automated complexes, which allows defining clinical signs of the pigmented lesions of the skin relying on the analysis of the data of the visual clinical imaging.



КОМПЛЕКСНЫЙ ПОДХОД К ЛУЧЕВОМУ СКРИНИНГУ ЗАБОЛЕВАНИЙ МОЛОЧНЫХ ЖЕЛЕЗ

Рыбникова Е.И.¹, Попов С.В.², Минько Б.А.³, Петросян С.Л.⁴

1,2,4 - Воронежский государственный медицинский университет им. Н.Н.Бурденко

3 - Российский научный центр радиологии и хирургических технологий, Санкт-Петербург

Актуальной проблемой современной онкологии является ранняя диагностика и эффективная профилактика рака молочной железы (РМЖ), так как продолжает расти заболеваемость и смертность женщин от этого заболевания. Растет заболеваемость РМЖ среди женщин молодого, репродуктивного возраста, чем обусловлена социальная значимость этой проблемы. Причем, РМЖ в молодом возрасте имеет более неблагоприятный прогноз и низкую 5-летнюю выживаемость [15,17]. Результат лечения РМЖ и прогноз напрямую зависит от своевременной диагностики: на ранних стадиях адекватное лечение увеличивает безрецидивную и общую выживаемость, увеличивает продолжительность и качество жизни. Таким образом, именно профилактическая направленность решения проблемы РМЖ должна стать приоритетной [4, 16].

На решение этой проблемы были направлены государственная программа «Здоровье» и дополнительная диспансеризация (ДД) работающих граждан. Однако имеющийся на сегодняшний день алгоритм скрининга патологии молочных желез (МЖ) у работающих женщин не может в полной мере решить эту проблему. В ходе ДД, которая проводится в нашей стране для работающего населения с 2006 года, регламентировано инструментальное обследование МЖ – рентгеновская маммография (РМГ) – женщинам старше 40 лет 1 раз в 2 года [7-14]. Женщинам в возрасте до 40 лет проводится только физикальный осмотр МЖ, что существенно сказывается на качестве скрининга, т.к. выявляются только пальпируемые образования. Использование РМГ у женщин старше 40 лет зачастую ограничено при плотном фоне МЖ, так как чувствительность РМГ в ранней диагностике патологии МЖ зависит от степени выраженности и соотношения железистой, жировой и фиброзной ткани [5, 18]. У молодых женщин с преобладанием в МЖ железистой (рентгенологически плотной) ткани, а также при различных формах диффузной фиброзно-кистозной мастопатии (ДФКМ), информативность РМГ неудовлетворительна [5]. Кроме того, железистая ткань присутствует в структуре МЖ не только у молодых женщин, но и у женщин в период пред- и постменопаузы [1, 18]. Ряд авторов указывают на снижение информативности РМГ у женщин в возрасте 40-49 лет, что связано не только с особенностями структуры МЖ и преобладанием рентгенологически плотной железистой ткани в этом возрасте, но и с тем, что у женщин этой возрастной группы велика доля быстро растущих агрессивных опухолей [2,3,4].

Ультразвуковой метод обладает целым рядом преимуществ, которые могут восполнить недостатки РМГ [1,5,6]. В настоящее время ультразвуковое исследование (УЗИ) МЖ в рамках диспансеризации законодательно не рекомендовано в качестве скринингового метода. Однако за последние годы диагностические возможности УЗИ значительно выросли, благодаря появлению новых аппаратов с высокой разрешающей способностью, совершенствованию опций и внедрению современных методик исследования.

Включение ультразвукового обследования в алгоритм скрининга патологии МЖ в ходе ДД с учетом возрастно-специфических особенностей женщины позволит минимизировать недостатки рентгенологического метода у женщин в возрасте старше 40 лет, а также проводить более полное обследование МЖ женщинам до 40 лет. Важным аспектом использования УЗИ, помимо известных достоинств и преимуществ этого метода,

является возможность максимально «приблизить» данный вид обследования к женскому населению, благодаря наличию портативных аппаратов.

Целью исследования было провести анализ результатов диспансеризации за пятилетний период на основании действующей законодательной базы, а также предложить новый алгоритм скрининга патологии МЖ с учетом возрастно-специфических особенностей женщин.

Авторами были проанализированы результаты диспансеризации 14190 женщин за период с 2008 по 2012 годы на базе «Городской клинической поликлиники №4» города Воронежа.

Согласно приказам Минздравсоцразвития РФ всем работающим женщинам проводился физикальный осмотр, женщинам старше 40 лет было обеспечено проведение РМГ (1 раз в 2 года). В ряде случаев, как в ходе физикального осмотра, так и после РМГ, было показано дообследование – УЗИ МЖ, которое не входило в объем дополнительной диспансеризации, а проводилось на базе «ГКП №4» в рамках данного исследования.

За период с 2008 по 2012 год всего было обследовано 14190 женщин. Возраст обследованных женщин варьировал от 18 до 81 года. Использование ультразвукового метода позволило провести осмотр МЖ также кормящим и беременным женщинам.

Физикальный осмотр МЖ проводился врачом – гинекологом, жалобы и результаты осмотра фиксировались в диспансерной карте с последующими рекомендациями о необходимости дополнительного обследования (УЗИ МЖ) и консультации врача-маммолога.

УЗИ МЖ проводилось в В-режиме, с помощью линейных датчиков частотой 5-7 МГц на аппаратах «Aloka-1500», «Aquila», «Aloka-500», «SA-6000 СМТ» и «Vivid-3». Во время исследования оценивались структура МЖ, соотношение железистой, жировой и фиброзной ткани, состояние млечных протоков, наличие очаговых образований. При этом учитывались возраст и функциональное состояние женского организма. В обязательном порядке проводился осмотр подмышечных, над- и подключичных областей с целью анализа состояния регионарных лимфатических узлов.

РМГ проводилась с помощью маммографа «Маммо-4Т» в косой проекции, с обязательным соблюдением симметричности изображения обеих МЖ. После укладки производили компрессию железы. Доза облучения при этом составляла 0,11-0,13 мЗв.

В ходе обследования были выявлены следующие виды изменений:

1. Диффузная фиброзно-кистозная мастопатия
 - а) Диффузная фиброзно-кистозная мастопатия с преобладанием железистого компонента (аденоз)
 - б) Диффузная фиброзно-кистозная мастопатия с преобладанием кистозного компонента (ДФКМ)
 - в) Диффузная фиброзно-кистозная мастопатия с преобладанием фиброзного компонента (ДФМ)
 - г) Смешанная форма диффузной фиброзно-кистозной мастопатии (ДСМ)
2. Узловая форма фиброзно-кистозной мастопатии (узловая ФКМ)
3. Локальный фиброз
4. Доброподобные образования:
 - а) кисты
 - б) фиброаденомы
 - в) липомы
5. микрокальцинаты
6. РМЖ
7. Другие очаговые изменения (не исключающие вероятность злокачественного процесса, требующие морфологической верификации)

Принимая во внимание определенные трудности диагностики различных форм ФКМ связанные с разрешающей способностью РМГ, особенно при плотном фоне МЖ, а также, учитывая интерес отечественных и зарубежных специалистов к использованию рентгенологического метода в качестве скринингового у женщин в возрасте 40-49 лет, были выделены две возрастные группы женщин: от 40 до 49 лет и старше 50 лет.

В ходе исследования было установлено, что более чем у каждой четвертой (27,6%) женщины старше 40 лет выраженность железистого компонента не соответствовала возрасту. Железистый компонент составлял $\frac{1}{2}$ или преобладал в структуре МЖ при оценке соотношения железистой и жировой ткани, то есть имел место фон плотной железистой паренхимы. При этом следует обратить внимание, что из 27,6% женщин старше 40 лет, имеющих преобладание железистой ткани, 21,0% – это женщины возрастной группы от 40 до 49 лет, а 6,6% составили женщины возрастной группы 50 лет и старше.

При плотной железистой паренхиме диагностические возможности РМГ заметно снижаются. Это приводит к необходимости использования в диагностическом процессе других методов, в первую очередь, УЗИ. В ходе анализа результатов проведения дополнительной диспансеризации УЗИ назначалось почти половине обследованных женщин – 42,9%.

Проведенный анализ результатов диспансеризации возрастной группы до 40 лет показал, что 43,2% женщин по данным физикального осмотра было рекомендовано УЗИ, при этом, за 5 лет установлен рост числа этих женщин с 35,7% в 2008 году до 47,8% в 2012 году ($t>4,6$, $p<0,05$).

Основное внимание при проведении УЗИ было направлено на выявление очаговой патологии, имеющей характерные ультразвуковые признаки РМЖ. Диагноз РМЖ по результатам комплексного обследования был установлен с частотой 0,6 на 100 обследованных женщин. Наибольшая частота встречаемости РМЖ была определена в возрастной группе 40-49 лет (0,9 на 100 обследованных женщин) и в возрастной группе 50 лет и старше (0,6 на 100 обследованных женщин), наименьшая в возрастной группе 30-39 лет (0,3 на 100 обследованных женщин), в возрастной категории 20-29 лет таких больных не было выявлено (табл.). Во всех случаях проводился осмотр регионарных лимфатических узлов. Другие очаговые изменения МЖ, которые не позволяли исключить вероятность злокачественного процесса и требующие морфологической верификации, были выявлены с частотой 0,3 на 100 обследованных женщин.

Был проведен сравнительный анализ применения УЗИ и РМГ при выявлении патологии МЖ и определены различия в частоте выявления патологии МЖ этими методами. Сравнительная характеристика частоты выявления патологии МЖ методами УЗИ и РМГ у женщин старше 40 лет (табл.) получена путем обследования одной группы женщин, которым были проведены оба метода исследования – УЗИ и РМГ.

Таблица

Частота выявления патологии МЖ методами УЗИ и РМГ
среди женщин старше 40 лет, на 100 обследованных женщин

Вид патологии	Метод исследования / Возраст					
	УЗИ			РМГ		
	40-49 лет	50 лет и старше	Всего	40-49 лет	50 лет и старше	Всего
ДФКМ	26,5	23,8	25,4	8,8	15,5	11,4
ДФМ	16,2	33,3	22,7	6,6	21,4	12,3
ДСМ	5,9	7,4	6,3	31,2	35,6	33,2
Аденоз	1,5	0,6	1,1	0,9	0,4	0,7
Узловая ФКМ	0,4	0,7	0,5	0,9	1,2	1,1
Локальный фиброз	0,6	0,4	0,5	3,2	2,8	3,1
Киста	11,0	14,3	12,3	4,8	5,6	6,3
Липома	13,2	16,7	14,5	9,5	10,7	10,0
Фиброаденома	6,1	5,7	5,9	4,4	4,7	4,5
Другие очаговые изменения	0,7	0,9	0,8	0,7	1,2	0,9
РМЖ	0,8	1,1	0,9	0,8	1,1	0,9
Микрокальцинаты	-	-	-	0,7	0,5	0,6
Всего	82,9	104,9	90,9	72,5	100,7	85,0

Сравнительный анализ диагностических возможностей лучевых методов исследования показал, что ультразвуковым методом чаще выявлялись диффузная ФКМ, фиброаденомы, липомы. Напротив, отдельные виды патологии МЖ выявлялись преимущественно рентгенологическим методом. К ним относился локальный фиброз, который методом РМГ был диагностирован в 6,2 раза чаще, чем ультразвуковым методом. Рентгенологический признак «злокачественности» (неинвазивный РМЖ «*in situ*») – сгруппированные микрокальцинаты – методом РМГ был выявлен с частотой 0,6 на 100 обследованных женщин старше 40 лет. УЗИ в отличие от РМГ не позволяет выявлять микрокальцинаты в силу технических особенностей метода. Очаговые изменения МЖ, не позволяющие исключить вероятность злокачественного процесса, ультразвуковым и рентгенологическим методами выявлялись практически с одинаковой частотой (0,8 и 0,9 на 100 обследованных женщин соответственно $t=1,9$, $p>0,05$). В ходе исследования ультразвуковые признаки РМЖ были выявлены у всех женщин, направляемых на дообследование после РМГ с этим диагнозом.

В ходе ДД были зафиксированы случаи (2,6%) отказа женщин от проведения рентгенологического обследования из-за лучевой нагрузки, а также из-за дискомфорта и болезненности при компрессии железы во время выполнения исследования.

Таким образом, диагностические возможности УЗИ и РМГ во многом определяются возрастно-специфическими особенностями женщины, что диктует необходимость комплексного использования этих методов в скрининге патологии МЖ. С учетом полученных данных предлагается следующее:

1. В целях своевременного выявления патологии МЖ применять УЗИ в качестве дополнительного метода при обследовании женщин в возрастной группе до 49 лет.

2. При проведении диспансеризации и прочих форм профилактических осмотров в целях своевременной диагностики патологии МЖ у женщин, помимо физикального осмотра:
- в возрасте от 20 до 39 лет проводить УЗИ МЖ ежегодно (рис.1);
 - в возрасте от 40 до 49 лет проводить РМГ 1 раз в 2 года, в промежутках между РМГ проводить УЗИ МЖ (рис.2)
 - в возрасте 50 лет и старше проводить РМГ 1 раз в 2 года (рис.3).

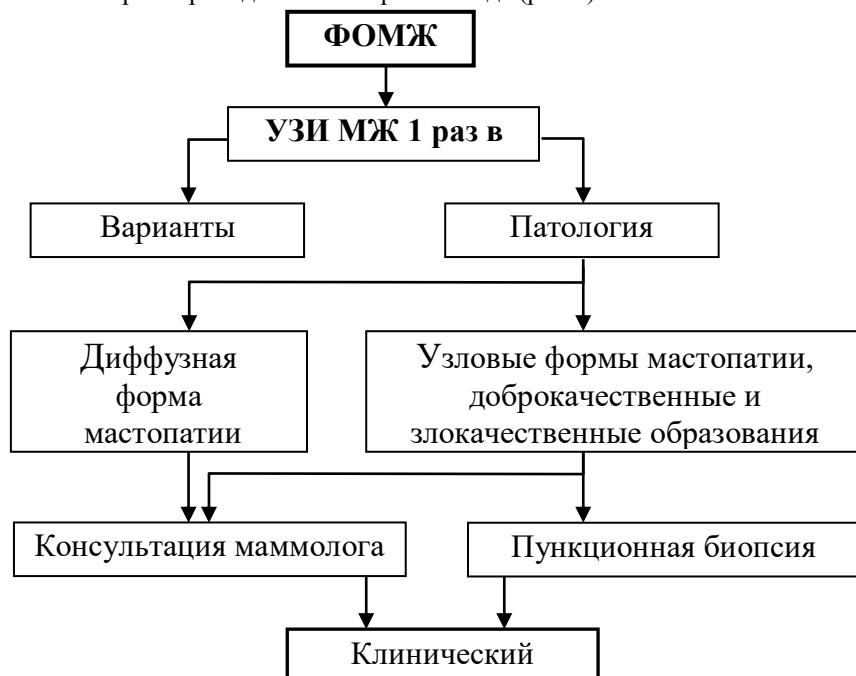


Рисунок 1-Алгоритм обследования женщин от 20 до 39 лет при скрининге патологии молочных желез

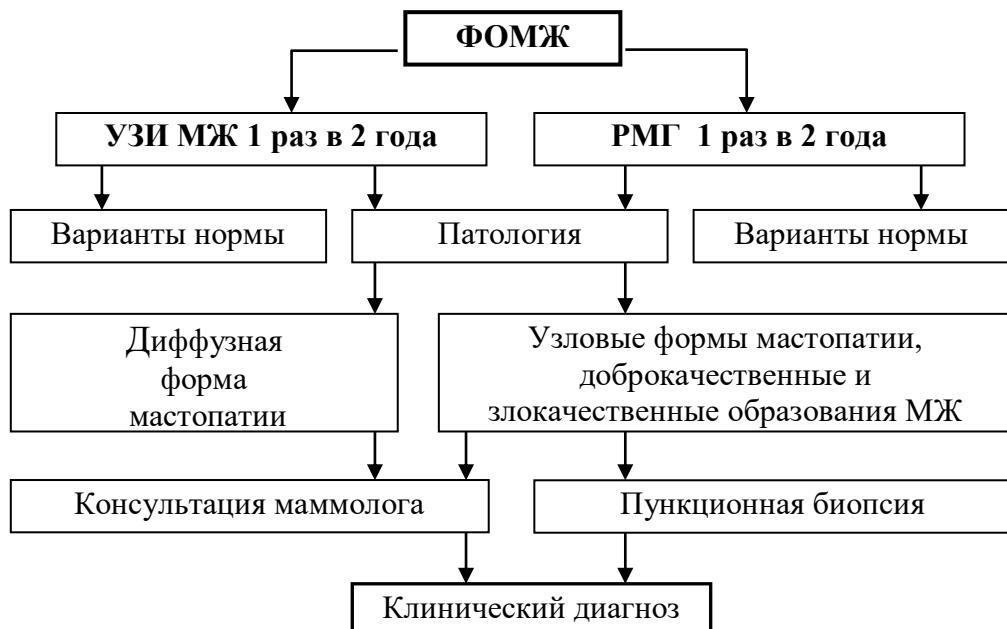


Рисунок 2- Алгоритм обследования женщин от 40 до 49 лет при скрининге патологии молочных желез

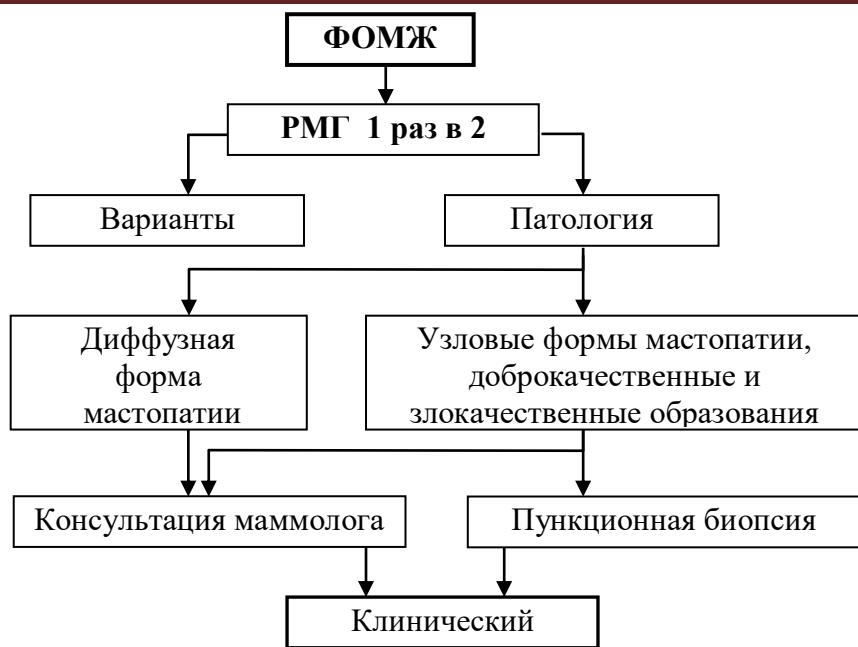


Рисунок 3- Алгоритм обследования женщин старше 50 лет при скрининге патологии молочных желез

Комплексное использование доступных и относительно простых методов диагностики заболеваний молочных желез РМГ и УЗИ является перспективным направлением маммологического скрининга, направленного на выявление ранних форм РМЖ.

Библиографический список

1. Заболотская Н.В. Новые технологии в ультразвуковой маммографии. – 2-е издание, перераб. и дополнен. / Н.В.Заболотская, В.С.Заболотский – М.: ООО Фирма СТРОМ, 2010. – 256 с.
2. Заридзе Д.Г. Эпидемиология и скрининг рака молочной железы / Д.Г.Заридзе // Вопросы онкологии. – 2002. – Т. 48, № 4-5. – С. 489-495.
3. Комарова Л.Е. Скрининг рака молочной железы / Л.Е.Комарова // Современная онкология. – 2002. – Т. 4, №2. – С.83-86.
4. Комарова Л.Е. Скрининговая маммография рака молочной железы. За и против? / Л.Е.Комарова // Сибирский онкологический журнал. – 2008. – Приложение №2 – С. 9-13.
5. Корженкова Г.П. Скрининг рака молочной железы / Г.П.Корженкова, Б.И.Долгушин, В.А.Полунина // Проблемы клинической медицины. – 2006. – №4 – С.24-26.
6. Методики ультразвукового исследования в диагностике рака молочной железы / А.Н. Сенча [и др.] – Москва: Издательский дом Видар-М, 2011. –152 с.
7. Приказ Минздрава России от 23.09.2003 № 455 «О совершенствовании деятельности органов и учреждений здравоохранения по профилактике заболеваний в Российской Федерации» // Консультант Плюс – надежная правовая поддержка [Электронный ресурс]: офиц. сайт компании Консультант Плюс. – Москва, сор. 1997-2016. – Режим доступа: <http://www.consultant.ru/>
8. Приказ Минздравсоцразвития России от 15.03.2006 № 154 «О мерах по совершенствованию оказания медицинской помощи женщинам с заболеваниями молочной железы» // Консультант Плюс – надежная правовая поддержка [Электронный ресурс]: офиц. сайт компании Консультант Плюс. – Москва, сор. 1997-2016. – Режим доступа: <http://www.consultant.ru/>
9. Приказ Минздравсоцразвития России № 188 от 22.03.2006 «О порядке и объеме проведения дополнительной диспансеризации граждан, работающих в государственных и муниципальных учреждениях сферы образования, здравоохранения, социальной защиты, культуры, физической культуры и спорта и в научно-исследовательских учреждениях» // Консультант Плюс – надежная правовая поддержка [Электронный ресурс]: офиц. сайт компании Консультант Плюс. – Москва, сор. 1997-2016. – Режим доступа: <http://www.consultant.ru/>
10. Приказ Минздравсоцразвития РФ от 17.01.2007 № 47 «О проведении дополнительной диспансеризации граждан, работающих в государственных и муниципальных учреждениях сферы образования, здравоохранения, социальной защиты, культуры, физической культуры и спорта и в научно-исследовательских учреждениях» // Консультант Плюс – надежная правовая поддержка [Электронный ресурс]: офиц. сайт компании Консультант Плюс. – Москва, сор. 1997-2016. – Режим доступа: <http://www.consultant.ru/>
11. Приказ Минздравсоцразвития РФ от 20.02.2008 № 80н «О проведении в 2008-2009 годах дополнительной диспансеризации работающих граждан» // Консультант Плюс – надежная правовая поддержка [Электронный ресурс]: офиц. сайт компании Консультант Плюс. – Москва, сор. 1997-2016. – Режим доступа: <http://www.consultant.ru/>
12. Приказ Минздравсоцразвития РФ от 24.02.2009 № 67н «О порядке проведения в 2009 году дополнительной диспансеризации работающих граждан» // Консультант Плюс – надежная правовая поддержка [Электронный ресурс]: офиц. сайт компании Консультант Плюс. – Москва, сор. 1997-2016. – Режим доступа: <http://www.consultant.ru/>
13. Приказ Минздравсоцразвития РФ от 04.02.2010 № 55н «О порядке проведения дополнительной диспансеризации работающих граждан» // Консультант Плюс – надежная правовая поддержка

[Электронный ресурс]: офиц. сайт компании Консультант Плюс. – Москва, корп. 1997-2016. – Режим доступа: <http://www.consultant.ru/>

14. Приказ Минздрава России от 03.02.2015 № 36ан «Об утверждении порядка проведения диспансеризации определенных групп взрослого населения» // Консультант Плюс – надежная правовая поддержка [Электронный ресурс]: офиц. сайт компании Консультант Плюс. – Москва, корп. 1997-2016. – Режим доступа: <http://www.consultant.ru/>
15. Рак молочной железы у лиц молодого возраста / Д.Н. Булынский [и др.] // Сибирский онкологический журнал. – 2008. – Приложение №2. – С. 28-29.
16. Семиглазов В.Ф. Профилактика и раннее выявление опухолей молочной железы / В.Ф. Семиглазов. – Ленинград: Знание, 1990. – 40 с.
17. Семиглазов В.Ф. Стратегические и практические подходы к решению проблемы рака молочной железы / В.Ф. Семиглазов // Вопросы онкологии – 2012. – Т. 58, №2. – С. 148-152.
18. Труфанов Г.Е. УЗИ в маммологии / Г.Е Труфанов, В.В.Рязанов, Л.И.Иванова – СПб, 2008. – 186 с.

INTEGRATED APPROACH TO RADIATION SCREENING MAMMARY GLANDS DISEASE

¹. Rybnikova E.I., ². Popov S.V., ³. Minko B.A., ⁴. Petrosyan S.L.

¹. N. Burdenko State Medical University, Voronezh

². N. Burdenko State Medical University, Voronezh

³. Russian Research Center of Radiology and Surgical Technologies, St. Petersburg

⁴. N. Burdenko State Medical University, Voronezh

e.rybnikova@yandex.ru

The paper discusses the results of using sonographic and mammographic breast cancer screening methods when examining women from different age groups. Based on a comparative analysis of both methods a new screening algorithm has been worked out to detect breast pathologies during prophylactic medical examinations of women. Some advantages and disadvantages of X-ray mammography are being discussed with reference to the patients of 40-49 years of age. It was noticed that the pathology of mammary glands, changes were preponderated among the women whose age more than 40. The paper discusses the results of using sonographic and mammographic breast cancer screening methods when examining women from different age groups. The authors deem it expedient to reconsider the age range for screening and suggest the new algorithms of examination using ultrasound investigation of mammary glands as an additional diagnostic method. The data obtained by the authors also prove that a combination of both methods is highly effective for an early diagnosis of breast diseases.

◆

ПРИМЕНЕНИЕ МЕТОДА АНАЛИЗА ВСПЛЕСКООБРАЗНОЙ ЭЛЕКТРИЧЕСКОЙ АКТИВНОСТИ ДЛЯ ИЗУЧЕНИЯ БОЛЕЗНИ ПАРКИНСОНА И ЭССЕНЦИАЛЬНОГО ТРЕМОРА

Сушкова О.С.¹, Морозов А.А.¹, Габова А.В.², Карабанов А.В.³

¹Институт радиотехники и электроники им. В.А. Котельникова РАН,
Российская Федерация, 125009, Москва, ул. Моховая, 11, корп. 7

²Институт высшей нервной деятельности и нейрофизиологии РАН,
Российская Федерация, 117485, Москва, ул. Бутлерова, 5а

³ФГБНУ «Научный центр неврологии»,
Российская Федерация, 125367, Москва, Волоколамское шоссе, 80

E-mail: o.sushkova@mail.ru, morozov@cplire.ru, agabova@yandex.ru, doctor.karabanov@mail.ru

Введение

Для анализа ЭЭГ было разработано большое количество методов, основанных на анализе спектров Фурье, вейвлет-анализе, авторегрессионных моделях, фильтрации и т.д. (см. обзоры методов в [1,2]). Снижение частоты в альфа-диапазоне при болезни Паркинсона (БП) было продемонстрировано многими авторами [3-10].

В то же время анализ ЭЭГ с использованием существующих методов иногда приводит к противоречивым результатам, например, при оценке изменений мощности бета-ритма [8,9].

Ранее мы разработали метод анализа всплескообразной электрической активности коры головного мозга, основанный на анализе вейвлетов и ROC-анализе [11]. Идея этого метода анализа ЭЭГ заключается в том, что мы рассматриваем сигнал ЭЭГ как набор всплесков [12]. В отличие от работ, посвящённых обнаружению электрической активности одного или двух конкретных типов, таких как альфа-веретёна [13] и сонные веретёна [1,2,14-17], мы анализируем любые виды всплескообразной электрической активности в коре мозга в широком диапазоне частот. Кроме того, мы рассматриваем всплеск как типичный компонент ЭЭГ, а не как особый вид сигналов ЭЭГ. Этот метод анализа основан на статистическом анализе вейвлет-спектрограмм, новом методе визуализации результатов статистического анализа и новом алгоритме обнаружения всплесков.

Используя разработанный метод, мы выделили три частотных диапазона, в которых обнаруживаются различия между группой пациентов с болезнью Паркинсона и группой здоровых добровольцев [11,18] в областях коры C3 и C4, которые приблизительно соответствуют источникам мю-ритма. Первый диапазон – это 7.5-9.5 Гц (он приблизительно соответствует частотной полосе мю), второй диапазон – это 10.5-13.5 Гц (он также приблизительно соответствует полосе мю), а третий диапазон – 18-24 Гц (он приблизительно соответствует диапазону бета-2). Наличие первого и второго диапазонов частот, возможно, указывает на изменение границ диапазона мю-ритма у пациентов с БП. Третий частотный диапазон является подтверждением закономерностей, описанных в [19]. Отметим, что в [19] был исследован другой диапазон частот 12-25 Гц. Поэтому численные характеристики ЭЭГ, приведённые в этой статье, несколько отличаются от численных характеристик, рассмотренных в [19]. Кроме того, в [19] частотные диапазоны бета-1 и бета-2 не рассматривались по отдельности, однако в дальнейших исследованиях мы обнаружили, что характеристики всплесков в этих поддиапазонах бета отличаются, и поэтому их следует исследовать отдельно друг от друга.

В этой работе мы проводим многоканальный анализ ЭЭГ, так как интерес представляет исследование всех областей коры головного мозга, а не только областей C3 и C4. Для многоканального анализа ЭЭГ мы используем метод анализа главных компонент (PCA), который позволяет объединять данные из всех каналов ЭЭГ.

Целью данной работы является изучение специфичности ранних признаков БП, полученных на основе анализа всплескообразной электрической активности коры головного мозга, описанных в [11]. Мы проверяем, как наш метод работает на пациентах с другим нейродегенеративным заболеванием, которое характеризуется тремором конечностей, а именно, с эссенциальным тремором (ЭТ). Для этого мы ищем различия в ЭЭГ при сравнении пациентов с БП и пациентов с ЭТ с использованием метода анализа всплесков.

Чтобы исследовать специфичность ранних признаков БП, был использован новый метод визуализации, основанный на значениях AUC (площадь под ROC-кривой [11]) и распределении этих значений на картах коры мозга. Если AUC близка к 1, это означает, что число всплесков в первой группе испытуемых больше, чем во второй рассматриваемой группе. Если AUC близко к 0, это означает, что число всплесков меньше у первой группы по сравнению со второй. Значения AUC, близкие к 0.5, соответствуют областям, где различия между группами не обнаружены.

1. Постановка эксперимента

Данные нелеченых (то есть, ранее не принимавших специальные лекарства) пациентов с БП на ранних стадиях сравнивались с данными пациентов с ЭТ и данными здоровых добровольцев. Отметим, что группа пациентов с БП включала как пациентов с тремором левой руки (14 человек), так и пациентов с тремором правой руки (18 человек), всего 32 пациента. Число пациентов с ЭТ составляло 16 человек. Число здоровых добровольцев составляло 15 человек. Все пациенты были правшами. Статистически значимых различий между возрастами пациентов и здоровых добровольцев обнаружено не было.

Для сбора данных использовалась стандартная схема расположения ЭЭГ-электродов 10x20. Была записана фоновая ЭЭГ в стандартных условиях. Исследуемый человек сидел в кресле, руки расслабленно лежали на подлокотниках, пальцы рук свободно свешивались с концов подлокотников. Глаза во время записи были закрыты. Использовался 41-канальный многофункциональный комплекс для проведения нейрофизиологических исследований Нейрон-Спектр-5 (фирма Нейрософт). Частота дискретизации ЭЭГ составляла 500 Гц. Использовались фильтр высоких частот с частотой отсечки 0.5 Гц, фильтр низких частот с частотой отсечки 35 Гц и режекторный фильтр с частотой 50 Гц. Продолжительность каждой записи составляла около трёх минут. Записи анализировались как есть, без выбора отдельных областей в сигнале. Значения AUC вычислялись для 17 областей коры головного мозга.

2. Методы

Мы вычислили всплески в частотном диапазоне 2-25 Гц для каждой области коры у каждого пациента с БП (пациенты с тремором на левой руке и пациенты с тремором на правой руке были объединены в одну группу из 32 человек), у каждого человека из группы здоровых добровольцев (15 человек) и у каждого пациента с ЭТ (16 человек). На основе этих данных были вычислены значения AUC для диапазонов частот от 2 до 25 Гц с шагом 0.1 Гц. Далее значения AUC были проанализированы методом главных компонент. На рисунке 1 показаны значения AUC для первой компоненты PCA при сравнении пациентов с БП с пациентами с

ЭТ. Как видно из рисунка, наибольшее значение AUC (0.70) находится в диапазоне от 5 до 9.5 Гц, что соответствует тета- и нижнему альфа- диапазонам, а также в диапазоне от 11 до 16 Гц (значение AUC равно 0.29), что соответствует верхнему альфа- и нижнему бета- диапазонам частот.

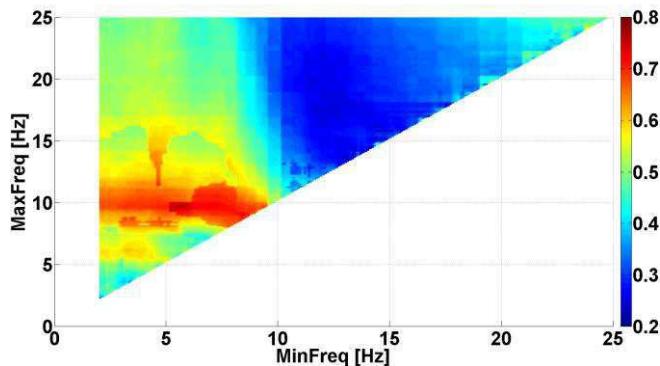


Рисунок 1 – Значения AUC для первой компоненты PCA для пациентов с БП (32) и пациентов с ЭТ (16)

Идея визуализации значений AUC на картах коры мозга состоит в том, что вычисленные значения AUC отображаются с помощью цветовой шкалы в различных областях коры. Рассмотрим расположение по областям коры значений коэффициентов первой компоненты PCA при сравнении сигналов ЭЭГ у пациентов с БП и пациентов с ЭТ. Рассмотрим первый диапазон частот, а именно 5-9.5 Гц. Наиболее выраженные различия наблюдаются в затылочных областях, а именно в O1 (значение коэффициента 0.34) и O2 (значение коэффициента 0.33). Межполушарная асимметрия не наблюдается (см. рисунок 2).

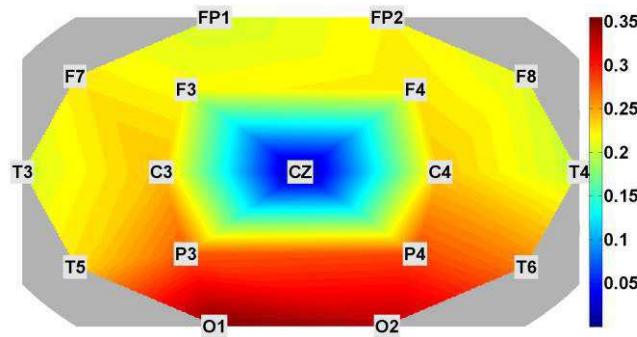


Рисунок 2 – Карта коэффициентов первой компоненты PCA. Сравниваются пациенты с БП (32) и пациенты с ЭТ (16). Полоса частот 5-9.5 Гц. Обратите внимание, что карта имеет синее пятно в центре. Причиной этого является то, что в нашей экспериментальной установке электрод Cz - это заземление

Во втором диапазоне частот 11-16 Гц наиболее выраженные различия наблюдаются также в O1 (значение коэффициента 0.35) и O2 (значение коэффициента 0.33). Межполушарная асимметрия также не наблюдается (см. рисунок 3). Заметим, что затылочные области коры являются источником альфа-ритма, который является наиболее выраженным по мощности ритмом коры головного мозга.

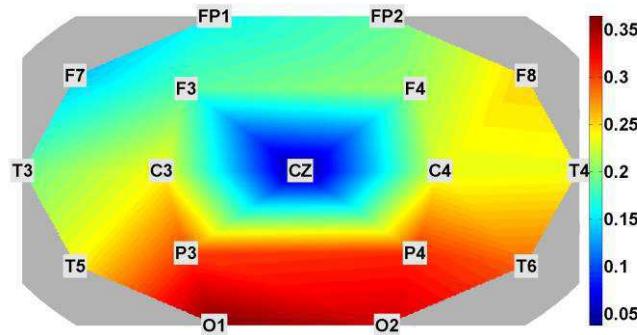


Рисунок 3 – Карта коэффициентов первой компоненты PCA. Сравниваются пациенты с БП (32) и пациенты с ЭТ (16). Полоса частот составляет 11-16 Гц

Таким образом, мы можем заключить, что разработанный метод может отличить пациентов с БП от пациентов с ЭТ.

Выходы

Исследование специфичности наблюдаемых признаков БП показывает значительные отличия между пациентами с БП, пациентами с ЭТ и здоровыми добровольцами. Мы наблюдаем различия в количестве всплесков у пациентов с БП и пациентов с ЭТ в следующих диапазонах частот: 5-9.5 Гц (приблизительно тета- и альфа- диапазоны) и 11-16 Гц (приблизительно верхний альфа- и нижний бета- диапазоны). Детальный анализ результатов показывает, что, как пациенты с БП, так и пациенты с ЭТ отличаются по количеству всплесков в секунду от здоровых добровольцев, однако разница между пациентами с ЭТ и здоровыми добровольцами меньше.

В [20] было продемонстрировано увеличение спектральной плотности мощности бета-ритма на моделях животных с ранней стадией БП. Ранее об увеличении мощности бета-ритма сообщалось также в работе [8]. В то же время, в работе [9] было продемонстрировано снижение мощности бета-ритма. Наши результаты не разрешают это противоречие, потому что мы анализируем не мощность бета-ритма, а только количество всплесков в секунду. Однако наши результаты подтверждают, что в этом частотном диапазоне у пациентов с БП частотные характеристики ЭЭГ изменены по сравнению со здоровыми добровольцами.

Эксперименты с методом анализа ЭЭГ, основанном на всплесках, демонстрируют, что метод перспективен для поиска групповых статистических закономерностей на ранних стадиях болезни Паркинсона и эссенциального тремора и может дать новые знания об этих заболеваниях. Мы не знаем, являются ли выявленные нейрофизиологические процессы компенсаторными или ранними нейродегенеративными, однако обнаруженные особенности ЭЭГ могут быть перспективными для дифференциации ранних стадий болезни Паркинсона и эссенциального тремора.

Благодарности

Авторы благодарны академику С.Н. Иллариошкину за помощь в проведении работы. Работа выполнена за счёт средств государственного задания № 0030-2015-0189, стипендии Президента РФ молодым учёным и аспирантам № СП-5247.2018.4 и поддержана Российской академией наук.

Библиографический список

- [1] Sleep spindle detection using time-frequency sparsity / A. Parekh, I. Selesnick, D. Rapoport, I. Ayappa // IEEE Signal Processing in Medicine and Biology Symposium. – Philadelphia, PA: IEEE, 2014. – Pp. 1–6.
- [2] O'Reilly C., Nielsen T. Automatic sleep spindle detection: benchmarking with fine temporal resolution using open science tools // Frontiers in Human Neuroscience. – 2015. – Vol. 9:353. <http://doi.org/10.3389/fnhum.2015.00353>.
- [3] Both early and late cognitive dysfunction affects the electroencephalogram in Parkinson's disease / J. Caviness, J. Hentz, V. Evidente et al. // Parkinsonism and Related Disorders. – 2007. – Vol. 13. – Pp. 348–354.
- [4] Investigation of EEG abnormalities in the early stage of Parkinson's disease / C.-X. Han, J. Wang, G.-S. Yi, Y.-Q. Che // Cognitive Neurodynamics. – 2013. – August. – Vol. 7. – Pp. 351–359.
- [5] England A. C., Schwab R. S., Peterson E. The electroencephalogram in Parkinson's syndrome // Electroencephalography and Clinical Neurophysiology. – 1959. – Vol. 11. – Pp. 723–731.
- [6] Different functional loops between cerebral cortex and the subthalamic area in Parkinson's disease / N. Fogelson, D. Williams, M. Tijssen et al. // Cerebral Cortex. – 2006. – Vol. 16, no. 1. – Pp. 64–75.
- [7] Slowing of EEG in Parkinson's disease / R. Soikkeli, J. Partanen, H. Soininen et al. // Electroencephalography and Clinical Neurophysiology. – 1991. – Vol. 79. – Pp. 159–165.
- [8] Enhanced frontal low and high frequency power and synchronization in the resting EEG of parkinsonian patients / M. Moazami-Goudarzi, J. Sarnthein, L. Michels et al. // NeuroImage. – 2008. – Vol. 41. – Pp. 985–997.
- [9] Slowing of oscillatory brain activity is a stable characteristic of Parkinson's disease without dementia / D. Stoffers, J. Bosboom, J. Deijen et al. // Brain. – 2007. – Vol. 130. – Pp. 1847–1860.
- [10] Increased cortico-cortical functional connectivity in early-stage Parkinson's disease: An MEG study / D. Stoffers, J. Bosboom, J. Deijen et al. // NeuroImage. – 2008. – Vol. 41. – Pp. 212–222.
- [11] Sushkova O., Morozov A., Gabova A. Data mining in EEG wave trains in early stages of Parkinson's disease // Advances in Soft Computing. MICAI 2016. Lecture Notes in Computer Science. – 2017. – Vol. 10062. – Pp. 403–412.
- [12] Data mining in EEG wave trains in early stages of Parkinson's disease / O. Sushkova, A. Morozov, A. Gabova, A. Karabanov // Proceedings of the 12th Russian-German Conference on Biomedical Engineering. – 2016. – Pp. 80–84.
- [13] Lawhern V., Kerick S., Robbins K. A. Detecting alpha spindle events in EEG time series using adaptive autoregressive models // BMC Neuroscience. – 2013. – Vol. 14:101. <http://www.biomedcentral.com/1471-2202/14/101>.
- [14] Determination of dominant simulated spindle frequency with different methods / E. Huupponen, W. D. Clercq, G. Gomez-Herrero et al. // Journal of Neuroscience Methods. – 2006. – Vol. 156. – Pp. 275–283.
- [15] Sleep spindle detection through amplitude-frequency normal modelling / A. Nonclercq, C. Urbain, D. Verheulpen et al. // Journal of Neuroscience Methods. – 2013. – Vol. 214. – Pp. 192–203.
- [16] Improved spindle detection through intuitive pre-processing of electroencephalogram / A. Jaleel, B. Ahmed, R. Tafreshi et al. // Journal of Neuroscience Methods. – 2014. – Vol. 233. – Pp. 1–12.

- [17] Camilleri T. A., Camilleri K. P., Fabri S. G. Automatic detection of spindles and K-complexes in sleep EEG using switching multiple models // Biomedical Signal Processing and Control.– 2014.– Vol. 10.– Pp. 117–127.
- [18] Sushkova O. S., Morozov A. A., Gabova A. V. EEG beta wave trains are not the second harmonic of mu wave trains in Parkinson's disease patients // ITNT 2017.– Samara: CEUR, 2017.– Pp. 226–234. <http://ceur-ws.org/Vol-1901/paper36.pdf>.
- [19] Sushkova O., Morozov A., Gabova A. A method of analysis of EEG wave trains in early stages of Parkinson's disease // International Conference on Bioinformatics and Systems Biology (BSB-2016) / IEEE.– 2016.– Pp. 1–4.
- [20] Kapitsa I., Nerobkova L., Voronina T. EEG correlates of an early stage of a Parkinson illness in experiment on mice of the strain C57BL/6 // Biomedicina.– 2014.– no. 1.– Pp. 54–60.

APPLICATION OF THE METHOD OF ANALYSIS OF WAVE TRAIN ELECTRIC ACTIVITY FOR INVESTIGATION OF PARKINSON'S DISEASE AND ESSENTIAL TREMOR

O. S. Sushkova¹, A. A. Morozov¹, A. V. Gabova², A. V. Karabanov³

¹Kotel'nikov Institute of Radio Engineering and Electronics of RAS,
Mokhovaya 11-7, Moscow, Russia, 125009

²Institute of Higher Nervous Activity and Neurophysiology of RAS,
Butlerova 5A, Moscow, Russia, 117485

³FSBI «Research Center of Neurology»,
Volokolamskoe highway, 80, Moscow, Russia, 125367

E-mail: o.sushkova@mail.ru, morozov@cplire.ru, agabova@yandex.ru, doctor.karabanov@mail.ru

A new method of signal analysis based on wavelet analysis, ROC-analysis, and non-parametric statistics for detailed investigation of the time-frequency dynamics of the electrical activity of the cerebral cortex is developed. The idea of the method is in that the electroencephalogram (EEG) is considered as a set of wave trains (WT). WT are detected as local maxima in the wavelet spectrogram of EEG. We consider WT as a typical component of EEG, but not as a special kind of EEG signals. The following parameters of WT are accounted: the frequency, the duration, the bandwidth, the number of WT per second, and PSD. The extent of differences between the group of the first stage Parkinson's disease patients and the group of the essential tremor patients in the space of these parameters is investigated. ROC-analysis is used for this purpose. The functional dependence of AUC on the boundaries of the ranges of these parameters is analyzed.

ПРИМЕНЕНИЕ МЕТОДА ВИДЕОКАПИЛЛЯРОСКОПИИ НОГТЕВОГО ЛОЖА ДЛЯ ОЦЕНКИ СКОРОСТИ КАПИЛЛЯРНОГО КРОВОТОКА

Ставцев Д.Д.^{1*}, Волков М.В.², Маргарянц Н.Б.², Потёмкин А.В.², Дрёмин В.В.¹, Козлов И.О.¹,
Маковик И.Н.¹, Жеребцов Е.А.¹, Дунаев А.В.¹

¹ФГБОУ ВО «Орловский государственный университет имени И.С. Тургенева», Орёл
[*stavtsev.dmitry@gmail.com](mailto:stavtsev.dmitry@gmail.com)

²ФГАОУ ВО «Санкт-Петербургский национальный исследовательский университет информационных технологий, механики и оптики», Санкт-Петербург

Микроциркуляторное русло играет важнейшую роль в работе сердечно-сосудистой системы, обеспечивая обмен питательных веществ и продуктов обмена между тканями и системой кровообращения [1]. Основными задачами системы микроциркуляции являются обеспечение жизнедеятельности клеток и тканей, а также поддержание стабильного, устойчивого состояния внутренней среды организма, которое обозначается термином «гомеостаз». Происходящие в организме человека патологические процессы вызывают изменения кровотока, выражющиеся в нарушении гомеостаза. При этом показатели центральной гемодинамики могут не давать полной и достоверной информации о состоянии периферического кровообращения и изменяются лишь тогда, когда наступают не только выраженные, но порой и необратимые изменения микроциркуляции и морфологии капиллярного русла [2]. Для контроля формы капилляров и их функционального состояния часто используют метод капилляроскопии. Основным преимуществом метода капилляроскопии является возможность раннего выявления микрососудистых изменений, которые могут возникать при некоторых воспалительных заболеваниях соединительной ткани [3].

В настоящее время существует большое количество неинвазивных методов исследования кровотока – термография, томография, фотоплетизмография, допплеровские методы и др. [4]. Перечисленные методы позволяют определять усредненную скорость кровотока в заданном диагностическом объеме. При этом метод

видеокапилляроскопии позволяет проводить прямые измерения действительной скорости капиллярного кровотока в отдельно взятом капилляре и в различных отделах одного капилляра [5].

Капилляры в коже пальцев рук человека имеют одинаковые морфологические закономерности и аналогичную структуру у здоровых субъектов независимо от возраста [6]. На большей части поверхности тела капиллярные петли ориентированы перпендикулярно к поверхности кожи, и наблюдаются только переходной отдел капиллярных петель. По мере приближения к ногтевому валику капилляры преимущественно ориентированы параллельно поверхности кожи в области ногтевого ложа и наблюдаются по всей его длине [7], что делает эту область оптимальной для проведения капилляроскопического исследования.

Метод видеокапилляроскопии основан на высокоскоростной видеосъемке кровеносных капилляров ногтевого ложа пальцев руки с последующей обработкой последовательности видеокадров [8]. Данный метод позволяет оценивать локальные параметры капилляров, такие как морфологию микроциркуляторного русла, диаметр различных отделов кровеносного капилляра, величину периваскулярной зоны, а также мгновенную скорость кровотока в различных отделах капилляра [9].

Целью работы является исследование возможности применения методов видеокапилляроскопии ногтевого ложа пальцев руки для оценки динамических параметров капиллярного кровотока у условно здорового добровольца.

Использовавшаяся экспериментальная установка состоит из светосильного микрообъектива с апертурой 0.14, осветителя, проекционного объектива с фокусным расстоянием 200 мм и высокоскоростной видеокамеры IDS. Камера подключается к компьютеру через интерфейс USB 3.0. Экспериментальная установка представлена на рисунке 1.



Рисунок 1 – Экспериментальная установка для проведения видеокапилляроскопии

Регистрация экспериментальных данных осуществляется в виде последовательностей отдельных видеокадров капиллярного кровотока. На рисунке 2 приведен отдельный кадр записи панорамы капилляров условно здорового добровольца, которая может быть использована для оценки морфологии микроциркуляторного русла, плотности капиллярной сети и размера периваскулярных зон.

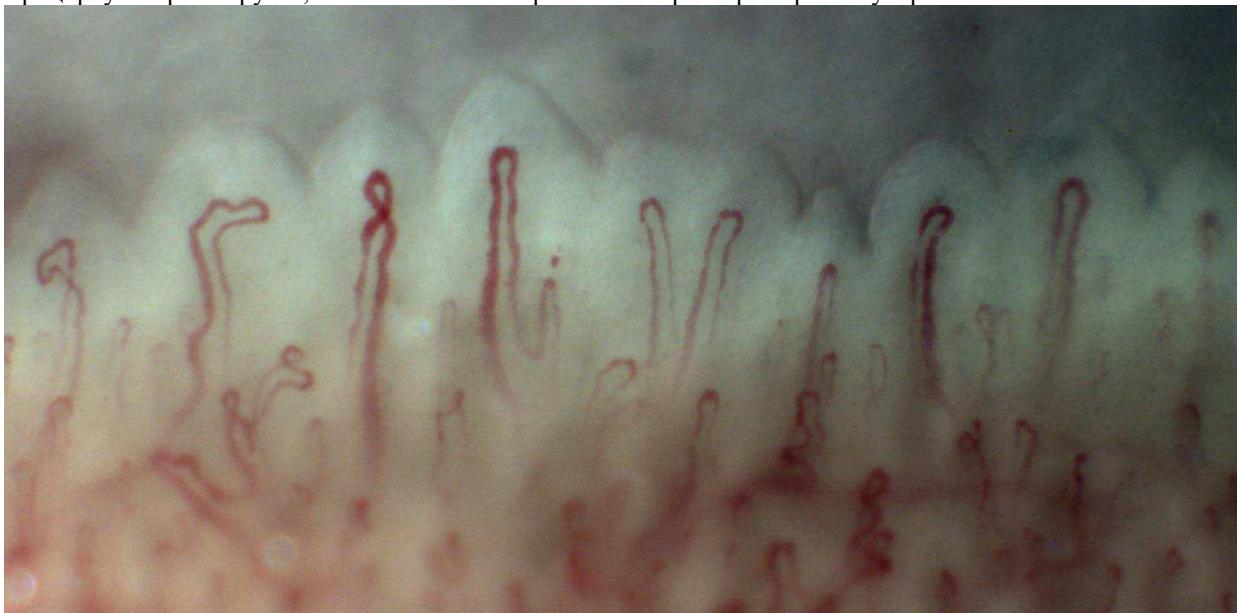


Рисунок 2 – Панорама микроциркуляторного русла

Для обеспечения высокой скорости записи (150 кадров/с), необходимой для измерения скорости капиллярного кровотока, следует уменьшать размер кадра, ограничивая тем самым поле наблюдения.

После обработки исходной последовательности кадров [10] может быть найдена скорость капиллярного кровотока в отдельном капилляре в каждый момент времени. На рисунке 3 приведен график, иллюстрирующий изменение локальной скорости капиллярного кровотока на протяжении 84 секунд.

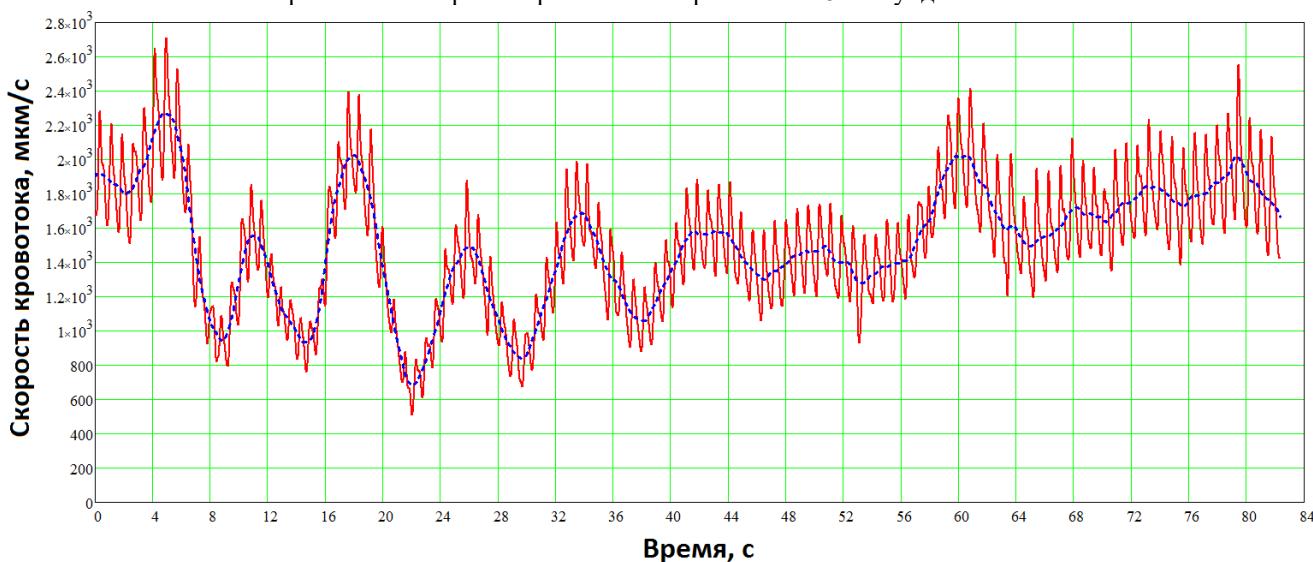


Рисунок 3 – Изменение локальной скорости капиллярного кровотока

В работе показана возможность применения метода видеокапилляроскопии ногтевого ложа для оценки локальной скорости капиллярного кровотока и представлена экспериментальная установка для проведения исследований. Результаты данной работы в настоящее время используются для оценки параметров капиллярного кровотока у условно здоровых добровольцев и у пациентов ревматологического профиля с применением различные функциональных тестов.

Библиографический список

1. Lambova, S.N. Capillaroscopic pattern in systemic lupus erythematosus and undifferentiated connective tissue disease: what we still have to learn? / S.N. Lambova, U. Muller-Ladner // Rheumatology International, 2013. – 33. – № 3. – Р. 689-695.
2. Старцева, Ю. В. Микроциркуляторное русло человека при заболеваниях, требующих хирургического вмешательства: метод. реком. Ч. 1: Морфология, функция и основные общие патофизиологические реакции / Ю.В. Старцева, В.А. Черкасов, И.В. Долгалева; Перм. гос. мед. академия. – Пермь, 2004. – С. 21.
3. Гурфинкель, Ю.И. Возможности использования компьютерной капилляроскопии в космической медицине и в клинической практике / Ю.И. Гурфинкель, Н.В. Каце, О.В. Макеева, В.М. Михайлов // Методы нелинейного анализа в кардиологии и онкологии, физические подходы и клиническая практика. Москва, 2010. – С. 111-122.
4. Allen, J. Microvascular imaging: techniques and opportunities for clinical physiological measurements / J. Allen, K. Howell // Physiol. Meas, 2014. – 35. – № 7 – R91-R141.
5. Volkov, M.V. Evaluation of blood microcirculation parameters by combined use of the laser Doppler flowmetry and the video capillaroscopy methods / M.V. Volkov, D.A. Kostrova, N.B. Margaryants, I.P. Gurov, N.P. Erofeev, V.V. Dremin, E.V. Zharkikh, E.A. Zherebtsov, I.O. Kozlov, A.V. Dunaev // Proc. SPIE 10336, 2017. – 1033607.
6. Clinical Capillaroscopy: A Guide to Its Use in Clinical Research and Practice / A. Bollinger B. Fagrell // Hogrefe & Huber, Toronto. Canada. 1990. – 166 р.
7. Schiavon, F. Morphologic study of microcirculation in acromegaly by capillaroscopy / P. Maffei, C. Martini, E. De Carlo, C. Fais, S. Todesco, N. Siculo // The Journal of Clinical Endocrinology & Metabolism, 1999. – 84. – № 9. – Р. 3151–3155.
8. Волков, М.В. Исследование параметров капиллярного кровотока методом видеокапилляроскопии / М.В. Волков, Д.А. Кострова, Н.Б. Маргарянц, А.Ю. Пименов // Физика и радиоэлектроника в медицине и экологии – ФРЭМЭ'2016 Доклады XII Международной научной конференции с научной молодежной сессией. Владимир. 2016. – С. 77-80.
9. Аракеев, А.Г., Гурфинкель Ю.И., Певгов В.Г. Компьютерный капилляроскоп для неинвазивных исследований параметров циркулирующей крови / А.Г. Аракеев, Ю.И. Гурфинкель, В.Г. Певгов // Московский хирургический журнал, 2010. – № 5. – С. 27-30.

10. Gurov, I.P. High-speed video capillaroscopy method for imaging and evaluation of moving red blood cells / I.P. Gurov, M.V. Volkov, N.B. Margaryants, A.Yu Pimenov, A.V. Potemkin // Opt. Lasers Eng. 2018. – 114. – P. 244-251.

APPLICATION OF THE VIDEO NAILFOLD CAPILLAROSCOPY METHOD TO ASSESS VELOCITY OF CAPILLARY BLOOD FLOW

Stavtsev D.D.^{1*}, Volkov M.V.², Margaryants N.B.², Potemkin A.V.², Dremin V.V.¹, Kozlov I.O.¹, Makovik I.N.¹, Zhrebtssov E.A.¹, Dunaev A.V.¹

¹Orel State University named after I.S. Turgenev, Orel *stavtsev.dmitry@gmail.com

²Saint Petersburg National Research University of Information Technologies, Mechanics and Optics, Saint Petersburg

The article describes the importance of investigating peripheral blood flow, for the early diagnosis of connective tissue diseases. The video nailfold capillaroscopy method was used to evaluate of microcirculation parameters and its advantages were revealed in other methods of assessing peripheral blood flow. The design of the experimental setup used, the method of fixing and storing information are described. The method was used to measure the actual velocity of capillary blood flow in a healthy volunteer, an example of a video frame and the result of measuring the velocity of capillary blood flow is given.



МЕТОД КОМПЛЕКСНОЙ УДАЛЕННОЙ ОЦЕНКИ СОСТОЯНИЯ ПАЦИЕНТОВ С ХРОНИЧЕСКИМИ ОБСТРУКТИВНЫМИ ЗАБОЛЕВАНИЯМИ ЛЕГКИХ

Глазова А. Ю., Юлдашев З. М., Башкова А. Л.
Санкт-Петербургский государственный электротехнический

университет «ЛЭТИ» им. В. И. Ульянова (Ленина)

auglazova@etu.ru, albashkova@stud.eltech.ru

Введение

Бронхиальная астма – это хроническое обструктивное заболевание дыхательной системы человека, сопровождающееся ограничением скорости воздушного потока в дыхательных путях, которое может стать причиной инвалидности и даже привести к смерти пациента. Для увеличения продолжительности и улучшения качества жизни пациентов с бронхиальной астмой необходимо проводить постоянный контроль состояния их здоровья. В настоящее время широко применяются системы удаленного мониторинга пациентов с хроническими заболеваниями [1]. Для определения тяжести развития обструктивных заболеваний легких в клинических условиях разработано большое количество стандартизованных подходов оценки симптомов проявления болезни и методов инструментальной диагностики состояния дыхательной системы [2]. Попытка перенести весь накопленный перечень диагностических и технических средств в программу удаленного мониторинга негативно сказывается на приверженности пациента соблюдению предписаний, ведет к перегруженности врачебного персонала и к существенному удорожанию обслуживания системы [5].

В настоящий момент наиболее распространенными для применения в клинических условиях инструментальными методами оценки функционального состояния дыхательной системы являются спирометрия или пикфлюметрия. Вместе с тем, их применение в системах удаленного мониторинга встречает ряд трудностей: необходимость калибровки датчиков, стерилизации, покупки расходных материалов, возможность утечки воздуха из-за неплотного обхвата мундштука ртом. Кроме того, метод спирометрии обладает недостаточной чувствительностью к изолированной обструкции мелких бронхов, что характерно для постепенного развития заболевания, в частности на ранних стадиях [5]. Несмотря на то, что спирометрия по-прежнему используется в качестве опорного метода при проведении большинства экспериментов, активно ведется поиск новых инструментальных средств для мониторинга бронхиальной астмы.

Цель исследования – разработка метода удаленного мониторинга состояния пациентов с бронхиальной астмой, позволяющего вне лечебного учреждения в условиях активной жизнедеятельности пациента выявлять обострение хронического заболевания. Для достижения заявленной цели были сформулированы следующие задачи: 1) формирование комплекса диагностических показателей для осуществления удаленного мониторинга пациентов с бронхиальной астмой; 2) разработка алгоритма обработки данных; 3) экспериментальная апробация разработанного метода удаленного мониторинга пациентов с обструктивными заболеваниями легких.

Формирование комплекса диагностических показателей для удаленного мониторинга пациентов с бронхиальной астмой

Согласно клиническим рекомендациям [3] под обострением астмы понимается увеличение эпизодов одышки, кашля, систящих хрипов, или заложенности в грудной клетке, требующие изменения терапии. Таким образом, для постановки точного диагноза необходимо зафиксировать изменения в самочувствии пациента, которые отмечаются им лично. Для формализации данного процесса применяются стандартизованные опросники, разнообразие которых достаточно велико. Для оценки состояния пациента в рамках программы удаленного мониторинга было предложено использовать опросник *ACQ₅* [6], что было обусловлено следующими причинами: опросник носит комплексный характер (отражает как симптомокомплекс заболевания, так и общий уровень качества жизни пациента), является ординарным (интересующий выходной фактор представлен в виде непрерывной числовой шкалы, а его значение интуитивно понятно широкому кругу лиц), рассчитан на 7-дневный период применения (наиболее «краткосрочный» из всех существующих), валидизирован (воспроизводимость результатов подтверждена рядом независимых исследований), установлены клинически значимые различия значений итогового индекса.

Для автоматизации обработки данных о режиме приема пациентом бронходилататоров было предложено использовать следующую бальную систему оценивания: укажите существующую потребность в бронхолитиках: а) нет – 0 баллов; б) менее 1 раза в неделю – 1 балл; в) 1-2 раза в неделю – 2 балла; г) ежедневно, укажите количество раз в день – 2 балла + 1 балл за каждый прием бронхолитического препарата в день. Получаемый итоговый индекс частоты приема бронхолитических средств в данной работе было предложено обозначать как «*B*».

Компьютерный анализ трахеальных шумов, зарегистрированных при маневре форсированного выдоха, является перспективным методом диагностики и мониторинга состояния легких. В исследованиях [7, 8] приведен анализ амплитудных и частотных характеристик трахеальных шумов, однако необходимая диагностическая эффективность не была получена. В качестве объективного показателя функционального состояния дыхательной системы нами предложено использовать продолжительность шумов форсированного выдоха (ФВ) T_a в полосе частот 200-2000 Гц. Клинические исследования данного метода показали его высокую диагностическую эффективность при диагностике астмы и способность определять скрытую бронхиальную обструкцию, не выявляемую спирометрией [9]. В [9] трахеальные шумы регистрировались на боковой поверхности шеи над трахеей. В [10] показано, что T_a статистически не различается при измерении стетоскопическим датчиком, фиксируемым на шее над трахеей, и петличным микрофоном, размещаемым у рта вне выдыхаемого потока воздуха, откуда следует возможность перейти от диагностических измерений шумов ФВ на трахее к измерениям у рта с помощью петличного микрофона.

Алгоритм процесса и анализа данных

Блок-схема, описывающая алгоритм обработки и анализа результатов удаленного мониторинга представлен на рисунке 1. После фиксации ответов пациента на приведенные диагностические вопросы (*ACQ₅*, частота приема бронходилататоров *B*) производится регистрация трахеальных звуков форсированного выдоха согласно методике, изложенной в [9]. Определение продолжительности трахеальных шумов форсированного выдоха производится по алгоритму, представленному в [11].

Все спирометрические и акустические параметры, описывающие маневр форсированного выдоха, характеризуются определенным уровнем воспроизводимости, то есть разницей значений показателей в течение одной сессии измерений, что связано главным образом с вариабельностью усилий, прикладываемых пациентом при выдохе. Вместе с тем, при значительном разбросе параметров нельзя исключить возможность неверного выполнения пациентом указанного маневра. По этой причине каждая сессия измерений состоит минимум из трех правильно выполненных маневров ФВ, по ее итогам рассчитывается коэффициент внутрисессионной вариации продолжительности шумов ФВ

$$CD = SD * 100\% / T_{a_cp}$$

где T_{a_cp} – среднее значение продолжительности в текущий день испытаний, SD – стандартное отклонение для этих же данных. Если значение коэффициента внутрисессионной вариации CV превышает 33%, предполагается наличие некорректно выполненного маневра ФВ, из выборки удаляется сигнал с наиболее удаленным от среднего T_{a_cp} значением продолжительности шумов ФВ. Значение 33% в связи с тем, что оно превышает известные значения возможного диапазона внутрисессионных изменений T_a [15].

На следующем шаге производится расчет относительного изменения акустической продолжительности в текущий день наблюдения по сравнению с фоновым значением T_{a_h} :

$$\Delta T_a = (T_a - T_{a_h}) * 100\% / T_{a_h}, (2)$$

Фоновое значение T_{a_h} рассчитывается как среднее значение T_{a_max} за все дни, которые ранее были отмечены как «норма». Отметим, что даже при неизменной степени обструкции дыхательных путей пациента дополнительно на значения данных параметров влияют колебания общего физического и психологического состояний. Существует несколько систем повторяемости параметров для спирометрических индексов, включая систему Клемента 1987 [12]. Метод оценки продолжительности трахеальных шумов ФВ является новым по сравнению со спирометрией, поэтому в настоящее время нет установленных и общепризнанных значений

повторяемости, однако в исследовании [13] этот вопрос рассматривался. В [13] для подтверждения значимости динамики T_a после воздействия провоцирующим физическим фактором в качестве значимого ответа применялось значение T_a , превышающее 95% значение внутрисессионной вариабельности. Однако в [14] регистрация данных проводилась в один день, поэтому возможные флуктуации параметров не учитывались. По этой причине, чтобы избежать случаев «ложной диагностики» в качестве индивидуального диагностически значимого порога изменения продолжительности шумов форсированного выдоха T_a было предложено использовать порог, в 1,99 раз превышающий уровень максимальной внутрисессионной вариации CV_{max} , что обеспечивает достаточно высокий уровень статистической значимости ($p<0,01$). Порог ΔT_a может быть индивидуально отрегулирован после некоторого периода наблюдения, возникновения случаев обострения, ложноположительных результатов.

Для опросника ACQ₅ установлено, что минимальное клинически значимое различие итогового индекса составляет 0,5 баллов. В предлагаемом алгоритме относительное изменение индекса ACQ_5 рассчитывается по формуле:

$$\Delta ACQ_5 = ACQ_5 - ACQ_{5_h}, \quad (3)$$

где ACQ_5 – значение суммарного индекса в текущий день наблюдения, ACQ_{5_h} – значение суммарного индекса, принятое за индивидуальную норму (среднее значение индекса за все дни с пометкой «норма»).

Также необходимо отслеживать увеличение количества принимаемых препаратов, поэтому предлагается рассчитывать индекс изменения частоты приема бронхолитиков:

$$\Delta B = B - B_{-1}, \quad (4)$$

где B – количество баллов при ответе на тест о частоте приема бронхолитиков в текущий день, B_{-1} – количество баллов при ответе на тест о частоте приема бронхолитиков в предыдущий день исследования.

Если относительные изменения значений всех обозначенных диагностических показателей находятся в пределах нормальных значений, то выводится сообщение «норма», в обратном случае формируется команда на подготовку необходимых информационной поддержки и лечебного воздействия.

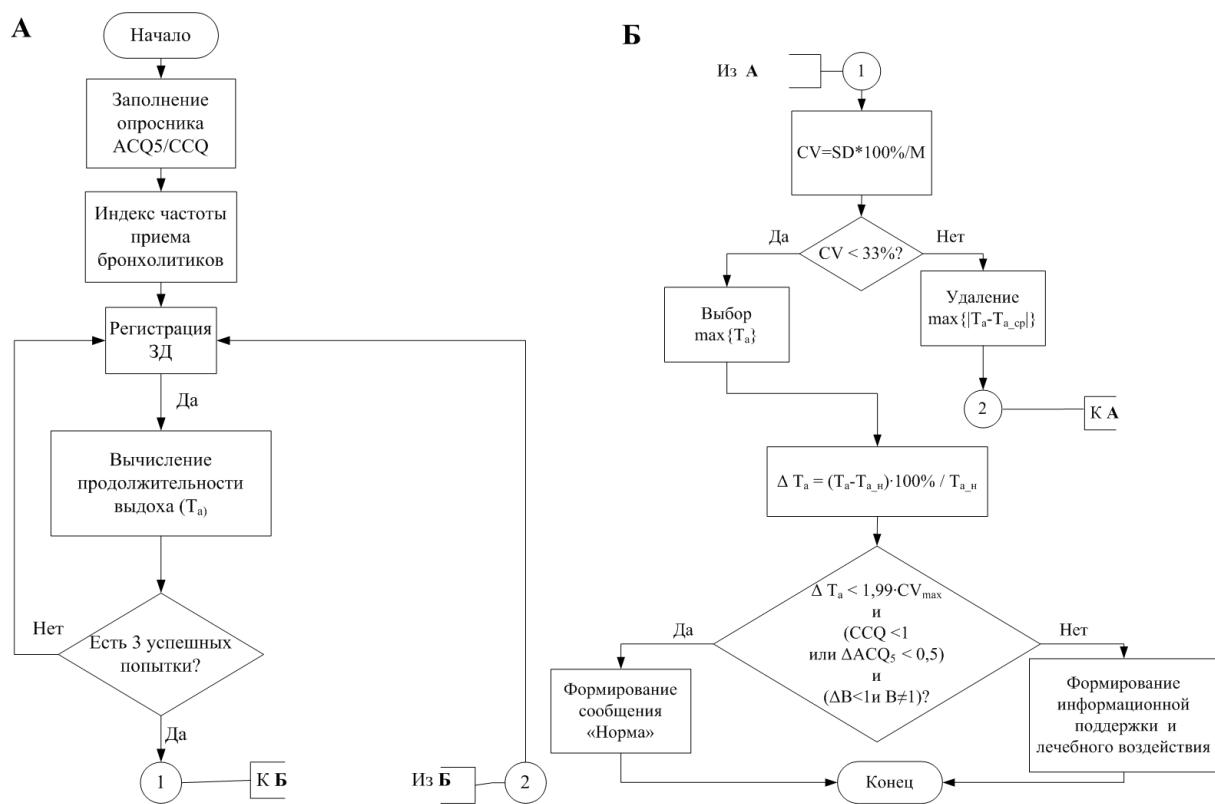


Рисунок 1- Алгоритм обработки данных

Результаты и обсуждения

Для экспериментальной апробации разработанного метода комплексной оценки состояния пациентов было отобрано 15 участников: 4 пациента без патологии дыхательной системы (группа Iконтр); 3 пациента с бронхиальной астмой, диагностированной в детском возрасте и не проявляющейся более трех лет (группа IIконтр); 8 пациентов с контролируемой бронхиальной астмой (группа BA). Продолжительность исследования составляла от 8 до 13 недель, между днями испытаний проходило от 5 до 9 дней. В каждый день исследования

проводился контроль состояния пациента согласно разработанному методу мониторинга. Шумы ФВ записывались с помощью петличного микрофона W62A (Panasonic), закрепляемый на воротнике испытуемого и оснащенный внешней звуковой картой Transit (M-Audio) с использованием программного обеспечения SpectraPlus 5.0 (Pioneer Hill Software LLC). Всего для обработки было отобрано 409 записей. Для подтверждения правильности определения состояния пациента применялась спирометрия (анализировались параметры объем форсированного выдоха за первую секунду выдоха $O\Phi B_1$, форсированная жизненная емкость легкость $\Phi\mathcal{J}\mathcal{E}\mathcal{L}$, пиковая объемная скорость выдоха POS , индекс Тиффно $O\Phi B_1/\Phi\mathcal{J}\mathcal{E}\mathcal{L}$). Также учитывались личные комментарии пациентов о характере течения заболевания.

Для подтверждения того, что установленный уровень диагностической значимости изменения показателя T_a позволяет дифференцировать состояние обострения от состояния ремиссии у стабильных пациентов и отсутствия заболевания у здоровых лиц, в текущем исследовании для всех участников был определен день условного обострения – день с максимальным значением T_a . Для двух пациентов (пациенты 3, 6) в качестве дня условного обострения выбран день, предшествующий дню с максимальным значением T_a , так как это были дни скачкообразного увеличения T_a (более чем на 1 секунду). Фоновое значение T_{a_h} определялось как среднее значение T_a за все дни, предшествующие дням условного обострения, принимаемые за дни условной нормы. Если число дней для усреднения было менее трех, то T_{a_h} считалось как среднее значение T_a за дни после условного обострения. Для обнаружения клинически значимых изменений спирометрии применялась система [12], фоновые значения рассчитывались аналогично T_a . Экспериментальные результаты приведены в таблице 1. Значимые показатели выделены жирным шрифтом, близкие к ним – подчеркнуты.

Таблица 1. Результаты исследования

Пациент	$1,99 CV_{max}$	$\Delta T_a, \%$	ΔACQ_5	$\Delta B/B$	$\Delta O\Phi B_1$	$\Delta \Phi\mathcal{J}\mathcal{E}\mathcal{L}$	$\Delta O\Phi B_1/\Phi\mathcal{J}\mathcal{E}\mathcal{L}$
1	14,76	14,9	0	—	0,068	0,11	-0,74
2	50,64	<u>48,1</u>	1,03	0/2	-0,652	-0,498	<u>-5,55</u>
3	32,78	64,2	0	1/0	0,513	1,073	<u>-6,03</u>
		64,0	0,8	4/4	-0,95	-0,3	-15,53
4	39,62	148,7	-0,23	0/4	-0,27	0,137	-9,03
5	41,72	151	—	—	-0,78	-0,66	<u>-3,99</u>
6	28,42	<u>27,7</u>	—	—	-0,649	-0,521	<u>-3,39</u>

У пациентов 3 и 4 (группа БА) наблюдалось обострение бронхиальной астмы (у пациентки 3 – дважды), подтвержденное результатами спирометрии и заключением медицинских экспертов. Примечательно, что во всех случаях разработанный метод и спирометрия показали значимые или близкие к значимым изменения еще до появления первых субъективных симптомов. У пациента 1 (группа БА) разработанный метод выявил ложноположительный результат, однако для нее было характерно стабильное выполнение маневра ФВ ($CV_{max} = 7,38\%$), поэтому в дальнейшем индивидуальный диагностически значимый порог для нее должен быть повышен. У пациента 2 (группа БА) во время обострения (подтверждается данными спирометрии и заключением медицинских экспертов) наблюдалось близкое к значимому изменение продолжительности трахеальных шумов ФВ, однако она, напротив, нестабильно выполняла маневр ФВ ($CV_{max} = 25,32\%$), поэтому при продолжении программы удаленного мониторинга индивидуальный порог значимого изменения продолжительности шумов ФВ для нее должен быть понижен. У пациента 5 (группа Пконтр) разработанный метод показал развитие вирусно-инфекционного заболевания. Для пациента 6 (группа Пконтр) – зафиксировано обострение аллергического ринита, что подтверждено акустическими и спирометрическими методами.

Заключение

Таким образом, представленный нами метод комплексной удаленной оценки пациентов с бронхиальной астмой доказал свою эффективность для удаленного мониторинга группы здоровых людей и пациентов с астмой. Ограничениями метода является то, что для достижения его автономности необходим период сбора данных (3 дня с перерывами 5-7 дней между ними), а также предварительное обучение пациентов.

БЛАГОДАРНОСТИ

Авторы выражают благодарность профессору, д.т.н. Коренбауму В.И. за обеспечение техническими средствами для проведения исследования. Разработка метода удаленного мониторинга пациентов с обструктивными заболеваниями легких выполнена при поддержке гранта РФФИ № 16-07-00599, его экспериментальная апробация – при финансовой поддержке Фонда содействия инновациям (проект № 11205ГУ/2016).

БИБЛИОГРАФИЧЕСКИЙ СПИСОК

- [1] Z. M. Yuldashev, A. A. Anisimov, “A System for Remote-controlled Intelligent Monitoring of the Health Status in Humans”, Biomedical Engineering, vol. 51, № 1, May, 2017, pp. 61-65.
- [2] Global strategy for asthma management and prevention, available inline at <http://ginasthma.org/gina-reports/>
- [3] Чучалин А. Г. Федеральные клинические рекомендации по диагностике и лечению бронхиальной астмы // Чучалин А. Г. Айсанов З.Р. Белевский А. С. И др. / Российское респираторное общество. – 2016.
- [4] R Wootton. “Twenty years of telemedicine in chronic disease management - an evidence synthesis”, Journal of Telemedicine and Telecare, 2012. vol. 18. № 4, p. 211–220.
- [5] C. G. Irvin, J. H. Bates, “Physiologic dysfunction of the asthmatic lung: what's going on down there, anyway?”, Proceedings of American Thoracic Society, 2009, vol. 6., № 3 , p. 306–311.
- [6] E. F. Juniper, J. Bousquet, L. Abetz, E. D. Bateman, GOAL Committee, “Identifying "well-controlled" and "not well-controlled" asthma using the Asthma Control Questionnaire”, Respir. Med, 2006, vol. 100, p. 616–621.
- [7] V. I. Korenbaum, A. A. Tagiltsev, J. V. Kulakov, A. S. Kilin, H. V. Avdeeva, I. A. Pocheukova, “Acoustic model of noise production in the human bronchial tree under forced expiration Journal of Sound and Vibration”, 1998, vol. 213, p. 377–82.
- [8] J. A. Fiz, R. Jane, J. Izquierdo, A. Homs, M. A. Garcia, R. Gomez, E. Monso, J. Morera, “Analysis of forced wheezes in asthma patients” Respiration, 2006, vol. 73, p. 55–60.
- [9] I. A. Pocheukova., V. I. Korenbaum, “Diagnosis of hidden bronchial obstruction using computer-assessed tracheal forced expiratory noise time”, Respirology, 2013, vol. 18, №.3, p. 501-506.
- [10] “A portable device for in-home control of patient's respiratory system with pulmonary obstructive deseas”, Russian Federation Patent №177408. Published 21.02.2018 in the Bulletin “Inventions.Useful models”, 2018, №6.
- [11] V.I. Korenbaum., A.A. Tagil'Tsev, A.E. Kostiv, “Acoustic equipment for studying human respiratory”, Instruments and Experimental Techniques, 2008, vol. 51, № 2, p. 296–303.
- [12] Р. Ф. Клемент. Принципиальные и методические основы разработки единой системы должных величин. Современные проблемы клинической физиологии дыхания. 1987. С. 5–19. [in Russian]
- [13] I. Pocheukova, V. Korenbaum, “Variability and bronchodilator response of tracheal forced expiratory noise time parameters in asthma patients and healthy subjects”, Congress of European respiratory society (ERS). September 6–10 2014, Munich, Germany, Session 217, Poster 1818, Congress Guide, 2014, September., vol. 44., p. 138.
- [14] I. A. Pocheukova, V. I. Korenbaum, “Acoustic estimation of the impact of a single dive using a closed-type breathing apparatus on the ventilatory function of the human lungs”, Human Physiology, 2011, vol. 37, № 3, p. 334–338.
- [15] Реброва, О. Ю. Статистический анализ медицинских данных. Применение пакета прикладных программ STATISTICA / О.Ю. Реброва – М.: МедиаСфера. – 2002. – 312 с

THE METHOD OF COMPLEX REMOTE ASSESSMENT OF PATIENTS WITH CHRONIC OBSTRUCTIVE PULMONARY DISEASE

Glazova, A. Yu., Yuldashev Z. M., Bashkova, A. L.
 Saint-Petersburg state electrotechnical engineering
 University "LETI" them. V. I. Ulyanov (Lenin)
 auglazova@etu.ru, albashkova@stud.eltech.ru

A method and algorithm for remote monitoring of patients in asthma is discussed. The method includes a comprehensive evaluation of the results of standardized questionnaire about disease symptoms, changes in the bronchodilator intake regimen and data of functional test of respiratory systems state. The proposed functional test is based on the assessment of the duration of tracheal sounds in the frequency band of 200-2000 Hz registered during forced expiratory maneuver. To record tracheal sounds a lapel microphone placed at the mouth outside the exhaled airflow is used. The algorithm of processing and analysis of diagnostic data is described. The developed diagnostic algorithm proved its effectiveness in the long-term monitoring of a group of healthy individuals and patients in asthma.

ДИАГНОСТИКА НАПРЯЖЁННОГО СОСТОЯНИЯ ДВУГЛАВОЙ МЫШЦЫ ПЛЕЧА МЕТОДОМ ЭЛАСТОГРАФИИ СДВИГОВОЙ ВОЛНЫ

Бегичева М.И.¹, Крит Т.Б.¹, Камалов Ю.Р.², Андреев В.Г.¹

¹МГУ имени М.В. Ломоносова, физический факультет, кафедра акустики

²ФГБНУ "РНЦХ им. акад. Б.В. Петровского",

timofey@acs366.phys.msu.ru

Двуглавая мышца плеча (бицепс) — большая мышца плеча, которая состоит преимущественно из двух головок — длинной и короткой. Длинная головка начинается от надсуставного бугорка лопатки длинным сухожилием, которое, проходя через полость плечевого сустава, ложится в межбугорковую борозду плечевой кости. Короткая головка начинается от клювовидного отростка лопатки. Обе головки соединяются, образуя брюшко, которое заканчивается сухожилием, прикрепляющимся к бугристости лучевой кости. От сухожилия медиально отходит плоский пучок, который вплетается в фасцию предплечья. Функциональность двуглавой мышцы плеча крайне важна, так как определяет способность к сгибанию руки в локтевом суставе, что, безусловно, важно и при повседневном функционировании организма, и приложении специальных нагрузок. Успехи в экспериментальном исследовании вязкоупругих свойств мышц [1] в последние годы связаны с появлением методов эластографии, основанных на использовании сдвиговых волн [2].

Ультразвуковая эластография — это новая технология со многими потенциальными применениями. Её диагностическая эффективность в дифференциации различных патологий тканей является общепризнанной. В данной работе метод эластографии был использован, чтобы оценить нормальные физиологические параметры двуглавой мышцы плеча для дальнейшего практического применения эластографии в клинических обследованиях.

Современное медицинское ультразвуковое исследование выполняется в основном с использованием эхоВ-режима и яркостного режима отображения (В-режима) [3]. Основные принципы визуализации в В-режиме сегодня почти такие же, как и несколько десятилетий назад. Подход заключается в передаче небольших ультразвуковых импульсов от ультразвукового датчика в тело. Поскольку ультразвуковые волны на пути своего распространения проникают в ткани тела с различными акустическими импедансами, часть их отражается обратно на датчик (эхо-сигналы), а часть продолжает проникать глубже. Эхо-сигналы, полученные в результате отражения ряда последовательных импульсов, обрабатываются и объединяются для генерации изображения. Таким образом, ультразвуковой датчик работает и как излучатель (генерирующий звуковые волны), и как приёмник (регистрирующий звуковые волны). Ультразвуковой импульс на самом деле довольно короткий, но поскольку он проходит по прямому пути, его часто называют ультразвуковым лучом. Направление распространения ультразвука вдоль линии луча называется осевым направлением, а направление в плоскости изображения перпендикулярно осевому называется боковым направлением. Обычно только небольшая часть ультразвукового импульса возвращается в виде отраженного эха после достижения поверхности ткани тела, а оставшаяся часть импульса продолжает распространяться вдоль линии луча на большую глубину в ткани. Измерения в В-режиме дают лишь качественные представления о состоянии ткани, и результат этих измерений не всегда является точным. Существуют более точные методы неинвазивной диагностики, основанные на том факте, что наличие в тканях неоднородностей и различных патологических изменений оказывает сильное воздействие на их сдвиговую упругость.

Для неинвазивной медицинской диагностики биологических тканей, расположенных на глубинах, на которые не проникают сдвиговые волны, применяют методы генерации и детектирования сдвиговых волн в исследуемой области и помощью продольных ультразвуковых волн. Среди таких методов особое распространение получила акустическая импульсно-волновая эластография. В данной работе применяется метод импульсной акустической радиационной силы (ARFI). Количественная оценка скорости сдвиговой волны реализуется на основе хорошо известного алгоритма возбуждения и регистрации сдвиговой волны в ткани [4]. Технология визуализации ARFI заключается в механическом возбуждении ткани с использованием коротких акустических импульсов (толкающих импульсов) в исследуемой области, выбранной экспертом [5]. Толкающие импульсы возбуждают сдвиговые волны, которые распространяются в исследуемой области, перпендикулярно акустическому толкающему импульсу. Сдвиговые волны вызывают локализованные микронные смещения ткани. Толкающий импульс представляет собой несколько сотен циклов и отличается по напряжению от импульса В-режима, состоящего из короткого числа циклов. Одновременно генерируются волны обнаружения меньшей интенсивности, чем толкающий импульс (1:100). Волны обнаружения используются для определения положения сдвиговой волны в ткани в каждый момент времени. Момент взаимодействия между сдвиговыми волнами и волнами обнаружения указывает период времени, прошедший между генерированием сдвиговых волн и их полным прохождением через интересующую область. Записывая сдвиговый волновой фронт в нескольких местах и сопоставляя эти измерения с текущим временем, можно определить значение скорости сдвиговой волны. Чем жёстче область внутри ткани, тем больше скорость сдвиговой волны, проходящей через эту область.

В настоящее время технология ARFI успешно применяется для неинвазивной медицинской диагностики тканей печени, почек и других внутренних органов [6]. Чаще всего, исследуемые с помощью данной

технологии ткани обладают изотропией модуля сдвига. Как следствие, измеренные в этих тканях значения скоростей сдвиговых волн одинаковы при распространении волны в любом направлении. Различаются значения скоростей лишь в областях неоднородности модуля сдвига, которые соответствуют областям расположения патологических изменений в тканях. Технология ARFI реализована в нескольких моделях ультразвуковых сканеров, способных генерировать короткодействующие акустические радиационные силы. Действие таких сил на ткань вызывает в ней локализованные небольшие (1-10 мкм) смещения. Регистрация отклика ткани на действующую на неё радиационную силу осуществляется с использованием обычных импульсов, которые формируют изображение в В-режиме. Двумерные изображения смещения ткани создаются путём повторения этого процесса вдоль нескольких линий изображения. В результате кросс-корреляционной обработки изображений, полученных в В-режиме в разные моменты времени отслеживается смещение тканей. Таким образом, определяется скорость сдвиговой волны в исследуемой ткани.

Исследование проводилось в лаборатории ультразвуковой диагностики Российского Научного Центра Хирургии им. акад. Б.В. Петровского РАМН врачом, имеющим многолетний опыт работы с ультразвуковым диагностическим оборудованием. В качестве испытуемых выступали добровольцы – сотрудники и студенты физического факультета МГУ имени М.В. Ломоносова, здоровые и не имеющие мышечных травм. Была использована ультразвуковая диагностическая система экспертного уровня Siemens ACUSON S2000. Режим ARFI, доступный в системе Acuson S2000, реализован в виде функции Virtual Touch™. Данная функция, впервых, позволяет получать соноэластографические изображения, аналогичные тем, которые могут быть получены при обычной соноэластографии. Этот режим используется, прежде всего, для характеристики и визуализации повреждений в тканях. Система Siemens ACUSON S2000 позволяет измерять значение скорости сдвиговой волны на заданной глубине. В изотропных средах, где модуль сдвига ткани одинаков во всех направлениях, значение модуля сдвига можно определить, измерив скорость сдвиговой волны [7]. В анизотропных средах, к которым относятся мышцы, скорости сдвиговых волн, измеренные при разных направлениях их распространения, принимают различные значения [8]. Если пренебречь эффектами, связанными с вязкостью ткани и наличием в ней дисперсии, можно оценить модуль сдвига исследуемой ткани, пользуясь простой формулой [7,8]:

$$\mu = \rho v^2, \quad (1)$$

где v – измеренная скорость при данном положении ультразвукового датчика, μ – искомый модуль сдвига, ρ – плотность среды.

Напряжённое состояние двуглавой мышцы плеча достигалось путём приложения известных нагрузок. Способ создания нагрузки описан далее. Для проведения исследования был подготовлен соответствующий протокол. Первый раздел протокола содержит анкетные данные испытуемого. В этот раздел входят фамилия, имя, отчество, рост и вес. Во второй раздел заносятся данные измерений скоростей сдвиговых волн методом ARFI при разных нагрузках на глубине, соответствующей середине короткой головки двуглавой мышцы. Эта глубина фиксируется для каждого испытуемого и впоследствии не меняется при изменении нагрузки. При каждой нагрузке проводится серия из трёх измерений. Затем результаты измерений усредняются. Данные измерений скоростей сдвиговых волн методом ARFI при разных нагрузках на глубине, соответствующей середине длинной головки двуглавой мышцы вносятся в третий раздел протокола. Глубина также не меняется при изменении нагрузки. При каждой нагрузке проводится серия из трёх измерений, результаты которых затем усредняются. Четвёртый раздел протокола, как и второй, предназначен для записи значений скоростей сдвиговых волн на глубине, соответствующей середине короткой головки двуглавой мышцы. Измерения здесь, однако, проводятся спустя 1 минуту после снятия нагрузки. Аналогичным образом, в пятый раздел протокола, как и в третий, записываются измеренные методом ARFI скорости сдвиговых волн на глубине, соответствующей середине длинной головки двуглавой мышцы спустя 1 минуту после снятия каждой нагрузки.

Как было упомянуто, в силу анизотропии двуглавой мышцы плеча, измеренные значения скоростей сдвиговой волны в этой мышце зависят от положения датчика: вдоль или поперёк мышечных волокон. По этой причине второй, третий, четвёртый и пятый разделы протокола исследований содержат по два подраздела. В первый подраздел каждого раздела записываются значения скоростей, измеренные при расположении датчика длинной стороной вдоль мышечных волокон, а во второй – поперёк мышечных волокон.

Для создания нагрузки применялись специальные диски, которые применяются с целью изменения массы спортивных снарядов, например, гантелей или штанги. Было использовано четыре диска массой 1 кг каждый и один диск массой 5 кг. При комбинации определённых дисков получалось формировать грузы массой 1, 2, 3, 4 и 5 кг, благодаря которым в двуглавой мышце плеча испытуемого создавалось напряжённое состояние.

Перед началом измерений каждый из испытуемых находился в покое в течение 10-15 минут, чтобы никакая, даже потенциальная, физическая активность не повлияла на результаты. Изначальное расположение исследуемого: сидя на кушетке, напротив доктора, рука согнута в локтевом суставе и имеет под локтевым суставом жёсткую опору. Угол, который образуют кости плеча и предплечья, составляет 90°. При этом кости предплечья и плеча располагаются в плоскости, перпендикулярной плоскости опоры под углом 45° к опоре, а кисть вытянута ладонью вверх параллельно опоре. Далее бицепс нагружали дисками, укладывая их на ладонь стопкой [9]. Среднее значение скорости сдвиговой волны в мышце было получено для различных

конфигураций: ненагруженная мышца, нагруженная от 1 до 5 кг мышца и мышца после снятия каждой нагрузки (время отдыха перед измерением каждый раз составляло 1 мин). Датчик прикладывался к коже и удерживался специалистом, проводившим измерения. В каждой конфигурации проводились измерения в короткой и длинной головке мышцы, в обеих – при расположении датчика вдоль и поперёк мышечных волокон. По результатам измерений были построены зависимости модуля сдвига от приложенной к мышце силы. Сила вычислялась умножением массы нагрузки на ускорение свободного падения.

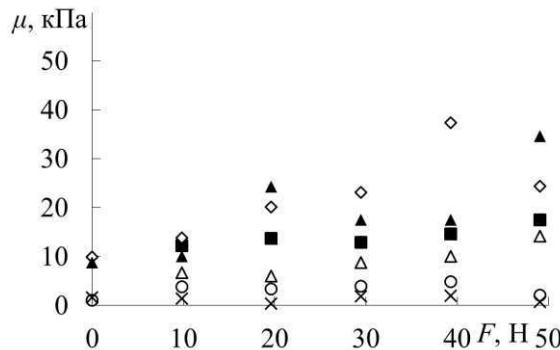


Рисунок 1 – Измеренные зависимости модуля сдвига от нагрузки на двуглавую мышцу добровольца.

Данные добровольца: мужчина, 31 год, ИМТ 28,08

На рис. 1 представлены измеренные зависимости модуля сдвига от нагрузки на двуглавую мышцу одного из добровольцев. Это мужчина в возрасте 31 года. Рост 174 см, масса 85 кг. Рассчитанный по анкетным данным индекс массы тела равен 28,08. Незакрашенными ромбиками приведены результаты, полученные на глубине 1 см при продольном расположении датчика. Закрашенными треугольниками показаны значения модулей сдвига, определённые на глубине 2,5 см также при продольном положении датчика. Результаты измерений при поперечном положении датчика на глубинах 1 см и 2,5 см приведены, соответственно кружками и крестиками. С увеличением нагрузки на мышцу модуль сдвига, измеренный в направлении вдоль мышечных волокон каждой из её головок, растёт, причём рост сильнее для модуля сдвига короткой головки. При нагрузках выше 30 Н наблюдается большой разброс измеренных значений. Модуль сдвига, измеренный в направлении поперёк мышечных волокон, не зависит от величины приложенной нагрузки и остаётся на уровне первоначального значения. Закрашенными квадратиками приведены результаты измерений модуля сдвига в направлении вдоль мышечных волокон спустя 1 мин после снятия соответствующей нагрузки. По этим данным видно, что мышца постепенно возвращается в первоначальное состояние.

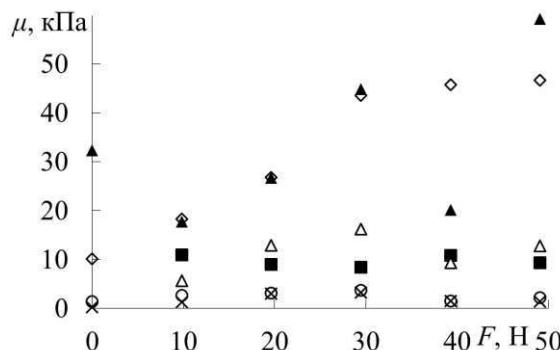


Рисунок 2 – Измеренные зависимости модуля сдвига от нагрузки на двуглавую мышцу добровольца.

Данные добровольца: женщина, 22 года, ИМТ 14,69

Аналогичные измерения были проделаны в двуглавой мышце второго добровольца с меньшим индексом массы тела. Результаты этих измерений приведены на рис. 2. Символы на графике выбраны аналогично рис. 1. Видно, что при приложении нагрузок модуль сдвига, измеренный в короткой головке при продольном расположении датчика, сначала резко возрастает, а при нагрузках выше 30 Н выходит на постоянный уровень. Значение модуля сдвига, измеренное в длинной головке при продольном расположении датчика, при нагрузках до 30 Н повторяет результат для короткой головки. При дальнейшем увеличении нагрузки наблюдается большой разброс измеренных значений. Поэтому для третьего добровольца (рис. 3) измерения при больших нагрузках не проводились. Результаты измерений при поперечном расположении датчика для всех добровольцев оказались одинаковыми в пределах погрешности при разных нагрузках. Индекс массы тела третьего и первого добровольцев близки, что привело к сходным результатам измерений.

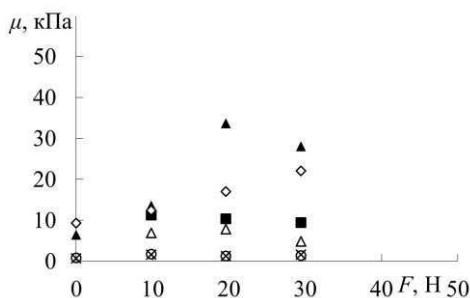


Рисунок 3 – Измеренные зависимости модуля сдвига от нагрузки на двуглавую мышцу добровольца.
Данные добровольца: мужчина, 22 года, ИМТ 25,06

Методология, рассмотренная в данной работе, клинически применима, и в будущем позволит разработать методы эластографии мышц, применяемые для диагностирования патологий мышечных тканей у больных различными нервно-мышечными и мышечными заболеваниями.

Исследование выполнено при финансовой поддержке РФФИ в рамках научного проекта № 16-02-00719 а.

Библиографический список

1. Gennisson J.-L., Deffieux T., Macé E., Montaldo G., Fink M., Tanter M. Viscoelastic and anisotropic mechanical properties of in vivo muscle tissue assessed by supersonic shear imaging // Ultrasound Med. Biol. 2010. V. 36. P. 789–801.
2. Sarvazyan A.P., Rudenko O.V., Nyborg W.L. Biomedical applications of radiation force of ultrasound: historical roots and physical basis // Ultrasound Med. Biol. 2010. V. 36. № 9. P. 1379–1389.
3. Diagnostic ultrasound: physics and equipment / [ed. by] Hoskins P., Martin K., Thrush A. – 2nd ed. Cambridge University Press (2010).
4. Андреев В.Г., Дмитриев В.Н., Пищальников Ю.А., Руденко О.В., Сапожников О.А., Сарвазян А.П. Возбуждение сдвиговой волны, возбужденной с помощью фокусированного ультразвука в резиноподобной среде // Акуст. Журнал. 1997. Т. 43. № 2. С. 149–155.
5. Lupsor M., Badea R., Stefanescu H., Sparchez Z., Branda H., Serban A., Maniu A. Performance of a new elastographic method (ARFI technology) compared to unidimensional transient elastography in the noninvasive assessment of chronic hepatitis C. Preliminary results // J. Gastrointestin. Liver Dis. 2009. V. 18. № 3. P. 303–310.
6. Nightingale K. Acoustic Radiation Force Impulse (ARFI) Imaging: a Review // Curr. Med. Imaging Rev. 2011. V. 7. № 4. P. 328–339.
7. Андреев В.Г., Крит Т.Б., Сапожников О.А. Стоячие волны в упругом слое, нагруженном конечной массой // Акуст. журн. 2010. Т. 56. № 2. С. 190–196.
8. Руденко О.В., Сарвазян А.П. Волновая анизотропия сдвиговой вязкости и упругости скелетной мышцы // Акустический журнал. 2014. Т. 60. № 6. С. 679–687.
9. Yavuz A., Bora A., Bulut M.D., Batur A., Milanlioglu A., Goya C., Andic C. Acoustic radiation force impulse (ARFI) elastography quantification of muscle stiffness over a course of gradual isometric contractions: a preliminary study // Med. Ultrason. 2015. V. 17. № 1. P. 49–57.

DIAGNOSTICS OF THE STRESSED STATE OF THE SHOULDER BICEPS APPLYING SHEAR WAVE ELASTOGRAPHY

Begicheva M.I.¹, Krit T.B.¹, Kamalov Yu.R.², Andreev V.G.¹

¹M.V. Lomonosov Moscow State University, Faculty of Physics, Department of Acoustics

²Federal state budgetary scientific institution "B.V. Petrovsky Russian Scientific Center of Surgery", timofey@acs366.phys.msu.ru

We studied human biceps with a commercial ultrasonic clinical diagnostic system. Volunteers were chosen and the protocol has been prepared for the study. The investigated area was visualized in B-mode at a frequency of 8 MHz. A certain depth was selected for shear wave excitation. On this depth, the focused ultrasonic wave caused the acoustical radiation force. Due to his nonlinear mechanism of excitation, a shear wave arose. A sequence of ultrasonic pulses followed the excitation pulse to track the propagating shear wave. Thus, the detected peak positions in time provides one with the value of the shear wave velocity. This velocity depends on the direction of propagation due to the biceps anisotropy and on the static load applied due to the biceps nonlinearity. Both phenomena were studied basing on the experimental results. The study was funded by RFBR (project № 16-02-00719 а).

EARLY DIAGNOSIS OF COGNITIVE IMPAIRMENT IN PATIENTS WITH CHRONIC CEREBRAL ISCHEMIA OF VASCULAR GENESIS WITH EMOTIONAL DISORDERS

Kizhevatova E.A., Zalevskaya A.I., Omelchenko V.P., Efremov V.V.

Federal State Budget Educational Institution of Higher Education Rostov State Medical University of the

Ministry of Health of the Russian Federation, Rostov-on-Don, Russia, alynatim@mail.ru

Neurodynamic activity of the human brain (in the terminology of AR Luria) includes the most complex cognitive mechanisms of interaction of the brain with the surrounding world, and it is realized through the perception of information, its processing, analysis, storage, storage and exchange, as well as the construction and implementation programs of action [1]. Vascular diseases of the brain, the most common of which are chronic brain ischemia and strokes, remain one of the most acute medical and social problems, being the main cause of emergency hospitalization and long-term disability, which entails early disability, economic damage, and they occupy the third. A place among the causes of adult mortality [5]. In addition to a variety of neurological syndromes, one of the main manifestations of chronic cerebral ischemia is the violation of cognitive functions of varying severity. According to the All-Russian epidemiological study, violations of cognitive activity of varying severity are manifested in approximately 70% of patients over 60 who went to a clinic for a neurologist. The steady increase in the number of elderly and senile people in the population makes the problem of cognitive impairment extremely urgent [2,3]. Among the main causes of violations of cognitive abilities, the most frequent are such processes as: acute and chronic forms of cerebrovascular pathology, neurodegenerative diseases, tumors, traumatic brain lesions, nervous system infections, demyelinating diseases, liquorodynamic disorders [4].

Vascular cognitive impairment is a violation of higher cerebral functions due to cerebrovascular pathology. The probability of cognitive development in the first 3-6 months after a stroke varies from 5 to 32%, and after 12 months - from 8 to 26%. Most studies show that the risk of developing dementia is greatest in the first 6 months after a stroke [6]. At present, it is clearly visible that vascular cognitive impairments represent a large group of conditions characterized by various clinical and morphological features and various pathophysiology. From the morphological point of view, the basis for vascular cognitive impairment is most often cerebral infarction (postinfarction cysts) or diffuse ischemic injury of subcortical white matter (subcortical leukoencephalopathy) and strategically important zones (thalamus, frontobasal, limbic divisions) [10]. Syndromically condemned cognitive impairments are associated with various vascular mechanisms and changes in the cerebral parenchyma and have various causes and clinical manifestations [11]. Accordingly, vascular cognitive impairment is divided into several stages depending on the severity of clinical manifestations. In the group, vascular cognitive impairments distinguish the following categories: 1) Vascular cognitive impairment, unreachable degree of dementia, or mild cognitive impairment; 2) vascular dementia; 3) mixed type - dementia of Alzheimer's type in combination with CEH [12]. The phase is actively studied in recent years, in 2011, experts from the American Association for Stroke and Cardiology Association (ASA / AHA) developed a new classification and criteria for diagnosing all variants of cognitive impairment in cerebrovascular pathology, including moderate cognitive impairment [13]. In addition to moderate cognitive impairment, the category of mild cognitive impairments is identified in the Russian literature, which can also be determined in patients with chronic cerebral ischemia [14]. Important in the etiology of memory disorders and attention are anxiety-depressive disorders, which in a number of patients leads to the dominance of complaints of poor memory. At present, there is a need to develop reliable markers for preventive diagnosis and to determine the vascular genesis of cognitive impairments, especially in the early stages of chronic cerebral ischemia. From this it follows that it is the early detection of cognitive disorders, at the stage of non-cognitive impairment, that is relevant for effective pathogenetic therapy and improvement of cognitive, neurosis-like and emotional-volitional disorders, helps to shorten the duration of treatment, slow the progression of the disease and improve the quality of life of patients [7].

Diagnosis of the degree of violations of cognitive functions according to the recommendations of the 2007 EFNS is based on the collection of anamnesis; general neurological and physical examination; assessment of mental status and violations of cognitive function. In addition, in modern studies, minimal neuropsychological testing is used. However, the above methods differ in significant subjectivity. In this regard, the methods of functional neuroimaging, as well as electroencephalography (EEG), are increasingly used in the evaluation of the functional organization of cognitive functions.

On this basis, **the purpose of the study** was to identify the features of the bioelectric activity of the brain in elderly people with concomitant moderate cognitive disorders and anxiety-depressive symptoms.

Material and methods

For the first time, we estimated the bioelectrical activity of the brain in patients with chronic cerebral ischemia with anxious and depressive symptoms during the simultaneous removal of EEG and cognitive load. The study was carried out in the conditions of the MBUZ GB City Polyclinic №1 in Rostov-on-Don, at the Department of Medical and

Biological Physics of the State Medical University of the RostGMU of the Ministry of Health of the Russian Federation, the neurological department of the FSBUU VGSTU in the RostGMU of the Ministry of Health of the Russian Federation during 2016-2018. So far, 92 patients have been examined. The results of examination of 33 (36%) patients aged 68-85 years with discirculatory encephalopathy of the 2nd stage and moderate cognitive disorders (group I) are presented. The second group comprised 59 patients (64%) at the age of 72-83 years with stage IID, moderate cognitive impairment and concomitant anxiety-depressive disorders. The mean age of the patients in Group I was 75.5 ± 2.6 years, and the second group was 72 ± 2.8 years. The selection of patients in the groups was carried out in accordance with the international criteria of moderate cognitive impairment [3], assessment of the mini-test for assessing the mental state (MMSE) - 24-27 points, assessment according to the HADS scale > 7 points.

Electroencephalography (EEG) was performed according to the generally accepted method on the computer complex Encephalan-131-03 by Metikom-MTD (Taganrog). EEG was recorded in a state of calm wakefulness with closed eyes unipolar in accordance with the international system of electrode arrangement "10-20%". The reference electrodes were located on the earlobe on each side. Further, the recording was conducted according to the scenario developed by us, which includes cognitive tasks. Then, the spectral characteristics of the isolated sections were analyzed. The averaged spectral power was measured in μ V2 and estimated in standard frequency bands (alpha, beta, theta, delta). The statistical processing of the results was carried out using the StatSoft STATISTICA 7.0 application package and Microsoft OfficeExcel 2007 for Microsoft Windows.

Based on the results of the study, it was found that in both groups there was a decrease in the EEG alpha activity over all leads, and in some patients EEG asymmetry was observed. During cognitive tests, there was an increase in the power of beta-rhythm, which is caused by active mental work of patients.

Bibliography:

1. Когнитивные функции и качество жизни пациентов с инфарктом мозга: науч. изд. / В. Я. Латышева [и др.]. — М.: Интеграция, 2013. — 170 с.].
2. Захаров В. В. Всероссийская программа исследований эпидемиологии и терапии когнитивных расстройств в пожилом возрасте («Прометей») // Неврологический журнал. 2006. № 11. С. 27–32.
3. Яхно Н. Н. Когнитивные расстройства в неврологической клинике // Неврологический журнал. 2005. № 11 (1). С. 4–12.
4. Когнитивные нарушения в неврологической практике: науч.-практ. пособие / В. В. Евстигнеев [и др.]; под общ. ред. проф. В. В. Евстигнеева. — Минск: Белпринт, 2009. — 224 с.
5. Эпидемиология сосудистых заболеваний головного мозга / А. А. Скоромец [и др.] // Мир медицины. — 1998. — № 9–10. — С. 98.)
6. Когнитивные нарушения в неврологической практике: науч.-практ. пособие / В. В. Евстигнеев [и др.]; под общ. ред. проф. В. В. Евстигнеева. — Минск: Белпринт, 2009. — 224 с.
7. Когнитивные нарушения в неврологической практике: науч.-практ. пособие / В. В. Евстигнеев [и др.]; под общ. ред. проф. В. В. Евстигнеева. — Минск: Белпринт, 2009. — 224 с.
8. Petersen P., Doody R. Current concept in mild cognitive impairment // Arch. Neurol. 1997. V. 58. P. 542—548.
9. Frisoni G.B., Galluzzi S., Bresciani L. et al. Mild cognitive impairment with subcortical vascular features. Clinical characteristics and outcome // J. Neurol. 2002. V. 249. P. 1423—1432.
10. Jellinger KA. Morphologic diagnosis of vascular dementia» – a critical update. J Neurol Sci. 2008 Jul 15;270(1–2):1–12. doi:10.1016/j.jns.2008.03.006. Epub 2008 May 2.
12. Pantoni L, Poggesi A, Inzitari D. Cognitive decline and dementia related to cerebrovascular diseases: some evidence and concepts. Cerebrovasc Dis. 2009;27 Suppl 1:191–6. doi: 10.1159/000200459. Epub 2009 Apr 3.
13. Roman GC, Sachdev P, Royall DR, et al. Vascular cognitive disorder: a new diagnostic category updating vascular cognitive impairment and vascular dementia. J Neurol Sci. 2004 Nov 15;226(1–2):81–7.
14. Gorelick PB, Scuteri A, Black SE, et al. Vascular contributions to cognitive impairment and dementia: a statement for healthcare professionals from the American Heart Association/American Stroke Association. Stroke. 2011 Sep;42(9):2672–713. doi: 10.1161/STR.0b013e3182299496. Epub 2011 Jul 21.
15. Яхно НН, Локшина АБ, Захаров ВВ. Легкие и умеренные когнитивные расстройства при дисциркуляторной энцефалопатии. Клиническая геронтология. 2005;11(9):38–9.

РАННЯЯ ДИАГНОСТИКА КОГНИТИВНОГО ВОЗДЕЙСТВИЯ У ПАЦИЕНТОВ С ХРОНИЧЕСКОЙ КИСЛОТНОЙ ИШЕМИЕЙ ВАСУЛЬНОГО ГЕНЕЗИСА С ЭМОЦИОНАЛЬНЫМИ РАССТРОЙСТВАМИ

Е.А. Кижеватова, А.И. Залевская, В.П. Омельченко, В.В. Ефремов
ФГБОУ ВО Ростовский государственный медицинский университет МЗ РФ

Сосудистые заболевания мозга, наиболее распространенными из которых являются хроническая ишемия мозга (ХИМ) и инсульты, остаются одной из наиболее острых медико-социальных проблем, являясь основной

причиной неотложной госпитализации и длительной инвалидизации, что влечет за собой ранние нарушения трудоспособности, экономический ущерб, а также они занимают третье место среди причин смертности взрослого населения. Помимо разнообразных неврологических синдромов, одним из основных проявлений ХИМ являются нарушение когнитивных функций различной степени выраженности.

Впервые нами проводилась оценка биоэлектрической активности головного мозга у больных с ХИМ с тревожной и депрессивной симптоматикой в процессе одновременного съема ЭЭГ и когнитивной нагрузки. Исследование проводилось в условиях МБУЗ ГБ «Городская поликлиника №1» г. Ростова-на-Дону, на кафедре «медицинской и биологической физики» ФГБОУ ВО РостГМУ МЗ РФ, неврологического отделения клиники ФГБОУ ВО РостГМУ МЗ РФ на протяжении 2016-2018гг. На настоящий момент обследовано 92 больных. Представлены результаты обследования 33 больных в возрасте 68-85 лет с ДЭ 2 стадии и умеренными когнитивными расстройствами (I группа). Вторую группу составили 59 больных в возрасте 72-83 лет с ДЭП II стадии, УКР и сопутствующими тревожно-депрессивными расстройствами. Средний возраст больных I группы составил $75,5 \pm 2,6$ лет, а II группы - $72 \pm 2,8$ лет. Отбор больных в группы осуществлялся при соответствии международным критериям умеренного когнитивного расстройства [3], оценке по мини-тесту оценки психического состояния (MMSE)- 24-27 баллов, оценке по шкале HADS>7 баллов.

Статистическая обработка результатов и производилась с помощью пакета прикладных программ StatSoft STATISTICA 7.0 и Microsoft OfficeExcel 2007 для Microsoft Windows.

По результатам исследования было установлено, что в обеих группах имеет место уменьшение альфа-активности ЭЭГ, у некоторых больных наблюдалась асимметрия ЭЭГ. Во время когнитивных тестов наблюдалось повышение мощности бета-ритма, что обуславливается активной умственной работой пациентов.



ПРЕИМУЩЕСТВА ЛЕЧЕНИЯ РИНИТОВ ИНГАЛЯЦИЕЙ ПОСРЕДСТВОМ АЭРОЗОЛЬНОЙ СТРУИ ИЗ ВИХРЕВЫХ КОЛЕЦ

Оленев Е.А., Лебединская Е.А.

Владимирский государственный университет,
клиника Ухо-Горло-Нос им. проф. Е.Н. Оленевой

Инфекции верхних дыхательных путей являются социальной проблемой в связи с их широкой распространностью особенно среди детей и с наносимым ими экономическим ущербом как отдельным лицам, так и обществу в целом.

Профилактика острых респираторных заболеваний (ОРЗ), основанная на применении иммуномодуляторов микробного происхождения, сочетающих в себе вакцинирующие и иммуномодулирующие свойства, может уменьшить заболеваемость ОРЗ, но не способна сократить количество местных осложнений при уже развившемся заболевании. Наиболее распространенными местными осложнениями следует считать различные виды ринитов, синуситов и верхнечелюстных пазух. У детей воспалительный процесс при остром рините распространяется на слизистую оболочку глотки, обостряются явления аденоидита, развивается назофарингит. Грудные дети в связи с затруднением носового дыхания отказываются брать грудь, плохо спят; происходит снижение веса, обезвоживание.

Способы и методы санации полости носа и верхних дыхательных путей разнообразны. Широкое распространение получило применение лекарственных форм местного воздействия в виде ингаляций. Преимущество ингаляционной терапии перед другими методами заключается в том, что она может применяться для освобождения верхних дыхательных путей от патологического содержимого, а также для подведения лекарственных препаратов к слизистым оболочкам дыхательных путей. При этом возрастает интенсивность всасывания в организм лекарственного вещества, увеличивается его депонирование в подслизистом слое верхних дыхательных путей и создается высокая концентрация данного средства в очаге поражения. Аэрозоли лекарственных веществ могут разжижать мокроту и способствовать ее выведению, уменьшать отек и воспаление слизистых оболочек дыхательных путей, поддерживать мукозилиарный клиренс и регулировать степень влажности дыхательных путей [1].

Применение аэрозольной терапии для лечения патологии носа и околоносовых пазух еще не получило широкого распространения, однако высокая эффективность данной терапии позволяет рекомендовать для широкого использования в медицинской практике, особенно в комплексном лечении. Это связано, прежде всего, с тем, что существующие способы приготовления лечебного аэрозоля и воздействия им на человека обладают рядом следующих недостатков.

При формировании аэрозоля посредством воздушной струи сжатого воздуха и подачи его через респиратор для вдыхания создается шум, возникает неудобство в эксплуатации, связанное с наличием маски или трубы для вдыхания аэрозоля, что предопределяет прохождение пациентом процедуры в определенной позе. Кроме того, после каждой процедуры респиратор необходимо дезинфицировать.

Приготовление парового аэрозоля, захватывающего лекарственное вещество, находящегося в резервуаре в растворенном состоянии, связано с повышенной температурой аэрозоля, поэтому этот вид ингаляций противопоказан при выраженной артериальной гипертонии, ИБС, при тяжелых формах туберкулеза гортани, при острой пневмонии, плевrite, при кровохарканье.

В случае получения аэрозолей посредством ультразвука путем создания интенсивным ультразвуком воздушного потока, проходящего через жидкость, и последующего превращения жидкости в туман, появляется неудобство в эксплуатации из-за наличия респиратора и сложности точного дозирования лекарственного препарата.

Для детей дошкольного и младшего школьного возраста лечение ингаляцией связано с рядом трудностей, обусловленных, в первую очередь, с их повышенной эмоциональной и двигательной возбудимостью, из-за чего для лечебной процедуры практически не представляется возможным использовать дыхательную маску, соединительную трубку (мундштук) или носовой наконечник (канюлю), которых ребенок боится, начинает капризничать и плакать. В связи с этим был разработан метод аэрозольного лечения, основанный на дистанционном воздействии на пациента аэрозольной лекарственной струей, сформированной из последовательности вихревых колец, и предполагаемый для применения вместе с неинвазивным методом очистки гайморовых пазух от гноя [2]. Такие кольца, имея очень малую начальную скорость (около 1 м/с), могут бесшумно перемещаться с сохранением своей формы на расстояние до 5 м в зону носогубного треугольника – места на лице пациента, ограниченного ртом, носогубными складками и носом, создавая в этой зоне лечебный воздушно-лекарственную смесь для последующего вдыхания. Благодаря этому ребенок ведет себя спокойно, не осознавая при этом, что он принимает лечебную процедуру, которую таким методом можно проводить даже для спящего пациента.

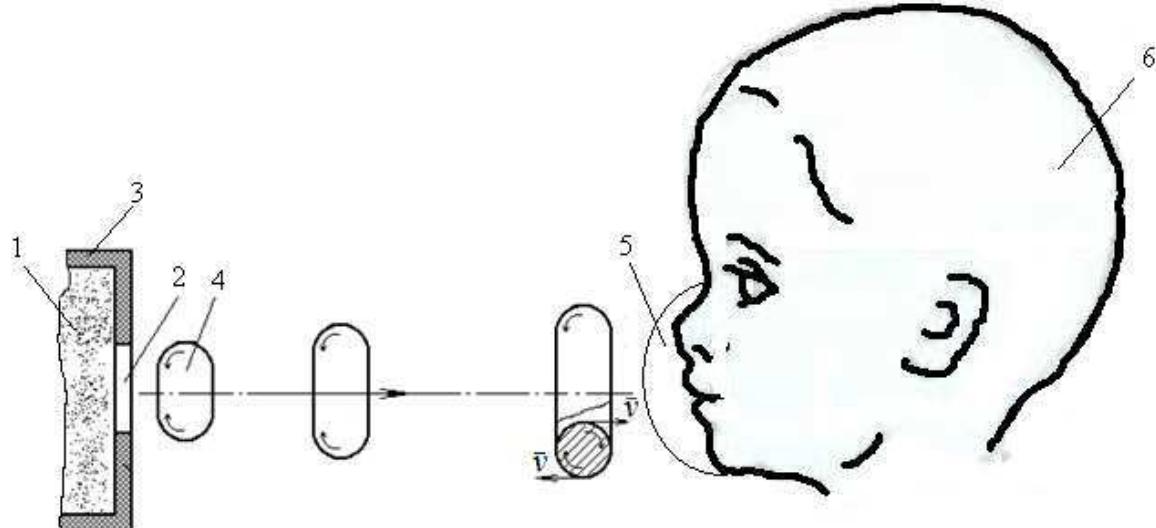


Рисунок 1- Схема формирования аэрозольной струи из вихревых колец

На рис. показана схема формирования аэрозольной струи из вихревых колец. Лечебный аэрозоль 1 выходит из отверстия 2 устройства 3 формирования струи, закручивается в вихревые кольца 4, движущиеся в зону 5 носогубного треугольника головы 6 ребенка. Ребенок вдыхает воздушно-лекарственную смесь в процессе своего дыхания обычными привычными для себя действиями через нос и/или рот.

Предложенный метод лечения аэрозольной струей, сформированной из вихревых колец, обеспечивает достаточно протяженную зону для посадки пациента, принимающего лечебную процедуру, что позволяет чувствовать ему удобно и комфортно, меняя при необходимости позу, слегка наклоняясь, откидываясь или поворачиваясь. Возможность изменения положения тела в процессе процедуры особенно важна для детей и пожилых людей.

Библиографический список

1. Коростовцев Д.С. Небулайзерная терапия в педиатрической практике. Методические рекомендации для врачей. – СПб.: Мед Масс Медиа – 2001. – 20 с.
2. Лебединская О.В., Лебединская Е.А. и др. «Способ лечения гнойного воспаления гайморовых пазух и устройство для его осуществления». Пат. РФ 2603616, МПК A61M 21/00, 2016.

**ADVANTAGES RHINITIS INHALATION
BY MEANS OF AN AEROSOL JET FROM THE VORTEX RINGS**

Olenev, E. A., Lebedinskaya E. A.

Vladimir state University,
clinic Ear-Throat-Nose them. prof. E. N. Oleneva

The article shows the advantages rhinitis inhalation by means of an aerosol jet from the vortex rings. Upper respiratory infections are a social problem because of their high prevalence, especially among children, and the economic damage they cause to individuals and to society as a whole.



**РЕТРОСПЕКТИВНЫЙ РАЗВЕДОЧНЫЙ АНАЛИЗ
КЛИНИКО-ЭПИДЕМИОЛОГИЧЕСКИХ ОСОБЕННОСТЕЙ ХРОНИЧЕСКОЙ БРОНХОЛЕГОЧНОЙ
ПАТОЛОГИИ ВЗРОСЛОГО НАСЕЛЕНИЯ ВЛАДИМИРСКОЙ ОБЛАСТИ**

Дегтярева М.И., Буренков В.Н., Яскин Е.Г., Петряков И.В., Петрякова Е.Г.

Медицинский информационно-аналитический центр, г. Владимир, mdegtereva@yandex.ru

Владимирский государственный университет имени А.Г. и Н.Г. Столетовых, vlad-burenkov@yandex.ru

Городская клиническая больница Скорой медицинской помощи г.Владимира gkbsmp.vladimir@mail.ru

Городская клиническая больница №5 г. Владимира, ivpulnar@mail.ru

Городская больница №4 г. Владимира, imalto@mail.ru

Актуальность

По данным ежегодных докладов о состоянии здоровья населения Российской Федерации Минздрава России, в структуре общей заболеваемости населения России болезни органов дыхания постоянно занимают первое место. Показатели смертности по причине болезней органов дыхания в России занимают 5-е место среди основных причин смерти, при этом они превышают показатели в европейских странах, Великобритании и США. По прогнозам ВОЗ к 2030г хроническая обструктивная болезнь легких станет 3-й по значимости причиной смерти в мире. Совершенствование медико-профилактических мероприятий возможно лишь на основе проведения эпидемиологических исследований на популяционном уровне в масштабах региона, глубокого и всестороннего анализа медико-демографических показателей. [1]

Цель исследования

Проведение ретроспективного разведочного клинико-эпидемиологического анализа с определением средних многолетних показателей, темпов роста или снижения, ранжирование территорий, с целью достоверной оценки эпидемиологической ситуации по региону, выявление территории с наиболее неблагоприятной обстановкой. [2,3]

Материалы и методы

Исходными данными для ретроспективного разведочного анализа являются материалы медицинских статистических отчетов формы № 12 «Сведения о числе заболеваний, зарегистрированных у больных, проживающих в районе обслуживания лечебного учреждения» за 19 лет (1999-2017 годы) по всем административно-территориальным образованиям области по разделам:

- Болезни органов дыхания (J00-J98),
- Бронхит хронический и неуточненный, эмфизема (J40-J43),
- Бронхиальная астма (J45,J46),
- Хроническая обструктивная болезнь легких ХОБЛ (J44-J47)

Результаты и обсуждение

Распространенность заболеваний органов дыхания за анализируемый период в целом по Владимирской области имеет тенденцию к снижению, общий уровень заболеваемости по области снизился с 283,8 в 1999 году до 246,57 в 2017 году, средний темп снижения составил 0,8 %. (Рис.1)



Рисунок 1- Заболеваемость органов дыхания населения Владимирской области 1999-2017 годы

Таблица 1 Болезни органов дыхания 1999-2017 г.г. Общая характеристика региона

Название района	Среднее (на 1000 чел.)	Ранг среднего	Темп роста (%)	Ранг темпа	Сумма рангов
Александровский	151,16	1	-1,8	5	6
Вязниковский	208,28	5	-0,3	12	17
Гороховецкий	243,95	10	1,7	18	28
Гусь-Хрустальный	301,71	15	-0,4	10	25
Камешковский	195,91	3	-1,2	8	11
Киржачский	297,88	14	0,2	14	28
Ковровский	314,04	16	-1,3	7	23
Кольчугинский	333,16	17	-1,2	9	26
Меленковский	241,06	9	-3,1	1	10
Муромский	191,86	2	1,2	17	19
Петушинский	201,58	4	1	16	20
Селивановский	228,98	8	-2,1	4	12
Собинский	219,27	7	0,5	15	22
Судогодский	217,81	6	-0,4	11	17
Сузdalский	265,53	13	0,1	13	26
Юрьев-Польский	246,19	11	-2,5	2	13
Г.Радужный	254,38	12	-2,2	3	15
Г.Владимир	341,1	18	-1,5	6	24
Область	268,43		-0,8		

На протяжении всего анализируемого периода отмечаются значительные колебания по районам области, так по уровню среднемноголетних показателей заболеваемость этой группой патологии в Александровском районе была более чем в 2 раза ниже, чем в Ковровском, Кольчугинском, Гусь-Хрустальном районах и г.Владимире, наименьшие уровни среднемноголетних показателей зарегистрированы в Камешковском, Муромском, Александровском районах.

Несмотря на общее снижение заболеваемости по региону, в 5 районах (Киржачском, Муромском, Петушинском, Собинском, Гороховецком) отмечены положительные значения темпов роста.

Наиболее значимые значения темпов снижения заболеваемости зарегистрированы в Юрьев-Польском, Александровском, Меленковском, Селивановском районах и г.Радужном. По показателю суммы рангов (сумма рангов среднего значения уровня и темпа роста заболеваемости), наиболее неблагополучными территориям являются Гороховецкий, Киржачский, Кольчегинский районы. (Рис. 2)

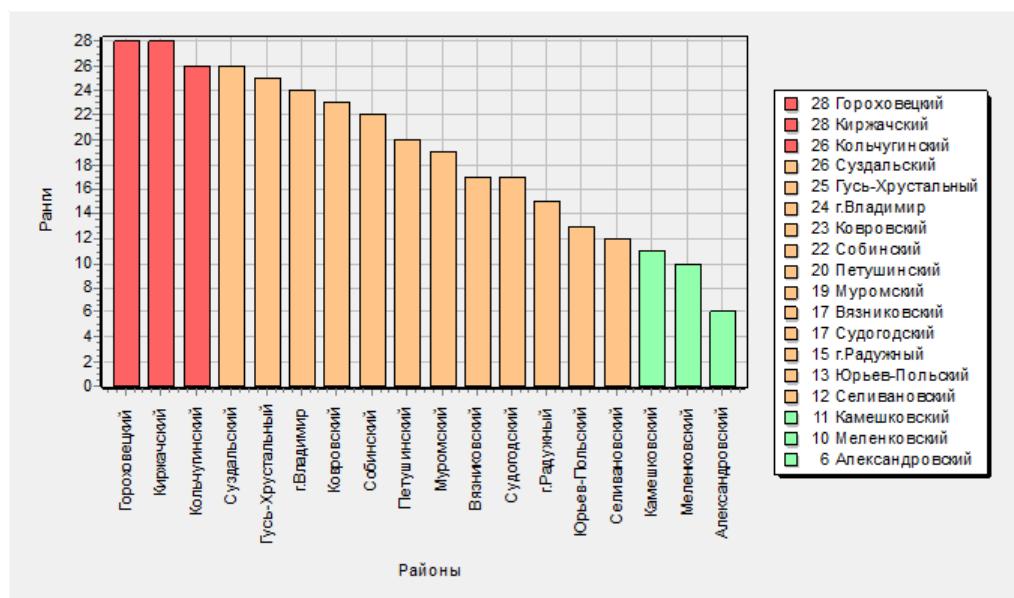


Рисунок 2- Сумма рангов

Вместе с тем, несмотря на относительно стабильное снижение заболеваемости органов дыхания в целом, темпы роста заболеваемости по группе хронической тяжелой патологии (ХОБЛ, бронхиальная астма, бронхит хронический), значительно выше практически по всем территориям области, что свидетельствует об увеличении тяжелой патологии в структуре заболеваемости. Так, в среднем, темп роста по области составил около 1%, заболеваемость выросла с 33,10 в 1999 г.до 39,44 в 2017г., А в Киржачском районе, г.Радужном заболеваемость выросла в 2 раза.

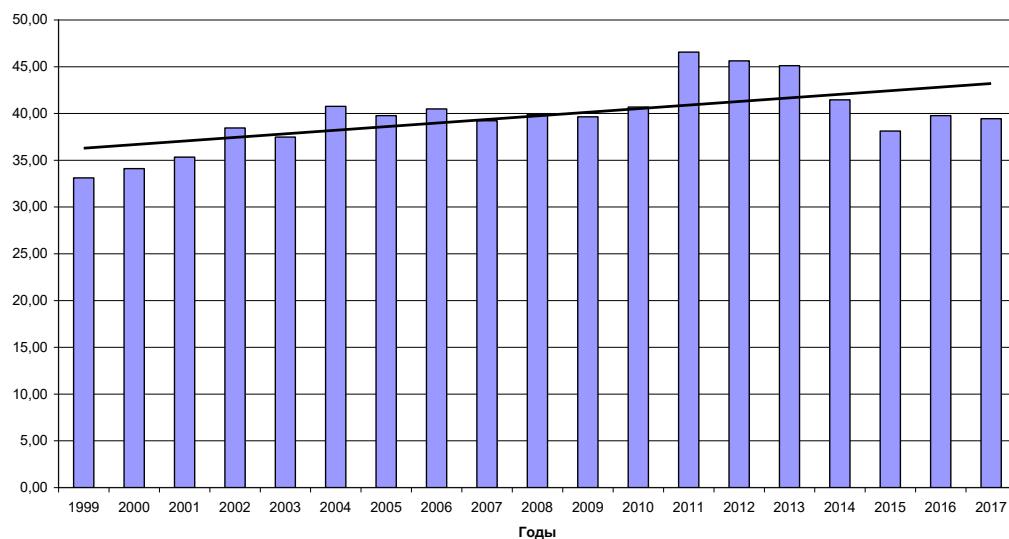
Хроническая бронхолегочная патология населения Владимирской области
1999-2017 г.г.

Рисунок 3- Заболеваемость хронической бронхолегочной патологией

Таблица 2 Хроническая бронхологическая патология 1999-2017г.г .Общая характеристика региона

Название района	Среднее (на1000чел.)	Ранг среднего	Темп роста (%)	Ранг темпа	Сумма рангов
Александровский	22,34	2	-0,1	4	6
Вязниковский	42,8	14	1,8	13	27
Гороховецкий	29,47	7	0,1	5	12
Гусь-Хрустальный	61,57	18	2,3	15	33
Камешковский	56,76	17	0,1	6	23
Киржачский	29,4	6	3,7	17	23
Ковровский	55,03	16	0,5	9	25
Кольчугинский	33,47	11	0,1	7	18
Меленковский	40,57	12	0,7	11	23
Муромский	19,27	1	0,4	8	9
Петушинский	24,28	3	1,9	14	17
Селивановский	42,25	13	-3,1	1	14
Собинский	32,09	10	1,4	12	22
Судогодский	28,98	5	-1,7	2	7
Сузdalский	31,83	9	-0,5	3	12
Юрьев-Польский	28,12	4	2,5	16	20
г.Радужный	31,68	8	4,7	18	26
г.Владимир	45,4	15	0,6	10	25
Область	39,73		1		

На протяжении всего анализируемого периода также отмечаются значительные колебания по районам области, в том числе и на территориях, находящихся примерно на одном уровне социально-экономического обеспечения. Так, заболеваемость этой группой патологии в Александровском, Муромском районах районе была более чем в 2 раза ниже, чем в Ковровском, Камешковском , Гусь-Хрустальном районах , имеющих аналогичные поло-возрастные характеристики населения. Самые высокие темпы роста заболеваемости отмечаются в г.Радужном, Киржачском, Юрьев-Польском районах, а по совокупности характеристик (среднемноголетний уровень заболеваемости и изменение динамики показателей по годам наблюдения) наиболее неблагополучными являются Гусь=Хрустальный, Вязниковский районы и г.Радужный.

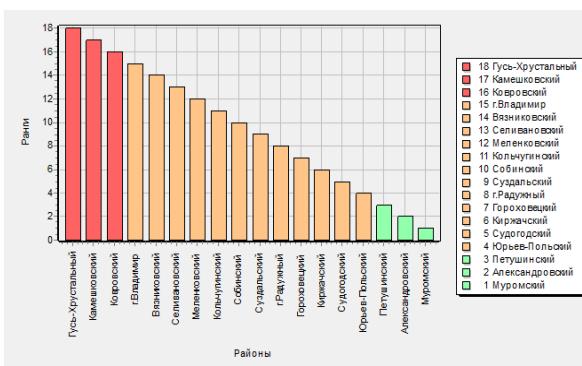


Рисунок 4.1- Ранг среднего значения

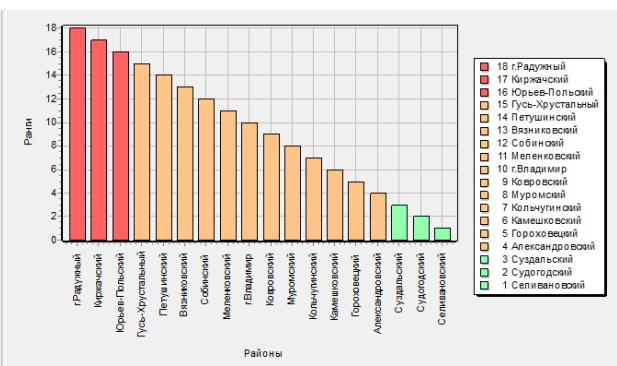


Рисунок 4.2- Ранг темпа

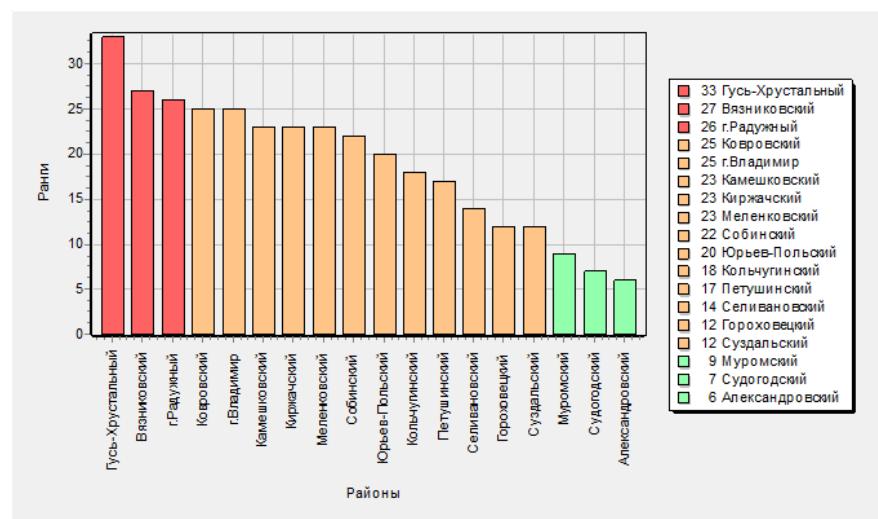


Рисунок 4.3. - Сумма рангов

Выводы:

1. Разведочный ретроспективный анализ данных официальной медицинской отчетности может быть использован на начальном этапе клинико-эпидемиологических исследований для проведения оценки показателей заболеваемости как по административно-территориальным образованиям, так и в целом по региону.
2. Несмотря на стабилизацию заболеваемости органов дыхания взрослого населения области, с учетом роста хронической тяжелой бронхолегочной патологии, а также имеющиеся значительные колебания по этим показателям по различным территориям Владимирской области, необходимо проведение дополнительных эпидемиологических исследований в неблагополучных территориях с целью разработки и внедрения медико-профилактических мероприятий.

Библиографический список

1. Зуева ,Л.П., Яфаев Р.Х., Эпидемиология: Учебник. – С.-Петербург.:«Фолиант» 2005. – 647 с.
2. Буренков В.Н., Яскин Е.Г., Пермяков С.А., Щербович С.Н., Ломалов А.А «Программный комплекс для проведения разведочных клинико-эпидемиологических исследований». Материалы XII Международной научной конференции «Физика и радиоэлектроника в медицине и экологии».
3. Основы научных исследований. Под ред. Л.П. Зуевой// СПбГСГМИ, 1992
4. Речкин В.И., Лебедев А.И. Методическая разработка практического занятия на тему: Анализ многолетней динамики заболеваемости. - Ленинград: Изд-во ЛенГИУВим.С.М.Кирова. 1989. - 19 с.
5. Мерков А.М., Поляков Л.Е. Санитарная статистика//Ленинград, «Медицина», 1974

**A RETROSPECTIVE EXPLORATORY ANALYSIS
CLINICAL AND EPIDEMIOLOGIC FEATURES OF CHRONIC BRONCHOPULMONARY PATHOLOGY IN
THE ADULT POPULATION OF THE VLADIMIR REGION**

Degtyareva M. I., Burenkov V. N., Yasin E. G., Petryakov B. I., E. G. Petryakova

Medical information and analytical center, Vladimir, mdegtereva@yandex.ru

Vladimir state University named after A. G. and N. D. Centenary, vlad-burenkov@yandex.ru

City clinical hospital of emergency Medical care of Vladimir gkbsmp.vladimir@mail.ru

City clinical hospital №5 of the city of Vladimir, ivpulnar@mail.ru

City hospital №4 of the city of Vladimir, imalto@mail.ru

The article describes the retrospective investigation of clinical and epidemiological analysis with the definition of the average long-term indicators, growth or decline, ranking of territories, in order to reliably assess the epidemiological situation in the region, the identification of the territory with the most unfavorable situation.

ИНФОРМАТИЗАЦИЯ В ЗДРАВООХРАНЕНИИ. РЕШЕНИЕ ПРОБЛЕМЫ ИНФОРМАТИЗАЦИИ НА БАЗЕ ОКБ

Романова М.А.

Государственное бюджетное учреждение здравоохранения Владимирской области Областная клиническая больница, ВлГУ , vladokb-lab@mail.ru

Современные медицинские организации производят и накапливают огромные объемы данных. Медицинская информация представляет собой совокупность данных, характеризующих деятельность отдельных структурных элементов, является инструментом в работе специалистов, руководителей организаций и органов управления здравоохранением. От того, насколько эффективно эта информация используется врачами, руководителями, управляющими органами, зависит качество медицинской помощи. Актуальность развития информационных технологий подчеркивается приказами МЗ РФ, а так же стратегией развития информационного общества в РФ в плановый период 2018 и 2019 годов. В соответствии с приказами МЗ РФ ГБУЗВО «Областная клиническая больница» активно проводит работу по внедрению информационных технологий в лечебные отделения и диагностические службы.

Руководство ЛПУ, для принятия управленческих решений, нуждается в инструментах, позволяющих контролировать занятость врачей, загруженность коечного фонда, стоимость закупок лекарств и материальных ценностей, и в то же время, контролировать качество лечения пациентов в своей больнице. В ЛПУ происходит массовый обмен информацией между лечебными подразделениями – это направления, назначения, записи на прием, заключения консультантов и результаты анализов, больничные листы и справки. Информация перемещается между подразделениями, а зачастую в обмен данными вовлекаются и сторонние учреждения – другие больницы, вышестоящие организации, страховые компании. Поэтому, для ЛПУ оптимальным решением является использование интегрированных медицинских информационных систем (МИС), охватывающих деятельность всех его служб и обеспечивающих создание единой информационной среды учреждения.

В настоящее время под задачи областной больницы адаптируется и активно внедряется МИС «Артед-мед». Данная система обеспечивает поддержку следующих возможностей:

- Выгрузка из МИС данных о пациентах и случаях лечения в РИШ.
- Выгрузка данных о листах нетрудоспособности в ФСС.
- Формирование, отправка в ТФОМС реестров счетов, получение из ТФОМС проверенных реестров.
- Обмен данными между МИС и ЛИМС;
- Обмен данными между МИС и 1С-Аптека;
- Обмен данными между МИС и ЦАМИ;
- Обмен данными с сервисом «Регистратура региона».

Разработка и внедрение МИС, это сложный процесс, включающий в себя целый комплекс мероприятий: разработку проектной документации, техническое оснащение (вычислительная техника и структурированные кабельные или беспроводные системы передачи данных), обучение персонала, развитие внутриучрежденческих (внутриведомственных) компьютерных технологий, обеспечивающих оценку индивидуального, группового, общественного здоровья (анализ потребности и разработка, внедрение программных комплексов).

Одной из первых информационных систем в ОКБ, начала развиваться лабораторная информационная медицинская система (ЛИМС) – Innovasystem. Данная информационная система является унифицированной, позволяет производить регистрацию, ввод назначений, забор образцов и просмотр результатов, а также имеет большие возможности адаптационной настройки под потребителя. Наполнение системы, её адаптация под организацию работы в КДЛ, обучение персонала КДЛ, происходило в начале 2016 года. К системе было подключено 10 разноплановых автоматических анализаторов. В КДЛ произошла перестройка внутренних организационных процессов, связанных с регистрацией пациентов и назначением лабораторных исследований. Одним из обязательных требований при организации преаналитического этапа для последующей автоматизации, являлось использование системы вакуумного забора материала. Зарегистрированному в системе биоматериалу, присваивается уникальный номер, печатается штрих-код, что практически полностью исключает ошибки при идентификации образцов. Маркированная ёмкость с биоматериалом, поступает в работу на анализаторы. Штрих-код позволяет автоматизировать работу с анализатором: считав штрих-код с пробирки, прибор отправляет запрос в ЛИМС и получает список необходимых исследований по данному образцу, а результаты выполненного анализа, передаются в ЛИМС. После проверки результатов и подтверждения их корректности врачом или лаборантом, лабораторные данные сохраняются в системе и распечатываются для истории болезни пациента. Подтвержденные результаты сразу становятся доступны лечащему врачу на его рабочем месте. С 1 апреля 2016 началась системная работа по биохимическому подразделению. Весь биоматериал, поступающий в КДЛ на биохимические, иммунологические и коагулологические исследования, стал обрабатываться с помощью ЛИМС. С 1 июля, к работе в ЛИМС присоединились клиническое и экспресс подразделения КДЛ.

Новые возможности - какую пользу дает ЛИС персоналу ЛПУ и пациентам

Внедрение этой системы с одной стороны облегчила работу КДЛ, с другой расширила её возможности.

Увеличение скорости получения результатов лечащим врачом. Он может просмотреть как текущие, так и предыдущие результаты, и, если нужно, ЛИМС в автоматическом режиме показывает динамику лабораторных показателей с построением графиков. Удобный архив данных. В случае возникновения каких-то спорных ситуаций, результат можно легко найти по его штрих-коду, дате забора материала, ФИО пациента и его полюсу. Быстрое получение дубликата результатов исследований при запросе.

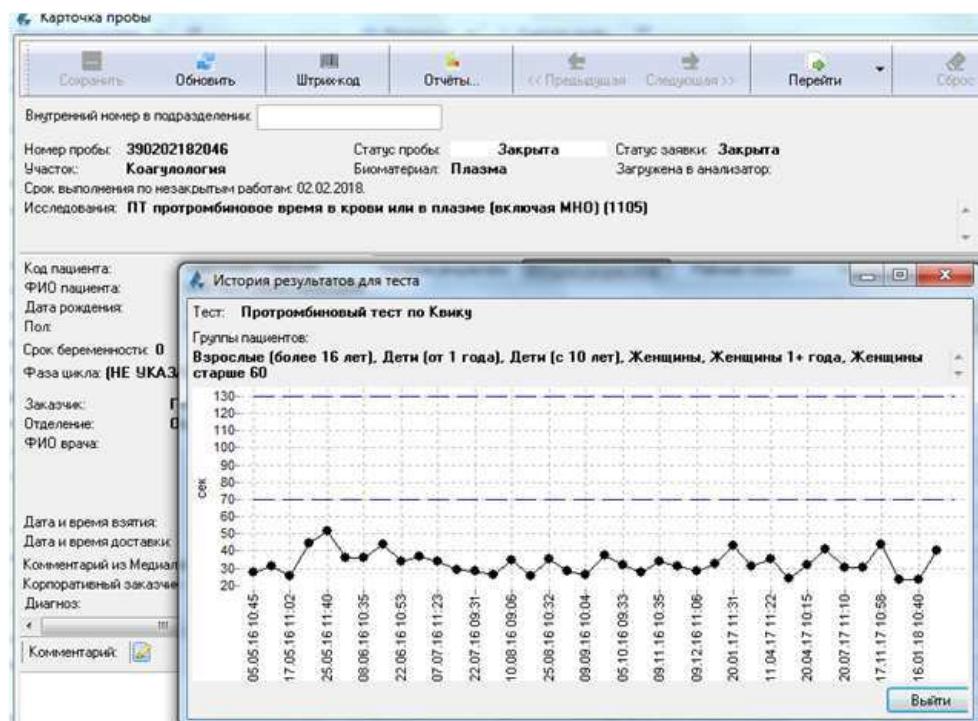


Рисунок 1- ЛИС

Благодаря внедрению ЛИМС стало доступным построение разнообразных отчетов (по отделениям и врачам ОКБ, по медицинским организациям Владимирской области, по видам исследований) и автоматическая выгрузка данных, что избавило от бумажного документооборота в процессе проведения исследований. Формирование любых отчетов непосредственно в ЛИМС может легко осуществляться за 10-15 минут, в то время как при отсутствии ЛИМС, на подготовку таких же отчетов ранее требовалось от нескольких дней до недели и даже больше. С помощью данных отчетов появилась возможность контролировать объемы и виды назначаемых анализов, согласно стандартам обследования пациентов и по видам различных источников финансирования.

При внедрении произошло улучшение условий труда: компьютеры на всех рабочих местах. Повысился имидж сотрудников, работающих на высоком современном уровне. Возможность своевременного отслеживания ошибок и их оперативного исправления. Таким образом, ЛИМС – это легкое и прозрачное управление персоналом: каждый сотрудник как на ладони, так как заходит в ЛИС под своим персональным паролем, и все его действия фиксируются в режиме реального времени. Результатом явилось уменьшение ошибок человеческого фактора и повышение скорости и достоверности получения результатов.

В ОКБ появилась возможность повышать объемы исследований за счет оптимизации работы лаборатории, а не дополнительного наращивания производственных мощностей и выделения дополнительной площади лаборатории. Жесткий учет расходования диагностических наборов и расходных материалов с помощью ЛИМС, позволяет обеспечивать экономию бюджета ЛПУ.

Библиографический список

1. В.П. Пашкова ЛИС глазами заведующего лабораторией. Поликлиника, № 5, 2013, с.1-4

**COMPUTERIZATION IN HEALTH CARE.
THE PROBLEM OF INFORMATION ON THE BASIS OF ОКВ**

Romanova M. A.

State budgetary institution of health care of Vladimir region Regional clinical hospital, Vladimir state University, vladokb-lab@mail.ru

The article describes the possibility of increasing the volume of research through the optimization of the laboratory, rather than an additional increase in production capacity and allocation of additional laboratory space in the regional clinical hospital.



**ДИНАМИЧЕСКИЙ КОНТРОЛЬ РЕЗУЛЬТАТИВНОСТИ РЕВАСКУЛЯРИЗИРУЮЩИХ ОПЕРАЦИЙ
ХОРИОИДЕИ МЕТОДАМИ ИНФРАКРАСНОЙ РАДИОТЕРМОМЕТРИИ**

Орлов П.И., Никифоров И.А., Орлов И.Я.

Нижегородский государственный университет им. Н.И.Лобачевского, orlov@rf.unn.ru

Дистрофические заболевания сетчатки глаза являются серьёзной и пока нерешённой полностью проблемой в офтальмологии. До сих пор сенильная макулярная дегенерация занимает одно из первых мест в структуре необратимой слепоты [1]. Основным методом лечения данной патологии является терапевтический – курсовое применение ретинопротекторов, ангиопротекторов, витаминов. Это в ряде случаев позволяет стабилизировать состояние пациентов и затормозить развитие дистрофического процесса. Однако восстановить нормальное состояние сетчатки терапевтическим путем не удается. Предложенное хирургическое лечение данной патологии – реваскуляризирующие операции сосудистой оболочки позволяет частично решить эту проблему [2]. Представляет большой интерес контроль результативности операции предпочтительно неинвазивными методами. Одним из таких перспективных методов контроля является оптическая когерентная томография (ОКТ). Это высоконформативный диагностический метод, который позволяет выявить, записать, количественно оценить и проследить во времени морфологические изменения структур глазного яблока [3]. Возможность многократного повторения исследований этим методом и сохранения полученных результатов позволяет проследить динамику патологического процесса и оценить эффективность лечения. Однако ОКТ позволяет выявить только морфологические изменения, для оценки функциональных изменений одним из перспективных методов являются методы термодиагностики [4]. Результатом вмешательства, как правило, является возникновение асептического воспаления в ответ на введение трансплантата, усиление притока крови к глазному яблоку, и, как следствие, изменение температурного показателя.

Для уточнения диагноза и контроля эволюции очага патологии на фоне проводимого лечения целесообразно точное измерение температуры в месте патологии. Широко используемые контактные методы измерения температуры имеют ряд особенностей, ограничивающих их применение: инвазивность метода, влияние на точность качества контакта, изменение условий передачи тепла [5]. Наиболее перспективной является бесконтактная термометрия путем применения ИК радиотермометров [6,7]. Эти приборы бесконтактно измеряют собственное тепловое излучение поверхности объекта в инфракрасном диапазоне длин волн. Они регистрируют радиояркостную температуру, т.е. температуру, соответствующую мощности электромагнитного излучения тела человека. Достоинством ИК радиотермометрии является дистанционность, бесконтактность, неинвазивность, абсолютная безвредность метода и возможность многократного динамического наблюдения. Учитывая, что основным результатом операции является процесс индуцированного асептического воспаления, а значит и гиперемии, мы решили оценить действенность данного вмешательства с помощью бесконтактной инфракрасной (ИК) радиотермометрии.

Цель нашей работы оценить возможности ИК радиотермометрии для мониторинга реваскуляризирующих операций хориоидей.

Материалы и методы

В работе использован переносный микропроцессорный ИК радиотермометр, разработанный на кафедре радиотехники ННГУ им. Н.И.Лобачевского (рис.1). Инфракрасный радиометр построен по схеме модуляционного радиометра.

В качестве термочувствительного элемента выбран пироэлектрический датчик (ПД), использующий эффект появления пироэлектрического поля в пироэлектрический датчик при изменении его температуры. Для создания изменяющегося температурного поля используется механический модулятор, представляющий собой микроЭлектродвигатель (МД) с насыщенным на его шкив секторным обтюратором [8,9]. Управление работой микродвигателем осуществляется системой автоматического регулирования, позволяющая изменять частоту модуляции и поддерживать ее постоянной. Система построена с использованием программно-аппаратных средств: алгоритм работы реализован программно и находится во FLASH памяти микроконтроллера. В качестве

аппаратной поддержки выступает цифро-аналоговый преобразователь (ЦАП), преобразующий двоичный код, пропорциональный частоте вращения в постоянное напряжение прикладываемое к двигателю.

Промодулированное механическим модулятором излучение, представляющее собой прямоугольную волну (меандр) с амплитудами T_x (температура источника излучения) и T_θ (температура опорного излучателя), преобразуется пироэлектрическим датчиком в переменное напряжение. Применение предварительной модуляции теплового потока позволяет использовать для обработки метод синхронного детектирования и синхронного накопления. Это обеспечивает широкий динамический диапазон, высокую линейность амплитудной характеристики, а также выделение знака разности яркостных температур источника излучения T_x и опорного излучателя T_θ .

В данной реализации производится периодическое измерение температуры опорного излучателя и приведение ее к абсолютному значению. С учетом этого вычисляется измеряемая температура объекта. Выходным сигналом температурного датчика является двоичный код, пропорциональный измеряемой температуре, т.о. никакого дополнительного усиления и преобразования сигнала не требуется и цифровые данные поступают в микроконтроллер для дальнейшей обработки.

Сигнал с выхода пиродатчика проходит через аналоговый тракт, включающий в себя усилитель с изменяемым коэффициентом усиления и фильтр низких частот. 12-битный аналогово-цифровой преобразователь (АЦП) преобразует переменное напряжение в цифровую форму.

Используемый инфракрасный радиометр построен на базе современного RISC-микроконтроллера AVR. Микроконтроллер обеспечивает управление всеми функциональными частями радиометра, обработкой данных, вычислением измеряемой температуры, отображением данных на жидкокристаллическом дисплее (ЖКИ) и поддерживает протоколы обмена с персональным компьютером – интерфейсы RS-232C или USB. Для взаимодействия с пользователем используется клавиатура. Микроконтроллер имеет внутреннюю память программ и данных. Но для данного проекта объем памяти данных, интегрированной на кристалле микроконтроллера не достаточен и использованы дополнительный массив оперативной (32 кБайт SRAM) и энергонезависимой – (32 кБайт EEPROM) памяти.

Для удобства использования прибора и более точного измерения температуры используется светодиодный прицел.

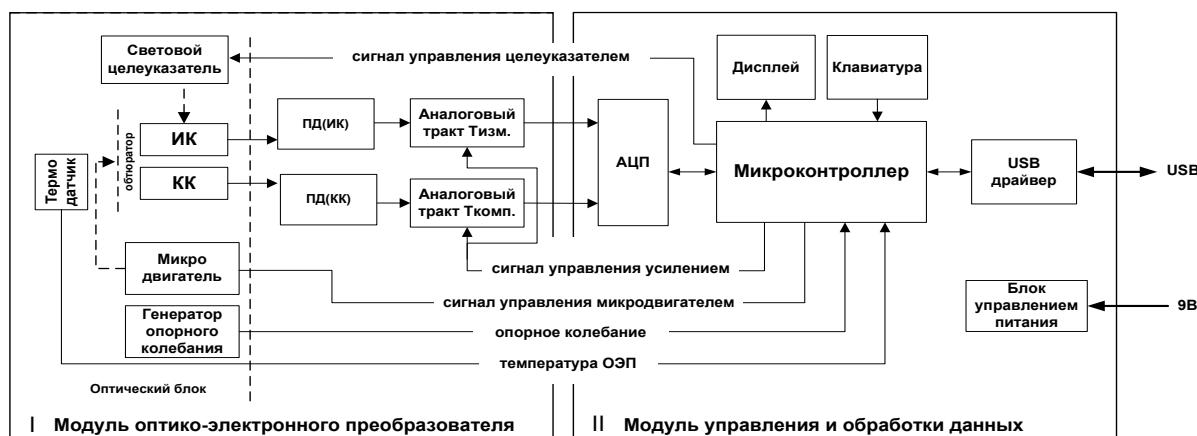


Рисунок 1- Структурная схема ИК радиотермометра

Особенностью прибора является модуляция излучения перед диафрагмированной двухканальной оптической системой, что позволяет устраниить ошибки, связанные с возможным изменением температуры оптической системы [8]. Технические характеристики прибора представлены в таблице 1.

Таблица 1

наименование параметра	значение
диапазон измеряемых температур, ° С	от +10 до +50
рабочая длина волны, мкм	2 – 25
абсолютная погрешность измерения	0,05°С при $\tau=5$ с
время накопления сигнала в одной точке, сек	0,2 – 5
расстояние до измеряемого объекта, мм	до 30
диаметр пятна зондирования	5мм
интерфейс с ПК	RS232 / USB
Дополнение: наличие светового целекуказателя, система пылезащиты	

Используемый метод тестирования является относительным, для получения результатов последовательно измеряются и сравниваются температуры обоих глаз пациента. Это позволяет устраниТЬ погрешности, сопровождающие абсолютные методы измерений. Измерения делаются двух-трёхкратно для уменьшения случайной погрешности. После фиксации каждого измерения полученные данные заносятся в память прибора. Таким образом, радиометр может в процессе цикла измерений содержать данные 20 измерений. Время обследования одного пациента при такой методике измерения составляет 1,0 – 1,5 минуты.

В работе изучены следующие показатели: поверхностная температура глазного яблока, в том числе в различных участках глазного яблока, и температурная асимметрия глаз.

Для разработки критериев «нормы» с использованием метода радиотермометрии обследованы волонтеры с общесоматическими заболеваниями при отсутствии офтальмологической патологии. Контрольная группа для статистически достоверных результатов включала 49 человек (мужчины 21, женщины 28).

Пилотные исследования по мониторингу реваскуляризирующих операций проведены у пациентов с центральной хориоретинальной дистрофией сетчатки, которым выполнена трансплантация биоматерала Аллоплант, произведённого в НИИ трансплантологии г. Уфы. Биоматериалы Аллоплант обладают слабой иммуногенностью, стимулируют репаративную регенерацию и дифференциацию тканей. За счет различной комбинации гликозаминогликанов в составе биоматериалов появилась возможность селективной регенерации различных видов тканей и восстановления сложных анатомических структур. В нашем исследовании для реализации эффекта реваскуляризации использован аллоплант с преобладающим содержанием хондроитинсульфата. Исследования показали, что пересадка такого биоматериала приводит к его замещению обильно васкуляризованным регенератором за счет активной пролиферации эндотелия кровеносных сосудов и развития густой капиллярной сети [10].

На базе офтальмологического отделения ФГУЗ КБ№50 ФМБА России г.Саров радиотермометрия проводилась за день до операции и в ближайший послеоперационный период (5 и 10 сутки после операции) и на фоне амбулаторного долечивания.

Результаты

В контрольной группе показано, что поверхностная температура глазного яблока в норме находится в интервале от 32 до 35,5°C. Получена зависимость поверхностной температуры глазного яблока от возраста пациентов, у молодых людей (от 16 до 35 лет) поверхностная температура глазного яблока оказалась 34,5 – 35,5°C, что в среднем на 2 – 2,5 °C выше, чем у пожилых (более 50 лет). Это объясняется снижением с возрастом уровня общего и локального кровообращения, а значит, и снижением уровня теплопереноса, от которого зависит поверхностная температура глазного яблока. Было отмечено постепенное снижение поверхностной температуры от периферии глазного яблока к центру роговицы. Температурная разница составляет здесь 0,3 – 0,4°C с минимумом в центре роговицы. Температурная асимметрия глаз, измеренная в центре роговицы, «в норме» не превышает 0,25 °C.

Обнаружено, что в группе пациентов, страдающих центральной хориоретинальной дистрофией сетчатки, отмечено снижение температура больного глаза, приводящее к увеличению температурной асимметрии глаз до 0,3-1,15°C.

Через 5 дней после операции можно отметить повышение поверхностной температуры оперированных глаз на 0,5–2,5°C. Что касается температурной асимметрии, то она меняла «направленность» за счет значительного повышения температуры оперированного глаза, что свидетельствует о развитии реактивного воспаления в ранние сроки после введения аллопланта.

Через 10 дней температура оперированного глаза начинает снижаться, что приводит к снижению и температурной асимметрии глаз. Нормы этот показатель, по нашим наблюдениям, должен достигнуть к 40 дню наблюдения. Динамика изменения температурной асимметрии глаз после трансплантации аллоплана на фоне противовоспалительной терапии проиллюстрирована на рис.2., где штриховой линией показана температурная асимметрия «в норме», а номера графиков соответствуют исследуемым пациентам.



Рисунок 2- Сохранение температурной асимметрии глаз

Сохранение температурной асимметрии глаз (пример 1, рис. 2) по нашему мнению может свидетельствовать о продолжающихся явлениях послеоперационного воспаления, что может потребовать индивидуальной коррекции.

Обсуждение результатов и заключение

В работе нами показана принципиальная возможность проводить мониторинг поверхностной температуры глаз с оценкой температурной асимметрии у пациентов с дегенеративными заболеваниями сетчатки на фоне их коррекции. Нами показана динамика температурной асимметрии на фоне противовоспалительной и антимикробной терапии у пациентов после трансплантации аллоплантов с целью реваскуляризации сетчатки. Можно отметить связанную с воспалительным процессом послеоперационную «обратную» по сравнению с дооперационной температурную асимметрию здорового и прооперированного глаза. В дальнейшем отмечается стойкое длительное уменьшение «обратной» температурной асимметрии до величины, соответствующей «норме».

Результаты проведенной ИК радиотермометрии показывают ряд закономерностей, характерных для реваскуляризующих операций хориоиды. Чем более выражено до операции было нарушение кровоснабжения сетчатки, тем ниже его поверхностная температура и выше температурная асимметрия больного и здорового глаза. Проведение операции приводит на первом этапе к реактивному воспалению, а затем к увеличению кровоснабжения собственной сосудистой оболочки в области трансплантата, что фиксируется и по данным поверхностной температуры, и более объективно по показателю температурной асимметрии. Возможность неинвазивно в режиме реального времени оценивать динамику температурной асимметрии открывает возможности индивидуального контроля, а значит и индивидуальной коррекции раннего и отдаленного послеоперационного периода при использовании реваскуляризующих технологий. Стойкое повышение поверхностной температуры глазного яблока в отдаленные сроки после лечения указывает на достижение ожидаемого эффекта операции – усиление местного кровотока, а, следовательно, и уровня метаболизма сетчатки.

В заключении следует подчеркнуть, что проведенные на незначительном клиническом материале пилотные исследования не позволяют сделать окончательный вывод об эффективности метода радиотермометрии для мониторинга реваскуляризующих операций в офтальмологии. Однако полученные результаты показывают перспективность использования предложенного метода для динамического контроля непосредственных и отдаленных результатов трансплантации биоматериалов с целью коррекции кровоснабжения сетчатки при дегенеративных возрастных изменениях.

Библиографический список

1. Панова, И. Е. Исследование хориоидального кровотока у пациентов с начальной стадией возрастной макулярной дистрофии / И. Е. Панова, М. Ю. Прокопьева, А. Ю. Кинзерский, Е. М. Ермак // Труды Всероссийской конференции «Ерошевские чтения». – Самара, 2007. – С. 376–378.
2. Дога, А.В. Лазерное лечение некоторых заболеваний сетчатки /А.В.Дога, Д.А.Магарамов, Г.Ф.Качалина, Е.С.Сергеева // Вестник офтальмологии. – 2011. – №6. – С.60–64.

3. Степанов, А.В. Новые методы в диагностике интраокулярной эпителиальной пролиферации / А.В.Степанов, К.В. Луговкина, А.В.Джиоева // Российский офтальмологический журнал. – 2011. – Т.4. – №2. – С.52–55.
4. Розенфельд, Л. Г. Дистанционная инфракрасная термография на современном этапе развития / Л. Г. Розенфельд // Врачебное дело. – 1991. – №1. – С.28-31.
5. Лычев, В. В. Некоторые возможности диагностики офтальмологических заболеваний с помощью СВЧ-радиометрии / В. В. Лычев, Л. В. Коссовский, Н. Л. Маланова, В. С. Лебедев, И. Я. Орлов // Вестник офтальмологии. – 1987. – №5. – С. 58–61.
6. Орлов, П. И. Инфракрасная радиотермометрия в дифференциальной диагностике дистрофических и воспалительных заболеваний переднего отдела глаза / П. И. Орлов // Вестник офтальмологии. – 2008. – №2. – С. 19–22.
7. Сметанкин, И.Г. Возможности метода дистанционной инфракрасной радиопирометрии при определении температуры роговичной раны во время факоэмульсификации катаракты // Вестник офтальмологии. – 2009. – №5. – С.12–14.
8. Орлов, П. И. Модуляционный радиометр инфракрасного излучения / П. И. Орлов, А. В. Афанасьев, И. А. Никифоров, И. Я. Орлов, И. Г. Терентьев // Патент РФ № 2345333 на изобретение, приор. 23.08.07, рег. 27.01.09, опубл. 27.01.09, бюл. №3.
9. Orlov, I.Ya. High-precision Radiometer of Infrared Radiation / I.Ya. Orlov, A.V. Afanas'ev, I.A. Nikiforov // Automation Remote Control. –2011. – V. 72. – № 4. – P. 345–349
10. Мулдашев Э.Р., Нигматуллин Р.Т., Шангина О.Р., Чернов Н.В., Киселёв Е.В. Социальные и медико-биологические аспекты трансплантации тканей. - Уфа: ООО «Компания Эволюция» - 2007 - 214 с.

DINAMIC CONTROL OF EFFECTIVENESS OF THE REVASCULAROPERATIONES ON THE CHORIOIDEA WITH THE INFRARED RADIOTHERMOMETRY

Orlov P.I., Nikiforov I.A., Orlov I.Ya.
Nizhni Novgorod State University of N.I. Lobachevski, orlov@rf.unn.ru

The possibilities of postoperative monitoring of revascularization of choridei by the method of infrared radiothermometry are considered. The features of postoperative temperature asymmetry of a healthy and operated eye are analyzed.

ИННОВАЦИОННЫЕ МЕТОДЫ ДИАГНОСТИКИ И КОРРЕКЦИИ НАРУШЕНИЙ ГОМЕОСТАЗА ОРГАНИЗМА

Исаев В.А., Симоненко С.В.
НПП «Тринита» г. Москва, trinita@rmt.ru

Физика и электроника все активнее входят в нашу жизнь и способствуют развитию тех её сторон, без которых не представляется выход на ноосферный этап её развития. Это касается в области наших научных интересов и здравоохранения, и питания, и патофизиологии, диагностики и коррекции нарушений систем кровообращения и гомеостаза организма, относящихся к первому разделу настоящей XIII Международной научной конференции 3-5 июля 2018 г. в Владимире-Суздале РФ.

В последние годы появились достаточно надежные методы диагностики и коррекции коронарного и мозгового кровообращения, облитерирующего атеросклероза нижних конечностей, по оценке уровня холестерина липопротеидов различной плотности в плазме крови и коэффициента атерогенности крови и других показателей.

Достоинством этих методов явились высокая достоверность диагностики и убедительная вероятность коррекции нарушенных показателей гомеостаза действием стабилизованных антиоксидантами длинноцепочечных жирных кислот семейства ω -3, среди которых особая роль отводится докозагексаеновой (ДГК) и эйкозапентаеновой (ЭПК) жирным кислотам в составе Эйконола (СГР N РУ.77.99.32.003.Е.009404.10.15) и Эйфитола (СГР N РУ.77.99.3.Е.010629.12.15), которые прошли с большим успехом через многочисленные экспериментальные и клинические исследования.

В данной статье приводятся результаты диагностики коронарных, мозговых и других нарушений систем кровообращения и оценивается клиническая эффективность длинноцепочечных жирных кислот ω -3 в форме Эйконола, в коррекции нарушений при различных локализациях атеросклероза у обследованных 513 пациентов, в т.ч. 299 мужчин и 214 женщин (средний возраст 53-54 года).

Все пациенты были разделены на 5 групп:

I группу составили 51 человек с факторами риска ИБС;

II – 291 с клиническими или инструментальными признаками атеросклероза различных локализаций;

III – 25 детей, страдающих хроническим гломерулонефритом с нефротическим синдромом и пиелонефритом на фоне дисметаболической нефропатии;

IV – 86 пациентов с злокачественными новообразованиями различных локализаций и получающих химиотерапию;

V группа – 60 больных в возрасте от 39 до 74 лет с заболеваниями кожи и слизистых.

Клинические наблюдения проводились в течение I мес. в стационаре, затем до I года амбулаторно в зависимости от заболевания. Помимо общеклинических методов всем проведено биохимическое исследование крови. С этой целью из локтевой вены после 12-ти часового голодания брали 10 мл крови. Проводили определение уровня ХС и ТГ энзиматическим методом на анализаторе фирмы КОНЕ (Финляндия), ХС ЛПНП, ХС ЛПОНП, ХС ЛПВП методом электрофореза в агаровом геле на системе "Парагон" фирмы Бекман (США), ХЭ, АЛТ и АСТ, КФК, ГТГ и ЩФ оптимизированным кинетическим методом. По стандартным методикам определяли также содержание сахара, амилазы, фосфора, кальция, калия, натрия, билирубина, мочевины, креатинина, мочевой кислоты, белка и белковых фракций.

Результаты применения Эйконола у пациентов с факторами риска ИБС и больных атеросклерозом

Все пациенты с факторами риска ИБС имели атерогенные дислипидемии. Преимущественно это были мужчины (42 человека), средний возраст составил $44,6 \pm 3,2$ года.

Включение Эйконола по 3 г 2 раза в день в рацион питания уже через 1 месяц лечения способствовало достоверному снижению содержания ТГ в плазме крови (рис. 1) на 40% ($p < 0,05$).

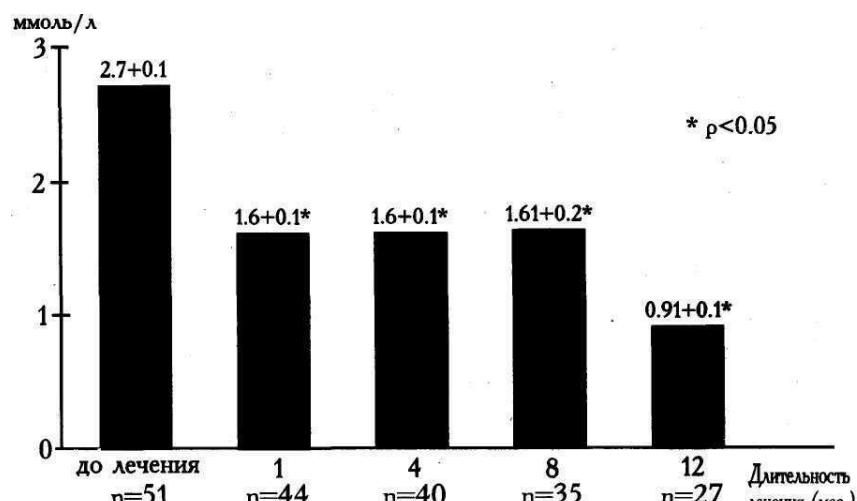


Рисунок 1- Изменение содержания триглицеридов в плазме крови у пациентов с атерогенной дислипидемией

В дальнейшем гипотриглицеридемический эффект препарата нарастал, причем чем выше был исходный уровень ТГ, тем более эффективным было действие Эйконола. Также отмечено, что гипотриглицеридемический эффект пищевой добавки нарастает прямо пропорционально времени ее приема.

Достоверный рост уровня антиатерогенного ХС ЛПВП наблюдался уже через 1 месяц лечения, оставаясь достоверно повышенным и в дальнейшем. При этом через 1 и 4 месяца ХС ЛПВП был выше по сравнению с исходным на 13% ($p < 0,05$), а через 8 месяцев на 30% ($p < 0,01$). Эта тенденция прослеживалась как у лиц с нормальным исходным уровнем ХС ЛПВП, так и у лиц с исходной гипоальфаолестеринемией. Разница была лишь в выраженности влияния Эйконола, при исходной гипоальфаолестеринемии повышение содержания ХС ЛПВП было более выраженным (рис. 2).

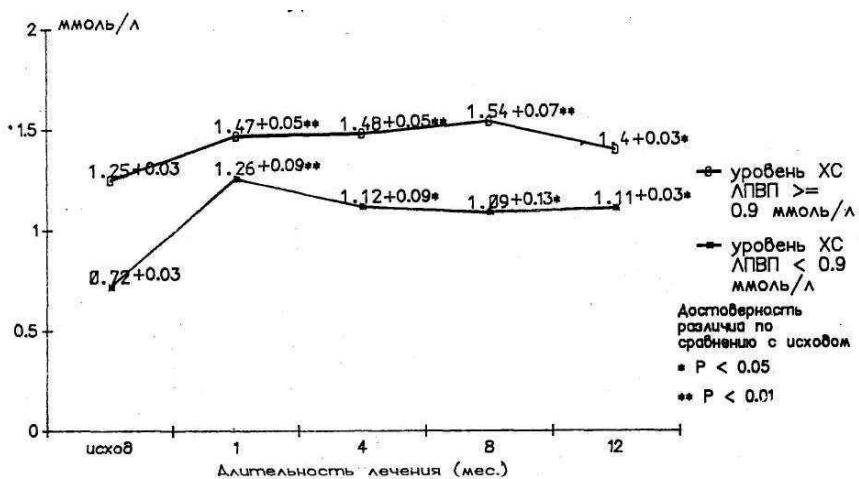


Рисунок 2- Изменение уровня ХС ЛПВП в плазме крови под влиянием Эйконола у пациентов с исходной гипоальфаолестеринемией

У пациентов с исходным содержанием ХС ЛПНП в сыворотке 4,0 ммоль/л отмечено достоверное снижение его уровня уже через месяц приема Эйконола на 7,5% ($p<0,05$).

ЛПОНП содержат в своем составе большое количество ТГ, поэтому Эйконол по-разному влиял на содержание ХС ЛПОНП. Так, у пациентов с гипертриглицеридемией через месяц ХС ЛПОНП снизился на 37% ($p<0,01$), а через 4,8,12 месяцев - на 31-56% ($p<0,05$). При исходном нормальном содержании ТГ достоверных изменений в уровне ХС ЛПОНП не происходило.

Таким образом, Эйконол способствует снижению уровня атерогенных липопротеидов при их исходно повышенном содержании в плазме крови, при этом не влияя на эти липопротеиды при их исходно нормальном значении.

На фоне приема Эйконола (рис. 3) отмечено снижение индекса атерогенности крови, с $4,95 \pm 0,21$ до $4,29 \pm 0,13$ через 4 месяца лечения ($p<0,05$) и через 12 месяцев до $3,40 \pm 0,34$, что ниже исходного уровня на 30% ($p<0,05$).

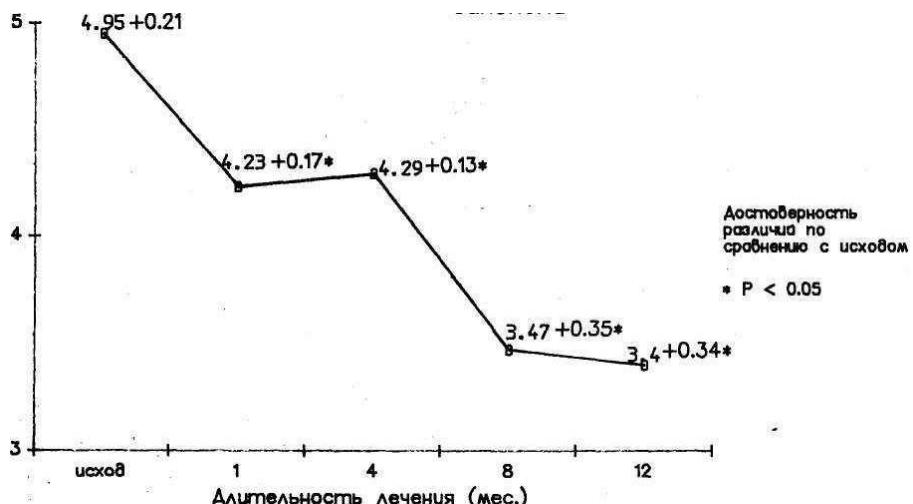


Рисунок 3- Изменение индекса атерогенности крови под влиянием Эйконола

Клинические данные свидетельствовали о том, что Эйконол у больных ИБС способствовал урежению и приступов стенокардии и ишемии. Так, до лечения (рис. 4) ее частота составляла $14,4 \pm 1,1$ в неделю, через месяц $14,3 \pm 1,3$ ($p<0,1$), в конце 4-го месяца она снизилась до $10,5 \pm 0,8$ в неделю ($p<0,05$). В дальнейшем частота стенокардии не нарастала, через 8 и 12 мес. она составила $10,6 \pm 1,0$ ($p<0,05$) и $9,2 \pm 1,4$ ($p<0,05$) соответственно. По данным мониторирования ЭКГ (рис.4) в течение 14 час. через 4 мес. общая продолжительность эпизодов безболевой ишемии миокарда уменьшилась в среднем на 35,6% (с $25,0 \pm 2,7$ до $16,1 \pm 2,1$ мин. $p<0,05$). В последующем время ишемии миокарда не превышало 15 минут.

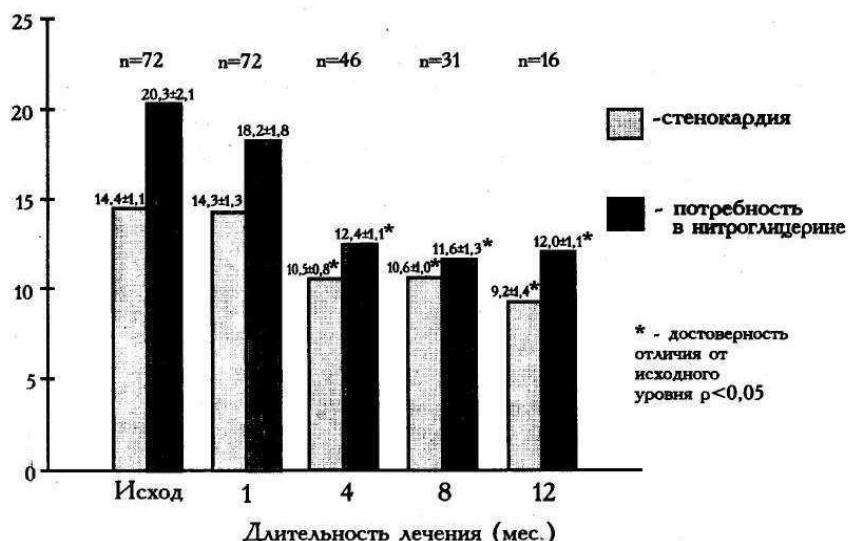


Рисунок 4- Динамика частоты стенокардии и количества потребляемых таблеток нитроглицерина (в неделю) под влиянием Эйконола

БИБЛИОГРАФИЧЕСКИЙ СПИСОК

1. Ашмарин И.П., Исаев В.А., Самсонов М.А. Физиологические аспекты применения Эйконола и других ПНЖК ω -3 при заболеваниях сердечно-сосудистой системы. Методические рекомендации. МГУ. Биологический факультет, 1999, 21 с.
2. Верткин А.Л., Мартынов А.И., Исаев В.А. и др. Новые антиатерогенные компоненты пищевого рациона. Ж. Клиническая фармакология и терапия, №3, 1994, с. 23-25.
3. Гичев Ю.Ю., Гичев Ю.П. Новое руководство по микронутриентологии. М. «Триада-Х», 2009. - 304 с.
4. Исаев В.А. Эйконол и атеросклероз. М. «МИР и СОГЛАСИЕ», 2008, 350 с.
5. Исаев В.А. Незаменимые факторы питания и физиологические аспекты их действия в организме человека. М. «МИР и СОГЛАСИЕ», 2008, 247 с.
6. Исаев В.А. Физиологические аспекты липидного обмена, ожирения и похудения. М. Изд. «МИР и СОГЛАСИЕ», 2008. – 114 с.
7. Рихард Класс. Живите долго и с наслаждением. Киев. Изд. «Лебедь», 2004. – 244 с.
8. Мартынов И.В., Исаев В.А., Мартынов А.И., Верткин А.Л. Применение масла ихтиенового – альтернатива лекарственного лечения дислипидемии. Ж. Кардиология, 1991, №38(6). М.. Медицина, с. 86-92.
9. Меерсон Ф.З., Исаев В.А., Верткин А.Л. и др. Влияние тканевого рыбного жира на перекисное окисление липидов, аритмии и летальность при острой ишемии, реперфузии и инфаркте миокарда в эксперименте. Ж. Кардиология, №3, 1993, с. 43-48.
10. Очирова А.В., Панкина Г.В., Миняйлик Г.М. О техническом регулировании в социальной сфере. М. Ж. Компетентность № 2, 2009, с. 9-13.
11. Попов П.А. Быстрое восстановление физического и психологического здоровья. г.Владимир, Изд. «Астrelъ». 2008. – 190 с.
12. Прохорович Е.А., Исаев В.А. Лечебно-профилактическое действие Эйконола при ишемической болезни сердца и стенокардии. Труды I межд. форума «Кардиология 99» 28-31.01.99 г. М., с. 312-323.
13. Разумов А.Н., Вялков А.И. Использование лекарственных растений в восстановительной медицине. М. Изд. «МДВ», 2008. – 376 с.
14. Самсонов М.А., Левачев М.М., Исаев В.А. Применение Эйконола при заболеваниях сердечно-сосудистой системы. Методические рекомендации, утвержденные Минздравом РФ 8.06.1993 г. М. 29 с.
15. Хавкин А.И., Исаев В.А. Природные источники ПНЖК ω -3 в лечении детей с аллергическими поражениями кожи и желудочно-кишечного тракта. М. Ж. Лечащий врач, №1, 2000, с. 38-39.
16. Хироми Шинья. О вреде «здорового питания». М. Изд. «София», 2007. – 160 с.
17. Исаев В.А. Медико – биологические аспекты и закономерности проектирования состава и свойств продуктов дошкольного, школьного и геродиетического питания. Журнал «ОБЖ. Основы Безопасности Жизни» 2017. № 2/2017, с.31-39
18. Исаев В.А., Хоруженко А.Ф. НЕМЕДИКАМЕНТОЗНЫЕ СРЕДСТВА И СПОСОБЫ ЗАЩИТЫ СОТРУДНИКОВ ПОЖАРНО-СПАСАТЕЛЬНЫХ ПОДРАЗДЕЛЕНИЙ МЧС РОССИИ ОТ ВРЕДНЫХ ФАКТОРОВ СРЕДЫ И КАТАСТРОФ. Журнал "Технологии гражданской безопасности". - 2017. – том 14 № 1 (51), с.12-19.
19. Исаев В.А., Симоненко С.В. Инновационные продукты питания для адаптации организма к условиям обитания. Ж. Пищевая промышленность, N 9, 2016, с 12-15.

20. Исаев В.А., Симоненко С.В. Новые идеи в производстве продуктов питания. Ж. Пищевая промышленность, N 6, 2016, с 8-13

INNOVATIVE DIAGNOSTIC METHODS AND CORRECTIONS OF DISTURBANCES OF A HOMEOSTASIS OF AN ORGANISM

Isaev V.A., Simonenko S.V.
NPP Trinita Moscow

The physicist and the electronic engineer all enter our life more activly and contribute to the development of those its parties without which the exit to a noosphere stage of its development isn't represented. It concerns in the field of our scientific interests and health care, both a delivery, and a pathophysiology, diagnostics and correction of disturbances of the blood circulatory systems and homeostasis of an organism relating to the first section of the real XIII International scientific conference on July 3-5, 2018 in Vladimir-Suzdal of the Russian Federation.

Results of diagnostics of coronary, cerebral and other disturbances of the blood circulatory systems are given in this article and clinical performance the dlinnotsepochchnykh of fatty acids ω -3 in the form of Eykonol, is estimated at corrections of disturbances at various localizations of an atherosclerosis at the examined 513 patients, including 299 men and 214 women (middle age 53-54 years).

Clinical observations were made within the I month in a hospital, then up to I year on an outpatient basis depending on a disease.

All patients with risk factors of an ischemic heart disease had atherogenous dislipidemiya. Mainly it were men (42 persons), middle age was $44,6 \pm 3,2$ year.

Eykonol's including on 3 g 2 times a day in a food allowance in 1 month of treatment promoted reliable depression of maintenance of TG in a blood plasma for 40% ($p \leq 0,05$).

Further the gipotriglitseridemic effect of drug increased and what the TG initial level was higher, especially Eykonol's action was effective.

Reliable body height of level of anti-atherogenous cholesterol LPHD was observed in the I month of treatment, remaining authentically raised and further. At the same time in 1 and 4 months of the cholesterol LPHD I was higher in comparison with initial for 13% ($p \leq 0,05$), and in 8 months for 30% ($p \leq 0,01$).

At patients with the initial content of cholesterol LPLD in Serum of 4,0 mmol/l reliable depression of its level in a month of reception of Eykonol for 7,5% is noted ($p \leq 0,05$).

Against the background of Eykonol's reception depression of the index of an aterogenost of a blood, with $4,95 \pm 0,21$ to $4,29 \pm 0,13$ in 4 months of treatment ($p \leq 0,05$) and in 12 months to $3,40 \pm 0,34$ is noted that below initial level for 30% ($p \leq 0,05$).

Thus, Eykonol promotes depression of level atherogenous and to rising of anti-atherogenous lipoproteins.



РАДИОАКТИВНЫЙ КСЕНОН-133 В ДИАГНОСТИКЕ МОЗАИЧНОСТИ И ОЦЕНКЕ ВЛИЯНИЯ ЭЙКОНОЛА НА МОЗГОВОЙ КРОВОТОК У БОЛЬНЫХ ИШЕМИЧЕСКОЙ БОЛЕЗНЬЮ СЕРДЦА (ИБС)

Исаев В.А., Симоненко С.В.
НПП Тринита г. Москва trinita@rmt.ru

Церебральная гемодинамика отличается от кровоснабжения других органов большей интенсивностью, особенностями коллатерального кровообращения, взаимозависимостью между состоянием регионарного кровотока и функциональной активностью различных образований мозга. У больных атеросклерозом нарушение эластичности и повышение тонуса мозговых артерий, неравномерное уменьшение просвета артерий вследствие утолщения интимы обуславливает мозаичность кровоснабжения головного мозга и развитие дисциркуляторной энцефалопатии (ДЭ), которая проявляется сочетанием общемозговых симптомов (головные боли, головокружение, шум в голове, рассеянность, ухудшение памяти, плохое общее самочувствие и настроение, эмоциональная неустойчивость) и рассеянной органической симптоматики различной степени выраженности. ДЭ сопровождается нарушением нервно-рефлекторной регуляции сердечно-сосудистой системы.

В многочисленных публикациях было показано, что длинноцепочечные полиненасыщенные жирные кислоты (ПНЖК) класса омега-3 оказывают положительное влияние на кровообращение у больного атеросклерозом.

В связи с этим целью исследования явилась оценка влияния Эйконола на мозговой кровоток (МК) у больных ИБС в сравнении с наиболее распространенными сердечно-сосудистыми препаратами. Такими как

пролонгированные формы нитратов (нитро-ник), антагонистов кальция (ломир), бета-блокаторов (тенормин), ингибиторов ангиотензинпревращающего фермента (квинаприл).

Обследовано 50 больных ИБС (22 мужчин и 28 женщин) в возрасте от 35 до 70 лет: у 30 из них зафиксирована стенокардия напряжения II-III ФК, у 11 – постинфарктный кардиосклероз, безболевая форма ишемии миокарда диагностирована у 7 пациентов, артериальная гипертензия имелась у 37 больных, дисциркуляторная энцефалопатия I-II ст.– у всех обследованных лиц, атерогенная дислипидемия выявлена у 39 больных.

Все пациенты произвольно были разделены на 5 групп:

1 группа больных (20 чел. – 12 мужчин и 8 женщин) получала Эйконол в суточной дозе 6-8 г в течение 6 месяцев, по требованию пациенты данной группы принимали нитроглицерин для купирования стенокардии и коринфар при гипертонических кризах.

2 группа больных (9 чел. – 7 муж. и 2 жен.) получала нитро-ник в суточной дозе 26-52 мг в течение 2 недель, по требованию применялся коринфар.

Больным 3 гр: (9 чел. – 1 муж. и 8 жен.) назначался ломир в суточной дозе 5-7,5 мг в течение 2 недель.

В 4 группе (6 чел. – 5 муж. и 1 жен.) больные принимали тенормин в суточной дозе 100-150 мг в течение 2 недель.

5 гр. (6 чел. – 3 муж. и 3 жен.) получала квинаприл в суточной дозе 10-20 мг в течение 2 недель.

У всех больных до и после лечения проводилось исследование мозгового кровотока который стал возможен благодаря использованию нового физического метода диагностики как метод клиренса радиоактивного ксенона-133 при ингаляционном его введении /метод Обриста (Obrist) в модификации К.Д. Калантарова применяется не многодетекторная система, а гамма-камера, снабженная калиматором с низкой разрешающей способностью и высокой чувствительностью. Во время исследования больной располагается лежа на спине таким образом, что детектор гамма-камеры видит голову пациента в вертексной проекции. Больной через маску или загубник дышит из спирографа смесью радиоактивного ксенона и кислорода в течение 1-2 мин., которых достаточно для насыщения головного мозга ксеноном. Затем больной переключается на дыхание окружающим воздухом. При этом радиоактивный ксенон начинает вымываться из тканей мозга, причем этот процесс протекает пропорционально МК. Гамма-камера соединена с вычислительной техникой "Гамма-11"(США), позволяющей получить радиоактивное изображение головного мозга на экране монитора в течение 15 мин. С помощью курсора обрисовываются зоны интереса, с которых и получают кривые клиренса. Всего берется 7 областей: области передней, средней и задней мозговых артерий левого и правого полушарий, 7 область отражает общий мозговой кровоток. Полученные кривые обрабатывались по принципу Кети-Шмидта. Нами оценивался общий МК (мл/мин на 100 гр. ткани) и мозаичность МК (%).

По данным радиоизотопного исследования головного мозга при достаточной интенсивности общего мозгового кровотока (в среднем 94,4 мл/мин на 100 г ткани) наблюдалась выраженная мозаичность кровоснабжения различных областей головного мозга – 29,4% по всей группе больных.

После проведенной терапии у пациентов 1, 3, 4 групп, имевших ДЭ, отмечалось значительное улучшение состояния, а во многих случаях и исчезновение проявлений ДЭ. Во 2 и 5 группах проявления мозговой дисциркуляции сохранялись, а у пациентов, принимавших нитро-ник, усиливалась головная боль.

По результатам радиоизотопного исследования МК с Хе-133 при повторном обследовании было выявлено (при сопоставлении полученных данных с исходными по каждой группе), что в группе больных, принимавших нитро-ник, общий МК увеличился на 12% с усугублением мозаичности его на 14%, в группе, получавшей ломир, общий МК возрос на 1% со снижением мозаичности на 3%, в группе пациентов, принимавших тенормин, общий МК увеличился на 5%, в то время как мозаичность его уменьшилась на 4%, в группе, получавшей квинаприл, общий МК снизился на 11% и усугубилась его мозаичность на 12%, в группе больных, принимавших Эйконол, общий МК увеличился на 1% и выявлено значительное нивелирование мозаичности МК на 16% (рис. 1)

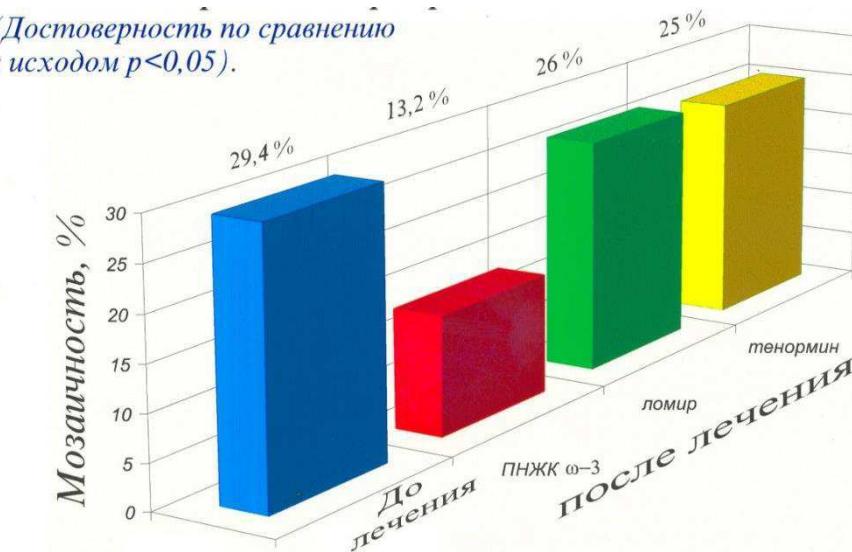


Рисунок 1- Влияние ПНЖК ω -3 в составе Эйконола на мозаичность мозгового кровообращения пациентов (n=20) с ИБС в сопоставлении с действием лекарственных препаратов

Исходя из полученных результатов, можно сделать три вывода:

1. В происхождении дисциркуляторной энцефалопатии большое значение имеет мозаичность мозгового кровотока.
2. Прием Эйконола в суточной дозе 6-8 г в течение полугода способствует устраниению мозаичности МК, что сопровождается улучшением состояния больных.
3. Гемодинамическая активность Эйконола не уступает таким активным сосудистым препаратам, как бета-блокатор тенормин и антагонист кальция ломир.

БИБЛИОГРАФИЧЕСКИЙ СПИСОК

1. Ашмарин И.П., Исаев В.А., Самсонов М.А. Физиологические аспекты применения Эйконола и других ПНЖК ω -3 при заболеваниях сердечно-сосудистой системы. Методические рекомендации. МГУ. Биологический факультет, 1999, 21 с.
2. Верткин А.Л., Мартынов А.И., Исаев В.А. и др. Новые антиатерогенные компоненты пищевого рациона. Ж. Клиническая фармакология и терапия, №3, 1994, с. 23-25.
3. Гичев Ю.Ю., Гичев Ю.П. Новое руководство по микронутриентологии. М. «Триада-Х», 2009. - 304 с.
4. Исаев В.А. Эйконол и атеросклероз. М. «МИР и СОГЛАСИЕ», 2008, 350 с.
5. Исаев В.А. Незаменимые факторы питания и физиологические аспекты их действия в организме человека. М. «МИР и СОГЛАСИЕ», 2008, 247 с.
6. Исаев В.А. Физиологические аспекты липидного обмена, ожирения и похудения. М. Изд. «МИР и СОГЛАСИЕ», 2008. – 114 с.
7. Рихард Класс. Живите долго и с наслаждением. Киев. Изд. «Лебедь», 2004. – 244 с.
8. Мартынов И.В., Исаев В.А., Мартынов А.И., Верткин А.Л. Применение масла ихтиенового – альтернатива лекарственного лечения дислипидемии. Ж. Кардиология, 1991, №38(6). М.. Медицина, с. 86-92.
9. Меерсон Ф.З., Исаев В.А., Верткин А.Л. и др. Влияние тканевого рыбного жира на перекисное окисление липидов, аритмии и летальность при острой ишемии, реперфузии и инфаркте миокарда в эксперименте. Ж. Кардиология, №3, 1993, с. 43-48.
10. Очирова А.В., Панкина Г.В., Миняйлик Г.М. О техническом регулировании в социальной сфере. М. Ж. Компетентность № 2, 2009, с. 9-13.
11. Попов П.А. Быстрое восстановление физического и психологического здоровья. г.Владимир, Изд. «Астrelъ». 2008. – 190 с.
12. Прохорович Е.А., Исаев В.А. Лечебно-профилактическое действие Эйконола при ишемической болезни сердца и стенокардии. Труды I международного форума «Кардиология 99» 28-31.01.1999 г. М., с. 312-323.
13. Разумов А.Н., Вялков А.И. Использование лекарственных растений в восстановительной медицине. М. Изд. «МДВ», 2008. – 376 с.
14. Самсонов М.А., Левачев М.М., Исаев В.А. Применение Эйконола при заболеваниях сердечно-сосудистой системы. Методические рекомендации, утвержденные Минздравом РФ 8.06.1993 г. М. 29 с.
15. Хавкин А.И., Исаев В.А. Природные источники ПНЖК ω -3 в лечении детей с аллергическими поражениями кожи и желудочно-кишечного тракта. М. Ж. Лечебный врач, №1, 2000, с. 38-39.
16. Хироми Шинъя. О вреде «здорового питания». М. Изд. «София», 2007. – 160 с.

17. Исаев В.А. Медико – биологические аспекты и закономерности проектирования состава и свойств продуктов дошкольного, школьного и геродиетического питания. Журнал «ОБЖ. Основы Безопасности Жизни» 2017. № 2/2017, с.31-39
18. Исаев В.А., Хоруженко А.Ф. НЕМЕДИКАМЕНТОЗНЫЕ СРЕДСТВА И СПОСОБЫ ЗАЩИТЫ СОТРУДНИКОВ ПОЖАРНО-СПАСАТЕЛЬНЫХ ПОДРАЗДЕЛЕНИЙ МЧС РОССИИ ОТ ВРЕДНЫХ ФАКТОРОВ СРЕДЫ И КАТАСТРОФ. Журнал "Технологии гражданской безопасности". - 2017. – том 14 № 1 (51), с.12-19.
19. Исаев В.А., Симоненко С.В. Инновационные продукты питания для адаптации организма к условиям обитания. Ж. Пищевая промышленность, N 9, 2016, с 12-15.
20. Исаев В.А., Симоненко С.В. Новые идеи в производстве продуктов питания. Ж. Пищевая промышленность, N 6, 2016, с 8-13

RADIOACTIVE XENON-133 IN DIAGNOSTICS OF MOSAICITY AND ASSESSMENT OF INFLUENCE OF EYKONOL ON A BRAIN BLOOD-GROOVE AT PATIENTS WITH THE CORONARY HEART DISEASE (CHD)

Isaev V.A., Simonenko S.V.
NPP Trinita

The cerebral hemodynamics differs from blood supply of other organs in larger intensity, features of a collateral circulation, interdependence between a condition of a regionarny blood flow and functional activity of various formations of a brain.

In numerous publications it was shown that longline fatty acids (PUFA) of a class an omega-3 exert positive impact on a circulation at patients with an atherosclerosis.

Research objective was assessment of influence of Eykonol on the cerebral blood flow (CBF) at ischemic heart disease patients in comparison with the most widespread cardiovascular drugs.

50 ischemic heart disease patients (22 men and 28 women) aged from 35 up to 70 years are examined: at 30 of them the angina of exertion of the II-III FC, at a 11-postinfarction cardiosclerosis is recorded, form of an ischemia of a myocardium is diagnosed for 7 patients, arterial hypertension was available for 37 patients, the distsirkulyatoryny encephalopathy (DE) of the I-II Art. – for all examined persons, the atherogenous dislipidemiya is taped at 39 patients.

All patients were randomly divided into 5 groups:

1 group of patients (20 people – 12 men and 8 women) received Eykonol in a daily dose 6-8 g within 6 months, patients of 2, 3, 4 and 5 groups accepted, respectively, a nitro-nickname, lomir, tenormin and kvinaprit.

At all patients before treatment the research of a brain blood-groove which became possible thanks to a new physical method of diagnostics as a method was conducted method of a clearance of a radioactive xenon-133 at its inhalation introduction / method of Obrist to K.D. Kalantarov's modifications.

According to a radioisotope research of a brain at sufficient intensity of the general cerebral blood flow (on average 94,4 ml/min. on 100 g of a tissue) the expressed variegation of blood supply of various areas of a brain – 29,4% on all group of patients was observed.

After the carried-out therapy at patients 1, 3, 4 groups which had DE became perceptible appreciable improvement of a state, and in many cases and disappearance of implications of DE. In 2 and 5 groups of implication of a cerebral distsirkulyation remained, and at the patients accepting a nitro-nickname the headache amplified. Patients have I groups, accepting Eykonol, the variegation of a cerebral circulation decreased from 29 to 13%, in other groups decreased only to 25-26%.

◆

ФОТОУЛЬТРАЗВУКОВАЯ БИОТЕХНИЧЕСКАЯ СИСТЕМА ДЛЯ ОБРАБОТКИ РАНЕВОЙ ИНФЕКЦИИ

Тимошина Я.Ю, Змievской Г.Н., Жуков К.Н., Пчеловодова А.А.
МГТУ им. Н.Э. Баумана, ipaynomind@mail.ru,
МГТУ им. Н.Э. Баумана, zmievskoy@mail.ru,
МГТУ им. Н.Э. Баумана, zhukovkn@yandex.ru,
МГТУ им. Н.Э. Баумана, nastya.tomas@yandex.ru.

Актуальность

Проблема лечения инфицированной раневой поверхности до настоящего времени остается весьма актуальной, что диктует необходимость постоянного поиска новых методов ее лечения и профилактики. Насчитывается свыше 5 тысяч микроорганизмов, способных вызывать гнойно-воспалительные заболевания и значительно замедлять процесс заживления раневой поверхности.

Цель

Изучение фотоультразвукового метода и моделирование соответствующей аппаратуры для обработки раневой инфекции.

Задачи

Установление взаимосвязи между характеристиками биоматериала (тип раневой поверхности и ее размеры, концентрация бактерий и тд.), применяя расчетный метод моделирования фотоматричной терапевтической системы, и главными техническими характеристиками фотоультразвуковой аппаратуры.

Введение

Проблема дезинфекции зараженных ран, и, в первую очередь, непосредственно самой раневой инфекции, находится на одном из первых мест заболеваний, которые так же, как онкология и сердечно-сосудистые заболевания системы, считаются Всемирной организацией здравоохранения (ВОЗ), как главные проблемы мирового значения [1]. Сейчас, в России эта проблема усугубляется еще и несоответствующим санитарным надзором, и общим снижением иммунитета по причине, повышенной стрессовости в обществе, так и снижением уровня жизни регионах страны. Так в последнее десятилетие стал выражен рост гнойно-инфицированных заболеваний ран, по причине активного развития антибиотико-резистентных штаммов и возбудителей новых инфекций. Ежегодная статистика гнойных артритов составляет 2–10 случаев на 100 000 человек, а из больных ревматоидным артритом и реципиентов клапанных протезов и вовсе составляет 30–70 на 100 000. Безвозвратная потеря функции сустава возникает у 25–35% больных. Данные о смертельных исходах при гнойных артритах существенно не поменялись за последние 30 лет и приблизительно, составляет около 5–10%. По этой причине, сегодня, в России, и ряде других стран, большое внимание уделяется этой проблеме, включая разработку новых способов борьбы с раневой инфекцией. На данный момент, существует много разных методов обработки, но ни один из не отвечает современным медицинским требованиям и ожиданиям. Если взять современные антибиотики, антисептики, способы иммунотерапии и добавить появление большого числа новых медикаментов, в целом малоэффективны и, непосредственно, обладают побочными действиями. Поэтому необходимы новые методы лечения, отличные от традиционной обработки ран антибиотиками. Один из таких методов — это применение низкочастотного ультразвука в сочетании с лекарственным препаратом, доставляемым в область раны. Другой перспективный метод, получивший ранее распространение в онкологии, основанный на использовании фотодинамического эффекта. Объединяя эти методы, можно ожидать радикального увеличения эффективности лечения. Ультразвуковое воздействие с помощью перемешивания позволяет оптическому излучению проникать на всю глубину раны. Это значительно ускоряет бактерицидные процессы во всем объеме гнойной среды.

Основная часть Суть комбинированного фотоультразвукового (ФУЗ) метода обработки на основе фототерапии (ФТ) и ультразвука (УЗ) заключается в следующем. В раневую область доставляется раствор лекарственного препарата (возможен антибиотик, фотосенсибилизатор и т.п.) при одновременном воздействии УЗ. Благодаря этому происходит очищение раневой поверхности от гнойно-некротических наслоений, а также импрегнация лекарственного препарата в патологические структуры. Воздействие УЗ при одновременном облучении источником оптического излучения (ОИ) существенно увеличивает терапевтический эффект за счёт перемешивания среды, подверженной сочетанному воздействию. На последующей части производится аспирация отработанного материала, причем источник ОИ может оставаться включенным в целях достижения, в итоге, максимальной бактерицидности [1-2]. Имеется ряд публикаций на тему успешного совместного использования оптического излучения и ультразвука при лечении инфекций, где в качестве источника оптического излучения использовалось низкоинтенсивное лазерное излучение (НИЛИ) [3]. При совместном применении для лечения низкоинтенсивного лазерного излучения и ультразвука, возникает суммирование и расчет потенциала положительного воздействия на воспалительный процесс, микроциркуляцию и восстанавливающие процессы [4]. В настоящее время нет аппаратуры для сочетанного использования этих физических факторов, поэтому применяют последовательное воздействие ультразвуком и НИЛИ.

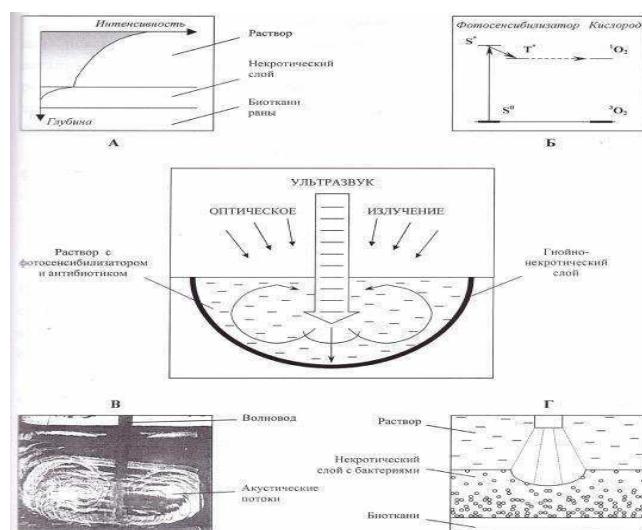


Рисунок 1 — Принцип фотоультразвукового воздействия

Здесь:

- А – ослабление оптического излучения в процессе обработки;
- Б – принцип формирования фотодинамического эффекта;
- В – визуализация акустических потоков под действием ультразвука;
- Г – воздействие ультразвука на некротический слой с патогенами.

Принципиальная схема функционирования системы.

ФУЗ БТС разработана для использования в медицинской практике. Взаимодействие элементов и звеньев ФУЗ БТС осуществляется следующим образом, как показано на рисунке 2.

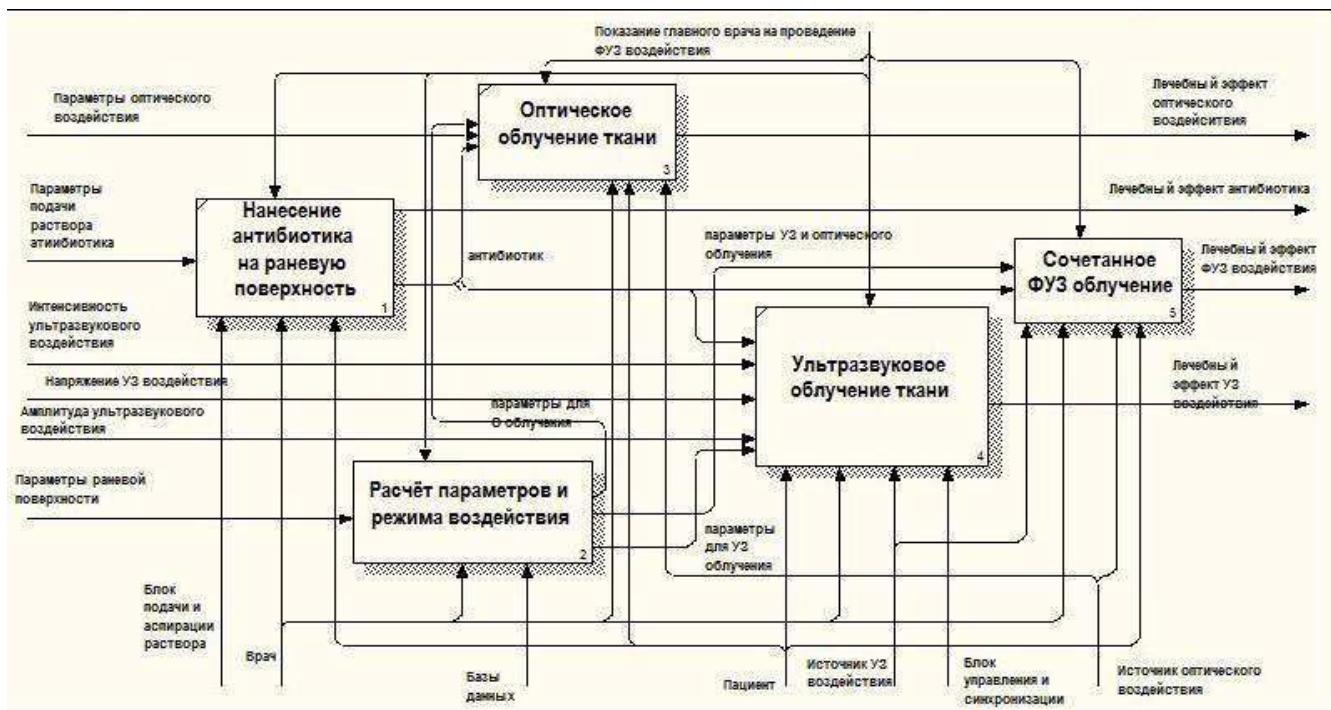


Рисунок 2 — Схема управления ФУЗ БТС

Взаимодействие элементов и звеньев БТС осуществляется следующим образом. Вначале врач осуществляет процедуру предварительной диагностики состояния инфицированной раны. Полученные данные диагностики заносятся в базу данных, и затем, выводятся на монитор для визуального наблюдения. На мониторе, на основе полученных данных выводятся рекомендации для настройки параметров и режимов обработки раневой поверхности. Информация с заданными режимными параметрами поступает к источникам ультразвукового и оптического воздействия, а также в блоки подачи и аспирации раствора. С помощью соответствующих датчиков

осуществляется обратная связь, позволяющая корректировать параметры воздействия. Исходные и вносимые поправочные данные после обработки фиксируются в базе данных. После аспирации процесс фотоультразвуковой обработки считается завершенным.

Достоинства фотоультразвуковой обработки:

- точечное воздействия, ориентированное на уничтожение бактерий;
- отсутствие привыкания бактерий к фотосенсибилизатору;
- последующее поражение бактерий с помощью антибиотика, если фотодинамический эффект будет отсутствовать;
- чистка поверхности раны от гнойно-некротических наслоений (рис 1.Г);
- из-за кавитации и взаимодействия волновода с бактериями появляются добавочные бактерицидные эффекты;
- стимулирование процессов восстановления раневой поверхности вследствие ФУЗ воздействия.

Синергетические:

- за счет объединение обоих методов усиливается эффект бактерицидности;
- значительное ускорение процессов диффузии введения ФС и антибиотика внутрь бактерий за счет УЗ воздействия;
- оптическое облучение всего объема раствора, а не только его поверхности за счет УЗ перемешивания (рис 2А, В);
- увеличение эффективности импрегнации ФС внутрь бактерий за счет подбора нужного антибиотика;
- потенциальное усиление бактерицидных свойств антибиотика за счет дополнительного оптического облучения;
- усиление свойств бактерицидности ФС за счет частичной реакции на проявление СД эффекта из-за воздействия УЗ.
- уменьшение общих сроков заживления раневой поверхности за счет объединения двух методов по сравнению с их применением в отдельности, однако некоторые возможные ограничения ФУЗ обработки, могут быть преодолены со значительным успехом.

Фотоматричная терапевтическая система

Фотоматричная терапевтическая система (ФМТС), представляющая собой совокупность сверхъярких светодиодов, обладает значительными преимуществами при облучении протяженной раневой области со сложным рельефом. Суммарная мощность всех светодиодов определяется, как произведение общей освещенности на площадь ФМТС. Вначале производится определение освещенностей, создаваемых каждым отдельным светодиодом для всех точек поверхности инфицированной раны. Затем, для нахождения общей освещенности происходит сложение освещенностей от всех светодиодов для каждой точки раневой поверхности. Зная мощность, излучаемую ФМТС, мы можем определить дозу облучения для раневой поверхности в зависимости от времени облучения. Аппарат фотоультразвуковой БТС представляет собой металлическую тарелку радиусом 7,5 см и общей площадью 160,6 см². По центру находится отверстие для установки ультразвукового инструмента. В качестве УЗ источника используется модуль на основе серийно выпускаемого для санации инфицированных ран аппарата отечественного производства УРСК-7Н-22, его акустический узел выполнен на основе магнитострикционного преобразователя, а основными техническими характеристиками являются рабочая частота 26,5 кГц и амплитуда УЗ колебаний 40±20 мкм. исходно светодиоды соединяются последовательно цепью, а далее сумма потребляемы источниками в цепи напряжений в наибольшей степени должна соответствовать ближайшему стандартному для адаптеров выходному напряжению, например, 6,7,9,12,15,18 В. Проведенный анализ, показал, что требования больше всего удовлетворяет значение 15 В, для которого последовательная цепь состоит из N=6 светодиодов. Далее, окончательная схема будет формироваться путем соединения требуемого количества последовательных цепей таким образом, чтобы общее число светодиодов соответствовало значению 227 шт. В результате, указанному числу удовлетворяет N= 37 параллельных линеек, вследствии чего, окончательное количество светодиодов в созданной полусферической ФМТС, внешний вид, которой представлен, составляет 226 шт.

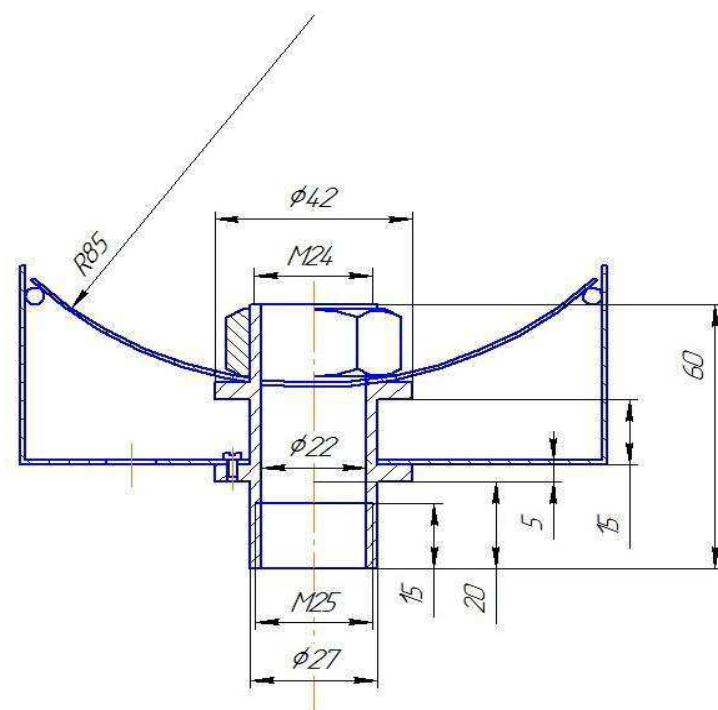


Рисунок 3 — Общий вид ФМТС полусферического типа.

Светодиоды соединяются последовательно-параллельным способом при напряжении питания 15 В, для которого каждая цепь состоит из 6 светодиодов марки BL-L522URC. Общее число светодиодов составило 226 шт. при 37 параллельных линейках. Соответствующий подбор резисторов обеспечивает наиболее точные значения требуемого напряжения для последовательной цепи светодиодов. Рассчитано распределение освещенности для облучателя сферической формы на различных расстояниях от полюса сферического сегмента. Проведены измерения распределения освещеностей.

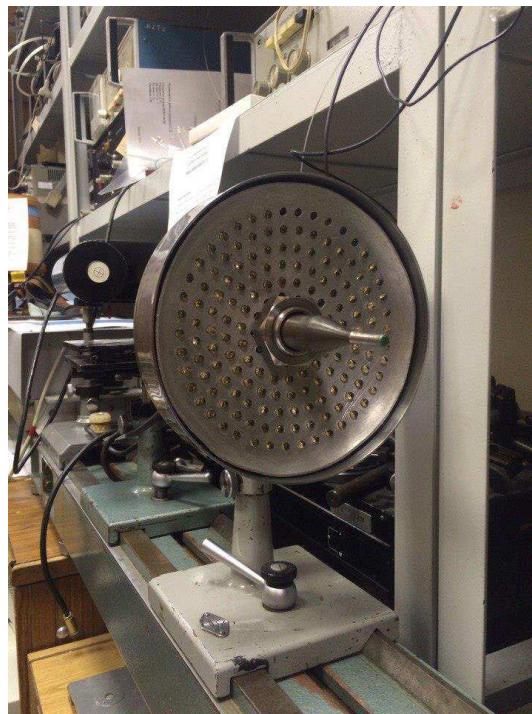


Рисунок 4 — Общий вид ФМТС полусферического типа.

Зная паспортные данные светодиодов, а именно падающее на них напряжение и максимальное значение проходящего тока, рассчитаем значение резисторов. Напряжение на светодиоде равно 2.2 В, а максимально допустимый ток 20mA. Рассчитаем сопротивление по закону Ома, в соответствии с рядом номинальными значениями резистора выбираем номинал 91 Ом.

Заключение

Произведено сравнение существующих методов обработки раневой инфекции, которое показало, что со стороны бактерицидного эффекта, длительности процедуры обработки и сроков восстановления ран, наиболее продуктивной является представленная сочетания двух методов ФД и УЗ воздействия с ФС и антибиотиком. Выявлено, что сильной стороной ФУЗ метода является достижение аддитивных и синергетических эффектов ФД и УЗ воздействий. Изучена принципиальная электрическая схема ФМТС и рассчитаны основные параметры. В дальнейшем планируется разработка автоматизированной системы управления фотоультразвуковой БТС. Точное изучение энергетических характеристик ФМТС в зависимости от источников облучения и нахождение оптимальной дозы для проводимой процедуры.

Библиографический список

3. Меняев Ю.А. Разработка фотоультразвуковой биотехнической системы для обработки раневой инфекции (диссертация на соискание ученой степени кандидата технических наук) — М., 2004.
4. Ежов В.В., Муртазаев А.М. Некоторые аспекты применения низкоинтенсивного лазера и низкочастотного ультразвука при лечении бактериального вагиноза // Современная лазерная медицина. Теория и практика. Сборник статей, вып. 2, М., 2008, С. 53-61.
5. Москвин С.В., Ачилов А.А. Основы лазерной терапии // М.—Тверь: Триада, 2008. 256 с.
6. Жорина Л.В., Змievской Г.Н. Основы взаимодействия физических полей с биообъектами. Использование излучений в биологии и медицине // М.: Изд-во МГТУ им. Н.Э. Баумана, 2014. 374 с.

PHOTOULTRASONIC BIOTECHNICAL SYSTEM FOR PROCESSING OF WOUND INFECTION

Timoshina Ya.Yu., Zmievskoy G.N., Zhukov K.N., Pchelovodova A.A.

Bauman Moscow State Technical University, ipaynomind@mail.ru,

Bauman Moscow State Technical University, zmievskoy@mail.ru,

Bauman Moscow State Technical University, zhukovkn@yandex.ru,

Bauman Moscow State Technical University, nastya.tomas@yandex.ru.

The presented photo-ultrasonic biotechnical system is designed to treat wound infection and shorten the healing time of the infected surface. This article examines the existing methods of treatment of wound infection, the evaluation of the correctness of the chosen treatment technique, the development and analysis of the basic elements of the biotechnical system, the structural and electrical circuits of the ultrasound device, which can be used to accelerate the recovery and purification of the wounded wound surface.



ПРИМЕНЕНИЕ ЛАЗЕРНОЙ КАПИЛЛЯРОСКОПИИ В МЕДИЦИНЕ

Бойко И.П., Яскин Е.Г., Каторгина Г.И., Снегирева А.В.

ГБУЗ ВО "Городская клиническая больница скорой медицинской помощи г.Владимира", plasero@mail.ru

Достижения спортивных результатов зависит от своевременного контроля функционального состояния организма, вовремя прогнозировать и предотвратить возможность получения травмы является очень важной проблемой в современном спорте. В спорте высоких достижений зачастую используют дорогостоящие оборудование, специализированные медицинские центры и большой штат врачей. При работе с спортсменами массовых разрядов такие технологии зачастую не доступны в связи с дороговизной и продолжительностью исследований, удаленностью специализированных центров и т.д.

Прогнозированию спортивных результатов может помочь метод раздельного капиллярного кровотока. С помощью данной методики, возможно, предположить с большой вероятностью, к какому типу спортивных нагрузок более адаптирован организм человека.

В основе лазерной доплеровской флуориметрии лежит использование излучения гелий-неонового лазера ($\lambda=632,8$ нм) малой мощности, которое хорошо проникает в поверхностные слои тканей. При отражении излучения от движущихся объектов (каковыми являются эритроциты в капиллярах) имеет место изменение

частоты сигнала (эффект Доплера). На этом эффекте основывается определение интенсивности микроциркуляции в тканях.

В ходе проведения исследования были обследованы 379 человек в возрасте от 18 до 25 лет. Они были поделены на 5 групп:

1) Контрольная группа (КГ) студенты, проходящие обучения в рамках физического воспитания, не занимающиеся спортом (70 человек).

2) Спортсмены циклических видов спорта (Ц), к которым относятся бег, спортивная ходьба, плавание, велосипедный спорт, лыжные гонки, конькобежный спорт и др. Несмотря на определенные различия в биомеханике, данные виды характеризуются общими параметрами энергетики мышечных нагрузок (72 человека).

3) Спортсмены скоростно-силовых видов легкой атлетики (СС), например - прыжки, метания. Отличительная особенность этих видов — взрывная, короткая по времени и очень интенсивная физическая деятельность (75 человек).

4) Спортсмены, занимающиеся спортивными единоборствами (С), например - тяжелая атлетика, пауэрлифтинг, борьба. Отличительная особенность этих видов — взрывная, короткая по времени и очень интенсивная физическая деятельность. (71 человек).

5) Спортсмены игровых видов спорта (футбол, волейбол) (И). Данные виды спорта характеризуются постоянным чередованием интенсивной мышечной деятельности и отдыха (91 человек).

Также каждая из спортивных групп была условно разбита на подгруппы спортсменов с низкими и высокими спортивными результатами в своем виде.

Исследуемые 1 группы (КГ) студенты, практически не имеющие отклонений в состоянии здоровья. Исследуемые 2-5 групп занимаются в различных специализированных учреждениях, в том числе и в ВлГУ.

Таблица 1.

Результаты капилляроскопии спортсменов, занимающихся циклическими видами спорта

Группы	Показатель капилляро-венулярного оттока X, %	Δ, %	m	t	p
КГ	51,42	2,42	0,29	3,27 > 0,05	
Цниз	52,10	9,31	1,52		
Цвыс	55,84	10,55	1,32		

Спортсмены циклических видов с более высоким показателем капилляровенулярного кровооттока показывают более высокие спортивные результаты.

Таблица 2.

Результаты капилляроскопии спортсменов скоростно-силовых видов спорта

Группы	Показатель капилляро-венулярного оттока X, %	Δ, %	m	t	p
КГ	51,42	2,42	0,29	1,51 > 0,05	
ССниз	51,91	8,11	1,40		
ССвыс	53,46	11,61	1,32		

Занимающиеся скоростно-силовыми видами спорта с более высоким показателем капилляровенулярного кровооттока также показывают более высокие спортивные результаты.

Таблица 3.

Результаты капилляроскопии спортсменов спортивных единоборств.

Группы	Показатель капилляро-венулярного оттока X, %	Δ, %	m	t	P
КГ	51,42	2,42	0,29	3,97 > 0,05	
Сниз	46,34	8,63	1,25		
Свыс	42,12	9,63	1,11		

В группе занимающихся спортивными единоборствами обследуемые с более низким показателем капилляровенулярного кровооттока показывают более высокие спортивные результаты. Таким образом, это единственная группа спортсменов, у которых показатель кровооттока является ниже 50%, причем у людей с высокими спортивными достижениями этот показатель составляет примерно 42%

Таблица 4.

Результаты капилляроскопии спортсменов игровых видов спорта.

Группы	Показатель капилляро-венулярного оттока Х, %	Δ, %	m	t	p
КГ	51,42	2,42	0,29	1,7> 0,05	
Иниз	53,78	10,10	1,31		
Ивыс	56,78	13,55	1,68		

В группе занимающихся игровыми видами спорта обследуемые с более высоким показателем капилляровенулярного кровооттока также показывают значительно более высокие спортивные результаты. Самые высокие показатели оттока у спортсменов игровых видов спорта 56.78%, в то время как самые низкие показатели - у тяжелоатлетов, пауэрлифтеров и борцов 42.12%.

Таким образом спортсмены с более низким показателем капилляровенулярного оттока покажут наилучшие результаты в единоборствах, тяжелой атлетике. В остальных спортивных дисциплинах, люди с более высоким показателем капилляровенулярного оттока покажут лучшие результаты.

Следовательно, при кратковременных физических нагрузках для достижения наилучших результатов должен преобладать кровоприток, а при длительных-кровоотток.

Таким образом, методика раздельного капилярного кровотока может эффективно использована для объективного отбора спортсменов и являться достоверным источником для получения информации о физиологических системах. Также возможно применение для коррекции двигательных систем.

LASER CAPILLAROSCOPY MEDICAL APPLICATION

Boiko I.P., Yaskin E.G., Katorgina G.I., Snegireva A.V.

GBUZ VO "City clinical hospital of emergency medical care of Vladimir", plasero@mail.ru

The present study is dedicated to investigation of capillary blood flow characteristics with a laser capillaroscopy method in the different groups of sportsmen. Blood flow-in and out state could be useful in different applications causing prediction of functional state of the sportsmen. It is shown that different sport activities require a specific blood flow parameters for the sportsman to achieve high results

МАГНИТОТЕРАПИЯ ПРОСТАТИТА С БИОЛОГИЧЕСКОЙ ОБРАТНОЙ СВЯЗЬЮ ПО ОПТИЧЕСКОМУ КАНАЛУ СВЯЗИ

Забанов Д.С., Трифонов А.А., Филист С.А.

Федеральное государственное бюджетное образовательное учреждение высшего образования «Юго-Западный государственный университет», SFilist@gmail.com

В практике лечения урологических заболеваний широко применяется магнитотерапия. Большинство методов электромагнитного воздействия являются не энергетическими, то есть пациент своими сенсорами не ощущает и не контролирует процесс воздействия. Это приводит к тому, что врачу не представляется возможным управлять терапевтической эффективностью такого воздействия в реальном времени, то есть в процессе процедуры физиотерапии. Под эффективностью терапевтического воздействия здесь понимается подбор оптимальных параметров электромагнитного излучения для конкретного пациента, которые приводили бы к достоверному терапевтическому эффекту и не приводили бы к отрицательным побочным реакциям [1]. В связи с этим необходим поиск суррогатных маркеров, которые несут информацию о терапевтическом эффекте магнитотерапии.

Особенности магнитотерапии предстательной железы заключаются в том, что процесс установки индуктора магнитного поля осуществляется «вслепую». Врач не может проконтролировать не только сам терапевтический эффект, но и интенсивность воздействия электромагнитного поля, так как оно концентрируется в небольшой области в окрестности индуктора и небольшие ошибки в позиционировании индуктора приводят к значительному изменению электромагнитного излучения в окрестности предстательной железы.

Анализ процесса магнитотерапии предстательной железы показал, что суррогатные маркеры могут быть получены на основе фотоплазмосигнала, реографического сигнала и анализа статистических характеристик температурных изменений в окрестности предстательной железы. Все они, так или иначе, связаны с показателями микроциркуляций, которые могут использоваться в качестве индикатора терапевтического эффекта [2, 3]. Согласно [2] на основе показателей микроциркуляций строятся динамические ряды, статистический анализ которых позволяет получить суррогатные маркеры для классификаторов, предназначенных для оценки результативности терапевтического воздействия. Вышеперечисленные

электрофизиологические показатели имеют существенное преимущество по технологии их получения по сравнению с биохимическими показателями, широко применяемыми для получения суррогатных маркеров эффективности физиотерапии.

Наиболее простым и безопасным способом контроля микроциркуляций является фотоплазмосигнал. На рисунке 1 представлен фотоплазмосигнал, соответствующий одному кардиоциклу. Также как и при структурном анализе электрокардиосигнала, в фотоплазмосигнале на апертуре кардиоцикла выделяют характерные точки. Однако, структура фотоплазмосигнала не так хорошо выражена, как структура электрокардиосигнала, а его смещение в область низких частот затрудняет отстройку от двигательных помех.

Для получения суррогатных маркеров, позволяющих контролировать динамику микроциркуляций, из фотоплазмосигнала необходимо выделить вектор информативных признаков, предназначенный для классификации микроциркуляций.

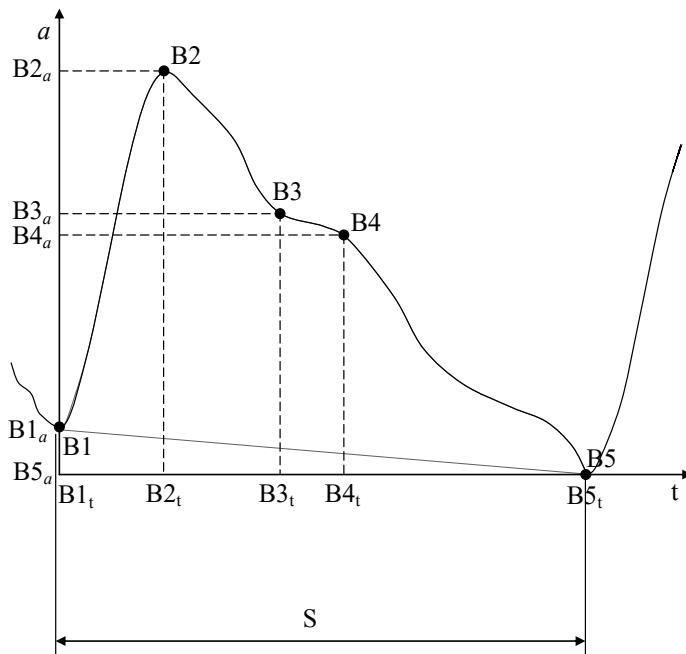


Рисунок 1 - Фотоплазмосигнал с кодирующими точками

На первом этапе синтеза признакового пространства параметры фотоплазмосигнала группируются по двум признакам:

1. Амплитудные характеристики пульсовой волны, соответствующие анакротическому и дикротическому периодам, координаты которых определяются на оси ординат (рисунок 1). Несмотря на то, что эти параметры являются относительными, их изучение в динамике предоставляет ценную информацию о силе сосудистой реакции. В этой группе признаков исследуется амплитуда анакротической и дикротической волны, индекс дикротической волны. Последний показатель имеет абсолютное значение и имеет собственные нормативные показатели.

2. Координаты временных характеристик пульсовой волны, предоставляющие информацию о длительности сердечного цикла, соотношении и длительности систолы и диастолы, определяются по оси абсцисс (рисунок 1).

Как амплитудные, так и временные показатели фотоплазмосигнала не обладают должной специфичностью при исследовании параметров микроциркуляций. Поэтому целесообразно использовать как те, так и другие параметры. В качестве временного параметра используем величину

$$S = B5_t - B1_t, \quad (1)$$

где $B1_t$ и $B5_t$ – координаты кодирующих точек объемного пульса по оси t , причем точка $B1$ соответствует началу периода изгнания, точка $B2$ соответствует моменту максимального расширения сосудов в фазу форсированного изгнания, точка $B3$ соответствует протодиастолическому периоду, точка $B4$ соответствует началу диастолы, точка $B5$ соответствует наступлению конца диастолы и указывает на конец сердечного цикла.

Кроме того, для получения признакового пространства для реализации биоуправления по показателям микроциркуляций были использованы амплитуда пульсовой волны, определяемая как

$$APV = B2_a - B1_a. \quad (2)$$

Индекс дикротической волны, определяемый как

$$\text{ИДВ} = (B3_a - B5_a) / (B2_a - B1_a). \quad (3)$$

На втором этапе из выделенных параметров фотоплетизмограммы находим четыре информативных признака $X1, X2, X3, X4$. Они определяются по формулам (4-7):

$$X1 = (S(t2) - S(t1)) / S(t1), \quad (4)$$

где $t2 - t1 = T_{БК}$, $T_{БК}$ - интервал времени (1...2 минуты), определяемый частотой биоуправляемой коррекции терапевтического воздействия; $S(t1)$ - среднее значение параметра S на интервале $t1 - T_{БК}$, $S(t2)$ - среднее значение параметра S на интервале $t2 - T_{БК}$,

$$X2 = ((B2_a(t2) - B1_a(t2)) - (B2_a(t1) - B1_a(t1))) / (B2_a(t1) - B1_a(t1)); \quad (5)$$

где $B2_a(t1)$ - среднее значение параметра $B2_a$ на интервале $t1 - T_{БК}$, $B2_a(t2)$ - среднее значение параметра $B2_a$ на интервале $t2 - T_{БК}$,

$$X3 = |0,68 - \text{ИДВ}(t2)| - |0,68 - \text{ИДВ}(t1)|; \quad (6)$$

где ИДВ(t1) - среднее значение параметра ИДВ на интервале $t1 - T_{БК}$, ИДВ(t2)- среднее значение параметра ИДВ на интервале $t2 - T_{БК}$.

$$X4 = \text{ПЗ}(t1) - \text{ПЗ}(t2), \quad (7)$$

где ПЗ(t1) - среднее значение параметра ПЗ на интервале $t1 - T_{БК}$, ПЗ(t2)- среднее значение параметра ПЗ на интервале $t2 - T_{БК}$ [4].

Биоуправляемая магнитотерапия заключается в том, что при лечении больных простатитом, включающем курсовое воздействие электромагнитным излучением на предстательную железу после эндоректального ввода индуктора (аппликатора) и последующей коррекции параметров этого излучения в зависимости от динамики изменения показателей микроциркуляций (суррогатных маркеров) в окрестности предстательной железы в качестве показателей микроциркуляций используют информативные признаки, получаемые с фотоэлектрического датчика, установленного на поверхности корпуса аппликатора.

Для реализации биологической обратной связи при магнитотерапии простатита использовался аппликатор аппарата УЛП-01-ЕЛАТ. Фотография аппликатора аппарата УЛП-01-ЕЛАТ представлена на рисунке 2.

На аппликаторе имеется технологическое плато, которое было использовано для установки инфракрасного излучателя и приемника инфракрасного излучения.

В качестве источника излучения фотоплетизмографического датчика выбран ИК-светодиод TSML1020. В качестве приемника фотоплетизмографического датчика выбран фототранзистор VEMT2520X01.

Датчик размещен вдоль области аппликатора, указанной на рисунке 3, приблизительно по центру данного скоса, при этом не имеет значения последовательность «фототранзистор-светодиод» или «светодиод-фототранзистор» относительно концевой части аппликатора.



Рисунок 2-Фотография аппликатора аппарата УЛП-01-ЕЛАТ

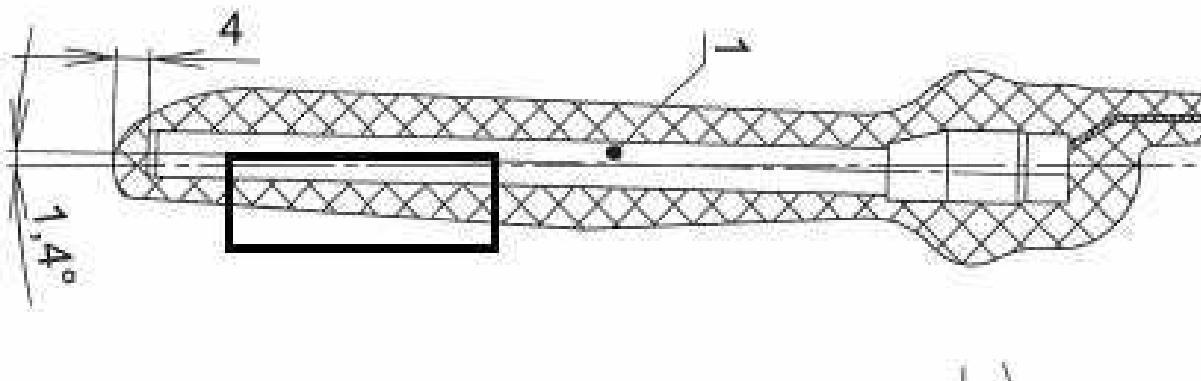


Рисунок 3 – Расположение датчика ФПГ

На рисунке 4 представлен фрагмент фотоплэтизмограммы, полученный после ректального ввода аппликатора.

Выходные напряжения датчика фотоплэтизмограммы достаточно сильно подвержены влиянию двигательных помех, что вызывает необходимость в разработке методики съема информации с аппликатора с медицинской стороны и конструктивного усовершенствования аппликатора с технической стороны.

Основная задача управляемой магнитотерапии состоит в том, чтобы выделить из информативных признаков те составляющие, которые обусловлены воздействием магнитного поля на биоматериал. В таком случае у врача появится возможность путем подбора параметров магнитного поля влиять на эти информативные признаки, а следовательно, контролировать терапевтический эффект.

При магнитоуправляемой терапии контролируются не сами информативные признаки, величины которых могут быть обусловлены как конституцией пациента, так и сопутствующими заболеваниями, а динамика изменения выделенных показателей. Причем в качестве показателей, которые контролируются в процессе магнитотерапии, выбраны статистические параметры информативных признаков. Таким образом, аппликатор (рисунок 1) после ректального ввода устанавливается в окрестности предстательной железы, снимается фотоплэтизмосигнал посредством пары светодиод-фотодиод, установленной на плате аппликатора (рисунок 2), определяются статистические параметры информативных признаков (4-7) и возбуждается терапевтической магнитное поле.

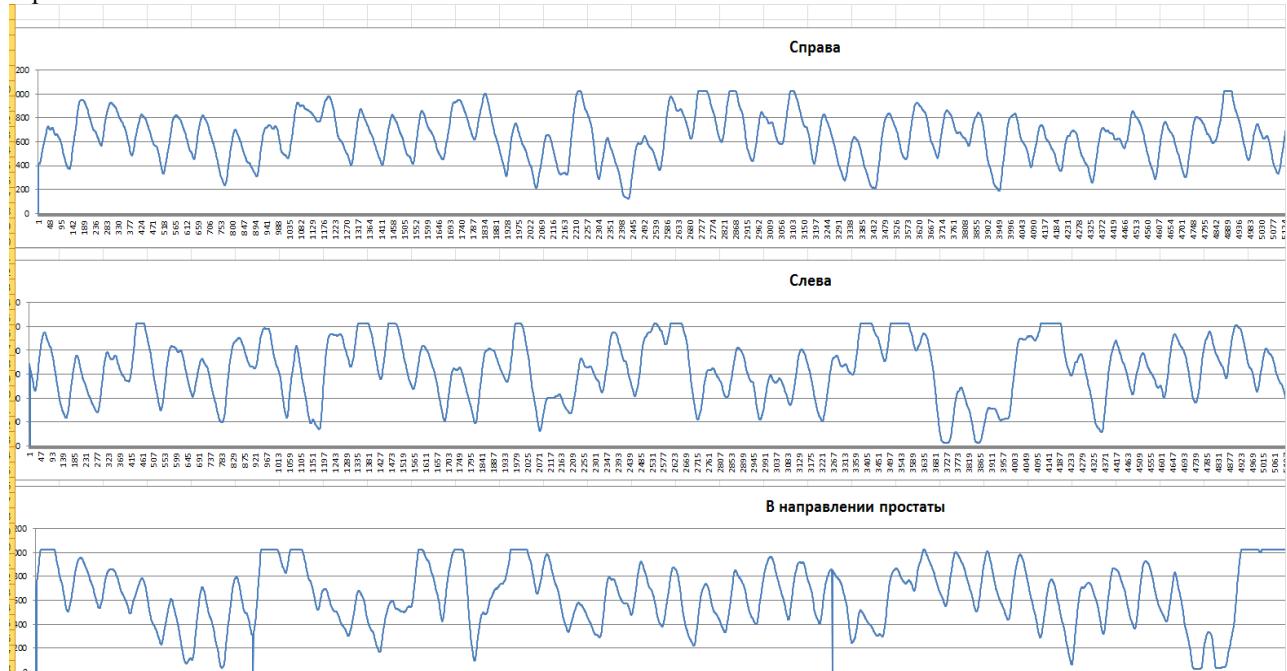


Рисунок 4 - Эпюры напряжений с датчика фотоплэтизмограммы, полученные при ректальном вводе аппликатора с различными положениями аппликатора относительно простаты

В комплект устройства для биоуправляемой терапии входят следующие основные узлы. Микроконтроллер, реализующий процессы управления характеристиками терапевтического магнитного поля и формирования информативных признаков. Аудио усилитель, нагрузкой которого является индуктивная катушка аппликатора. К аналоговому входу микроконтроллера подключен выход датчика фотоплазмосигнала. Датчик фотоплазмосигнала нагружен на фильтр низких частот. При необходимости в измерительную цепь датчика фотоплазмосигнала включается логарифмический усилитель, способный ослабить влияние разности в динамических диапазонах фотоплазмосигнала у различных пациентов. Микроконтроллер подключен к ноутбуку, который выполняет функции накопления данных и обработки информации. В результате анализа данных программа, размещенная в памяти ноутбука, формирует выходные данные, руководствуясь которыми микроконтроллер устанавливает соответствующие параметры терапевтического магнитного поля. Использование ноутбука позволяет не подключать дополнительное устройство отображения информации и дополнительную память к микроконтроллеру.

План проведения следующей процедуры магнитотерапии определяется как текущей динамикой статистических характеристик информативных признаков, так и ретроспективным анализом соответствующих динамических характеристик, что также осуществляется с помощью программы для ЭВМ. Основная идея, лежащая в основе этой программы, состоит в том, что положительный терапевтический эффект приводит к улучшению показателей микроциркуляции в области предстательной железы, с которыми связаны признаки (4-7). При этом используются гибридные методы управления, включающие как нечеткую логику принятия решений, так и обучаемые нейронные сети.

Для реализации нечеткого управления выделялись ряд ситуаций, каждой из которых соответствовало определенное правило нечеткой продукции. В процессе экспериментальных исследований рассматривались ситуации, характеризующие различными сочетаниями термов и различным типам функций принадлежности.

Библиографический список

1. Филист С.А. Магнитотерапевтический аппарат с адаптируемым спектром электромагнитного излучения для лечения простатита и гинекологических заболеваний/С.А. Филист, А.А. Кузьмин, Д.В. Мешковский // Медицинская техника. 2008. №4. - С.20-24.
2. Картелишев, А.В. Технологии этапной комбинированной магнитолазерной терапии в комплексном лечении психосоматических расстройств / А.В. Картелишев, Г.П. Колупаев, А.Р. Евстигнеев, Н.Д. Лакосина. Калуга. – Изд. «ротор-ПРЕСС», 2005. - 68 с.
3. Чернух А.М., Микроциркуляция/А.М. Чернух, П.Н. Александров, О.В. Алексеев. М.:Медицина. 1984. – 432 с.
4. Патент РФ №2355446. Способ биоуправляемой магнитотерапии больных простатитом и устройство для его реализации / Д.В. Мешковский, С.А. Филист и др.; заявитель Государственное образовательное учреждение высшего профессионального образования «Курский государственный технический университет»; заявл. 18.09.2007. Опубликовано 20.05.2009.

MAGNETOTHERAPY OF A PROSTATITIS WITH BIOLOGICAL FEEDBACK VIA THE OPTICAL COMMUNICATION CHANNEL

Shabanov D. S., Trifonov A. A., Filist S. A.

Federal State Budget Educational Institution of Higher Education "South-Western State University",
SFilist@gmail.com

A method of prostatitis magnetotherapy is proposed, which differs in the way of realization of the biological feedback loop and algorithms for the synthesis of therapeutic electromagnetic radiation.

The characteristic space is synthesized, the parameters of which reflect the changes in the parameters of microcirculation in the zone of magnetotherapy.

Method bio-controlled therapy of patients with prostatitis based on a study of indicators of mikrotsirkulyatsii controlled by means of a photoplethysmogram obtained from the photoelectric sensor placed on the body surface of the inductor therapeutic magnetic field. The control magnet is carried out by means of the fuzzy control module. Mamdani algorithm was used to develop the architectural solutions of the module.

The device of bio-controlled prostatitis magnetotherapy includes an inductor and a feedback module containing a photoplethysmogram sensor and a microcontroller that implements the control of electromagnetic radiation of the inductor based on the analysis of changes in microcirculation parameters in the vicinity of the prostate.

СЕКЦИЯ 2

БИОКИБЕРНЕТИКА И МАТЕМАТИЧЕСКОЕ МОДЕЛИРОВАНИЕ

МОДЕЛЬ УПРАВЛЕНИЯ, КОНТРОЛЯ И РЕГУЛЯЦИИ РИТМОМ СЕРДЦА

Кузнецов А.А.

Владимирский государственный университет им. А.Г. и Н.Г. Столетовых. E-mail: artemi-k@mail.ru

Введение. Известно существование причинно-следственной связи между ЧСС и симптомами стенокардии при физических нагрузках, определенной «отрицательной фазой» пульса, или снижением частоты сердечных сокращений (ЧСС) ниже исходных величин после выполнения мышечной нагрузки [1 – 4]. Летальные нарушения ритма могут возникать и во время психоэмоционального стресса, сопровождающегося специфическими электрическими и химическими нарушениями в лобно-кортикалной системе [5 – 7]. Внешняя среда вызывает церебральные реакции на высшем уровне центральной нервной системы, которая оказывает управляющее влияние на формирование, поддержание или изменение ритма сердца. Так перевязка коронарной артерии животных не приводит к трепетанию желудочков, если исключен психический стресс, или если на фоне психического стресса блокирован церебральный путь, связывающий лобную долю коры с автономным ядром мозгового ствола. Электрическая стимуляция связки «лобная доля коры – мозговой ствол» приводит к появлению аритмии, вызывая трепетание желудочков даже в здоровом сердце [7].

Достоверным фактором нарушения ритма сердца является ишемия миокарда (ИМ), которая в сочетании с психоэмоциональным стрессом может вызвать даже внезапную сердечную смерть (ВСС). Нарастающее перераспределение норадреналина влияет на клеточные метаболические процессы созданием временной негомогенности соседних участков, ведущих к различию электропроводимости «трасс проведения», а, следовательно, разности скоростей проведения сигнала. Если в течение десяти минут 1-й фазы ИМ местные анестетики полностью ингибируют поддерживаемое возбуждением симпатического нерва высвобождение норадреналина в пресинапсах, то во 2-й фазе (до 40 мин) концентрация норадреналина нарастает спонтанно. В третьей острой фазе ИМ через 40 мин на спонтанный выброс норадреналина перестают оказывать влияние блокаторы повторного связывания в пресинапсе и концентрация растет неконтролируемо. Локальные изменения метаболизма различных волокон миокарда ведут к потере системности, фиксируемой проявлением признаков электрической нестабильности сердца. Информативно по временной шкале сигнал обязан пройти по данному участку, а реально по событийной шкале – задерживается. Медленное распространение возбуждения в одном и блок (задержка) в других направлениях порождает круговое распространение возбуждения («рефлексию») в области значимого препятствия. Круговое распространение может начаться экстрасистолой в области непораженных клеток в момент, когда они не полностью реполяризованы или существовать постоянно в одной и той же зоне, выражаясь желудочковыми экстрасистолами и желудочковой тахикардией. Смена локализации кругового распространения возбуждения приводит к обратимому трепетанию желудочков и предсердий [7].

Общая модель управления, регуляции и контроля в живых системах

Исходным базовым положением представления автора об управлении, регуляции и контроле процессов жизнедеятельности в живых системах является обозначенное и устойчивое распределение частотных диапазонов (ритмов) управляющих и регулирующих сигналов по всей системной иерархии, и, в частности в живом организме: от элементарной клетки, до клеточных ассоциаций, тканей и органов. Для устойчивости распределения, взаимозаменяемости и системного взаимодействия клеточных структур диапазоны обязаны быть нормализованы, и пересекаться хотя бы «на хвостах» распределений. К подтверждению вышеизложенного обязаны существовать соответствующие внутренние генераторы сигналов в каждом диапазоне. Так как трудно представить огромное число внутренних согласованных генераторов, то единственno приемлемым вариантом происходящего остается механизм формирования мод (гармоник) в полуоткрытом замкнутом пространстве по заданной начальной крайне-низкой частоте (КНЧ), на которой сигнал принимается лобной долей коры, и далее системой связки мозолистого тела с полушариями мозга [8, 9]. Этот сигнал на основной базовой частоте – родительской для всех ритмов всех органов, конвертируется мозгом в устойчивую голограмму (с ритмом сердца) и по ней непрерывно – в совокупность гармоник «по заказу», но в данном случае (в норме) – по умолчанию. Рецепторные сигналы в форме частотных разрядов генераторных потенциалов модулированы этими «нужными» гармониками и в таком виде поставляются разным органам.

Вероятно, кроме заданного основного ритма КНЧ сигнал несет непрерывную информационную составляющую, непрерывно формирующую, поддерживающую и корректирующую базовую голограмму. Она должна «оставаться» в головном мозге, преобразованием в звуки, образы и картишки, создавая общий фон функционального состояния организма в норме (ФОС*). Очевидно, внешний сигнал как естественный лечебный, обязан быть «чистым», сохраняющим и задающим ФОС*, т.е. здоровый организм со слабо выраженной (оптимальной) неравновесностью макро-процессов [10]. Распределенная минимальная степень необратимости предопределит минимальную скорость системного старения. Если принять природу этого сигнала электромагнитной, то возникает большое число необъяснимых проблем. С одной стороны радиофизикам и астрофизикам известно, что такие чистые от помех электромагнитные сигналы в КНЧ-диапазоне распространяются высоко над уровнем моря (в горах) и ночью. Наиболее сильный всплеск естественной помехи наблюдается при восходе и закате солнца, т.е. в течение смены режима день-ночь-день [11 – 14]. При смене сезона или резкого изменения погоды амплитуда и спектр помехи варьируется [14 – 15]. С другой стороны прием КНЧ сигнала малым объемом мозолистого тела или даже черепной коробкой не может быть объяснен в рамках классической физики. Вероятно, основываясь на том, что телепатические сигналы – сигналы не электромагнитной природы, и здесь следует ожидать нечто подобное (к сожалению), и связь информационного поля с материальной структурой мозга человека имеет не электромагнитную природу. Электромагнитный сигнал вторичен по отношению к этому неизвестному физическому (оказывающему действие) полю.

Многие ученые в США (Институт Монро) и России (МФТИ, ИРЭ) занимаются исследованием информационного (торсионного) поля. Автор не делает ссылок на соответствующие литературные источники, т.к. при многочисленных теоретических построениях и хитроумных опытах, подтверждающих наличие такого поля, убедительно и достоверно зарегистрировать удается лишь последствие посредника. Обычно регистрируется последствие – электромагнитный или ультразвуковой сигнал, но не само первичное поле. Именно поэтому и за неимением иного, рассуждения по поводу возможных свойств этого поля автор предлагает проводить, используя риторику радиофизических методических представлений о приемных каналах.

Предположим, что вышеописанная модель сопряжения организма с внешним миром верна, и более того работает по одному каналу «передача – прием». Необходим устойчивый КНЧ сигнал, отстроенный на узкую полосу приема, канал проведения с заданной амплитудно-частотной характеристикой (АЧХ), механизм конвертирования в электромагнитный сигнал с последующим разложением на гармоники. Энергия сигнала необходима для приема, проведения, а фазовый спектр – для разложения на «коллектив мод». Совокупность модулированных гармониками рецепторных сигналов, представляет информационную накачку для работы всех подсистем в режиме ФОС*. Такой алгоритм требует многих «не деформированных в норме» функциональных звеньев. В указанном смысле алгоритм управления вынесен вовне организма, представляя собой «матрицу системной памяти здоровья» и ритмы КНЧ диапазона, а центральная нервная система (ЦНС) является конечным звеном системы управления ритмом сердца и жизнедеятельностью организма. Организм их конвертирует и перераспределяет центральной нервной системой «по заказу» набором усвоенных – экзогенных ритмов [8, 16]. Для любого здорового человека ЦНС работает в условном режиме контроля, характеризуемого нормальным распределением сигналов на частотных диапазонах, определяющих каждую моду, а также безусловная «доставка» каждой моды соответствующему органу. Сигнал считается управляющим в режиме контроля, если он усвоен условным органом в стационарном режиме работы органа, и управляющим вне режима контроля – если усвоен не полностью и в нестационарном режиме. Контроль ритма сердца в режиме ФОС* и наряду с вышеуказанным признаком по управлению характеризуется балансным (нейтральным) состоянием вегетативных симпатико- парасимпатических отношений [17], относящихся к внутрисистемным механизмам регуляции. Наличие хаотической составляющей определено многочисленными афферентными и эфферентными связями с органами и тканями организма и имеет характер непрерывной реактивной подстройки ритма на внутрисистемные и внешние по отношению к сердцу стимулы [18].

В процессе вегетативной регуляции ритма сердца сдвиг баланса в сторону влияния симпатического сегмента вегетативной нервной системы (ВНС) задает коррекцию детерминанты основного ритма в форме левосторонней асимметрии и сильной вариабельности экссесса функции распределения плотности вероятности ритмограмм. Форма кривой функции распределения обретает признаки логнормального распределения [19] с уменьшенной вероятностью наиболее вероятного значения. Вклад хаотической составляющей при этом падает, не провоцируя появление и развитие аритмий. Коррекция детерминанты в ритме сердца обеспечивает положительный избыток локальной продукции энтропии точечной ритмограммы, или диаграммы ритма сердца (ДРС) [20, 21]. Управление посредством вариабельности ритма сердца других органов, имеющее результатирующую хаотическую динамику, стремится этот избыток исчерпать. Поэтому при положительных вариациях энтропии система ритма имеет естественный механизм самовозврата к стационарному режиму энтропийной природы. Восстановление, или обратимость ритма сердца к стационарности – признак здорового организма, скорость восстановления характеризует эффективность работы механизма адаптации к смене режима работы сердца.

Активная среда миокарда имеет характерные скорости проведения прямого (деполяризация) и обратного (реполяризация) сигнала, предопределяющие суммарно минимальный размер кардиоцикла. Если сигнал на проведение задается до окончания реполяризации, возникают соответствующие альтернации сегментов,

интервалов и зубцов. Ритм становится «жестким», дисперсия падает, детерминанта фазы превалирует над хаотической составляющей с редкими проявлениями экстрасистол первого типа на зубце Т электрокардиограмм. Усиление и удлинение интервала симпатического влияния на ритм сердца практически всегда заканчивается «расслаблением» (депрессией) при вегетативной реакции сдвигом баланса в сторону влияния парасимпатической системы. Наиболее вероятное значение R-R интервала на ДРС смещается к удвоенному значению суммарно минимального размера кардиоцикла. Вклад хаотической составляющей при этом растет, провоцируя появление и развитие аритмий. Так при уменьшении упорядоченности на ДРС генерируются экстрасистолы второго типа. Можно сказать, что они являются элементами первого уровня защиты ритма сердца. С одной стороны они увеличивают падающую упорядоченность ритма, а с другой стороны – «перезапускают» системный процесс ритма. Если хаотическая составляющая ритма продолжает расти, то экстрасистолы II генерируются цугом. При этом рост интенсивности хаоса проявляется (кодируется) уже в скорости учащения набора экстрасистол. Развитие экстрасистолии заканчивается суперэкстрасистолой с последующим *n. vagus*, как элементом второго уровня защиты системного ритма. Итак, развитие превалирования парасимпатического воздействия на сердце (например, со стороны ядра блуждающего нерва) приводит к чередованию *n. vagus* и к проявлению в ритме сердца частот чужеродных детерминированных процессов, включая механизмы аритмогенеза. Источниками этих частотных процессов могут быть и иные органы, выведенные по тем или иным причинам из гомеостаза. Ритм сердца становится многорежимным («тахо-бради») [22]. Каждый ритмический режим детерминирован своим собственным внешним генератором. Ритм сердца переходит хаотически с одного режима на другой. Падение глобальной роли центрального управления сопровождается указанной сменой качества ритма сердца, что подтверждается отрицательными вариациями энтропии ритма сердца, или падением величины положительного избытка продукции энтропии ниже порогового для заданного стационарного процесса [19]. Таким образом, и наряду с внешним КНЧ сигналом ритм сердца имеет статус управляющего системного процесса онтогенеза с информационным энтропийным механизмом управления посредством перераспределением значений R-R интервалов на ДРС в направлении осмысленности сохранения или правки текущего ФСО.

Некоторые частные признаки модели управления, регуляции и контроля

С одной стороны общим механизмом, обеспечивающим функциональное самосохранение в заданных формах устойчивости слабо-неравновесных процессов в «живой материи», является саморегуляция [7, 10, 16]. С другой стороны непрерывность функционирования «живой системы» предполагает необходимость входящих базовых непрерывных стационарных процессов, что, в свою очередь, накладывает на них обязательность цикличности. Именно входящих, так как выходящие процессы для «живой материи», от нее отсекаются – теряются. Из известных процессов волновой природы проникающей (поляризацией, индукцией) способностью обладают электромагнитные волновые процессы. Полную иерархию таких усвоенных или самостоятельно генерируемых циклических процессов принято обозначать биоритмами [9, 23]. Гармоническая упорядоченность биоритмов обеспечивается внешними управляющими процессами, а их синхронизация – внутренними регуляторными процессами (системной саморегуляцией – гармонизацией). Оба механизма управления и регуляции обязаны работать в непрерывном режиме, поэтому и их динамика обязана иметь базовые циклические составляющие – «счетные метки». Соизмеримость циклов придает им аналог «фазовой матрешки»: один цикл обязан быть основным, содержащим внешний КНЧ диапазона. Исходя из этого и учитывая необходимую «жесткость» управления и «мягкость» режимов регуляции, резонно предположить вторичность регуляторных процессов синхронизации в начальной стадии эволюции организма и первичность – в текущей жизни в норме. Характерные периоды внешних регуляторных процессов должны быть значительно больше и обязательно соизмеримы с характерными интервалами времени циклических составляющих системной саморегуляции. Таким образом, единицей шкалы времени «живых систем» являются непостоянны и очень большие интервалы времени внешних базовых процессов. Процессы системной саморегуляции должны непрерывно подстраиваться для исполнения соизмеримости изменением своих характерных интервалов. В рамках такого представления, очевидно, что время для «живых систем» не является однородным, а скорость течения времени не является постоянной. Течение собственного времени «живых систем» может быть задано последовательностью циклов саморегуляции внутри одного цикла синхронизации [23].

Основной фазовой составляющей системной саморегуляции «живой системы» организма человека является ритм сердца [1, 2, 7, 16, 17, 21 – 23]. Непрерывность ритма обеспечивает непрерывный и постоянный алгоритмический механизм электрической и сократительной активности миокарда. Информационная энтропия I^* является количественной информационной оценкой способности системы к самопроизвольным изменениям (саморегуляции). Функция $I^*(n)$ положительна, постоянно растет и обладает асимптотической устойчивостью к стационарному состоянию ритма сердца. В этом она удовлетворяет свойствам функции Ляпунова. Стремление I^* к постоянной величине означает отсутствие таких изменений, а, следовательно, не выраженность влияния механизмов саморегуляции ритма. Чем сильнее упорядочена система ритма, тем меньшим числом микросостояний осуществляется макро-состояние с реализацией в форме ритмограммы. Падение величины I^* с возрастом означает текущую возрастающую реорганизацию системы ритма посредством роста превалирования внутренних механизмов регуляции над механизмами внешнего управления. Управляющим и генерирующим детерминанту гармоники ритма сердца являются головной мозг и ЦНС

Выводы

Ритмическая модель управления, регуляции и контроля ритмом сердца включает в себя положение автора о сильной управляющей связи структур головного мозга и центральной нервной системы с КНЧ диапазоном внешней среды, а также о волновом взаимодействии указанного диапазона с ритмом сердца и возможном формировании голограммы, с которой постоянно считываются гармоники соизмеримых высших частот. В этих требуемых ритмах кровь, контрольные и регуляционные сигналы поставляются каждому органу.

Библиографический список

1. Амирор, Н.Б. Применение метода изучения вариабельности сердечного ритма при различных состояниях (Обзор литературы) / Н.Б. Амирор, Е.В. Чухнин // Диагностика и лечение нарушений регуляции сердечно-сосудистой системы. – М.: ГКГ МВД России. 2008. С. 63 – 75.
2. Баевский, Р.М. Введение в донозологическую диагностику/ Р.М. Баевский, А.П. Берсенева. – М.: Слово. 2008. 176 с.
3. Берсенева, А. П. Принципы и методы массовых донозологических обследований с использованием автоматизированных систем / А.П. Берсенева // Автореф. дис. докт. биол. наук. – Киев: 1991. 27 с.
4. Баевский, Р.М. Оценка адаптационных возможностей организма и риск развития заболеваний / Р.М. Баевский, А.П. Берсенева. – М.: Медицина, 1997. 235 с.
5. Селье, Г. Концепция стресса как мы ее представляем в 1976 году / Г. Селье // Новое о гормонах и механизме их действия. – Киев: Наукова думка. 1977. С. 27.
6. Баевский, Р.М. Математический анализ изменений сердечного ритма при стрессе / Р.М. Баевский, О.И. Кирилов, С.В. Клецкин. – М.: Наука. 1984. 220 с.
7. Лемус, В.Б. Центральная регуляция кровообращения при травмах и кровопотере / В.Б. Лемус. – Л.: Медицина. 1983. 224 с.
8. Биологические ритмы. В 2 т. Т. 1 : пер. с англ.; под ред. Ю. Ашоффа. – М.: Мир, 1984. 414 с.
9. Андреева, М.И. О плотности распределения помехи в КНЧ диапазоне / М.И. Андреева, В.В. Ионов, Ю.К. Попов // Радиопомехи КНЧ диапазона и их природа. - Рязань: РРТИ. 1976. С. 72 – 75.
10. Бауэр, Э.С. Теоретическая биология / Э. С. Бауэр. – М.-Л.: Изд-во ВИЭМ, 1935. 206 с.
11. Обридко, В.Н. Реакция человеческого организма на факторы, связанные с изменениями солнечной активности / В.Н. Обридко, М.В. Рагульская, О.В. Хабарова [и др.] // Биофизика. – М.: Наука, 2001. Т. 46. вып.5. С. 940 – 945.
12. Рагульская, М.В. Влияние солнечных возмущений на функционирование и синхронизацию человеческого организма / М. В. Рагульская [и др.] // Журнал радиоэлектроники. 2000. № 10. С. 58 – 64.
13. Береснев, В.К. Некоторые результаты измерений флюктуаций естественного электромагнитного поля Земли (ЕЭМПЗ) в диапазоне частот 1 – 30 Гц/ В.К. Береснев, В.П. Гусев, Б.М. Рогачевский, И.С. Соловьев, Г.П. Токарева // Радиопомехи КНЧ диапазона и их природа. Рязань, РРТИ, 1976. С. 48 – 53.
14. Конопасов, Н.Г. Исследование внутригородских помех КНЧ диапазона/ Н.Г. Конопасов, И.И. Березина, Н.Е. Кондратьева, С.А. Кремешкова// Радиопомехи КНЧ диапазона и их природа. – Рязань: РРТИ. 1976. С. 40 – 44.
15. Кремешкова, С.А. О корреляционной связи вариаций электромагнитного поля с метеопараметрами/ С.А. Кремешкова, Ю.М. Ивонин, В.Д. Дмитриев, И.И. Березина// Радиопомехи КНЧ диапазона и их природа. – Рязань: РРТИ. 1976. С. 45 – 48.
16. Дубров, А. П. Симметрия биоритмов и реактивности/ А. П. Дубров. – М.: Наука, 1987. 238 с.
17. Физиология человека: В 3-х томах. Т.2. Пер. с англ./ Под ред. Р. Шмидта и Г. Тевса. -М.: Мир, 1996. 313 с.
18. Эйдукайтис, А. Применение теории хаоса для анализа сердечного ритма в различных стадиях сна у здоровых лиц/ А. Эйдукайтис, Г. Варонецкас, Д. Жемайтите // Физиология человека. 2004. Т.30, № 5. С. 56 – 61.
19. Кузнецов, А.А. Функции распределения параметров ритмограмм здоровых людей/ А.А. Кузнецов, С.А. Пермяков // Измерительная техника. 2014. № 9. С. 63 – 68.
20. Вентцель, Е.С. Теория вероятностей: учеб. для вузов/ Е.С. Вентцель. – 6-е изд.стер. – М.: Выш. шк., 1999. 576 с.
21. Биофизика: Учеб. /Под общ. ред. акад. АН СССР П. Г. Костюка. – Киев: Выща шк., 1988. 504 с.
22. Кушаковский, М.С. Аритмии сердца/ М.С. Кушаковский. – СПб.: ИКФ Фолиант. 1998. 637 с.
23. Кузнецов, А.А. Биофизика сердца. Методы обработки и анализа электрокардиографической информации при донозологических исследованиях: учеб. пособие / А.А. Кузнецов. – Владимир: Изд-во ВлГУ. 2012. 237 с.

MODEL OF MANAGEMENT, THE CONTROL AND REGULATION BY A HEART RHYTHM

Kuznetsov A.A.

The Vladimir state university by. A.G. And N.G. Stolетовых. E-mail: artemi-k@mail.ru

On the basis of the known data the author's model of management, regulation and the control by a heart rhythm is submitted. Concepts management, regulation and the control are carried also to everyone the detailed description is given. Examples of occurrence of infringements of a heart rhythm are shown. Presence of an external low-frequency signal and the mechanism of converting in harmonics are proved. The information entropy parameter, fixing work of the regulation apparatus is submitted.

◆
К АНАЛИЗУ ЦИРКУЛЯЦИОННЫХ КРИВЫХ ЭКГ ЗДОРОВЫХ ЛЮДЕЙ

Пермяков С.А., Кузнецов А.А., Сушкова Л.Т.

Владимирский Государственный Университет имени А.Г. и Н.Г. Столетовых

permyakovsa@bk.ru

Кровеносная система организма человека является одной из наиболее важных функциональных систем с точки зрения управления и регуляции функционального состояния организма человека. За счёт движения пульсовой волны и ритмических сигналов, генерируемых миокардом, организм осуществляет управление физиологическими процессами. Особую роль в приспособлении организма к условиям внешней среды играют пара- и симпатический отделы вегетативной нервной системы (ВНС). [1,2]. Наиболее доступным и апробированным биотехническим подходом для неинвазивного получения данных о деятельности работы сердца является электрокардиография (ЭКГ). По данным ЭКГ взаимодействие симпатического и парасимпатического отдела ВНС оценивают с помощью различных методик, например с помощью спектральных характеристик RR-интервалов в различных диапазонах и их соотношений [3]. Такой подход накладывает значительные ограничения на условия проведения эксперимента и интерпретацию его результатов, а также не имеет однозначных норм и стандартов при различных длительностях регистраций. Для оценки управляющих воздействий на работу сердца перспективными являются подходы исследующие диапазоны очень-низких (VLF) и ультра-низких частот (ULF). Одним из таких является построение и анализ циркуляционных кривых (ЦК) ЭКГ, графического представления зависимости RR-интервалов от амплитуд зубца R с применением фильтра скользящего среднего [4,5]. ЦК ЭКГ представляет собой новый информационный объект, позволяющий по совокупности амплитудных значений зубца R и согласованных с ними RR-интервалов анализировать взаимовлияния динамики систолического потенциала и ритма сердца.

Цель работы – провести анализ видов и особенностей циркуляционных кривых ЭКГ у здоровых молодых людей.

Материалы и методы. В работе было исследовано 413 20-минутных ЭКГ-регистрации ЭКГ у 117 условно здоровых молодых людей. Группа обследуемых состояла из студентов ВлГУ 2 курса, не имеющих симптомов, жалоб и показаний к лечению заболеваний сердечно-сосудистой системы. Регистрации осуществлялись в состоянии покоя, сидя, с периодом адаптации (10 минут) в условиях учебно-научной лаборатории. Собранная группа условно здоровых обследуемых (УЗО) представляет собой статистический ансамбль по следующим признакам: возраст (от 19 до 21 года); студенты одной группы 2го курса; типовое расписание занятий; состояние покоя во время исследования; время регистрации (13:00-16:00). ЭКГ-сигналы регистрировались с помощью аппаратного обеспечения «Anna Flash 3000» (произв. ООО «МКС», г. Зеленоград). Обработка цифровых ЭКГ-данных проводилась в программной среде Matlab.

Для сопоставления данных медленноволновых процессов в динамике систолического потенциала (R-грамма) (рис. 1а) и RR-интервалов (RR-интервалограмма) (рис. 1б) проведена фильтрацию всех высокочастотных компонент с помощью фильтра скользящего среднего. В данном исследовании было выбрано окно фильтра скользящего среднего равное 400 отсчетам, позволяющее нивелировать большинство импульсных изменений и коротких флюктуациях рефлекторной природы, в том числе дыхательные ритмы [5,6]. При этом в отфильтрованных сигналах RRs (рис. 1г) и Rs (рис. 1в) остаётся информация о динамике процессов RR-интервалограммы и R-граммы в частотных диапазонах ULF+VLF (рис. 1 в-г).

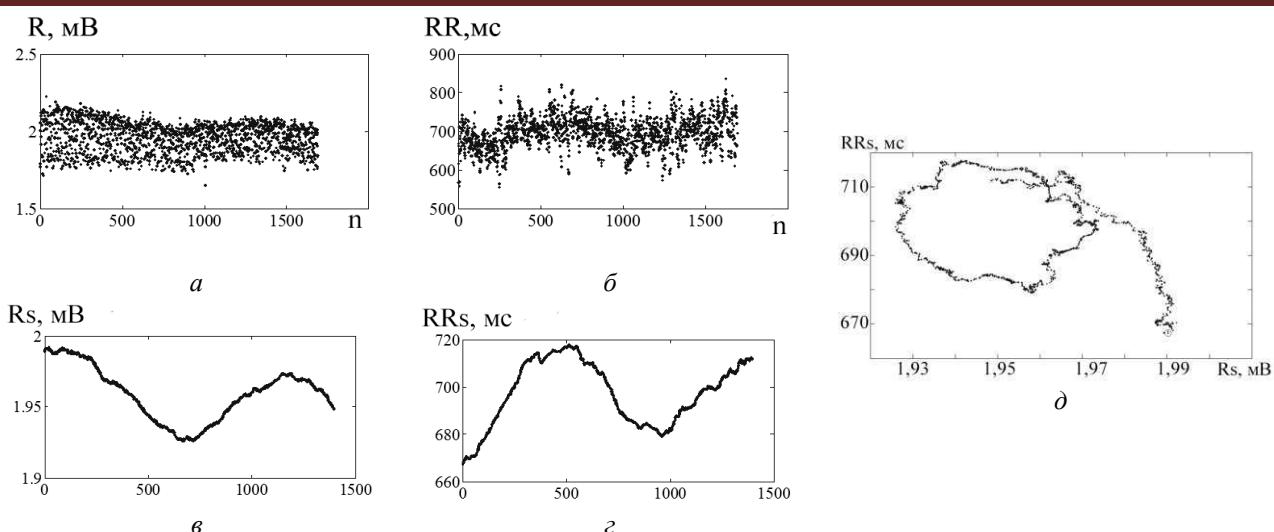


Рисунок 1 - Построение циркуляционной кривой: *а* – RR-интервалограмма, *б* – R-грамма, *в* – сглаженная RR-интервалограмма; *г* – циркуляционная кривая

Полученные результаты. На основе визуального анализа была проведена классификация форм ЦК в ансамбле групповых регистраций. Первоначально было выделено два основных типа ЦК:

- ЦК близкая к линейной форме (рис.2а);
- ЦК с циклическими структурами (рис 2б);

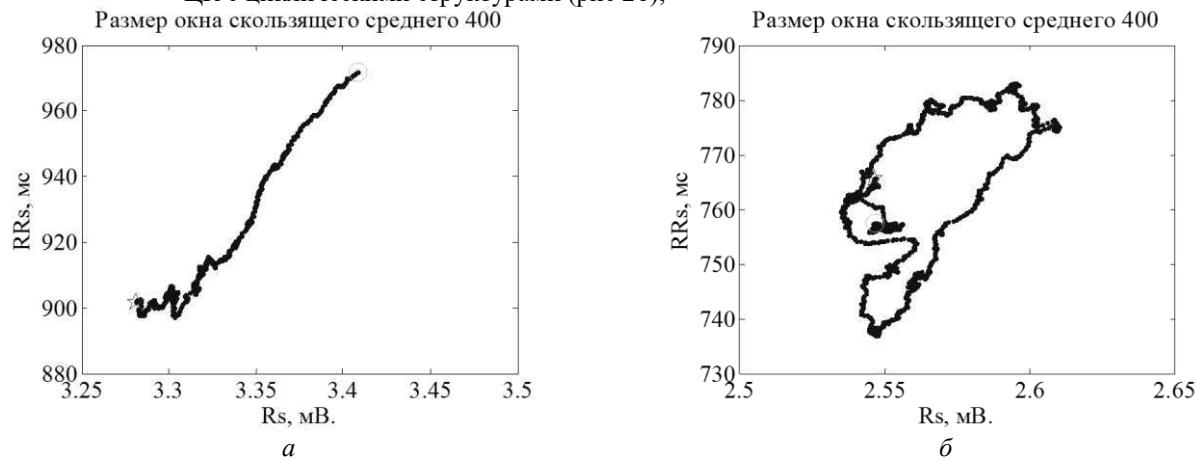


Рисунок 2 - Виды циркуляционных кривых: *а* – УЗО 1, *б* – УЗО 2

ЦК близкая к линейной форме (рис. 2а) встречается примерно в 17% регистраций. Данный вид ЦК характеризует связь амплитудной и фазовой составляющей ЭКГ-сигнала как линейную зависимость (прямую или обратную). Чаще всего линейный участок на ЦК формируется не с самого начала регистрации, что может быть обусловлено продолжающимся процессами адаптации УЗО к условиям проведения регистрации. ЦК данного типа всегда имеют наклон, т.е. не являются горизонтальными. В группе УЗО не представлены регистрации с отсутствующей зависимостью между RR-интервалами и R-амплитудами.

ЦК с циклическими структурами (рис. 2б) представляют большинство в групповых регистрациях. Формирование цикла в выбранный период регистрации означает наличие постоянной сдвиги между сглаженными сигналами RRs и Rs, т.е. запаздывания одного сигнала относительно другого. При линейной форме ЦК сдвиг является незначительной. Направление закрутки на ЦК определяет динамику взаимосвязи фазовой и амплитудной компонент ЭКГ.

Все ЦК с циклическими структурами отличаются друг от друга по форме, масштабам, количеству петель, замкнутости циклов и их направлению закрутки (рис. 3).

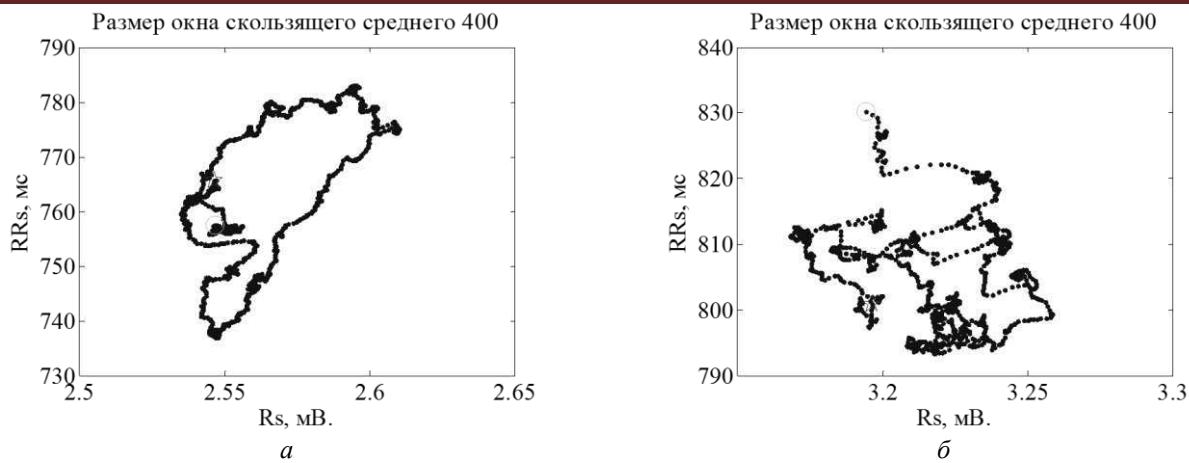


Рисунок 3 - Циркуляционные кривые с эллиптическими участками: *а* – УЗО 2, *б* – УЗО 3

Разнообразие подобных ЦК затрудняет создание единых методов анализа, подходящих как для ЦК с несколькими устойчивыми циклическими структурами (рис.3а), так и для неустойчивых ЦК. Поэтому в условиях разного масштаба возникает задача выработки критерия, который позволил бы отделить ЦК с устойчивыми эллиптическими элементами от хаотических ЦК. В качестве такого критерия был выбран метод сравнения с виртуальными ЦК. Виртуальные ЦК идентичны реальным ЦК по построению, но в качестве их исходных данных используются виртуальные R-граммы и RR-интервалограммы [7], которые идентичны реальным по размеру выборки, среднему значению и стандартному отклонению, но формируются генератором случайных чисел по нормальному закону распределения с широким спектром. Генерация виртуальной ЦК является одной из возможных реализаций, поэтому для сопоставительного анализа применялись совокупности виртуальных ЦК из 50 генераций, которые позволяют оценить область возможного расположения ЦК, находящейся в условиях отсутствия регуляции.

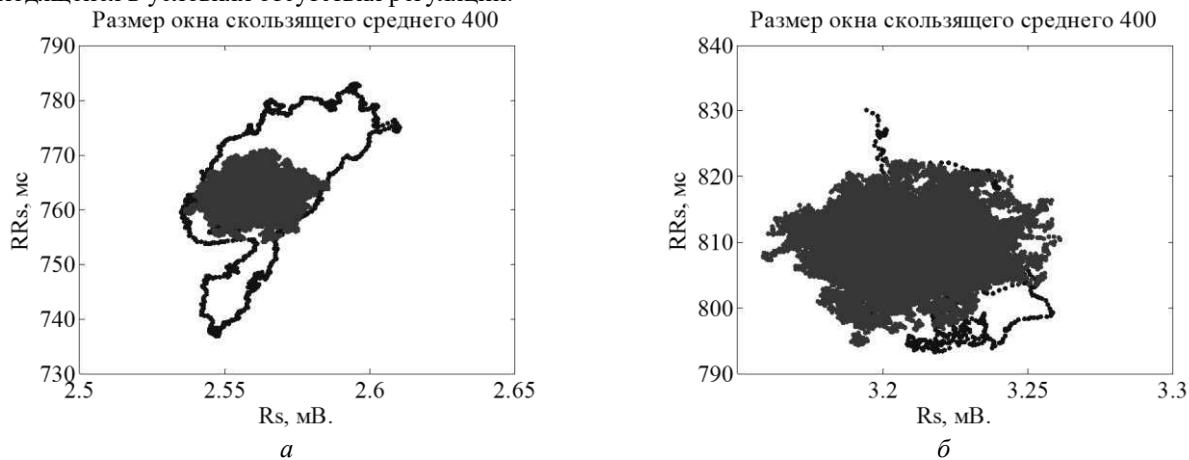


Рисунок 4 - Циркуляционные кривые с эллиптическими участками в сравнении с совокупностями виртуальных ЦК: *а* – УЗО 2, *б* – УЗО 3, ● - реальные ЦК, ● – виртуальные ЦК

Как видно из рисунка 4 сравнение ЦК с совокупностью виртуальных ЦК позволяет на любом масштабе оценить хаотичность исследуемой ЦК. Так на рис. 4б ЦК в большей степени формируется в границах совокупности виртуальных ЦК, что говорит о том, что процессы регуляции и управления в регистрации данного УЗО находятся в постоянном процессе поиска устойчивого режима взаимодействия. Данное состояние можно смоделировать с помощью двух виртуальных RR-интервалограмм и R-грамм, априори не имеющих связи между собой. Хаотические ЦК подобные рис. 4б встречались в 19% регистраций.

Каждый цикл, или его часть (дуга) представляет собой системный режим, характеризующий собственную ритмическую систему. Смена режима означает несогласие системы более высокого порядка управления (центральной нервной системы) на его продолжение, т.к. данный режим, вероятно, не соответствует условиям наилучшей адаптации, или существуют физиологические ограничения на скорость изменения определенного процесса (RR или R).

В отличие от хаотической ЦК на рис. 4б на рис. 4а ЦК формируется за пределами совокупности виртуальных ЦК. Тем самым полученные эллиптические структуры (рис. 4а) можно считать значимыми для анализа амплитудно-фазового сопряжения ЭКГ-сигнала. Чаще всего наблюдаемые у УЗО циклические структуры в рамках 20-минутной регистрации являются незамкнутыми, что, тем не менее, позволяет провести их количественный анализ с помощью методов интерполяции.

На рисунке 5 представлен процесс анализа эллиптического элемента на ЦК УЗО 2. Учитывая динамику кривой при движении от ее начала к концу, выделяется участок регистрации (рис. 5 а), что позволяет рассчитать его длительность и определить направление закрутки. Затем формируется и наносится эллипс, выделяется его дуга, наилучшим образом соответствующая выделенному участку регистрации. Это позволяет оценить в процентном отношении замкнутость цикла (рис. 5б).

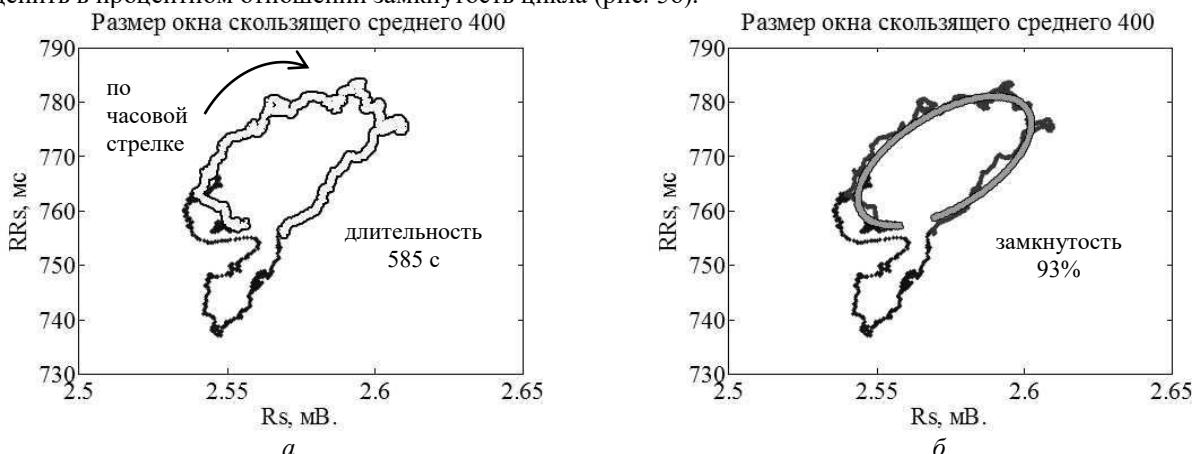


Рисунок 5 – Этапы анализа ЦК: а - выделение участка кривой; б – выделение с помощью дуги эллипса

Таким образом, для УЗО 2 на ЦК (рис. 5) выделяется цикл длительностью ~ 630 с (10,5 минут), замкнутый на 93%, двигающийся по часовой стрелке. Среди исследуемых групповых ЦК наибольшее представительство имеют циклы с закруткой против часовой стрелки (35%). На рисунке 6 представлено экспериментальное распределение периодов, выделенных на ЦК в ансамбле условно-здоровых обследуемых. Периоды удалось выделить на 262 (63%) регистрациях.

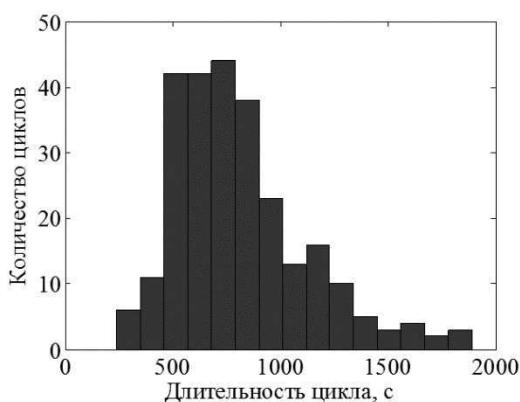


Рисунок 6 – Распределение длительностей циклов в группе УЗО

Распределение, представленное на рисунке 6, по критерию хи-квадрат соответствует форме логнормального распределения ($p = 0,75$), что подтверждает статистическую достоверность полученных результатов анализа ЦК. Наиболее вероятный период (мода) циркуляционной кривой составил 814 с (13 мин. 36 с). Диапазон вариации периодов составил от 237 с до 1892 с.

Выводы

1. Для диапазона медленных волн ULF+VLF динамики R-граммы и RR-интервалограммы качественно повторяют друг друга с индивидуальным запаздыванием.
2. В условиях покоя сдвигка между динамиками R-граммы и RR-интервалограммы может быть как постоянной, в том числе не значительной, так и переменной вплоть до хаотического поведения, что позволяет ввести классификацию ЦК по данному признаку, существенному для определения функционального состояния.
3. С помощью совокупности виртуальных ЦК можно определить ЦК, относящиеся к хаотическому типу.
4. Согласованность экспериментальных данных длительности выделяемых на ЦК периодов с логнормальным распределением подтверждает статистическую достоверность полученных результатов и правомерность использования интерполяционных методов для ЦК.
5. Отдельного исследования требуют распределение длительностей циклов в зависимости от их закрутки и замкнутости, а также сравнение выделяемых периодов при различных окнах фильтра скользящего среднего.

Библиографический список

1. Физиология человека. В 3 т. Т.2.: пер. с англ./под ред. Р. Шмидта и Г. Тевса. – М.:Мир. 1996. - 313с.
2. Агаджанян Н.А., Власова И.Г., Ермакова Н.В., Торшин В.И. Основы физиологии человека— Учебник. — 2-е изд., испр. — М.: РУДН, 2005. — 408 с.
3. Анализ вариабельности сердечного ритма при использовании различных электрокардиографических систем: метод. рекомендации / Р.М. Баевский [и др.]. – М., 2002. – 53 с.
4. S.A. Permyakov, L.T. Sushkova, A.A. Kuznetsov Topological approaches to simultaneous analysis of ECG orthogonal components// Proceedings of the 11th German-Russian-Conference on Biomedical Engineering, p.123-126
5. Кузнецов, А. А. Исследование взаимосвязи ритма сердца и динамики амплитудных значений зубца R на электрокардиограмме // Инфокоммуникационные технологии. - 2012. - Т. 10, N 1 : - С. 55-60.
6. Кузнецов А. А. Системная связь между процессами ритма сердца и динамики систолического потенциала // Информационные технологии. 2011. № 8. С. 69 – 74.
7. Кузнецов А. А. Характеристики виртуальной диаграммы ритма сердца // Инфокоммуникационные технологии. 2009. Т. 7. № 4. С. 91 – 96.

FOR THE ANALYSIS OF ECG CIRCULATION CURVES IN HEALTHY PERSONS

Permyakov S.A., Kuznetsov A.A., Sushkova L.T.

Vladimir State University named after Alexander and Nikolay Stoletovs

permyakovsa@bk.ru

The article is dedicated to first steps of analysis of the ECG circulation curves in healthy young persons. Study includes analysis of the shape of circulation curves. The approach of comparative analysis with virtual diagrams was proposed. The method of elliptic elements of circulation curve was described. It was found that the measured periods of the circulation curves were agreed with a lognormal distribution.

**КОЛЛЕКТИВ РЕШАЮЩИХ ПРАВИЛ ПРИ ОЦЕНКЕ СОСТОЯНИЯ ЗДОРОВЬЯ ЧЕЛОВЕКА**

Качалов О.Б., Панькина Т.А.

Арзамасский политехнический институт (филиал) НГТУ им.Р.Е. Алексеева

api-nauka@yandex.ru, pankina.tati218@gmail.com

Показатели смертности от онкологических заболеваний во всем мире ежегодно возрастают, что связано с повышением ритма жизни и неблагоприятными факторами внешней среды. Известно также, что симптомы ранних стадий рака, которые излечиваются с высокой вероятностью, обнаружить довольно трудно. Это приводит к тому, что почти половине заболевших диагностируют уже четвертую стадию.

Оценка состояния организма человека необходима не только при диагностике, но и в процессе лечения пациента. Организм каждого человека уникален, поэтому для каждого больного нужна своя математическая модель лечения.

В связи с выше изложенным весьма актуальной задачей является обнаружение ранних стадий рака и оценка состояния здоровья человека в процессе лечения больного с помощью известных методов распознавания образов. Для повышения точности распознавания нами предлагается:

- применить коллектив решающих правил;
- увеличить эффективность методов распознавания за счет использования переменной обучающей выборки и эффекта воздействия на состав обучающей выборки [1,2].

В данной работе рассматривались:

- метод распознавания образов на основе мер близости;
- нейросетевая модель;
- метод главных компонент;
- метод кластеризации на основе нечеткой математики.

В качестве влияющих признаков при постановке диагноза приняты показатели общего анализа крови: гемоглобин, лейкоциты, лимфоциты, тромбоциты, гранулоциты, СОЭ.

Для оценки состояния организма человека рассчитывается коэффициент D в среде MATLAB по формуле [3]:

$$D = C(2)/C(1),$$

где C(1) – расстояние между точками, соответствующими образу здорового человека и диагностируемого пациента;

C(2) – расстояние между точками соответствующими образу больного и диагностируемого пациента.

Фрагмент таблицы входных данных с результатами расчета диагностического коэффициента D приведен ниже. В матрице входных данных представлены признаки больных раком разных локализаций.

Таблица 1 – Входные данные

Стадия рака	Гемоглобин, г/л	Лейкоциты, $10^9/\text{л}$	Лимфоциты, %	Тромбоциты, $10^9/\text{л}$	СОЭ, мм/ч	Гранулоциты, %	D
T2	110.0000	5.3000	22.0000	140.0000	35.0000	84.0000	0.5756
T1	142.0000	7.9000	21.0000	323.0000	29.0000	66.0000	0.6300
T2	147.0000	9.8000	22.0000	320.0000	10.0000	93.0000	0.5357
T2	110.0000	11.0000	13.0000	340.0000	40.0000	99.0000	0.5478
T1	128.0000	4.1000	18.0000	151.0000	4.0000	74.0000	0.8501
-	137.0000	4.9000	29.0000	230.0000	5.0000	63.0000	5.0461
-	129.0000	5.2000	30.0000	241.0000	7.0000	58.0000	5.1745
-	125.0000	5.0000	32.0000	264.0000	2.0000	64.0000	4.6770
-	134.0000	5.3000	30.0000	185.0000	4.0000	53.0000	2.3043
-	125.0000	6.6000	31.0000	220.0000	7.0000	67.0000	5.1637

Если коэффициент D=1, то это означает, что точка диагностируемого пациента в многомерном пространстве находится на середине отрезка, соединяющего точку образа здорового человека с точкой образа больного человека.

При расчетах диагностического коэффициента D в матрицу входных данных вводились значения отклонений от средних значений показателей образа здорового человека. Для здоровых пациентов отклонения были значительно меньше отклонений, характерных для больных. Расчеты показали, что диагностический коэффициент D для больных ранних стадий рака изменяется в пределах 0,54-1,29. Здоровые лица характеризуются значениями 1,70-9,54.

Далее с помощью нейросетевой модели исследовалась зависимость диагностического коэффициента D от показателей общего анализа крови. Обучающая выборка состояла из 10 объектов, проверочная выборка – из 30 объектов. Расчеты проводились с помощью радиально-базисной нейронной сети. Образец программного кода с среде MATLAB имеет следующий вид:

```

A = zscore(B);
n = length(B(:,1));
C = A';
T = C(1,:);
C(1,:)= [];
P = C;
net = newrb(P,T,0.0001,1);
net.layers{1}.size;
G = sim(net,P);
Br1 = G*std(B(:,1)) + mean(B(:,1));
q1 = length(Br1); bq1 = length(B(:,1));
es1 = (Br1' - B(:,1))./B(:,1);
exp = length(BD);
Br0n = zeros(1, exp);
e0n = zeros(1, exp);
for e = 1:exp
    B = cat(1,B,BD(e,:));
    NRB;
    Br0n(e) = Br1(n);
    e0n(e) = (Br1(n) - BD(e, 1))/BD(e, 1);
    B(n,:)= [];
    A(n,:)= [];
end
ep1 = e0n';
Br9 = Br0n';
[mean(abs(es1)) mean(abs(ep1))]

```

Результаты расчетов показали, что средняя абсолютная погрешность проверочных точек при постоянной обучающей выборке равна 0,010, при переменной обучающей выборке – 0,002. Поэтому при постановке диагноза предпочтение нужно отдавать методике с переменной обучающей выборкой. При этом надо подчеркнуть, что вышеуказанные методики дают только предварительный диагноз. Точный и окончательный диагноз может дать только врач-онколог на основе современных диагностических технологий.

Матрица входных данных также была обработана с помощью метода главных компонент, образец программного кода имеет следующий вид:

```

A = zscore(A1); k = length(A(1,:));
B1 = cov(A); n = length(A(:,1));
[V,D] = eig(B1);

```

$VK = V(:,k);$
 $Z1 = A^*VK;$
 $VKM = V(:,(k - 1));$
 $Z2 = A^*VKM;$
 $G = [Z1 \ Z2]$

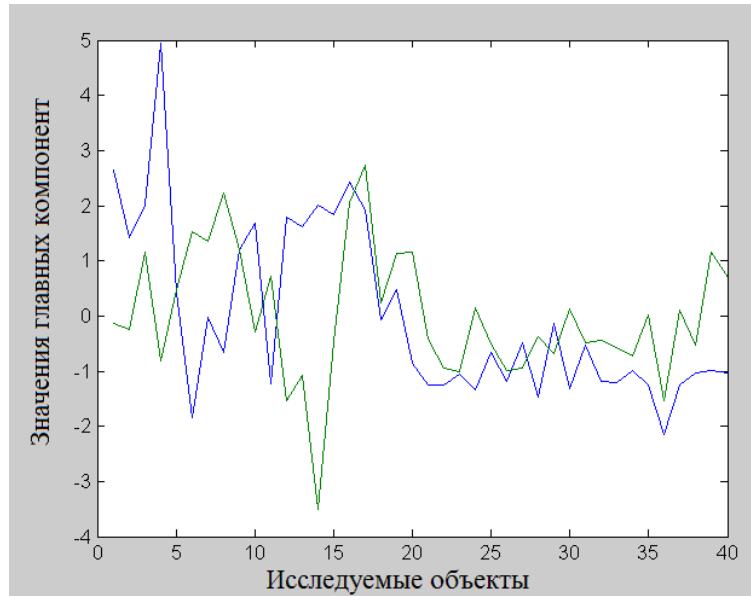


Рисунок 1 – Результаты расчета первых двух главных компонент

На рисунке 1 представлены результаты расчетов первых двух главных компонент для 40 человек. Из данного рисунка видно, что имеет место больший разброс значений первых двух главных компонент для больных пациентов (с 1 по 20 объект) по сравнению с разбросом указанных компонент для здоровых людей (21-40 объект).

При расчетах для диагностических целей следует уделить особое внимание поиску информативных признаков. К последним можно отнести также показатели биохимического анализа крови, содержание в крови витаминов, содержание в крови минералов (селен, цинк, кальций), значения онкомаркеров и другие показатели, отобранные лечащим врачом.

Профессор Университетского колледжа Лондона доктор Хью Монтгомери говорит, что в ближайшие 10 лет станет возможным определять около 50 тысяч различных белков крови. При таком изобилии входной информации можно будет ожидать высокой точности при постановке диагноза.

Для индивидуального лечения каждого пациента необходимо синтезировать математическую модель, учитывающую его особенности. При этом надо начинать с диагностической модели, одним из вариантов которой является предлагаемый в данной работе коллектив решающих правил. Если в эту диагностическую модель внести влияющие признаки, которые характеризуют технологию лечения и образ жизни пациента, то мы будем иметь математическую модель лечения конкретного больного. В процессе лечения значения влияющих признаков диагностируемого больного будут изменяться. Многократное определение расстояния диагностируемой точки от точек, соответствующих вышеуказанным образом, можно использовать для оценки эффективности проводимого лечения. Движение точки диагностируемого больного в сторону точки, соответствующей образу здоровых лиц, говорит об эффективности лечения. Различным способам лечения будут соответствовать и различные скорости движения точки диагностируемого больного к образу здоровых лиц. Изменяя входные переменные, характеризующие применяемую технологию лечения и образ жизни больного, врач будет увеличивать диагностический коэффициент D .

В качестве влияющих признаков можно рассматривать характеристики применяемой медицинской технологии, калорийность рациона [4], потребление белков [5], прием витаминов и минералов, количество потребляемой воды, уровень физической нагрузки, психологический настрой, степень очистки организма от токсинов.

В таблице 2 представлены результаты мониторинга за состоянием больного с диагнозом ДГПЖ [6].

Таблица 2 – Результаты мониторинга

Показатель	ДГПЖ	РПЖ	Дата				
			07.фев	05.апр	15.май	18.авг	14.окт
Эозинофилы, %	2,4	0,6	2	5	1	4,4	5
Лимфоциты, %	36	24,9	30	32	29	27,6	33
Моноциты, %	7,1	5,1	9	6	9	11,7	10
СОЭ, мм/час	5,5	20,4	5	10	10	9	8

Результаты расчётов приведены в табл.3.

Таблица 3 - Результаты расчётов

№ п/п	Дата	D
1	07.02.2013	2,1
2	05.04.2013	1,54
3	15.05.2013	1,14
4	18.08.2013	1,39
5	14.10.2013	1,98

Из таблицы видно, что в период с февраля по май 2013г. диагностический коэффициент D существенно снижается, что обусловлено нарушением режима, предписанного лечащим врачом (перерывы в приеме лекарств, большое потребление животных белков и жиров, сахара). В конце мая больной начал больше употреблять растительной пищи, приступил к приему щелочной воды и начал прием препарата Про-Эссенс. При этом коэффициент D начал существенно повышаться, что свидетельствует об эффективности лечения.

Следует подчеркнуть, что в используемый в данной работе массив данных входили признаки по 12 видам рака. Поэтому можно существенно сократить объем лабораторных исследований при проверке здоровья по данной методике.

Результаты работы могут быть использованы при создании и развитии информационных систем поддержки принятия врачебных решений. Информация о состоянии здоровья в ходе лечения здоровья в реальном масштабе времени позволит медицинскому персоналу более оперативно принимать оптимальные решения.

Выводы:

Показано, что для повышения достоверности оценки состояния здоровья человека необходимо:

- использовать коллектив решающих правил ;
- применить методы распознавания образов на основе экстремума погрешности и использовать переменную обучающую выборку;
- продолжить работы в направлении поиска информативных признаков при диагностике и синтезе математической модели лечения конкретного пациента;
- использовать диагностический коэффициент D для объективной оценки состояния здоровья организма и эффективности лечения болезни.

Библиографический список

1. Качалов, О.Б. Снижение погрешности аппроксимирующих зависимостей при переменной обучающей выборке / О.Б. Качалов, Н.П. Ямпурин // Сборник трудов 15-й Международной конференции «Цифровая обработка сигналов и ее применение – DSPA-2013». - М.: РНТОРЭС им.А.С. Попова,2013-Вып.XV,т.2-с.167-169.
2. Качалов, О.Б. Методы снижения погрешности аппроксимирующих зависимостей / О.Б. Качалов, Н.П. Ямпурин // Труды Международная научно-техническая конференция «Проблемы и перспективы развития авиации, наземного транспорта и энергетики (АНТЭ-2013)». -Казань, издательство КГТУ им.А.Н. Туполева-2013.-с.200-203.
3. Павлова, А.С. Оценка состояния здоровья человека по общему анализу крови / А.С. Павлова, О.Б. Качалов // Сборник материалов 15-й Международной научно-технической конференции Будущее технической науки.- Н.Новгород,2016.-с.418.
4. Шаталова, Г.С. Здоровье человека. Философия, физиология, профилактика. Издательство: Международный гуманитарный фонд "Знание", 1997г.с.464
5. Колин Кэмбелл «Китайское исследование. Результаты самого масштабного исследования связи питания и здоровья».-М., издательство: «Манн Иванов и Фербер»,2017г.-с.528
6. Лимин, Д.П. Оценка эффективности лечения рака предстательной железы по общему анализу крови / Д.П. Лимин // <http://rakinformburo.ru/rak-predstatelnoj-zhelezy-lechenie.html>

THE COLLECTIVE OF DECISIVE RULES FOR ASSESSING THE STATUS OF HUMAN HEALTH

¹Kachalov O.B. ²Pankina T.A.

¹. Arzamas Polytechnic Institute (branch) NSTU im.R.E. Alekseeva, Arzamas ² Arzamas Polytechnic Institute (branch) NSTU im.R.E. Alekseeva, Arzamas
api-nauka@yandex.ru

The work is devoted to the problem of detection of early stages of cancer and assessment of the state of human health in the process of its treatment with the help of known methods of pattern recognition. To increase the accuracy of assessing the state of the body, it is proposed to apply the collective of decision rules, while to increase the recognition efficiency of each method a variable training sample is used and the training sample is influenced.

In this paper we considered:

- method of pattern recognition based on proximity measures;
- neural network model;
- the method of principal components;
- method of clustering based on fuzzy mathematics.

Questions of a choice of influencing signs at statement of the diagnosis and synthesis of mathematical model of treatment of the concrete patient are considered.

The results of the work can be used to create and develop information systems to support the adoption of medical decisions. Health information in the course of health treatment in real time will allow medical personnel to make better decisions more quickly.

◆

МЕТОДИКА ДЕТЕКТИРОВАНИЯ R-ЗУБЦОВ ЭЛЕКТРОКАРДИОСИГНАЛА НА ОСНОВЕ КРАТНОМАСШТАБНОГО АНАЛИЗА

Федотов А.А.

Самарский национальный исследовательский университет имени академика С.П. Королева,
fedoaleks@yandex.ru

Регистрация и обработка электрокардиосигнала (ЭКС) находит широкое применение в различных системах медицинской диагностики. Активное развитие в последнее время систем мониторинга состояния организма на основе анализа изменчивости параметров сердечного ритма обуславливает необходимость точного детектирования R-зубцов ЭКС для минимизации погрешностей измерения длительностей R-R интервалов в условиях влияния помех и шумов различной природы возникновения [1, 2].

В настоящее время существует множество различных алгоритмов детектирования R-зубцов ЭКС, основанных на применении первой и второй производной, частотной фильтрации, вейвлет-преобразований, согласованных фильтров, синтаксических методов и нейронных сетей, а также их различных комбинаций [3 – 9].

В данной работе предлагается относительно простая методика детектирования R-зубцов ЭКС, характеризующаяся высокой чувствительностью обнаружения и малыми ошибками, состоящая из трех последовательных этапов цифровой обработки ЭКС: кратномасштабное вейвлет-разложение, набор нелинейных операторов и адаптивный алгоритм обнаружения.

Декомпозиция сигнала на основе применения дискретных вейвлет-преобразований представляет собой разложение исходного сигнала на последовательность аппроксимирующих и детализирующих коэффициентов [7]. Ключевыми параметрами вейвлет-декомпозиции являются тип вейвлет-функции и число уровней разложения. Многочисленные исследования показывают, что в задачах обработки ЭКС наиболее эффективные результаты достигаются при использовании вейвлетов Добеши шестого порядка [7, 10].

На рисунках 1 и 2 показаны зависимости аппроксимирующих и детализирующих коэффициентов вейвлет-декомпозиции, соответственно, для модельного ЭКС зашумленного низкочастотными и высокочастотными помехами, а также широкополосным шумом (рисунок 3А). Для получения модельных зависимостей ЭКС использовалась имитационная модель, позволяющая сформировать фрагменты биосигнала с требуемой морфологией и с заданными значениями амплитудно-временных параметров, предложенная Р.Е. McSharry с соавторами [11].

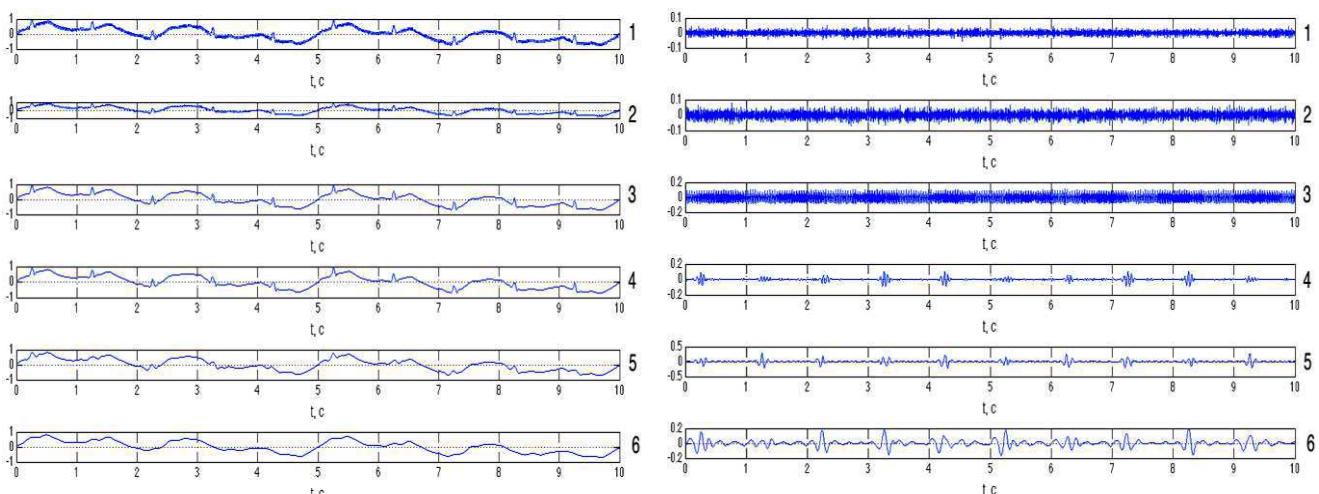


Рисунок 1 – Аппроксимирующие коэффициенты 6 уровней декомпозиции зашумленного ЭКС (сверху вниз по возрастанию уровня разложения)

Рисунок 2 – Детализирующие коэффициенты 6 уровней декомпозиции зашумленного ЭКС (сверху вниз по возрастанию уровня разложения)

Для выбора оптимального уровня декомпозиции и типа коэффициентов вейвлет-разложения в задачах детектирования R-зубцов ЭКС в данной работе определялся коэффициент корреляции между модельным ЭКС, содержащим только QRS-комплексы, и последовательностью коэффициентов вейвлет-разложения; численные значения коэффициента корреляции приведены в Таблице 1.

Анализ полученных данных показал, что сумма детализирующих коэффициентов 4-го и 5-го уровня обладает наибольшей корреляцией с модельным ЭКС, содержащим только QRS-комплексы.

На основе проведённых предварительных исследований предлагается методика детектирования R-зубцов ЭКС, включающая в себя последовательное выполнение следующих операций:

- 1) выполняется кратномасштабное вейвлет-преобразование исходного ЭКГ сигнала для 6 уровней декомпозиции;
- 2) формируется сумма детализирующих коэффициентов четвёртого и пятого уровня;
- 3) отрицательные отсчёты полученного сигнала заменяются нулями;
- 4) полученный результат возводится в квадрат.

Таблица 1 – Значения коэффициента корреляции между модельным ЭКС, содержащим только QRS-комплексы, и последовательностью коэффициентов вейвлет-разложения

Уровень разложения	Детализирующие коэффициенты	Аппроксимирующие коэффициенты
1	0,08	0,46
2	0,13	0,51
3	0,17	0,48
4	0,6	0,32
5	0,71	0,35
6	0,6	0,2
4+5	0,8	0,33

После прохождения предварительных этапов обработки сигнал поступает на вход адаптивной схемы обнаружения максимумов. Суть адаптивного алгоритма заключается в формировании скользящего окна длительностью 2 секунды в пределах которого происходит поиск максимумов, превышающих заданное значение порога Lev . Величина порога определяется отдельно для каждого скользящего окна на основе следующей пороговой функции:

$$Lev(i) = \begin{cases} 0,4 \cdot Max(i); & \Omega(i) \geq 0,2 \cdot Max(i) \ \& \ Max(i) < 2 \cdot Max(i-1); \\ 0,4 \cdot Max(i-1); & \Omega(i) \geq 0,2 \cdot Max(i) \ \& \ Max(i) \geq 2 \cdot Max(i-1); \\ 1,6 \cdot \Omega(i); & \Omega(i) < 0,2 \cdot Max(i). \end{cases}$$

где $\Omega(i)$ – величина среднеквадратического отклонения значений амплитуды отсчётов сигнала в пределах i -го скользящего окна; $Max(i)$ – максимальное значение амплитуды отсчётов сигнала в пределах текущего i -го скользящего окна; $Max(i-1)$ – максимальное значение амплитуды отсчётов сигнала в пределах предыдущего скользящего окна.

Численные значения параметров пороговой функции были выбраны эмпирически в результате проведенных исследований по критерию максимизации правильных обнаружений R-зубцов ЭКС и минимизации ложных обнаружений и пропусков.

Детектор максимума производит определение временного положения максимума сигнала на временном интервале поиска при одновременном соблюдении следующих условий:

$$A(n) := Peak, \text{ if } A(n) > Lev \ \& \ A(n) > A(n+1) \ \& \ A(n) > A(n-1)$$

где: A – входной сигнал адаптивной схемы (результатирующий сигнал 4 шага предварительной обработки).

На рисунке 3 приведены эпюры обработки модельного ЭКС с присутствующими артефактами движения, дрейфом изолиний и широкополосными шумами на основе разработанного подхода: А – фрагмент исходного ЭКС, Б – сумма детализирующих коэффициентов четвёртого и пятого уровней разложения, В – входной сигнал адаптивной схемы обнаружения максимумов с разбиением на скользящие окна; прямой линией показана величина адаптивного порога; крестиками на рисунке показаны обнаруженные R-зубцы ЭКС.

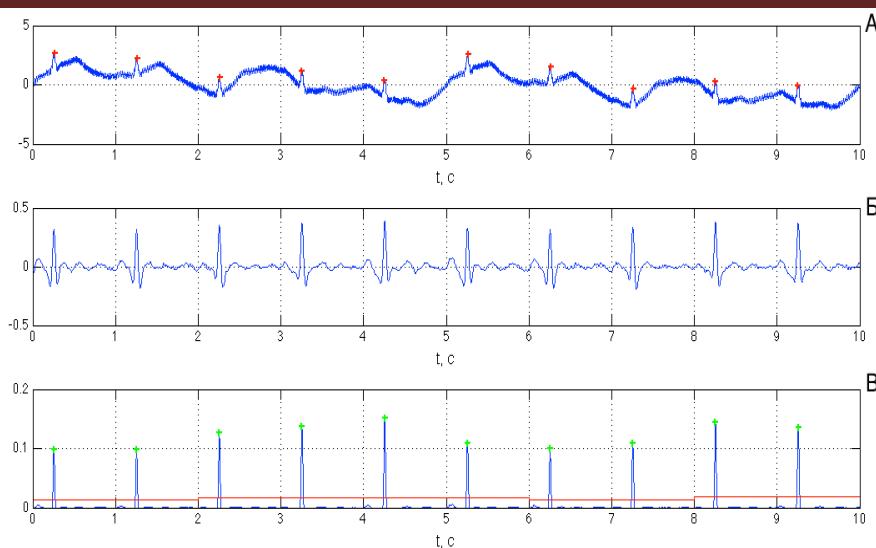


Рисунок 3 – Эпюры обработки фрагмента зашумлённого модельного ЭКС

Для верификации разработанного детектора при обработке реальных биосигналов использовалась общедоступная база данных ЭКС Массачусетского технологического университета Physionet (<http://physionet.org>). Для оценки эффективности обнаружения R-зубцов можно использовать следующие статистические показатели:

1) вероятность правильного обнаружения опорных точек (P_T):

$$P_T = \frac{N_T}{N} \cdot 100\%$$

2) вероятность ложного обнаружения опорных точек (P_F):

$$P_F = \frac{N_F}{N} \cdot 100\%$$

3) показатель уровня ошибок обнаружения P_{er} :

$$P_{er} = \frac{N_m + N_F}{N} \cdot 100\%$$

где: N_T – количество правильно обнаруженных R-зубцов, N_F – количество ошибочно обнаруженных R-зубцов, N – общее количество R-зубцов, N_m – количество пропущенных R-зубцов.

В тестировании использовались выборки ЭКС из базы данных MIT-BIH Arrhythmia Database, содержащей 48 фрагментов клинических ЭКС длительностью 30 минут каждый, отдельно для исследования были выбраны: 1 слабозашумлённая выборка (100) и 2 наиболее зашумленных фрагмента (104, 105) [12]. Сравнительный анализ эффективности обнаружения QRS-комплексов проводился для следующих детекторов: 1 – предлагаемый в данной работе обнаружитель на основе кратномасштабного анализа ЭКГ сигналов; 2 – обнаружитель на основе согласованного фильтра [9]; 3 – обнаружитель Пана-Томпкинса [8]; 4 – обнаружитель на основе нейронной сети [6].

В Таблице 2 приведены результаты количественной оценки эффективности разработанного детектора в сравнении с существующими подходами при обработке реальных ЭКС.

Таблица 2 – Оценка эффективности обнаружения R-зубцов ЭКС

Фрагмент сигнала	100			104			105			Среднее по 48 фрагментам		
	P_T , %	P_F , %	P_{er} , %	P_T , %	P_F , %	P_{er} , %	P_T , %	P_F , %	P_{er} , %	P_T , %	P_F , %	P_{er} , %
Показатель												
1	100	0	0	99,2	0,1	0,9	99,7	0,03	0,33	99,8	0,02	0,22
2	100	0,04	0,04	99,7	0,08	0,38	99,5	0,04	0,54	99,6	0,05	0,45
3	99,9	0,09	0,19	99,8	0,07	0,27	98,2	0,12	1,92	98,9	0,08	1,18
4	100	0	0	99,9	0,04	0,14	99,89	0,02	0,13	99,9	0,02	0,12

Анализ полученных результатов показал, что предложенная методика детектирования R-зубцов ЭКС на основе вейвлет-декомпозиции является эффективным средством обработки биосигналов, зарегистрированных в реальных клинических условиях. На основе разработанного подхода удалось достичь показателя 100% правильного обнаружения и полного отсутствия ошибок для слабозашумленной выборки ЭКС длительностью 30 минут, а также показателя уровня ошибок не выше 0,9% для сильно зашумленных ЭКС.

К преимуществам данной методики детектирования R-зубцов ЭКС можно отнести относительную простоту реализации, достаточное быстродействие для современных вычислительных систем, высокие показатели истинного обнаружения, малые ошибки ложного обнаружения и пропуска. Данный метод незначительно проигрывает в эффективности обнаружителю на основе нейронной сети, однако, последний метод значительно более сложный и трудоёмкий, а также требует предварительного обучения нейронной сети на значительных массивах экспериментальных данных.

Библиографический список

1. Федотов А.А., Акулов С.А. Математическое моделирование и анализ погрешностей измерительных преобразователей биомедицинских сигналов. М.: Физматлит, 2013. 280 с.
2. Task Force of the European Society of Cardiology and North American Society of Pacing and Electrophysiology. Heart rate variability. Standards of measurement, physiological interpretation and clinical use // Circulation. – 1996. – Vol. 93 (5) – P. 1043-1065.
3. Friesen G.M et al. A comparison of the noise sensitivity of nine QRS detection algorithms // IEEE Transactions on Biomedical Engineering. – 1990. – Vol. 27, Issue 1. – P. 85–98.
4. Biomedical Digital Signal Processing: C Language Examples and Laboratory Experiments for the IBM PC. Edited by Willis J. Tompkins. Prentice Hall, New Jersey, 1993. 368 p.
5. Theis F.J., Meyer-Base A. Biomedical signal analysis: Contemporary methods and applications. The MIT Press, 2010. 423 p.
6. Q. Xue, Y. H. Hu, W. J. Tompkins. Neural-network-based adaptive matched filtering for QRS detection // IEEE Transactions on Biomedical Engineering. – 1992. – Vol. 39. – P. 317–329.
7. Kadambe S., Murray R. et al. Wavelet transform based QRS complex detector. – IEEE Transactions on Biomedical Engineering. – 1999. – Vol. 46, Issue 7. – P. 838–848.
8. Pan, J. A real time QRS detection algorithm [Текст] / J. Pan, W.J. Tompkins // IEEE Transactions on Biomedical Engineering. – 1985. – V.32 – P. 230-236.
9. Ruha A., Sallinen S., Nissila S. A Real-Time Microprocessor QRS Detector System with a 1-ms Timing Accuracy for the Measurement of Ambulatory HRV // IEEE Transactions on Biomedical Engineering. – 1997. – Vol. 44, Issue 3. – P. 159–167.
10. Strang G., Nguyen T. Wavelets and Filters Banks. – Wellesley-Cambridge-Press, 1996 – 490 p.
11. McSharry P.E. et al. A dynamical model for generating synthetic electrocardiogram signals // IEEE Transactions on Biomedical Engineering. – 2003. – Vol. 50, Issue 3. – P. 289–295.
12. Moody G.B., Mark R.G. The impact of the MIT-BIH Arrhythmia Database // IEEE Engineering in Medicine and Biology. – 2001. – Vol. 20, Issue 3. – P. 45-50.

R-WAVES DETECTION BASED ON MULTIRESOLUTION ANALYSIS

Fedotov A.A.

Samara National Research University, fedoaleks@yandex.ru

The article is devoted to multiresolution analysis of ECG signals for R-waves detection. The proposed method for R-waves detection in ECG signal is based on extracting detail coefficients of ECG signal's wavelet decomposition, nonlinear transforms and adaptive threshold algorithm. The comparative analysis between proposed approach and existing methods of detecting R-waves in ECG signals for processing clinical ECG recordings from the database MIT Physionet was carried out.

СРАВНИТЕЛЬНЫЙ АНАЛИЗ МЕТОДОВ ПРОГНОЗИРОВАНИЯ ВЫБРОСОВ В ДИНАМИКЕ СЕРДЦЕБИЕНИЯ ПРИ НАЛИЧИИ АДДИТИВНОЙ СЛУЧАЙНОЙ ПОМЕХИ

Абдуллаев Н.Т.¹, Дышин О.А.², Ибрагимова И.Д.¹

¹Азербайджанский Технический Университет

² Азербайджанский Государственный Университет Нефти и Промышленности

a.namik46@mail.ru

При анализе случайных сигналов типична ситуация с информацией, искаженной шумами различной природы. Наиболее распространенным является случай, когда сформированные порождающей системой случайные сигналы доступны наблюдателю лишь с искажениями, возникшими вследствие погрешностей используемой при регистрации сигналов с помощью измерительной аппаратуры, из-за наличия

различного рода помех при передаче информации по радиоканалу, и, из-за округлений при оцифровке данных, и по другим причинам. Во всех указанных случаях требуется извлечение из полученного колебания, представляющего искаженный сигнал, полезной информации.

Для решения задачи прогнозирования выброса случайного сигнала с фрактальными свойствами возможны два основных подхода [1]. Первый из них – классический, основанный на построении для искомого выброса $y_n > Q$ предиктора $y_{n,k}$ длительности k принятых отсчетов при использовании информации только о кратковременной зависимости отсчетов случайного сигнала. Для реализации этого подхода в относительно простых системах, в которых единственный наивероятнейший предиктор $y_{n,k}: y_{n-k}, y_{n-k+1}, \dots, y_{n-1}$ является репрезентативным (представительным), необходимо иметь информацию об этом предикторе и уметь оценивать близость к нему других предикторов на основании некоторой заданной метрики расстояния. В сложных системах в которых наивероятнейший предиктор $y_{n,k}$ не является единственным или репрезентативным, необходимо иметь полную базу данных для вероятностей $P(y_{n>}Q|y_{n,k})$ превышения случайным сигналом y_i порога Q в момент времени n .

В класс процессов, описываемых первым подходом, входят монофрактальные процессы с линейными долговременными корреляциями (linear long-term correlation(LTC)) для которых автокорреляционная функция (АКФ) $C(s)$ подчиняется степенному закону $C(s) \sim S^{-\gamma}$ ($0 < \gamma < 1$) с однозначным показателем $h(2) = 1 - (\gamma/2)$, описывающим флуктуации процесса во временном окне длины S [2].

Второй подход основан на анализе нелинейной составляющей долговременной зависимости. В рамках этого подхода для прогнозирования случайных сигналов с фрактальными свойствами используются математический аппарат интервальных статистик, когда вероятность $W_Q(t)$ превышения порога Q случайным сигналом y_i в следующий момент времени t оценивается с учетом времени t , истекшего после последнего такого превышения, на основании выражения.

$$W(t, \Delta t) = [C_Q(t+1) - C_Q(t)]/[1 - C_Q(t)] \quad (1)$$

где $C_Q(t)$ –функция распределения вероятностей между выбросами случайного сигнала свыше заданного порога [3, 4].

В класс процессов, описываемых вторым подходом, входят мультифрактальные процессы. В отличие от монофрактальных рекордов (максимальных значений процесса y_i) для которых единственный показатель Херста H описывает флуктуации на любом масштабе, для мультифрактальных рекордов каждому значению момента q , используемого для вычисления обобщенной флуктуационной функции $F_q(s)$ в методе мультифрактального флуктуационного анализа (МФФА) [5], соответствует свое значение обобщенного показателя Херста $h(q)$, при котором $F_{q(s)} \sim s^{h(q)}$ на масштабе s , характеризуя тем самым нелинейную составляющую долговременной зависимости.

Данный подход, использующий интервальные статистики, называемый подходом на основе повторных интервалов (return interval approach (RIA)), является наиболее подходящим для прогнозирования в реальном времени (online) экспериментальных событий при помощи нелинейной памяти [3]. Первый же подход, использующий в качестве прекурсора (предиктора) технику паттерн распознавания (pattern recognition technique (PRT)), основан лишь на кратковременной памяти.

В работах [4, 6, 7] был проведен сравнительный анализ PRT и RIA подходов при прогнозировании выбросов фрактальных процессов с линейной и с нелинейной составляющими долговременной зависимости при отсутствии шумов. Согласно полученным результатам, при наличии только линейной составляющей долговременной зависимости (монофрактальная модель случайного сигнала) PRT всегда предпочтительнее, тогда как в присутствии выраженной нелинейной долговременной зависимости (мультифрактальная модель случайного сигнала) оба подхода показывают сопоставимую эффективность прогнозирования. С учетом этих результатов преимуществами RIA подхода могут быть только простота реализации, отсутствие необходимого для PRT подхода этапа обучения алгоритма прогнозирования, минимизация объема информации, требуемой для осуществления прогноза, до единственного параметра истекшего времени t после последнего произошедшего выброса.

Задача прогнозирования в указанных выше работах была рассмотрена в предположении неискаженных случайных сигналов, в частности без учета воздействия шумов тогда как при анализе регистрируемых случайных сигналов, порождаемых физиологическими системами (в частности, сердечно-сосудистой системой (ССС)), воздействие факторов шумов при съеме и погрешности измерения весьма значительны и допущение об отсутствии шумов может приводить к снижению достоверности результата.

Сердечный ритм, как и многие другие физиологические ритмы, является случайным сигналом с выраженным как линейной, так и нелинейной составляющими долговременной зависимости. При анализе эффективности прогнозирования искусственно синтезированного случайного сигнала (генерированного с помощью математической модели мультиплексивного каскада (MRC) с параметрами, имитирующими динамику сердечного ритма в норме) полученные результаты указывают на сопоставимую эффективность прогнозирования как PRT- так и RIA –подхода, что согласуется с данными работ [4, 6, 7].

В качестве наиболее значимого фактора, который мог повлиять на расхождение в результатах, следует отметить погрешности измерения интервалов между сердечными сокращениями при анализе электрокардиосигнала, так как съем ЭКГ при амбулаторном мониторинге проводится обычно в условиях сложной помеховой обстановки.

В связи с этим будем полагать, что исследуемый случайный сигнал, полученный синтетически с помощью MRC или путем реальных наблюдений сердечного ритма, искажен (зашумлен) аддитивным белым шумом. Шум, действующий на наблюдаемые рекорды сигнала, может иметь две главные причины. Первая из них заключается в возможности случайного характера самого измеряемого процесса. Таковыми являются, в частности, интервалы сердцебиения при синдроме атриальной фибрилляции (atrial fibrillation) [8]. В этом случае шумовая составляющая служит информативным признаком, с помощью которого диагностируется фибрилляция. Второй причиной является шум измерения, который возникает из-за ограниченной точности измерительной аппаратуры.

Обычно полагают, что распределение шума гауссовое (нормальное), поскольку согласно центральной предельной теореме он описывает ошибки измерения, являющиеся суперпозицией (наложением) многих факторов (внешний шум, точность измерительной аппаратуры и т.д.). К тому же дискретизация данных порождает равномерное распределение получаемых наблюдений. На самом же деле, порождаемые сложными системами случайные процессы характеризуются распределениями, которые образуют значительно широкий класс, чем распределения шумов [9, 10].

В дальнейшем будем предполагать, что шум является белым, тем самым допуская, что он имеет flat спектр мощности и что он некоррелирован. Это не всегда справедливо из-за preliminary фильтрации измерительной аппаратуры, что приводит в результате к «цветному» шуму, характеризуемому конечным спектром мощности. Однако, время корреляции шума измерения обычно бывает меньше даже длины прекурсорного паттерна, используемой при PRT - подходе, и тем более намного меньше времени между экстремальными событиями, используемые в RIA анализе, так что можно считать справедливым допущение о белом шуме.

Сравним эффективность RIA и PRT - анализа при прогнозировании выбросов по информации о линейной составляющей долговременной зависимости на основе синтетических данных, полученных по модели MRC с наложением аддитивной гауссовой помехи и усредненным по 20 различным гауссовым распределениям помех.

При одних и тех же значениях показателя ложной тревоги α (т.е. доли прогнозов Q-событий при появлении не Q-событий), значительно высокие значения показателя D правильных прогнозов Q -событий получены для PRT по сравнению с RIA-анализом, демонстрируя, что в случае использования информации о линейной составляющей долговременной зависимости и при отсутствии белого шума PRT-техника, имеет преимущество перед RIA-анализом при прогнозировании экстремальных событий. При высокой персистентности рекордов информации о поведении процесса всего лишь на двух временных интервалах перед событием (т.е. при $k=2$ и $l = 100$ в PRT-технике) становится достаточной для получения лучших прогнозов, чем информация о времени, истекшем после последнего Q-события. С другой стороны, при анализе реальных записей сердечного ритма прогноз на основе RIA и использованием дополнительного анализа с привлечением оператора чувствительности $Sens$, показывающего частоту правильных прогнозов Q событий, т.е. превышающих порог Q , и оператора спецификации $Spec$, показывающего частоту правильных событий не Q , т.е. превышающих порог Q . Такой анализ, названный «receive operator characteristic» (ROC) анализом, оказался более эффективным в большинстве случаев. Наконец, ROC-кривые для больших значений рекордов интервалов сердцебиения - R_Q расположены выше, чем для меньших R_Q , демонстрируя тем самым, что большие экстремумы лучше предсказуемы для рекордов с долговременными корреляциями [11,12].

Полученные результаты показывают, что в случае рекордов с линейными долговременными корреляциями оптимальный способ получения прогнозов с помощью PRT с использованием кратковременной памяти представляет большой интерес, чем предсказание экспериментальных событий по RIA с использованием долговременной памяти, вследствие высокой линейной персистентности рекордов с линейными долговременными корреляциями. Необходимо отметить, что подобные выводы получаются и в присутствии равномерно распределенных («дигитализированных») аддитивных шумов после их дискретизации. И в этом случае прогнозы по PRT имеют превосходство перед прогнозами по RIA.

Прогнозы по RIA и PRT приводят к достаточно близким значениям показателя D-правильных прогнозов Q событий в отличие от монофрактальных рекордов, когда выявлялось преимущество PRT. Это демонстрирует, что в случае мультифрактальных рекордов долговременная память, грубо говоря, имеет такое же значение для прогнозирования экстремальных событий, как и кратковременные прекурсоры в отсутствии шума. В противоположность этому, для монофрактальных рекордов, для которых предсказуемость увеличилась с ростом R_Q этот эффект проявлялся в меньшей мере для MRC рекордов и мог наблюдаться для PRT при малых значениях α .

Рассмотрим теперь прогнозируемость мультифрактальных рекордов в присутствии аддитивного шума, концентрируя внимание снова на гауссовском распределении шума и длине потерян на $k=2$ в PRT.

В этом случае, при сложении с гауссовым шумом прогнозы RIA и PRT демонстрируют плавное смещение между двумя фазами, и между этими прогнозами не наблюдается никакого превосходства. При сложении с равномерным распределением смещение помехоустойчивых характеристик (NRC) в RIA-прогнозах приобретает явную форму, в то время как для PRT-прогнозов эти характеристики остаются без изменения. Отсюда следует, что в случае, когда распределение данных значительно шире, чем распределение аддитивного шума (что наиболее типично для сложных систем) становится существенным превосходство RIA-прогнозов.

Главное расхождение между обоими методами прогноза связано с тем, что RIA использует исключительно информацию о предшествующих событиях, превышающих Q , которые относительно меньше зависят от шума, чем прекурсоры, используемые в PRT, которые значительно меньше Q при больших значениях R_Q , за исключением рекордов с очень сильной персистентностью. Следовательно, с повышением уровня аддитивного шума смещение от фазы с хорошей предсказуемостью к фазе со слабой предсказуемостью указывает на то, что шумы достаточно сильно генерируют многие ложные экстремумы («false extremes»). Обнаруживая «ложные экстремумы», RIA-прогноз получается с высокими уровнями риска для следующих временных единиц, приводя к увеличению показателя ложной тревоги α при том же значении пробного порога Q_p . Сохраняя постоянным α и выбирая высокое Q_p , приходим к измененному значению показателей правильного прогноза D . Однако, такая ситуация нетипична для наблюдаемых прогнозов, так как обычно интересуют высокие пороги Q и потому отношение сигнал/шум становится намного выше точки фазового смещения, когда RIA имеет превосходство.

Так как информации, используемые в PRT и RIA дополняют друг друга, интересно протестировать возможные комбинации этих двух методов для прогнозирования MRC рекордов.

Во всех случаях в отсутствие аддитивного шума не выявлено значительное улучшение прогноза по сравнению с каждым методом в отдельности. В присутствии аддитивного шума во всех трех случаях происходит более плавное смещение фазы, чем в RIA. Следовательно, комбинация оценок риска всегда не превышает оценку риска на промежуточных уровнях шума.

Таким образом, можно сделать следующее заключение прогноз - по RIA лучше, чем прогноз по PRT – технике в следующих случаях: 1) рекорды содержат строго нелинейную составляющую памяти; 2) рекорды содержат аддитивную случайную шумовую составляющую с распределением из более узкого класса, чем распределение исходных данных. Во всех остальных случаях прогноз по RIA либо сравним, либо хуже прогноза по PRT. Комбинация этих подходов не дает улучшения прогноза. Важное преимущество RIA анализа состоит в том, что он требует только информацию о времени появления предыдущих событий и может легко реализоваться для предсказания временных рядов, когда необходимо обнаружить особые события. (с большим выбросом) по одному или нескольким наблюдениям и получать прогнозные значения для каждого начального момента времени.

Библиографический список

- 1.Богачев М.И.. Сравнительный анализ помехоустойчивости методов прогнозирования выбросов случайных сигналов с фрактальными свойствами при использовании информации о кратковременной и долговременной зависимостях //Известия вузов России. Радиоэлектроника, 2010,вып.1,с.11-21.
- 2.Feder J. Fractals-Plenum Press,NewYork, 1988,-283 p.
- 3.Bogachev M.I., Eichner J.F., Bunde A. Effekt of nonlinear correlations of the statistic of return intervals in multidractal data sets //Phys.Rev.Lett.2007, vol.99.p.240601-240604.
- 4.Bogachev M.I., Kireenkov I.S., Nifontov E. and Bunde A. Statistics of return intervals between long heartbeat untrervals and their usability for online prediction of direkders //NewJournal of Physics 11 (2009), 063036.
- 5.Kantelhardt J.W. Zschiegner S.A., Koscielny-Bunde E., Halvin S., Bunde A. and Stanley H.E. Multifractal detrended fluctuation analysis of nonstationary time series// Physica A
- 6.Богачев М.И. К вопросу о прогнозируемости выбросов динамических рядов с фрактальными свойствами при использовании информации о линейной и нелинейной составляющих долговременной зависимости //Известия вузов России. Радиоэлектроника. 2009, вып.5, с.31-40.
- 7.Bogachev M.I., Bunde A. On the predictability of extreme events in record with linear and nonlinear longrange memory: Efficieneg and noice robustness //Physica A 390 (2011), p. 2240-2250.
- 8.Hennig F., Maass P.J., Hayano J. and Heinrichs S.//Exponential Distribution of long Heart Beat Intervals during Atrial Fibrillation and their Relevanse for white Noise Beaviour in Pover spectrum.J.Biol. Plys. (2006) v.32 Issue 5, pp.383-392).
- 9.Adler R.J., Feldman R.E. Taqqu M.S. Practical Guide to Heavy Tails: Statistical Techniques and applications, Brikhauser, Boston, 1998, 534 p.
- 10.Barford P., Crovella M. Generating Representative Web Workloads for Network and Server Performance Evaluation . ACM SIGMETRICS International Conerence on Measurement and Modeling of Computer Systems,1998, pp.151-160.
11. Bunde A.,Eichner J., Halvin S.,Kantelhardt J.W. Return intervals of rare events in records with long-term persistence Physica., 2004, v.342,Issues 1-2,pp.308-314.
- 12.Bogachev M.I., Eichner J.F., and Bunde A. The effects of multifractality on the statistics of retion invervals //Evr.Phys J. Special Topics; (2008)) (61) p.181-193

COMPARATIVE ANALYSIS OF METHODS OF FORECASTING EMISSIONS IN THE DYNAMICS OF HEART FAILURE WITH AVAILABLE ADDITIVE RANDOM NOISE

¹Abdullayev Namik Tair oqli ² Dyshin Oleq Alexandrovich ³ Ibrahimova Irada Djavad qizi¹Azerbaijani Technical University ²Azerbaijan State University of Oil and Industry ³Azerbaijani Technical University
a.namik46@mail.ru

A comparative analysis of predictive efficiency using pattern recognition technique (PRT) is performed using the return-approach-RIA approach. The methods use, respectively, only the linear component of the long-term memory, and, along with the linear component, also the non-linear component. The noise immunity of prediction in both approaches is considered in the presence of additive noise with a normal and uniform distribution.



ПРОГНОЗИРОВАНИЕ ВЫБРОСОВ ДИНАМИЧЕСКИХ РЯДОВ С ФРАКТАЛЬНЫМИ СВОЙСТВАМИ ИНТЕРВАЛОВ СЕРДЦЕБИЕНИЯ

Абдуллаев Н.Т.¹, Дышин О.А.², Ибрагимова И.Д.¹¹Азербайджанский Технический Университет² Азербайджанский Государственный Университет Нефти и Промышленности
a.namik46@mail.ru

Динамические ряды с фрактальными свойствами порождаются целым рядом разнородных сложных систем, в частности физиологическими системами с присущими различными автономно регулируемыми ритмами, например, сердечными ритмами [1, 2]. Можно выделить два основных класса фрактальных динамических рядов, применяемых при описании случайных процессов, формируемых сложными системами [3]. К первому классу относятся монофрактальные динамические ряды, представленные формируемыми при помощи спектрального преобразования динамическими рядами и отражающие только линейную составляющую долговременной зависимости процесса, порождаемого анализируемой сложной системой. К второму классу относятся мультифрактальные динамические ряды, представленные формируемыми при помощи мультиплекативного каскада динамическими рядами, способные отражать также и нелинейную составляющую долговременной зависимости. Данные классы моделей используют, соответственно, различный объем информации о долговременной зависимости наблюдаемых значений, динамического ряда, что может влиять на качество прогнозирования [4]. С другой стороны, указанное увеличение объема используемой информации требует вовлечения дополнительных вычислительных ресурсов, что не всегда оправдано с точки зрения получаемого результата. Актуальность использования информации с кратковременной и долговременной зависимостях, а соответственно, и оптимального выбора метода прогнозирования определяется свойствами исследуемого динамического ряда.

Физиологические сигналы обладают мультифрактальными свойствами, присущими явлению турбулентности, и могут быть эффективно смоделированы мультиплекативными каскадами. Эти свойства очень устойчивы и претерпивают значительные изменения только при сердечных нарушениях. Они также очень зависят от физической активности и от изменения в симпатической и вагальной регуляции, таких как фармакологически вызванные изменения симпатической активности [5].

Динамика физиологических процессов, протекающих в организме человека, является хаотической и может быть описана с позиции теории нелинейных динамических систем.

Было бы неправомерно связывать все патологические изменения сердечно-сосудистой системы (ССС) с развитием хаотичности и повышением периодичности сердечного ритма. Однако своевременная регистрация хаотического поведения ритма должна расширить диагностические возможности и уменьшить риск ухудшения состояния пациента. На основании анализа ритмограмм удалось установить, что в большинстве случаев показатели хаотического поведения дополняют диагностическую картину, получаемую методами спектрально-корреляционного анализа. Наряду с этим, выявлены реализации, характеризующиеся существенно отличающимися оценками показателей хаотичности при близких значениях спектральной плотности мощности ритмограммы и сопоставимых значениях выборочной пульсовой дисперсии. Подобный факт явно свидетельствует о большей, по сравнению с традиционно регистрируемыми параметрами, чувствительности показателей хаотического проведения к некоторым состояниям ССС.

Понятие мультифрактальности тесно связано с понятиями кратковременной зависимости (КВЗ) и долговременной зависимости (ДВЗ). Наличие такого рода зависимостей показано для целого ряда случайных процессов как в технических системах, так и для процессов естественного происхождения. В частности, показано наличие ДВЗ некоторых физиологических процессов [1].

Классическим признаком присутствия ДВЗ в стационарном случайном процессе $S(t)$ является бесконечное характеристическое время корреляции T_k , при котором интеграл от автокорреляционной функции (АКФ)

$$C(\tau) = \lim_{T \rightarrow \infty} \frac{1}{T} \int_0^T [S(t) - \bar{S}][S(t - \tau) - \bar{S}]^2 d\tau$$

(\bar{S} – среднее значение процесса) расходится [14]:

$$T_{kt} = \int_0^t C(\tau) \frac{d\tau}{\tau} \rightarrow \infty$$

Для широкого класса стационарных фрактальных ДВЗ-процессов применяется степенная аппроксимация АКФ [6].

$$C(\tau) \sim \tau^{-\gamma} \quad (1)$$

где γ – параметр, определяющий скорость затухания АКФ. При этом в качестве основной характеристики ДВЗ для таких процессов используется показатель Херста H , связанный с параметром γ выражением $H = 1 - \gamma/2$. Для оценки показателя Херста ДВЗ-процесса обычно используется флюктуационный анализ (Fluctuation analysis-FA) [7].

При анализе долговременных реализаций реальных процессов условие стационарности часто не выполняется. Для анализа подобных процессов был предложен метод флюктуационного анализа с исключением тренда (Detrended fluctuation analysis-DFA) [7, 8].

В применении к дискретному временному ряду S_i метод DFA состоит из двух этапов. На первом этапе вычисляется профиль (кумулятивная сумма) элементов временного ряда S_i

$Y_K = \sum_{i=1}^K (S_i - \bar{S})$, который затем подразделяется на $N_s = \lceil N/S \rceil$ сегментов равной длительности, состоящих из S отсчетов каждый ($\lceil \cdot \rceil$ – оператор взятия целой части). Для решения проблемы некратности длины записи и размера окна используется аппроксимация в два прохода, выполняемых в разных направлениях, начиная с первого и последнего отсчетов соответственно.

На втором этапе из данных удаляется тренд за счет вычисления полиномиальной аппроксимации $P_v(k)$ временного фрагмента S_i в каждом окне v , после чего выявляется флюктуационная функция

$$F^2(s, v) = \frac{1}{S} \sum_{k=1}^S [Y[(v-1)S + k] - P_v(k)]^2$$

Результирующая флюктуационная функция вычисляется усреднением по всем окнам v

$$F(s) = \left\{ \frac{1}{2N_s} \sum_{v=1}^{2N_s} F^2(s, v) \right\}^{1/2} \quad (2)$$

Для фрактального ДВЗ процесса выполняется асимптотическое представление

$$F(s) \sim s^H \quad (3)$$

где H -показатель Херста. Некоррелированному процессу соответствует $H=0.5$, область $0 < H < 0.5$ соответствует отрицательной корреляции, и область $0.5 < H < 1$ положительной. При этом для процессов со степенным затуханием АКФ для показателя Херста выполняется соотношение:

$$\exists S_{min}: \forall s > s_{min}, H = \alpha \neq 0.5, \alpha = const \quad (4)$$

(“ \exists ” и “ \forall ” – означают, соответственно, «существует» и «для любого»).

Напротив, для КВЗ-процессов.

$$\exists S_{min}: \forall s > s_{min} \quad H=0.5 \quad (5)$$

Для характеристик КВЗ и ДВЗ в терминах моментов более высоких порядков, а также дробных моментов, предложен метод MF-DFA (Multifractal Detrended Fluctuation Analysis) [8] или кратко MDFA, в рамках, которого вычисляется семейство флюктуационных порядков q :

$$F_q(s) = \left\{ \frac{1}{2N_s} \sum_{v=1}^{2N_s} [F^2(v, s)]^{q/2} \right\}^{1/q} \quad (6)$$

Для фрактального нестационарного ДВЗ-процесса можно записать:

$$S_{min}: \forall s > s_{min} F_q(s) \sim s^{H(q)} \quad (7),$$

где $H(q)$ называют обобщенным показателем Херста для случайного процесса S_i .

Присутствие в случайном процессе КВЗ (и в особенностях ДВЗ) значительно влияет на статистику интервалов между превышениями процессом заданного порога Q . Результаты в отношении статистики интервалов между превышениями фиксированных порогов Q для моно- и мультифрактальных процессов [4].

Для иллюстрации ДВЗ обычно используют два общих класса случайных процессов [9]. Первый класс включает монофрактальные процессы с линейными долговременными корреляциями (lineas long term correlations-LTC) с автокорреляционной функцией (АКФ) вида (1) $C(S) \sim s^{-\gamma} (0 < \gamma < 1)$, убывающей по степенному закону, и единственной экспонентой

$h = 1 - (\gamma/2)$, описывающей флюктуации во временном окне длины S .

Второй класс содержит мультифрактальные процессы. В отличие от рекордов монофрактала, флюктуации которых описываются на всех масштабах одной экспонентой Херста, для описания флюктуаций рекордов мультифрактала требуется бесконечное число экспонент $h(q)$ в зависимости от момента q , тем самым иллюстрируя эффект нелинейности.

Для генерации рекордов мультифрактала обычно используют модель мультипликативного вероятностного каскада (multiplicative random cascade-MRC) [10]. В этом процессе данные получаются итеративным путем, где число получаемых точек удваивается на каждой итерации. На начальной итерации ($n = 0$), исходят из одного значения ($X_1^{(0)}$), например, $X_1^{(0)} = 1$. На n -й итерации данные $X_i^{(n)}, i = 1, 2, \dots, 2^n$, получаются из рекуррентного соотношения

$$X_{2l-1}^{(n)} = X_l^{(n-1)} \cdot m_{2l-1}^{(n)} \text{ и } X_{2l}^{(n)} = X_l^{(n-1)} \cdot m_{2l}^{(n)},$$

где множители $m_{2l-1}^{(n)}$ и $m_{2l}^{(n)}$ –независимые одинаково распределенные (н.о.р.) случайные числа, получаемые с помощью датчика RANDOM равномерно распределенных на (0,1) случайных чисел.

Важной характеристикой при прогнозировании является оценка вероятности $W_Q(t, \Delta t)$ одно или многократного превышения значением случайного процесса фиксированного порога Q в течение интервала Δt (начиная с текущего момента), которая может быть выражена через плотность распределения интервалов $P_Q(t)$ между превышениями порога Q [3]:

$$W_Q(t; \Delta t) = \frac{\int_t^{t+\Delta t} P_Q(r) dr}{\int_t^{\infty} P_Q(r) dr} = \frac{C_Q(t+\Delta t) - C_Q(t)}{1 - C_Q(t)} \approx \frac{P_Q(t)\Delta t}{1 - C_Q(t)}, \quad (8),$$

где t -время, прошедшее с

момента предыдущего превышения порога; $C_Q(t) = \int_{-\infty}^t P_Q(r) dr$;

где r -расстояние между двумя последовательными рекордами.

Метод прогнозирования выбросов динамических рядов на основе функции риска (8), использующий долговременную память, называют подходом с применением статистик повторных интервалов (return intervals approach-RIA) [2].

В случае мультифрактального процесса, полученного по MRC –модели с нулевым значением и единичной дисперсией нормально распределенных множителей функция плотности распределения (PDF) значений r длин интервалов превышающих Q , подчиняется степенному закону [4].

$$P_Q(r) \sim \left(\frac{r}{R_Q}\right)^{-\delta(Q)} \quad (9)$$

где $\delta(Q)$ уменьшается с увеличением Q . Некоторые отклонения от закона (9) наблюдаются при больших значениях аргумента r/R_Q , что особенно явно проявляется в мультифрактальных рекордах при наличии линейных корреляций и менее всего в мультифрактальных рекордах в отсутствии линейных корреляций [4]. Для MRC-рекордов с $1/f$ -спектром мощности эти отклонения достаточно хорошо аппроксимируются гамма распределением

$$P_Q(r) \sim \left(\frac{r}{R_Q}\right)^{-\delta(Q)} \cdot \exp\left(-\frac{cr}{R_Q}\right) \quad (10),$$

где $c \approx 1/400$. Из-за эффектов конечных размеров дополнительные отклонения могут появляться при больших значениях R_Q .

Для монофрактального процесса с $H = 0.8$ при $r > R_Q$ приближенно выполняется соотношение [22]

$$\ln[P_Q(r)] \sim \left(\frac{r}{R_Q}\right)^{-\gamma} \quad (11),$$

где γ -соответствует показателю степенной АКФ случайного процесса $C(s) \sim s^{-\gamma}$. При $r < R_Q$ выполняется соотношение

$$P_Q(r) \sim \left(\frac{r}{R_Q}\right)^{-1-\gamma} \quad (12)$$

Качество последней аппроксимации удовлетворительно для практических целей по крайней мере для $0.5 < H < 0.8$, и при этом она теоретически непротиворечива при $H \rightarrow 1$, когда $\gamma \rightarrow 0$ и плотность вероятности принимает степенной характер.

Для извлечения большей информации из памяти повторных интервалов рассматривают условные повторные интервалы, т.е. только те Q -интервалы, которым предшествует интервал фиксированного размера r_0 . Плотность вероятности таких интервалов обозначают $P_Q(r|r_0)$. Для некоррелированных данных условные PDF коллажируют в одну единственную степенную кривую, показывающую независимость PDF от условия r_0 . Для данных с долговременными корреляциями наблюдаются слабые отклонения от безусловного распределения,

Дополнительно учесть информацию о значении предыдущего интервала между выбросами можно за счет перехода к условным вероятностям $W(t; \Delta t|r_0)$, получаемым из формулы (8) с заменой $P_Q(r)$ на $P_Q(r|r_0)$, при этом для первого бина условную вероятность $W(t; \Delta t/r_0)$ можно оценивать как

$$W(t; \Delta t/r_0) \approx W(t; \Delta t), \quad \Delta t \ll t < 10R_Q \quad (13)$$

Величина $W_Q(t; \Delta t)$, определяемая формулой (8), ограничена числом 1 при $t/R_Q \rightarrow 0$ и поэтому она может удовлетворять степенному закону только при условии, что

$t/R_Q > (\delta(Q) - 1) \cdot \Delta t/R_Q$, и записывается с учетом (9) в этом случае как [2]:

$$W_Q(t; \Delta t) = [(\delta(Q) - 1) \cdot \Delta t/R_Q] / [(t/R_Q) + (\delta(Q) - 1) \cdot \Delta t/R_Q] \quad (14)$$

Другой мерой качества прогнозирования с использованием долговременной памяти является ожидаемое число $\tau_Q(t)$ временных единиц, по истечении которых появится следующее Q -событие (т.е. рекорда со значением больше Q), как только пройдет t временных единиц после последнего Q -события. По определению, $\tau_Q(0)$ эквивалентно периоду R_Q (среднему значению длин всех повторных интервалов с рекордами больше Q). В общем случае $\tau_Q(t)$ связано с функцией плотности вероятности (probability density function-PDF) $P_Q(r)$ соотношением

$$\tau_Q(t) = \frac{\int_t^{\infty} (r-t) P_Q(r) dr}{\int_t^{\infty} P_Q(r) dr} \quad (16)$$

Простейший прогноз получается при выборе оценки (12) с высокой вероятностью с фиксированным значением $\Delta t=1$. Полученные результаты хорошо согласуются с соответствующими результатами для MRC модели. Для построения более точного прогноза в [2] предлагается алгоритм, предусматривающей сравнение оценок W_Q при различных фиксированных значениях Q_P и вычисление соответствующих вероятностей риска. Для фиксированного значения Q_P определяются два показателя: чувствительность (sensitivity) Sens, который характеризует долю правильно предсказанных Q событий и специфичность (specificity) Spec, который характеризует долю правильно предсказанных не Q- событий. Большие значения Sens и Spec обеспечивают лучший прогноз. Для повышения эффективности прогноза используется анализ с применением оператора приема-сигнала (recovery operator characteristic), так называемый ROC-анализ, согласно которому строится график зависимости Sens и Spec при всех возможных значениях Q_P . По определению $Q_P = 0$, когда Sens=1 и Spec=0, в то время как $Q_P = 1$, когда Sens=0 и Spec=1. При $0 < Q_P < 1$ кривая ROC простирается от верхнего левого угла до нижнего правого угла на плоскости (Sens,Spec). При отсутствии памяти в данных Sens+Spec=1 и ROC-кривая является прямой линией, соединяющей оба указанных угла. Общая мера точности прогноза PP, $0 < PP < 1$, представляется интегралом по приводной ROC, который равен 1 при абсолютно точным прогнозе и равен $\frac{1}{2}$ для случайных данных. Для оценивания вероятности риска можно использовать «обратную» выборку наблюдаемых рекордов в виде MRC-модели. В традиционной технике распознавания заданных паттернов (шаблонов, эталонов), так называемой PRT- технике распознавания (pattern recognition technique), основанной на кратковременной памяти, строится база данных всевозможных паттернов $y_{n,k}$ из k предшествующих сообщений со скользящим окном, которая делит полную выборку возможных значений рекордов y_i на l уровней с одинаковым числом значений, так что общее число паттернов равно l^k . Затем для каждого паттерна-прекурсора $y_{n,k}$ оценивается вероятность $P(y_n > Q/y_{n,k})$ того, что следующее событие y_n превысит Q . Основная трудность здесь заключается в необходимости многократной настройки для отыскания оптимальных значений параметров l и k , приводящих к высокой точности прогноза. В альтернативной RIA –технике, использующей долговременную память вероятность $W_Q(t; \Delta t)$ определяется по наблюдаемым рекордам с использованием уравнения (8) или аналитического выражения (13). Как показано в [2], RIA-подход к прогнозированию Q -интервалов, не требующий ограниченности используемых статистик, дает во всех случаях лучший результат. Кроме того, PRT-прогнозы, использующие «обучающую» выборку наблюдаемых рекордов, как правило, точнее, чем прогнозы, полученные с помощью рекордов синтетической MRC-модели. Причиной тому является ограниченная возможность MRC-модели для описания кратковременной динамики интервалов сердцебиения, включая индивидуальные вариации в физиологической регуляции. В этой связи высокая чувствительность RIA-техники приводит к значительно меньшему числу ложных сигналов, чем PRT-техника.

При этом PRT-прогнозы, основанные на «обучении» по наблюдаемым рекордам, лучше прогнозов, обученных по модельным рекордам. Причиной этого факта является достаточно хорошая степень обучаемости статистик и ограниченная возможность MRC-модели для представления краткосрочной динамики интервалов сердцебиения, включая присутствие индивидуальных вариаций физиологических регуляций. Соответственно, при высоких значениях показателя Sens RIA-прогнозы имеют значительно меньшее значения показателя ложной тревоги Spec, нежели PRT-прогнозы.

Библиографический список

1. Multifractality in human heartbeat dynamics/P. Ch.Ivanov,M.G.Rosenblum, L.A.Amoral et al./Nature.1999.vol 399.P.461-465.
2. Bogachev M.I.,Kireenkov I.S., Nifontov E.M., and Bunde A. Statistics of return intervals between long heartbeat intervals and their usability for online prediction of disorders //New Journal of Physics 11 (2009) 063036, p.1-18.
3. Богачев М.И. К вопросу о прогнозируемости выбросов динамических рядов с фрактальными свойствами при использовании информации о линейной и нелинейной составляющих долговременной зависимости //Известия вузов России. Радиоэлектроника.2009, вып.5, с.31-40
4. Bogachev M.I., Eichner J.F., and Bunde A. Effect of Nonlinear Correlations of the Statistics of Return Intervals in Multifractal Data Sets//Physicul Rewiew Letters, 99 240601/2007),p.1-4.
5. Amoral L.A.N., Ivanov P.Ch., Aoyagi N., Nikada L.,Tomono S., Goldberger A.I. Stanley H/E., and Yamamoto Y. Behavioral-indeferendent features of compleks heartbeat dynamics //Phys.Rev.lett.,86. 6026 (2001)
6. Богачев М.И. Статистический анализ и прогнозирование динамики случайных процессов в телекоммуникационных сетях с использованием мультифрактальных моделей трафика //Известия вузов России. Радиоэлектроника. 2008. Вып.2. с.34-45.
7. Mosaic organization of DNA micleotides/C.-K.Peng,S.V.Buldyrev,S.Havlin et al./Phys.Rev.E.1994/ vol.49. p.1985-1689.

8. Detecting long-range correlation with detrended fluctuation analysis //J.W.Kantelhardt, S.A.Koscielny-Bunde, H-H.A.Rcgo et al.// *Physica A*. 2001.vol. 295. P. 441-454.
 9. Bogachev M.I., Bunde A. On the occurrence and predictability of overloads in telecommunication networks// *Europhys.Let.* 2009.vol.86. p.66002(1-6).
 10. Eichner J.F., Kantelhardt J.W., Bunde A., Havlin S.// *Phys. Rev.E*.73, (2006).q.016130
- Extreme value statistics in records with long-term persistence

FORECASTING EMISSIONS OF DYNAMIC SERIES WITH FRACTAL PROPERTIES OF HEART SURGERY INTERVALS

¹Abdullayev Namik Tair oqli ² Dyshin Oleq Alexandrovich ³ Ibrahimova Irada Djavad qizi

¹Azerbaijani Technical University ²Azerbaijan State University of Oil and Industry ³Azerbaijani Technical University

a.namik46@mail.ru

In the work on the example of repeated heartbeats, the influence of short-term and long-term dependences of the initial data on the emission dynamics at a given threshold is analyzed. The comparative analysis of the effectiveness of the pattern recognition technique-PRT and the return interval approach-RIA method for predicting the dynamic series of repetitive intervals of a monofractal and multifractal nature is given.

————— ♦ —————

ОЦЕНКА АСИММЕТРИИ ЭЛЕКТРОМИОГРАФИЧЕСКИХ СИГНАЛОВ С ПОМОЩЬЮ СТАТИСТИЧЕСКОГО РАСПРЕДЕЛЕНИЯ КОЭФФИЦИЕНТОВ АСИММЕТРИИ

Абдуллаев Н.Т.¹, Исмайлов К.Ш.²

¹Азербайджанский Технический Университет, a.namik46@mail.ru,

²Азербайджанский Университет Нефти и Промышленности, Is_kamalya@yahoo.com

Функциональная асимметрия является неотъемлемой особенностью мозга человека, которая находит свое проявление в различных формах поведения и двигательной деятельности человека [1]. Изучение функциональной асимметрии и латеральных предпочтений важно не только с теоретической, но и с практической точки зрения, поскольку от ее выраженности может зависеть как эффективность выполнения спортивных двигательных действий, так и вероятность травматизма [2,3]. Именно эти направления исследований двигательной асимметрии в спорте остаются наиболее актуальными. Целью исследования в [4] было изучить общие и индивидуальные особенности асимметрии скоростно-силовых показателей мышц коленного сустава у баскетболистов-паралимпийцев и ее связь с результатом в прыжковых упражнениях.

Существует разные подходы для оценки асимметрии разных органов человека. В [4] были рассчитаны коэффициент асимметрии (K_{AS}) как отношение разности значений ЭМГ симметричных мышц на стороне её минимального (X_1) и максимального (X_2) снижения к большему значению:

$$K_{AS} = \frac{(X_1 - X_2) * 100\%}{X_1}. \quad (1)$$

В [5] для оценки асимметрии ЭЭГ был предложен метод нормированного количественного показателя – коэффициента асимметрии, который достаточно универсальный и для его расчета использовалось выражение

$$(A-B)/(A+B) \times 100\%, \quad (2)$$

где А- числовая характеристика ЭЭГ левого полушария, Б – правого.

В [6] при визуализации восстановленного кардиосигнала использован этот подход и оценен коэффициент асимметрии.

Метод. Коэффициент асимметрии широко используемый параметр при статистическом анализе, который характеризует асимметрию статистического распределения.

Центральный момент распределения можно рассчитать по формуле [7]:

$$m_k^{(0)} = E(\xi - m_i)^k = \begin{cases} \int (x - m_i)^k f(x) dx, & \text{если } \xi \text{ непрерывна;} \\ \sum_i (x_i^0 - m_i)^k p_i, & \text{если } \xi \text{ дискретна.} \end{cases} \quad (3)$$

Здесь k – порядок; ξ – дискретная случайная величина с возможными значениями x_i и вероятностями их осуществления p_i ($i = 1, 2, 3, \dots$).

Из формулы (1) видно, что если плотность $f_\xi(x)$ (или последовательность вероятностей $P\{\xi = x_i^0\}$) симметрична относительно среднего значения $m_1 = E\xi$ (т.е. $f(m_1 - x) \equiv f(m_1 + x)$), то все нечетные центральные моменты (если они существуют) $x_{2k+1}^{(0)}$ равны нулю. Поэтому любой нечетный, неравный нулю, момент можно рассматривать как характеристику асимметрии соответствующего распределения. Простейшая из этих характеристик $m_3^{(0)}$ и взята за основу вычисления так называемого коэффициента асимметрии γ_1 – количественной характеристики степени скошенности распределения [6]:

$$\gamma_1 = \frac{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N (S_i - m_x)^3}{\sigma^3} \quad (4),$$

где $m_x = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N S_i$ – выборочное среднее, $\sigma^2 = \frac{1}{(N-1)} \sum_{i=1}^N (S_i - m_x)^2$ – выборочное дисперсия, S_i , $1:N$ – временной ряд.

Все симметричные распределения будут иметь нулевой коэффициент асимметрии. Распределения вероятностей с «длинной частью» кривой плотности, расположенной справа от вершины, характеризуются положительной асимметрией, а распределения с «длинной частью» кривой плотности, расположенной слева от ее вершины, обладают отрицательной асимметрией [6].

Диапазон изменчивости коэффициента асимметрии определяем от -3 до $+3$.

В то же время принято считать, что асимметрия выше 0,5 (независимо от знака) является значительной, меньше 0,25 – незначительной. При симметричном распределении коэффициент эксцесса $Ek = 0$. Если $Ek < 0$, то распределение носит плосковершинный характер, если $Ek > 0$, то – островершинный. Колеблемость качественных признаков вариационных рядов мы определяли по общей дисперсии, основываясь на теореме сложения дисперсии доли признака.

Таким образом, в основе вариационной статистики оценки сократительных свойств мышц лежит коэффициент асимметрии. По степени отклонения коэффициента асимметрии от медианы, как правило, можно судить о величине плотности распределения Гаусса. Чем ближе показатель асимметрии к медиане, тем выше плотность распределения Гаусса. Величина отклонения показателя асимметрии от медианы определяется величиной стандартного отклонения от среднего. Для нормального распределения 95% значений заключено в пределах двух стандартных отклонений от среднего и 68% – в пределах одного стандартного отклонения [7].

Экспериментальная часть. Для эксперимента выбрано 6 мышц нижних конечностей пациента с диагнозом асимметрии. Измерительные сигналы получено от 12 отведений, попарно с правого и левого части конечностей (табл.1).

Мышцы, использованные в эксперименте

Таблица 1

№	Мышцы	Обозначение
1	<i>Biceps femoris muscle</i>	a-bfm
2	<i>Gastrocnemius muscle – lateral part</i>	a-gm-lp
3	<i>Quadriceps femoris muscle – rectus femoris</i>	a-qfm-rf
4	<i>Quadriceps femoris muscle – vastus lateralis</i>	a-qfm-vl
5	<i>Quadriceps femoris muscle – vastus medialis</i>	a-qfm-vm
6	<i>Gastrocnemius muscle – medial part</i>	a-gm-mp

Для оценки коэффициента асимметрии использована формула (4) и в математической среде Matlab реализовано функция *skewness*. Полученные результаты эксперимента даны в таблице 2.

Таблица 2

Значения коэффициента асимметрии, зависимые от расположения мышц

№	Мышцы	Значение коэффициента асимметрии зависимое от расположения мышц	
		Левое (L)	Правое (R)
1	a-bfm	0.3516	0.3936
2	a-gm-lp	0.4484	0.3735
3	a-qfm-rf	0.4518	0.1304
4	a-qfm-vl	0.0681	0.4413
5	a-qfm-vm	0.2507	0.3110
6	a-gm-mp	0.0709	0.3532

Как уже отмечено, асимметрия выше 0,5 (независимо от знака) является значительной, меньше 0,25 — незначительной. По результатом эксперимента можно сказать, что в левой части конечностей для мышц a-gm-lp, a-qfm-rf наблюдается большая наклонность к асимметрии, для a-bfm как и левой, так и правой части есть наклонность к асимметрии. Для мышц a-qfm-vm, a-gm-mp в левой части можно наблюдать незначительную асимметрию, а для правой части наклонность к асимметрии.

Для визуализации результатов можно представить их в виде гистограммы (рис. 1.).

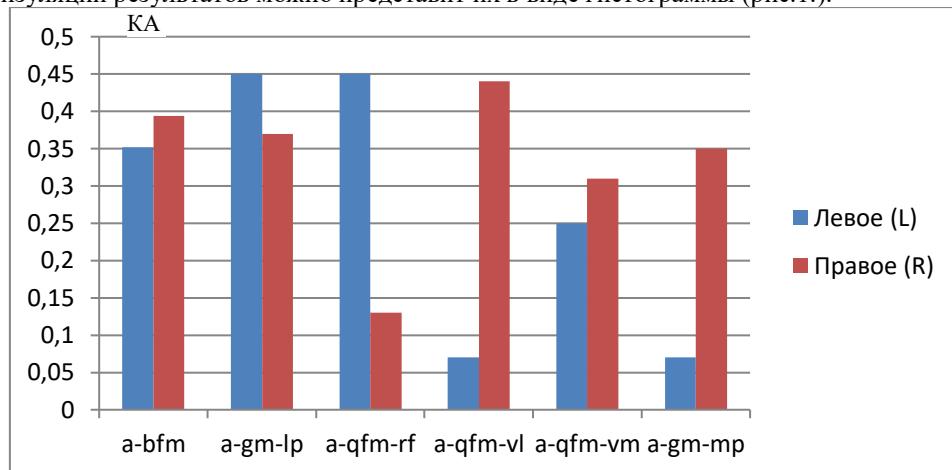


Рисунок 1- Диаграмма распределения коэффициента асимметрии парных мышц

Для оценки использованного метода полученные результаты сравниваются с значениями, полученными миографом (рис. 2).

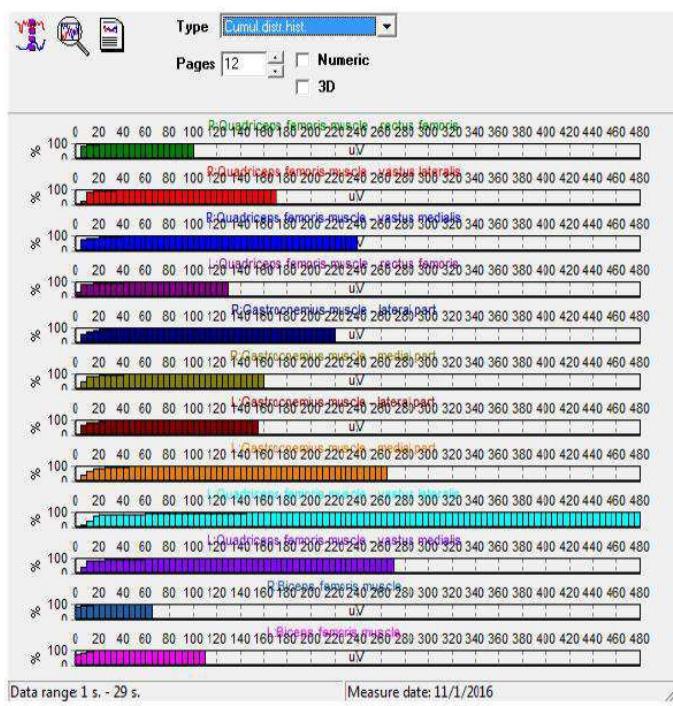


Рисунок 2- Результаты измерения миографом

Используя данные рис.2, принимаются решения о том, что у пациента наблюдается левосторонняя асимметрия мышц a-qfm-vl. Так как в правой части наблюдается самое большое напряжение (снизу четвертая строка), то сравнивать это значение со значением парных мышц тоже не очень удобно (вторая строка сверху).

Экспериментальные данные помогают не только удобному сравнению результатов, но и дать прогнозные заключение о возможности ожидаемом патологии мышц. Значение между интервалом $0.25 < x < 0.5$ можно использовать как наклонности к асимметрии.

Кроме того, еще можно использовать разность коэффициентов асимметрии для удобного наблюдения результатов (рис.3).

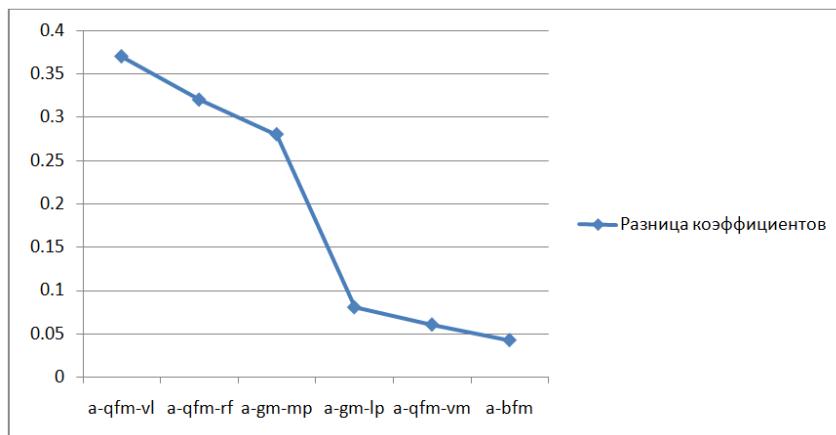


Рисунок 3- Разница коэффициента асимметрии парных мышц

Можно моментально наблюдать положение асимметрии в процессе измерения, представленное на графике (рис.3).

Библиографический список

1. Функциональные асимметрии. <http://oddandeven.narod.ru/FunctionalAsymmetryOfHuman/104.htm>
2. М.С. Цветков, Б.Б. Фишман. Использование методов описательной статистики для оценки сократительных свойств мышц по данным вызванных одиночных сокращений у спортсменов различной специализации. Вестник новгородского государственного университета №32, 2005, с. 26-30

3. А. А. Борисович и др. Способ оценки функционального укорочения нижней конечности. Патент. <http://www.findpatent.ru/patent/253/2532880.html>
4. Колесников С.В., Сайфутдинов М.С., Чегуров О.К., Колесникова Э.С. Динамика функционального состояния мышц нижних конечностей у больных после эндопротезирования тазобедренного сустава в условиях применения мягкотканной мануальной техники. Современные проблемы науки и образования. – 2015. – № 2 (часть 1)
5. Руководство по функциональной межполушарной асимметрии. – М: Научный мир, 2009. – 836 с. http://www.cerebral-asymmetry.narod.ru/Rukovod_book.htm
6. Кардиоайгеноскоп. Полезная модель 128470R. <http://bankpatentov.ru/node/378077>
7. М.С.Цветков, Б.Б.Фишман. Использование методов описательной статистики для оценки сократительных свойств мышц по данным вызванных одиночных сокращений у спортсменов различной специализации. Вестник Новгородского Государственного Университета №32, 2005, с. 26-30
8. Прикладная статистика: Основы моделирования и первичная обработка данных. http://stu.sernam.ru/book_stat1.php
9. Г.П. Шматов. MATLAB в примерах и задачах. Учебное пособие. Тверь, ТвГТУ, 2015, 171с.

EVALUATION OF THE ASYMMETRY OF ELECTROMIOGRAPHIC SIGNALS BY THE STATISTICAL DISTRIBUTION OF ASYMMETRIC COEFFICIENTS

Abdullaev N.T, Ismayilova K.Sh.

Azerbaijan Technical University, a.namik45@mail.ru,
Azerbaijan University of Oil and Industry, Is_kamalya@yahoo.com

The presented material is devoted to the analysis of the coefficient of asymmetry of paired muscles in order to improve the convenience of visualization and the accuracy of decision making.

Matlab used the skewness function to calculate the asymmetry coefficient and the difference in the asymmetry coefficients for convenient observation of measurement results. Experimental results make it possible not only to assess the state of the muscles, but also to predict the asymmetry of the muscles by insignificant values.

For comparison of experimental values, the measured values of muscle strains obtained with the help of a myograph are given. According to the experimental result, it is possible to predict the tendency of the muscles a-bfm, a-gm-lp, a-qfm-vm to asymmetry, despite the insignificance of the values of the measurement results.



МАТЕМАТИЧЕСКАЯ МОДЕЛЬ ПРОСТЕЙШЕГО ЖИВОГО СУЩЕСТВА – ЦИФРОВАЯ ЖИЗНЬ

Лищук В.А.

Академия медико-технических наук. 129301, Москва, ул. Касаткина, дом 3. Lischouk@rambler.ru

Известны описания живых существ и математические модели их составляющих. Например, мозга У.Р. Эшби [1], сердца Н.М. Амосовым [2], а также поражающие своей глубиной рассуждения о сущности жизни Платона, Лейбница, Smuts [3], других классиков. Модель живого существа как такового мне неизвестна, несмотря на громадный объём публикаций о жизни [4, 5].

Блок-схема простейшего существа (ПС) отражает две (обозначим *ј* и *а*) саморегулирующиеся функциональные системы (П.К. Анохин ([6]; СФС, соответственно, СФС_ј и СФС_а), блок их организации (БО) и структуры образования целей (СЦ_ј и СЦ_а); рис. 1).

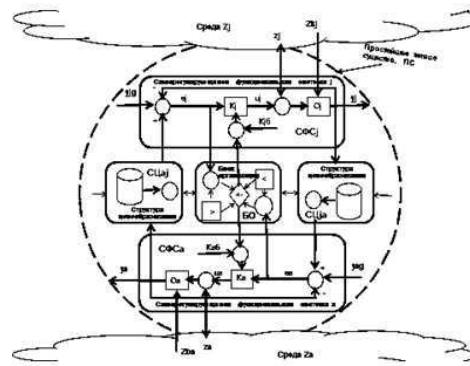


Рисунок 1- Блок схема простейшего существа. Показаны основные функциональные составляющие: саморегулирующиеся функциональные системы j и a (СФС j , и СФС a); структуры целеобразования (СЦ j и СЦ a); блок организации СФС (БО, общий); исполнительные органы или объекты регуляции (О j и О a); регуляторы (К j и К a); ошибки регулирования (e j и e a); управляющие сигналы (u j и u a); цели (u j и u a); функции (u j и u a); воздействия и связи, а также среды z j и z a .

Блок-диаграмма (рис. 2). Органы. Обозначены «Объект». Регуляторы обозначены- «Регулятор». Вместе они составляют саморегулирующуюся функциональную систему (СФС). Блоки «Связи» позволяют управлять взаимодействиями ПС и среды («Среда»). Структура целеобразования (СЦ j) и блок организации (БО) выделены овалами. Вне большой рамки слева – обозначения входных величин. Справа от большой (основной) рамки отображены обозначения текущих и конечных значений функций. Сверху и снизу основной рамки имеются входы в сервисы задания форм отображения графиков и величин.

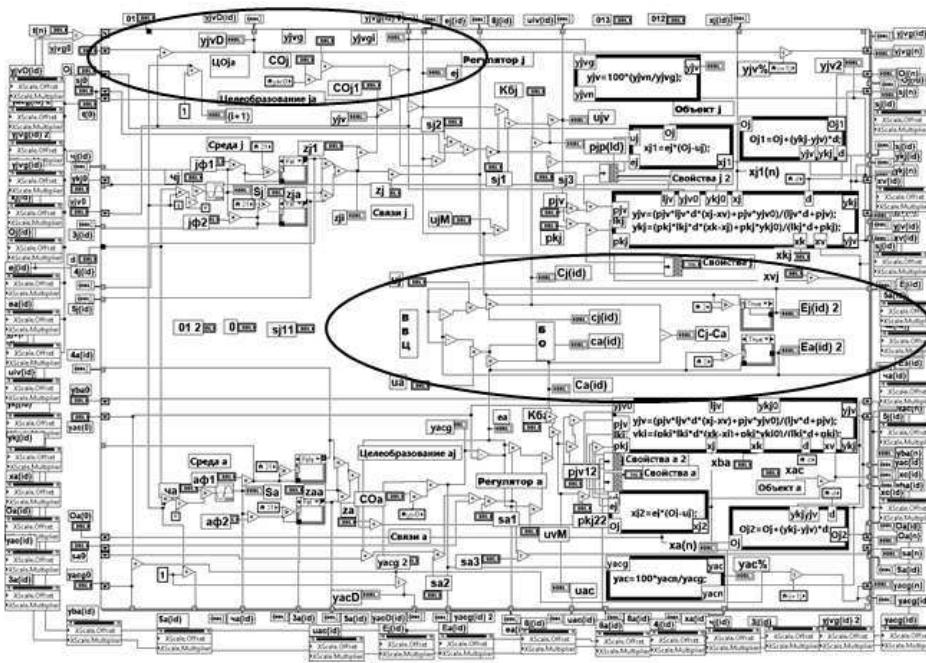


Рисунок 2-Блок-диаграмма простейшего существа (фрагмент), включает объекты управления, регуляторы, саморегулирующиеся функциональные системы (СФС), среды, блок управления связями, блок организации (БО), структуры целеобразования (СЦ). Описание в тексте.

Органы. Обозначим количество энергии, объём (О) тепла или жидкости в органе в среднем во время текущего i-ого шага как $O_j(id) = O_j[(i-1)d] + d * \{y_{kj}(id) - y_{jv}(id)\}$; $y_{jv}(id)$ - приток из объекта «к» в объект «j», а $y_{jv}(id)$ отток из «j» в «v». (Далее кавычки опущены). Соответственно для: $O_a(id) = O_a[(i-1)d] + d * \{y_{ba}(id) - y_{ac}(id)\}$. Приток будет тем больше, чем больше воздействие $x_{jk}(id)$ и чем меньше противодействие $x_{jk}(id)$. Примем $x_{jk}(id) = x_{jv}(id) = x_j(id)$. Найдём $x_j(id)$ используя свойства e_j и U_j объекта j : $x_j(id) = e_j(id) * [O_j(id) - U_j(id)]$. Учтём далее, что потоки $y_{kj}(id)$, $y_{jv}(id)$ зависят не только от разности усилий, но и от сопротивления $r=1/p$ (p - проводимость) и реактивной составляющей $(\pm L=L^{-1})$. Получим: $y_{kj}(id) = p_{kj}(id) * \{x_{kj}(id) - x_{jk}(id) - d^{-1} * L_{kj}^{-1}(id) * (y_{kj}(id) - y_{kj}[(i-1)d])\}$ и для $y_{jv}(id) = p_{jv}(id) * \{x_{jv}(id) - x_{jv}(id) - d^{-1} * L_{jv}^{-1}(id) * (y_{jv}(id) - y_{jv}[(i-1)d])\}$. Разрешая эти выражения относительно $y_{kj}(id)$, $y_{jv}(id)$ и учтя изменение шага счёта, будем иметь:

$$y_{kj}(id_i) = \{d_i * L_{kj}(id_i) * p_{kj}(id_i) * x_{kj}(id_i) - d_i * L_{kj}(id_i) * p_{kj}(id_i) * x_{jk}(id_i) + p_{kj}(id_i) * y_{kj}[(i-1)d_i]\} / \{d_i * L_{kj}(id_i) + p_{kj}(id_i)\}.$$

$$y_{jv}(id_i) = \{d_i * p_{jv}(id_i) * x_{jv}(id_i) - l_{jv}((id_i) * d_i * l_{jv}(id_i) * p_{jv}(id_i) * x_{jv}(id_i) + p_{jv}(id_i) * y_{jv}[(i-1)d_i]\} / \{d_i * l_{jv}(id_i) + p_{jv}(id_i)\}.$$

Аналогично описание для «а». Для исследований в конечных разностях удобна запись [7]:

$$\begin{aligned} Oj &= Oj0 + d \cdot ykj - d \cdot yjv; \quad ykj = (pkj \cdot lkj \cdot d \cdot (xk - xj) + pkj \cdot ykj0) / (lkj \cdot d + pkj); \quad yjv = (pjv \cdot ljk \cdot d \cdot (xj - xv) + pjv \cdot yjv0) / (ljk \cdot d + pjv); \\ xj &= ej \cdot (Oj - uj), \quad Oa = Oa0 + d \cdot yba - d \cdot yac; \quad yba = (pba \cdot lba \cdot d \cdot (xb - xa) + pba \cdot yba0) / (lba \cdot d + pba); \quad yac = (pac \cdot lac \cdot d \cdot (xa - xc) + pac \cdot yac0) / (lac \cdot d + pac); \quad xa = ea \cdot (Oa - ua) \quad (\text{см. сх. на рис. 2}). \end{aligned}$$

Среда. Используем для нашей цели простую среду: постоянные и периодические воздействия разной конфигурации и величины, положительные и отрицательные. Для этого воспользуемся стандартными средствами. Воздействия среды предусмотрены для всех свойств или их групп.

Связи. Управление связями обеспечивают стандартные средства моделирования. Представлены блоками «Связи». Подобрать воздействия можно используя параметры z и ch (рис. 2). Например, коэффициентом $z11$ можно задать частоту воздействия (сутки, сезоны и т.п.; при $ch=20$ одно колебание в секунду).

Регуляция. Пусть регулируется функция $y_{jv}(id)$. Обозначим цель регулирования символом g , добавив его к обозначению функции $y_{jv}(id)$. Получим $y_{jvg}(id)$. Разница между задающей и реальной функциями – это ошибка регулирования: $e_j(id) = y_{jvg}(id) - y_{jv}(id)$. Ошибка, умноженная на коэффициент усиления – управление: $u_j(id) = K_j \cdot e_j(id) = K_j \cdot [y_{jvg}(id) - y_{jv}(id)]$. Для надёжности будем использовать несколько более сложный закон регулирования близкий к интегро-пропорциональному:

$$u_j(id) = K_j \cdot \{K_{j1} \cdot [y_{jvg}(id) - y_{jv}(id)] + K_{j2} \cdot \{y_{jvg}[(i-1)d] - y_{jv}[(i-1)d]\} / (i-1)\}.$$

Окончательно представим регулятор в более удобном для исследований виде: $e_j(id) = y_{jvg}(id) - y_{jv}(id)$, $uj(id) = K_j \cdot [y_{j1} \cdot [y_{jvg}(id) - y_{jv}(id)] + K_{j2} \cdot \{y_{jvg}0 - y_{jv}0\} / (i-1)\}$; $y_{jv}0$ – определена ранее, а к $y_{jvg}(id)$ ещё вернёмся, K – коэффициент.

Саморегулирующаяся функциональная система (СФС). Учтём коэффициент целеобразования CO , постоянную y_{jvg} и переменную $z_{jv}(id) = z_{j1} + z_{j2}(id)$ составляющие цели, а также возможные помехи $z_{jv}(id)$: $y_{jvg}(id) = y_{jvg} + [CO_{j1} \cdot z_{jv}(id)]$, $z_{jv}(id) = z_{j1} + z_{j2}(id)$.

Если воздействие проистекает не из внешнего окружения, а из самой функциональной системы, то она может проявлять активность, навязывая «свою волну» среде. Но свою ли? Или цель, заданную извне? Эволюцией, инженером, создателем, генами? Далее соберём субъект, который будет обладать собственной целесообразной для него активностью. Будет сам формировать цели, жизненно необходимые для его бытия, для него.

Цель. Пусть $y_j(id)$ функция j -ой СФС_j, а $y_a(id)$ функция СФС_a. Цель обозначим символом g и пусть она определяется предыдущим опытом $y_j(id)$ и корректируется функцией $y_{jg}(id)$, зависящей от текущих обстоятельств: $y_{jg}(id) = y_j(id) + y_{ag}(id)$, $y_{ag}(id) = y_a(id) + y_{jg}(id)$. Аналогично для $y_{ag}(id)$. Коррекция выполняется взаимовлиянием положительных обратных связей в течение жизненного цикла, который принят здесь равным шагу счёта. Описание, учитывающее динамику цели и её зависимость от возмущений, дано рисунком 2, где реализован вариант целеобразования:

$$\begin{aligned} y_{jvg}[(i+1)d] &= y_{jv}(id) / (i+1), \quad y_{jv}(id) = y_{jvg}0 + y_{jv}0, \quad y_{jvg}(id) = y_{jvg} + y_{av}(id) \cdot C_j + C_{j1} \cdot (z_{j1} + z_{j2}(id)), \\ y_{acg}[(i+1)d] &= y_{ac}(id) / (i+1), \quad y_{ac}(id) = y_{acg}0 + y_{ac0}, \quad y_{acg}(id) = y_{acg} + y_{jv}(id) \cdot C_a + C_{a1} \cdot (z_{a1} + z_{a2}(id)). \end{aligned}$$

Подытожу, текущая цель $y_{jvg}(id)$ системы СФС_j корректируется функцией $y_{ac}(id)$, которая обусловлена взаимодействием СФС_a со средой (a); а текущая цель $y_{acg}(id)$ системы СФС_a корректируется функцией $y_{jv}(id)$, которая обусловлена взаимодействием СФС_j со своей средой (j). Отсюда. Сущность живого - изменение себя и среды в текущей ситуации, которое обеспечивает изменение себя и среды в будущей ситуации (завтра) (Происхождение целей здесь не рассматривается, хотя предпосылки заложены в ПС).

Организация. Подробное описание организации дано в статьях Бокерия Л.А. и др. (2008 - 2016) [8]. На мой взгляд – организация важнейшая функция мозга. Команды вегетативных ядер $C_j(id) = c_j(id) \cdot e_j(id)$, $c_j(id) = u_j \cdot \{E_j(id) - E_a(id)\}$, $E_j(id) = e_j(id)$, если $e_j(id) > 0$ и $E_j(id) = 0$, если $e_j(id) \leq 0$ [аналогично для $C_a(id)$] увеличиваются или уменьшаются коэффициенты усиления $K_{bj}(id)$ и $K_{ba}(id)$. Если ошибка $e_j(id) > 0$, то она сравнивается с $e_a(id)$ и если $e_j(id)$ больше $e_a(id)$, то базовый коэффициент усиления $K_{bj}(id)$ увеличивается пропорционально величине $e_j(id)$, а $K_{ba}(id)$ уменьшается пропорционально $e_a(id)$. То же для $C_a(id)$. В отличие от управления, нет необходимости в показателях функции, в задающих величинах, а также в параметрах объектов управления. БО не использует их, если это не «центральная команда» [8]. Обобщу. Центральная организация использует ошибки саморегуляции региональных органов для согласования их функций в интересах организма в целом. Организм в целом – одна из совокупностей СФС.

Цифровая жизнь (исследования). Панель на рис. 3 позволяет управлять исследованиями. Например, задать структуру целеобразования, параметры регулятора и т.п. Рассмотрим реакции на недостаток ресурсов от «бездыханного» образования до существования (рис. 3 и табл.). 1. Проведены многолетние ([9] и др.) исследования. Например, если задать $K_{bj}=0$, $K_{ab}=0$, $U_j=0$, $U_a=0$, $CO_{aj}=0$ и $CO_{ja}=0$, и пусть $ch=0$ и $ch=0$ (строка 2), то получим покоящийся объект в статике (столбцы 6 и 7). 2. Положив $ch=70$, $ch=-40$ (строка 3; столбец 3) получим вынужденные колебания. 3. Добавим более существенное воздействие: $xba=130$ (вместо 200; строка 4, столбец 2). После завершения переходных процессов функция $yac(i)$ составила только 30% от величины до падения xba . 4. Включим саморегуляцию: $K_{bj}=K_{ab}=0,01$. Напомню, $y_{jvg}=300$, $y_{acg}=300$ (строка 5). Функция СФС_a улучшилась (142,5 вместо 90), но всё же меньше половины (47,5%) от исходной. Ошибка (157,5). СФС_a –

практически неработоспособна. 5. Подключим целеобразование: $COa=C0j=-0.2$. Функция СФСа повысилась (теперь $yac=158,3$, строка 6). Задающие величины возросли ($yacg=363,0$; $yjvg=331,7$). Целеобразование работает. АФСј поддержала СФСа. В среде СФСа критическая нехватка ресурсов ($xba=130$ вместо 200), но в результате поддержки СФСј ФАСа функционирует. 6. Добавим организацию (строка 7): $Uj=3,5E-6$. $Ua=3,5E-6$ (настройки могут изменяться в широких пределах). Внешнее воздействие ($xba=130$) много меньше номинального (200). Поэтому получение ресурсов СФСа сильно ограничено (строка 7 и рис. 3 (справа выделены). Ошибки регулирования по отношению к новым значениям задающих целей возросли (таблица 1, строка 7 и рис. 3). Зато теперь ошибки почти равны: 131,4 и 134,2. Соответственно, обе функции в рабочем режиме (соответственно, 207,8 вместо 142,5 и 210,1 вместо 298,5). Функция СФСј существенно снизилась, но функция СФСа стала удовлетворительной (обеспечивающей жизнеспособность), а **существо в целом – жизнеспособным**. Если функциональных систем много (как в организме человека), то эффект многое более выраженный.

Виртуальные существа. Из представленного исследования следует, что жизнь¹ – это процесс изменения себя и среды в текущей ситуации таким образом, чтобы в следующей ситуации изменить себя и среду таким образом, чтобы ... и так далее. Соответственно, живое **существо** – это образование, которое изменяет себя и среду в текущей ситуации (сейчас) так, чтобы в следующей ситуации изменить себя и среду. Но что значит себя или кто такой «я»? И что такое среда? Другими словами, что собственно изменяется и что сохраняется? Из выполненных здесь исследований вытекает – сохраняется не что-то неизменное, которое можно однозначно определить, а сама способность изменяться. Сохраняется изменение? Это не противоречие, а переход к динамике. То, что сейчас не возможно, завтра, в другой ситуации – реально.

Итак, цель и суть существа изменить себя и среду так, чтобы в следующей ситуации вновь (при необходимости) изменить себя и среду и т.д. Другие обитатели среды реагируют на эти изменения. Возникает взаимосвязный процесс изменений сред и субъектов. Организация (объединение) таких существ порождает отношения взаимосохранения, когда каждая составляющая сохраняет целесообразное поведение всех и все – каждой. В результате такие объединения могут существовать в среде, в которой их составляющие по отдельности существовать не могут. Таким образом, живые существа создают всё более сложную материальную, виртуальную и духовную реальность.

Цель самоопределяется как способность одних составляющих субъекта поддержать в критических ситуациях (да и всегда) другие составляющие и всех в целом. Эффективность и равноправие взаимоподдержки определяется уравновешиванием ошибок регуляции. Равноправная взаимоподдержка – превалирует в целостных живых образованиях. Взаимоподдержка воспринимается как желаемая, как добрые эффективные отношения. Есть и другие хищнические отношения, но это отдельная ипостась.

Другой аспект. Сформированное здесь существо – это объединение органов, регуляторов, функциональных систем, структур целеобразования и организаций на цифровой основе. Превалирующее сейчас в научной практике определение «жизнь это существование белковых тел» (см. также ссылку 2) целесообразно дополнить пониманием возможности виртуальной жизни, т.е. жизни на основе отношений между отношениями. В связи с чем насущная проблема (и, если хотите, угроза) не в наступлении технических или человекоподобных роботов, как и «пришельцев», а в уже наступившей и правящей бал эре World Wide Web (реальной живой разумной ноосфера) с её виртуальными пауками, вирусами и кибервойнами [8].

Табл. Результаты исследований. Постоянные: $tn=1,99$, $d=6E-6$, $xkj=199$, $xjv=100$, $yjvg=300$ и т.п.

Вид исследования	Особые изменения	Особые изменения	$yjvg(i)$	$yacg(i)$	$yjv(i)$	$yac(i)$	$ej(i)$	$ea(i)$	$yjv\%$	$yac\%$
Кјб=0. Каб=0. COaj=0. C0ja=0. Uj=0. Ua=0.	xkj=200. ba=200.	Чј=0. ча=0	-	-	300	300	0	0	100	100
Кјб=0. Каб=0. CO=0. C0=0. Uj=0. Ua=0.	xkj=200. ba=200.	Чј=70. ча=-40	-	-	300	299,98	0,028	0,015	99,9	100
Кјб=0. Каб=0. CO=0. C0=0. Uj=0. Ua=0	xkj=199. xba=130.	-	-	-	296,9	90,38	3,06	209,6	98,9	30,1
Кјб=0,01. Каб=0,01. CO=0 C0=0. Uj=0. Ua=0	-	-	300	300	298,5	142,5	1,46	157,5	99,5	47,5
Кјб=0,01. Каб=0,01. COa=0,2. C0j=0,2. Uj=0. Ua=0	-	-	331,7	363,0	315,2	158,3	16,5	204,8	95	61,5
Кјб=0,01. Каб=0,01. CO=-0,1. C0=-0,1. Uj=3,5E-6. Ua=3,5E-6	-	-	341,6	342,0	210,1	207,8	131,4	134,2	92,0	60,8

Вот и модель ПС – и модель и живое существо. Живёт в компьютере, в облаке, в ноосфере в духовном мире, в мире духов. Меняет цели и само изменяется в ответ на изменение среды, наши действия.

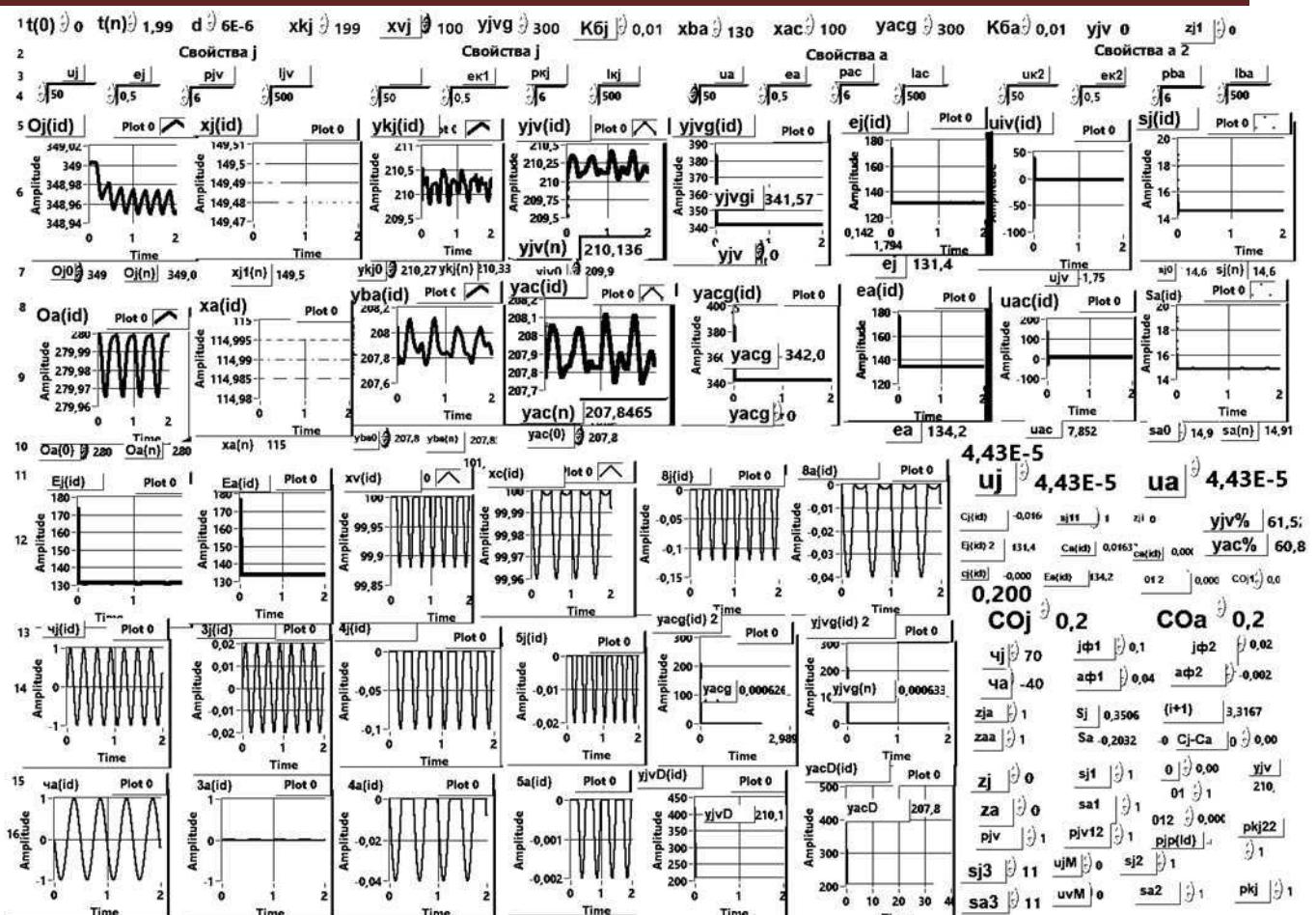


Рисунок 3- Панель отображает функциональные системы: АФСj и АФСa. У СФСa критическая нехватка ресурсов ($xba=130$ вместо 200). В результате взаимоподдержки недееспособная функциональная система ФАСa нормально функционирует. Имеют место внешние влияния: $чj=70$ и $ча=-40$ и другие (см. блок-диаграмму).

Достигнут установившийся режим.

Библиографический список

1. У.Р. Эшби (1962]) Эшби У.Р. «Конструкция мозга». М.: ИЛ. 1962.
 2. Amosov N.M., Lischtschuk W.A., Palez B.L. Ein Algorithmus zur Beschreibung der Herzfunktion. 1968; 169.
 3. Smuts J.C. Holism and Evolution. Contributors. New York: The Macmillan Company. 1926.
 4. Югай Г.А. Общая теория жизни (диалектика формирования). М.: Мысль. 1985.
 5. Вилли К. Биология. М.: Издательство «МИР». 1968.
 6. Анохин П.К. Биология и нейрофизиология условного рефлекса. М.: Медицина. 1968.
 7. Лищук В.А. Духовная реальность и здоровье». Часть 3. «Саморегулирующаяся функциональная система». Валеология. 2016; 2:5-14.
 8. Бокерия Л.А., Лищук В.А., Газизова Д.Ш., Сазыкина Л.В. и др. Концепция регуляции сердечно-сосудистой системы – от управления функциями к согласованию возможностей (Часть 5. Роль регуляции). Клиническая физиология кровообращения. 2013; 1:34-44.
 9. Лищук В.А. Активные системы. Киев: Институт кибернетики. 1966.
 10. Лищук В.А. Разум человечества – новый феномен человеческой цивилизации. В кн.:Экология, медицина и радиоэлектронника. М.: «Радио и связь». 1991.

THE MATHEMATICAL MODEL OF A SIMPLE LIVING BEING IS DIGITAL LIFE.

Lischouk V. A.

Academy of medico-technical science, 129301, Moscow, Kasatkin St., house 3. Lischouk@rambler.ru.

The living being model is constructed. Its researches in adaptation to fatally changing environment with ensuring viability are executed. A class of such ensuring viability reactions we refer to joint purposeful and expedient. The goal is independence of environment and also preservation itself according to functionality: "to change itself and environment in the present so that to have an opportunity to change itself and environment in the future". This functionality is essence of life. The necessity to adapt to more and more harsh living conditions leads to association of rather simple beings in organisms with more and more complexity. Association occurs by criterion of regulation errors balancing. It creates structure of mutual support – each component of living being entity supports all and all support everyone. Such relations realized by entities allow them to live in in conditions of environment, incomparably more

harmful, than start conditions of simple beings. Realization of these relations leads to allocation themselves from the environment. In essence the described form of life is life and beings are subjects. The changed by themselves conditions force to adapt them to changed by themselves environment. They become more and more "perfect" as a result. It generates types of life from protozoa to biosphere and noosphere, and interaction forms from mutual aid to predation, from love to sadism and terrorism. This process of formation of virtual life is the main tendency of modern global development, the interaction of matter and spirit and, if you like, the good and evil.

◆ ◆ ◆

СИНТЕЗ ОКОННЫХ КЛАССИФИКАТОРОВ РЕНТГЕНОГРАММ ГРУДНОЙ КЛЕТКИ НА ОСНОВЕ ОПЕРАТОРОВ УОЛША

Малютина И.А., Кузьмин А.А., Филист С.А.

ФГБОУ ВО «Юго-Западный государственный университет», Irina92_2010@mail.ru

Для реализации медицинских диагностических алгоритмов необходимо решать задачи по поиску определенных состояний (синдромов) у пациента. Поиск синдромов по рентгеновским снимкам предполагает решение рентгенологических задач, т.е. задач распознавания всего изображения или его частей (сегментов). При этом возникают трудности как в определении сегментов изображения, в классификации этих сегментов, так и в определении интегральных показателей всего изображения, относящихся к исследуемому объекту (человеку), а не к методам и условиям получения изображения (шумам, неточности оборудования и т.п.)[1].

Для решения поставленных в работе задач, а также для преодоления самых значимых трудностей в данной работе разработаны методы классификации сегментов рентгенограмм на основе слабых классификаторов, использующих параметры преобразования Уолша в скользящем окне.

Полутоновое изображение рентгенограммы грудной клетки сканируется окном размером $M_1 \times M_2$. Сканирование реализуется двумя вложенными циклами. Яркости пикселей в окне представлены целочисленными отсчетами $x(k_1, k_2)$ в диапазоне 0...255 в кадре размером $M_1 \times M_2$, который поступает на блок ДДПУ, вычисляющий отсчеты ДДПУ согласно формуле

$$f(n_1, n_2) = \frac{1}{M_1 M_2} \sum_{k_1=1}^{M_1-1} \sum_{k_2=0}^{M_2-1} x(k_1, k_2) \cdot W_{n_1, n_2} \left(\frac{k_1}{M_1}, \frac{k_2}{M_2} \right)$$

где $x(k_1, k_2)$ - яркость пикселя с координатами (k_1, k_2) относительно окна $M_1 \times M_2$, $f(n_1, n_2)$ - спектральный коэффициент с координатами (n_1, n_2) относительно окна $M_1 \times M_2$, $W_{n_1, n_2} \left(\frac{k_1}{M_1}, \frac{k_2}{M_2} \right)$ - двумерная функция Уолша.

Двумерная спектральная плоскость окна с классифицируемым объектом будет отличаться от спектральной плоскости окна без классифицируемого объекта. Амплитуды тех двумерных частот, по которым можно идентифицировать интересующий нас объект, будем называть входными параметрами слабых классификаторов, а координаты двумерных частот будем называть локализацией классификатора [2, 3].

Для определения локализаций слабых классификаторов на спектральной плоскости было разработано программное обеспечение (ПО) для синтеза локальных классификаторов скользящих око. Модульная структура ПО представлена на рисунке 1.

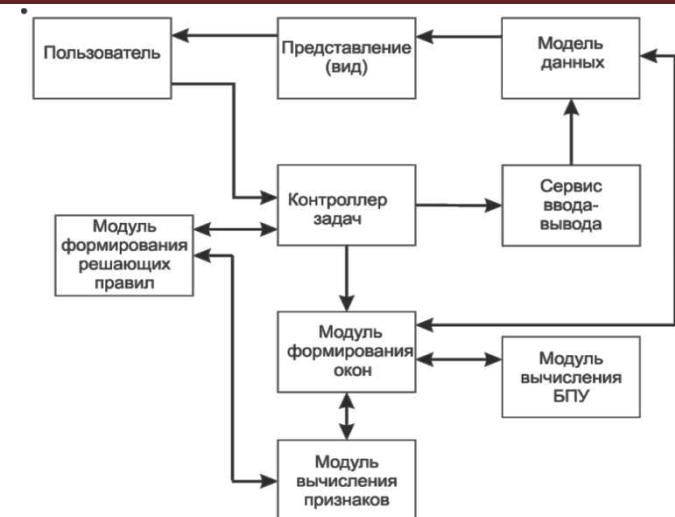


Рисунок 1 – Модульная структура программного обеспечения построения слабых классификаторов

Основой ПО является контроллер задач, который реагирует на ввод и указание пользователя, реализует запуск необходимых потоков и процедур. Обрабатываемые и получаемые данные хранятся в специальном контейнере «Модель данных». Он включает в себя исходное и промежуточные изображения, а также вычисляемые параметры системы. Исходное изображение можно создать или загрузить с диска или Интернета с помощью сервиса ввода-вывода, который позволяет загружать рентгеновские снимки наиболее популярных форматов (таких как jpg, png и др.). Также сервис ввода-вывода используется для записи результирующих изображений на диск компьютера. Модуль представления (вида) формирует из модели данных сцены, которые демонстрируются пользователю с необходимым масштабированием и форматированием (версткой) в зависимости от возможностей графической системы в компьютере пользователя.

Основой вычислительных процедур является модуль вычисления быстрого преобразования Уолша, модуль формирования окон, а также модуль вычисления признаков и модуль формирования решающих правил. Модуль формирования окон на основе задания пользователя из исходной модели данных выделяет окна с заданными параметрами (размерами, локализацией). Эти окна подаются в модуль вычисления быстрого преобразования Уолша. По сформированным последним модулем результатам (двумерным плоскостям Уолша окна) модуль вычисления признаков соответственно вычисляет заданные пользователем признаки, (такие как амплитуды отдельных двумерных частот, суммы амплитуд областей частот и т.д.), и сохраняет их в соответствующие структуры данных в модуле формирования окон. По окончании вычислений модуль формирования окон через переменные модели данных выдает результаты вычислений пользователю.

На рисунке 2 представлено интерфейсное окно ПО.

На этом рисунке из исходного изображения вырезано окно №1, рассчитан его двумерный спектр Уолша, задано окно №2 по размеру, совпадающему с размерами окна №1, рассчитан двумерный спектр Уолша окна №2, показана амплитуда спектра для оценки распределения энергии по частотам (группа из четырех изображений справа на рисунке 3.2.2), найдена разность между амплитудным спектром в окне №1 и амплитудным спектром в окне №2 для поиска информативных частот. В результате технология поиска слабого классификатора состоит в анализе двумерных частот Уолша в окнах, содержащих патологические изменения и нахождении их отличий от окон, не содержащих патологии. То есть, как уже отмечалось выше, необходимо отобрать только значимые коэффициенты двумерного спектрального разложения в окне, причем значимые коэффициенты отбираются по пороговому и информационному критериям.

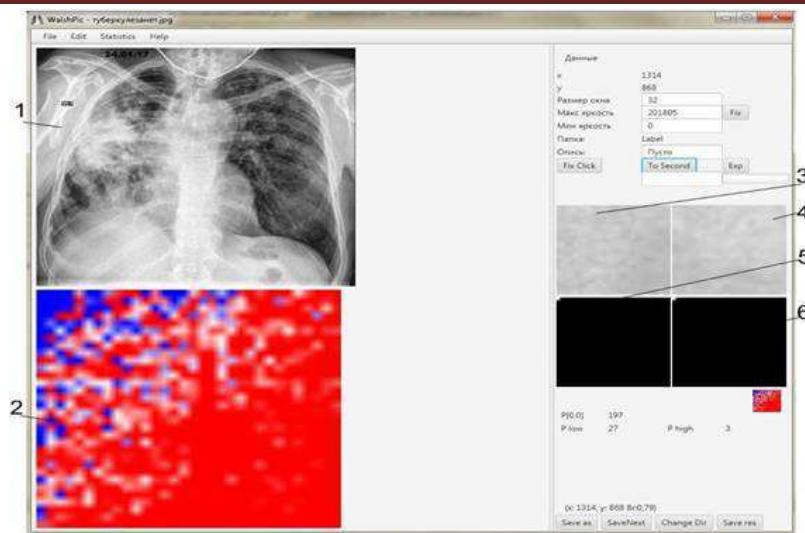


Рисунок 2 - Общий вид интерфейсного окна программного обеспечения

Основные элементы интерфейса: 1 – исходное окно, 2- разность между амплитудным спектром в окне №1 и амплитудным спектром в окне №2 для поиска информативных частот, 3 - окно №1, 4 - окно №2, 5 – спектр Уолша окна №1, 6 - спектр Уолша окна №2

Например, на рисунке 3 показано окно (б) размером 32x32 пикселя, содержащее фрагмент флюорограммы легких с пневмонией, соответствующий амплитудный спектр Уолша этого фрагмента представлен на рисунке в).

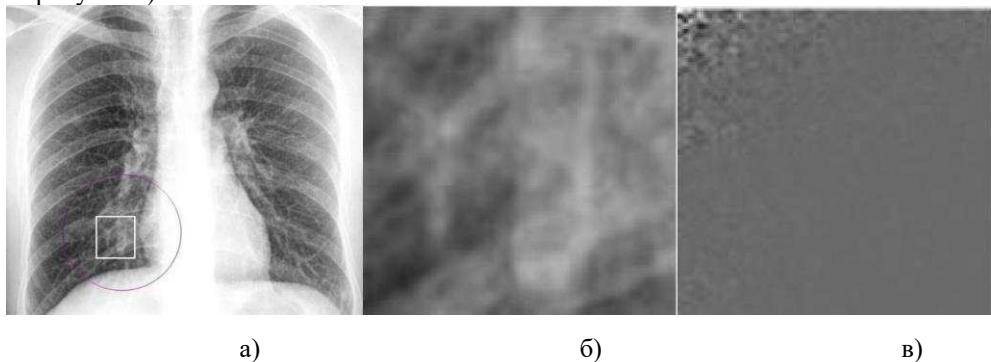


Рисунок 3 - Рентгенограмма грудной клетки с пневмонией, границы скользящего окна обозначены белым квадратом (а), соответствующее содержимое скользящего окна с проявлениями пневмонии (б) и двумерный спектр Уолша содержимого этого окна (в)

На рисунке 4 показано окно размером 32x32 пикселя (б), содержащие фрагмент той же флюорограммы легких без признаков пневмонии, соответствующий амплитудный спектр Уолша (б) этого фрагмента.

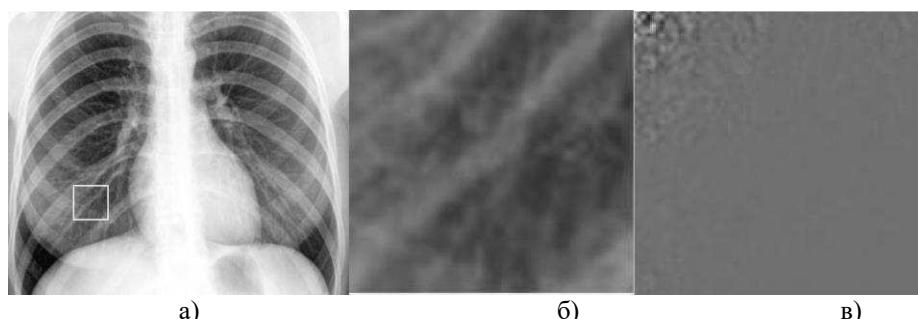
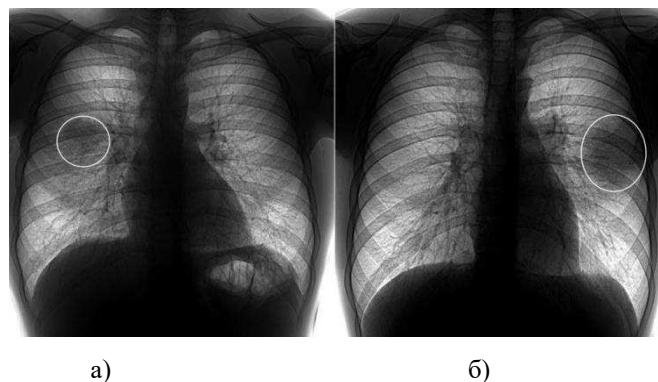


Рисунок 4 - Рентгенограмма грудной клетки без патологии с обозначением границ скользящего окна (а), соответствующее содержимое скользящего окна (б) и двумерный спектр Уолша содержимого окна (в)

Наибольшая энергия двумерного спектра Уолша располагается, как правило, в нулевой строке или столбце. Так как нулевой столбец нулевой строки равен взвешиванию изображения в окне с нулевой

функцией Уолша, которая представляет собой единицу, то нулевой столбец нулевой строки равен средней яркости изображения в окне.

Покажем это на примере синтеза слабого классификатора. Для этого возьмем несколько рентгеновских снимков легких с явными признаками пневмонии, с известной локализацией на снимке этих признаков (рисунок 5). Будем классифицировать пиксели изображений по двум классам: класс патологии и индифферентный класс.



а)

б)

Рисунок 5 - Рентгеновские снимки легких с явными признаками-затемнениями в зоне ребер из-за пневмонии (затемнения обведены овалами): а) правосторонняя пневмония б) левосторонняя пневмония

Для классификации пикселей всего изображения окно, в котором рассчитываются информативные признаки, необходимо перемещать по изображению рентгеновского снимка, т.е. окно «скользит» по изображению и называется в этом случае «скользящим окном». В каждой новой локализации окна вычисляются информативные признаки для системы анализа сложноструктурированного изображения, т.е. происходит обработка этого окна. В общем виде этот процесс будем называть «обработкой скользящим окном». В частном случае внутри скользящего окна рассчитываются один информативный признак X и результат обработки можно представить в виде распределения этого информативного признака в зависимости от локализации (смещения) окна. Будем называть такой результат обработки как результат обработки скользящим окном с выделением параметра X . Тогда слабый классификатор может быть сформирован на основе пороговой обработки результата обработки скользящим окном с выделением параметра X .

Получим из исходного изображения множество оконных изображений путем перемещения окна, причем шаг перемещения окна может быть выбран как равным окну (и тогда мы получаем минимально достаточное количество информации об исходном изображении), а может быть выбран равным одному пикслю изображения (и тогда мы получаем избыточное количество информации, но зато сможем вычислить статистические показатели). Сам процесс копирования данных из исходного изображения в окно с текущими координатами будем называть препарированием. В каждом окне вычислим преобразование Уолша и будем исследовать изменение спектральных показателей в зависимости от локализации окна. Выберем в качестве информативного параметра мощность нулевого столбца нулевой строки, то есть элемент с пространственными частотами (0,0) (что будет соответствовать средней яркости всех пикселей в окне). Найдем распределение этой мощности в зависимости от сдвига окна по исходному изображению. Для лучшей наглядности результатов приводились рассчитанные картины, а также картины с увеличенной контрастностью. Полученные результаты можно трактовать следующим образом: практически белые пиксели в полученных изображениях расположены в здоровых тканях легких, просвечиваемых рентгеновским излучением[4].

Если сегмент не был классифицирован, то тогда происходит процесс препарирования окна, или взвешивание исходного изображения в скользящем окне в текущих координатах. Затем содержимое окна подвергается расчету двумерного быстрого преобразования Уолша и другим необходимым расчетам. Так как по двумерной плоскости Уолша нами определено несколько слабых классификаторов, то затем организуется цикл по количеству этих классификаторов. Внутри цикла по классификаторам производится их расчет и запоминание в специальном векторе слабых классификаторов. После получения этого вектора классифицирующих признаков, они подаются на вход модуля расчета сильного классификатора, на основе работы которого происходит классификация сегмента. Информация о классификации сохраняется в специальных структурах данных, которые могут быть прочитаны для уточнения классификации. На этом заканчиваются циклы по координатам изображения и по размерам окна.

Таким образом, разработана модульная структура программного обеспечения построения локальных классификаторов, которая включает модель данных, сервис ввода-вывода, модуль представления (вида), контроллер задач, модуль формирования окон, модуль вычисления быстрого преобразования Уолша, модуль вычисления признаков, позволяющая производить поиск спектральных признаков паттернов-патологий для классификации сложноструктурированных изображений.

Библиографический список

1. Кудрявцев, П.С. Моделирование морфологических образований на рентгенограммах грудной клетки в

интеллектуальных диагностических системах медицинского назначения/П.С. Кудрявцев, С.А. Филист, А.А. Кузьмин и др.///Прикаспийский журнал: управление и высокие технологии. 2017. № 3 (39). С. 109-120.

2. Кудрявцев, П.С. Метод и алгоритмы сегментации флюорограмм грудной клетки путем сканирования изображения разномасштабными окнами/П.С. Кудрявцев // Медицинские приборы и технологии: международный сборник научных статей. Вып.7. – Тула: Изд-во ТулГУ, 2017. - С.69-71.

3.Кудрявцев, П.С. Метод коррекции изображения рентгеновских снимков, основанный на учете глобальной информации об их структуре / П.С. Кудрявцев, А.А. Кузьмин, С.А. Филист [и др.] // Физика и радиоэлектроника в медицине и экологии: материалы 12-й Международной научной конференции – Владимир – Сузdalь, 2016. – С. 160-164.

4.Филист, С.А. Формирование признакового пространства для задач классификации сложноструктуримых изображений на основе спектральных окон и нейросетевых структур / С.А. Филист, К.Д. Али Кабус, А.А. Кузьмин и др./// Известия Юго-Западного государственного университета. Серия: Управление, вычислительная техника, информатика. Медицинское приборостроение. - 2016. -№ 4 (67). - С. 56-68.

SYNTHESIS OF WINDOW CLASSIFIERS OF CHEST RADIOGRAPHS BASED ON WALSH OPERATORS

Malyutina I.A., Kuzmin A.A. Filist S.A.

Southwestern State University, Kursk, Irina92_2010@mail.ru

Text of annotation ,in this paper, we consider a scheme of the algorithm for classification of X-ray images of the lungs, which performs the isolation and classification of segments of chest X-rays through the interaction of weak classifiers analyzing Walsh spectra in the local chest x-ray windows.

ГРАФОВАЯ СТРУКТУРА ДАННЫХ В МАТЕМАТИЧЕСКОМ МОДЕЛИРОВАНИИ

Дубровин Н. И., Дубровина Т. В.

Владимирский государственный университет им. Н.Г. и А.Г. Столетовых, ndubrovin81@gmail.com

Граф T называется деревом, если он связен (любые две вершины можно соединить путем) и не содержит циклов. Пусть G – граф с n вершинами и m ребрами. Следующие условия эквивалентны (см. [1, теорема 13.1]): а) G – дерево; б) G не содержит циклов и $m = n - 1$; в) G связен и каждая его дуга – мост; г) любые две вершины можно соединить единственной простой цепью.

Известно также (см. [1, следствие 13.2]), что любое дерево, отличное от точки, содержит, по крайней мере, две висячие (=концевые) вершины, т.е. вершины с единичной степенью. Вершина называется висячей, если она инцидентна ровно одному ребру.

Для графа G будем обозначать через VG множество его вершин, а EG – множество ребер. Если u, v – смежные вершины, то ребро их соединяющее обозначаем uv . Расстояние между вершинами u, w , т.е. длину кратчайшего (u, w) -маршрута, обозначаем $d(u, w)$.

Если α – (u, w) -маршрут, а β – (w, v) -маршрут, то $\alpha + \beta$ будет обозначать (u, v) -маршрут, получающийся прохождением сначала α , а потом β . Посредством $|\beta|$ обозначаем длину маршрута β .

Теорема. Пусть (w_1, \dots, w_k) – список концевых вершин дерева T . $k \times k$ -Матрица

$$M(T) = \begin{pmatrix} d(w_1, w_1) & \dots & d(w_1, w_k) \\ \dots & \dots & \dots \\ d(w_k, w_1) & \dots & d(w_k, w_k) \end{pmatrix}$$

расстояний между концевыми вершинами полностью определяет дерево T . Более точно это означает, что если даны два дерева T_1, T_2 , имеющие одинаковое число концевых вершин, и при подходящей нумерации этих концевых вершин матрицы $M(T_1), M(T_2)$ совпадают, то графы T_1, T_2 изоморфны.

Ясно, что матрица $M(T)$ симметрична и содержит нули на главной диагонали. Как правило, размер ее существенно меньше, чем размер матрицы смежности и/или матрицы инцидентности. Заметим, что для цепи P_n эта матрица имеет размер 2×2 и содержит в правом верхнем углу число $n - 1$, а для звезды $K_{1,m}$ эта $m \times m$ -матрица содержит двойки вне главной диагонали.

Для доказательства выдвинутого утверждения определим отношение эквивалентности на множестве \mathbb{Z}^k целочисленных строк длины k . Скажем, что две строки (a_1, \dots, a_k) и (b_1, \dots, b_k) эквивалентны, если

$$(b_1, \dots, b_k) = (a_1, \dots, a_k) + (m, \dots, m)$$

для некоторого целого числа m . Понадобится лемма: пусть как и выше (w_1, \dots, w_k) – список концевых вершин дерева T , а u, v – две разные вершины. Тогда строки

$$(d(v, w_1), \dots, d(v, w_k)); \quad (d(u, w_1), \dots, d(u, w_k)) \quad (1)$$

неэквивалентны. Действительно, пусть γ – единственная простая (u, v) -цепь, а e – первое ребро этой цепи. Так как e – мост (см. [1, теорема 13.1]), то граф $T - e$ распадается на две компоненты. Обозначим через A компоненту, содержащую вершину u . Если u – неконцевая вершина, то A не сводится к точке, а поэтому содержит одну из концевых вершин w_i . Обозначим через α простую (w_i, u) -цепь. Если же $u = w_i$, то полагаем

$\alpha = 0$. Точно также строим простую (v, w_j) -цепь β , не содержащую ни одного звена цепи γ . Тогда $\alpha + \gamma + \beta$ будет простой (w_i, w_j) -цепью, длина которой совпадает с $d(w_i, w_j)$. Следовательно,

$$(d(u, w_i), d(u, w_j)) = (|\alpha|, |\gamma| + |\beta|); \quad (d(v, w_i), d(v, w_j)) = (|\alpha| + |\gamma|, |\beta|).$$

Так как $u \neq v$, то $|\gamma| \geq 1$, поэтому строки $(|\alpha|, |\gamma| + |\beta|)$, $(|\alpha| + |\gamma|, |\beta|)$ неэквивалентны. Тем самым и строки (1) не могут быть эквивалентными.

Перейдем к доказательству теоремы. Мы будем опираться на рекурсивный процесс построения дерева порядка $n > 1$, который можно описать следующим образом (см.[2, глава 4] и [3, следствие 1.5.2]):

1) выбираем цепь T_1 порядка $\leq n$;

.....

k) если деревья T_1, \dots, T_{k-1} построены, и $|T_{k-1}| < n$, то выбираем неконцевую вершину $v \in VT_{k-1}$ и «приклеиваем» к ней цепь длины $\leq n - |T_{k-1}|$. Иначе, если $|T_{k-1}| = n$, то процесс построения заканчиваем.

Заметим, что при таком способе построения на первом этапе получаем две концевые вершины, а на каждом следующем шаге по одной. При этом концевая вершина, полученная на каком-либо этапе, остается концевой до конца процесса.

Пусть $M := M(T_1) = M(T_2)$ для двух деревьев T_1, T_2 . Рассуждение ведем индукцией по k – количеству концевых вершин (случай одноточечных графов отбрасываем как тривиальный). База индукции $k = 2$ – соответствует цепи P_n , и при этом длины цепей T_1, T_2 одинаковы именно в силу совпадения матриц $M(T_1), M(T_2)$. В этом случае $T_1 \cong P_n \cong T_2$.

Обоснуем индукционный переход. Обозначим через M' минор, полученный из матрицы M , вычеркиванием последней строки и последнего столбца. Он совпадает с $M(T')$, где T' – подграф дерева T_1 , порожденный всеми простыми цепями, соединяющими первые $k - 1$ концевых вершин. Ввиду индукционного предположения, T' одновременно можно трактовать как подграф дерева T_2 , порожденный всеми простыми цепями, соединяющими первые $k - 1$ концевых вершин. Дерево T_1 получается из дерева T' приклеиванием цепи некоторой длины, скажем m_1 , к некоторой неконцевой вершине v . Аналогично, дерево T_2 получается из дерева T' приклеиванием цепи некоторой длины, скажем m_2 , к некоторой неконцевой вершине u . Тогда последняя строка матрицы $M(T_1)$ и последняя строка матрицы $M(T_2)$ суть

$$(d(v, w_1) + m_1, \dots, d(v, w_{k-1}) + m_1, 0); \quad (d(u, w_1) + m_2, \dots, d(u, w_{k-1}) + m_2, 0).$$

Так как эти строки должны совпадать в силу равенства $M(T_1) = M(T_2)$, то получаем эквивалентность строк

$$(d(v, w_1), \dots, d(v, w_{k-1})); \quad (d(u, w_1), \dots, d(u, w_{k-1}))$$

Согласно лемме это возможно лишь, если $v = u$. Тогда и $m_1 = m_2$ и $T_1 = T_2$. Доказательство теоремы закончено.

Из доказательства теоремы можно извлечь алгоритм построения дерева T по матрице $M(T)$. Первым шагом берем цепь длины $d(w_1, w_2)$, концы которой обозначаем w_1, w_2 . Это будет поддерево T_1 . Далее, если поддерево T_j уже построено и $j < k - 1$, то находим вершину $v \in V(T_j)$ для которой строка $(d(v, w_1), \dots, d(v, w_{j+1}))$ эквивалентна строке $(d(w_{j+2}, w_1), \dots, d(w_{j+2}, w_{j+1}))$. Такая вершина единственна в силу леммы. (Если матрица $M(T)$ задана «наудачу» и декларируемой вершине v нет, то и дерева T с заданной матрицей расстояний не существует). К этой вершине «приклеиваем» цепь длины $d(w_{j+2}, w_1) - d(v, w_1)$. Это число совпадает с $d(w_{j+2}, w_i) - d(v, w_i)$ для любого $i \leq j + 1$ в силу отмеченной выше эквивалентности. Конец этой «приклеенной» цепи обозначаем w_{j+2} . Продолжаем процедуру до момента $j = k - 1$. Граф $T := T_{k-1}$ – искомое дерево.

Библиографический список

1. Емеличев В.А., Мельников О.И., Сарванов В.И., Тышкевич Р.И. Лекции по теории графов. - М.: Наука, 1990. – 384 с.
2. Харари Ф. Теория графов. – М.: Мир, 1973. – 300 с.
3. Дистель Р. Теория графов: пер. с англ. – Новосибирск: Изд-во Ин-та математики, 2002. – 336с.

GRAPH STRUCTURE DATA IN MATHEMATIC MODELING

N.I. Dubrovin, T.V. Dubrovin

Vladimir State University, Vladimir, Russia, ndubrovin81@gmail.com

In the article is proposed the compact coding of the task of data, that appear in the tasks of the vital activity of society and being mathematical object from the theory of graphs – tree.

КЛАСТЕРНЫЙ АНАЛИЗ ФОРМ АНСАМБЛЯ ПУЛЬСОВЫХ ВОЛН

Панченкова Е.О., Исаков Р.В.

Владимирский государственный университет имени Александра Григорьевича и Николая Григорьевича Столетовых, panchenkova_e97@mail.ru, irv-vlsu@mail.ru

Анализ пульсовой волны (ПВ) играет важную роль при оценке общего функционального состояния человека. Важно исследовать различные параметры и форму пульсовой волны, так как отклонения от нормы являются эффективными предвестниками сердечно-сосудистых заболеваний. В особенности это касается изменения артериального давления (АД), которое должно отражаться на форме ПВ. Для того, чтобы как можно эффективнее определять взаимосвязь между формой ПВ и АД, необходимо классифицировать различные формы ПВ. Целью работы является исследование и классификация форм ПВ. В процессе исследования необходимо проанализировать работу разных подходов к кластеризации пульсовых волн, а в частности сравнение ПВ по их форме или по её производной.

Распространяющуюся по аорте и артериям волну повышенного давления, вызванную выбросом крови из левого желудочка в период систолы, называют пульсовой волной. Схематическое изображение пульсовой волны представлено на рисунке 1. По вертикальной оси изучаются амплитудные характеристики пульсовой волны, по горизонтальной оси - временные характеристики пульсовой волны [1].

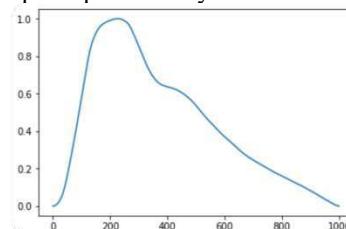


Рисунок 1 - Схематическое изображение пульсовой волны

Данные, используемые в работе, получены с помощью метода фотоплазмографии (ФПГ). Метод основан на регистрации оптической плотности исследуемой ткани. Исследуемый участок ткани просвечивается инфракрасным светом, который после рассеивания (или отражения, в зависимости от положения оптопары), попадает на фотопреобразователь. Интенсивность света, отраженного или рассеянного исследуемым участком ткани (органа), определяется количеством содержащейся в нем крови [2]. В качестве экспериментальной базы данных были использованы записи ФПГ, произведенные на устройстве CardioQVARK [3]. Данное устройство представляет собой приставку-чехол к смартфону, который регистрирует электрокардиосигнал в первом стандартном отведении и ФПГ сигнал с левого указательного пальца. Данные передаются по сети Интернет на вычислительное облако, где сохраняются в базе данных. Каждая запись аннотирована результатами измерения АД, зарегистрированными при помощи автоматического тонометра с компрессионной манжетой на левой руке.

Было проведено исследование взаимосвязи между формой усредненной пульсовой волны (УПВ) и АД. Для этого записи ПВ были поделены на две группы: с малым АД (систолическое АД <115 мм.рт.ст.) и с большим АД (систолическое АД >130 мм.рт.ст.). В обеих группах были зафиксированы амплитуды и длительности различных частей ПВ и выполнено их сравнение. По полученным данным были сделаны выводы о том, что чем выше АД, тем больше значения амплитуды ПВ, дикротической волны и высоты инцизуры; длительность пульсовой волны увеличивается с повышением АД.

Для определения оптимального способа кластеризации ПВ необходимо рассмотреть особенности работы двух кластеризаторов. На рисунке 2 показан общий принцип работы с кластеризаторами. После установления параметра детализации, происходит отработка алгоритма. Затем формируются переменные, содержащие информацию о наполненности различных кластеров пульсовыми волнами. По завершении автоматической кластеризации необходимо классифицировать ПВ посредством визуального анализа.

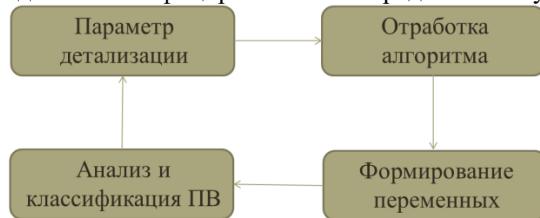


Рисунок 2 - Принцип работы с кластеризаторами

Первый кластеризатор сравнивает ПВ по методу евклидовых расстояний, а параметр детализации определяет допуск попадания ПВ в кластер. На рисунке 3 представлено распределение пульсовых волн по кластерам, нумерация кластеров начинается с 0. Одними из самых крупных являются третий, четвертый и седьмой подкластеры. На рисунке 4 показана иерархия, включающая наиболее наполненные подкластеры,

фигурной скобкой выделены подкластеры, которые можно объединить в один класс из-за визуального сходства ансамбля ПВ (см. рисунок 5,6,7).

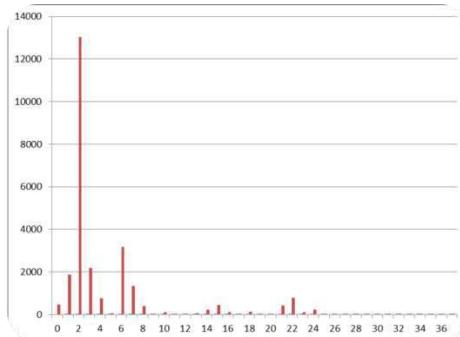


Рисунок 3 - Распределение ПВ по кластерам

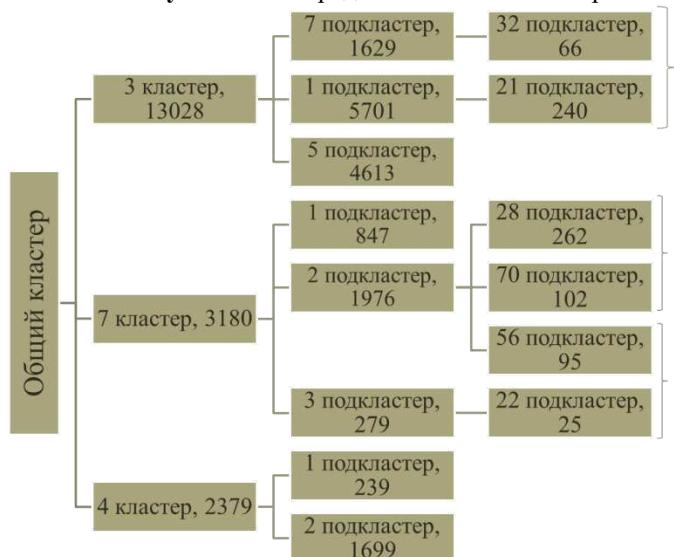


Рисунок 4 - Иерархия кластеров

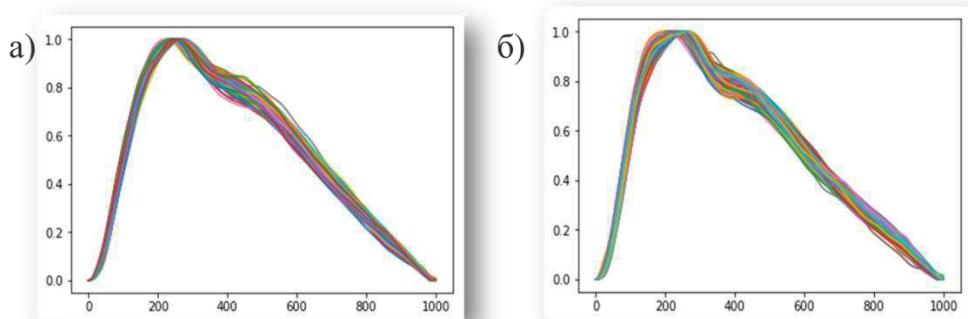


Рисунок 5- Аnsambls ПВ 32 подкластера (а) и 21 подкластера(б)

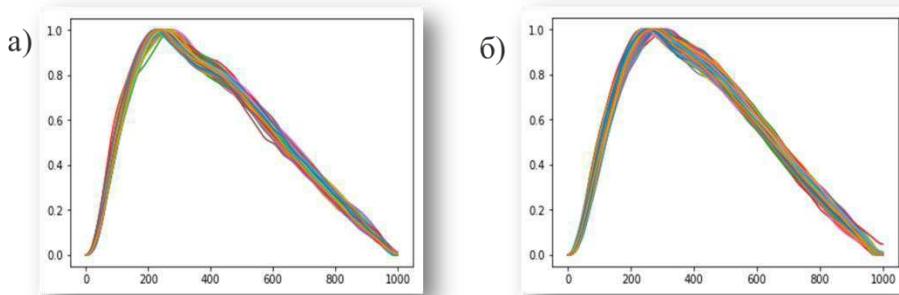


Рисунок 6 - Аnsambls ПВ 70 подкластера (а) и 28 подкластера (б)

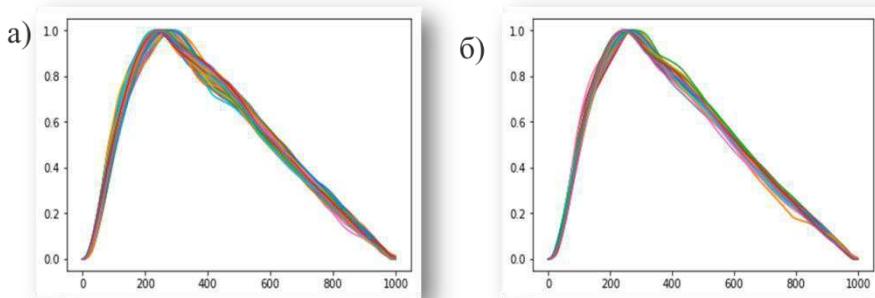


Рисунок 7 - Ансамбли ПВ 56 подкластера (а) и 22 подкластера (б)

С помощью первого кластеризатора были получены несколько классов ПВ, однако он имеет существенный недостаток, а именно появляется зависимость от низкочастотной составляющей, что ухудшает качество сравнения. Поэтому был разработан второй кластеризатор. Особенностью второго кластеризатора является то, что он сравнивает производные форм ПВ, а также при выборе параметра детализации определяется минимальная корреляция для помещения в кластер. После автоматической кластеризации образуется 174 кластера (см. рисунок 8), наиболее крупными из которых являются первый, второй и четвертый подкластеры. На рисунке 9 показана иерархия первого подкластера, включающая наиболее наполненные кластеры.

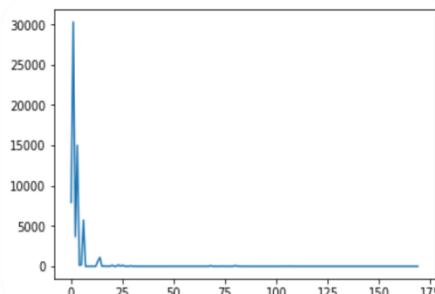


Рисунок 8- Распределение ПВ по кластерам



Рисунок 9 - Иерархия ПВ

Первый и десятый подкластеры на пятом уровне разделения можно объединить в один класс, так как они имеют схожую форму ПВ по ансамблю (см. рисунок 10).

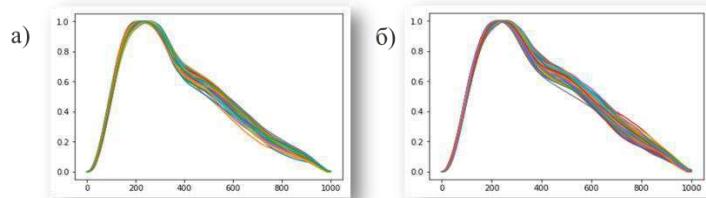


Рисунок 10 - Ансамбли ПВ 1 подкластера (а) и 10 подкластера (б)

Первый, двадцать шестой и двадцать восьмой подкластеры на пятом уровне разделения имеют схожую форму по ансамблю (см. рисунок 11). Однако при анализе производных типичных представителей (см. рисунок

12) можно понять, что данные подкластеры нельзя объединить в один класс из-за отличий форм. Это доказывает преимущество сравнения форм производных ПВ над сравнением непосредственно форм ПВ.

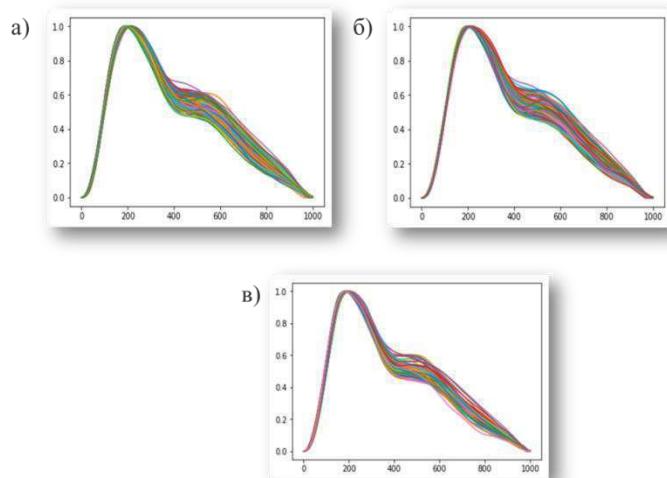


Рисунок 11 - Ансамбли ПВ 1 подкластера (а), 26 подкластера (б) и 28 подкластера (в)

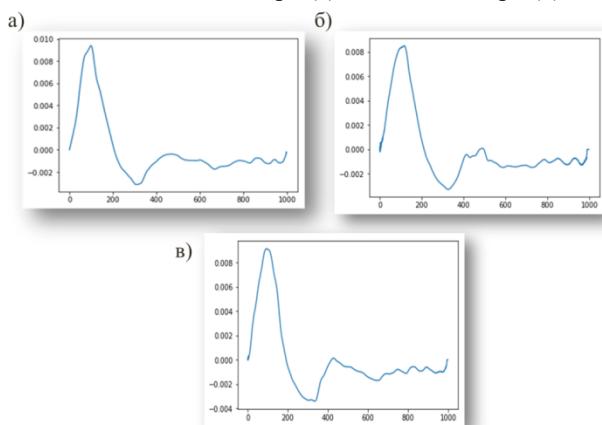


Рисунок 12 – Производные типовых представителей 1 подкластера (а), 26 подкластера (б) и 28 подкластера (в)

Таким образом, в процессе исследования проанализированы принципы работы двух кластеризаторов ПВ, выявлен оптимальный метод кластеризации - сравнение форм производных ПВ по корреляции, а также классифицированы результаты автоматической кластеризации. В результате работы определено, что при анализе производных форм ПВ нет зависимости от низкочастотной составляющей, что говорит о преимуществе сравнения производных ПВ над сравнением исходной формы ПВ.

Библиографический список

1. Усанов Д.А., Скрипаль А.В., Вагарин А.Ю., Рытик А.П. Методы и аппаратура для диагностики состояния сердечно-сосудистой системы по характеристикам пульсовой волны.– Саратов: Изд-во Сарат. ун-та, 2009. – 96 с. ISBN 978-5-292-03959-4.
2. Метод фотоплетизмографии//URL: <http://www.biors.ru/s-fotoplez.htm> (дата обращения:22.02.2017).
3. Медицинский проект CardioQVARK www.qvark-med.ru (дата обращения: 30.10.2017)

CLUSTER ANALYSIS FORMS THE ENSEMBLE OF PULSE WAVES

Panchenkova E.O., Isakov R.V.

Vladimir State University, panchenkova_e97@mail.ru, irv-vlsu@mail.ru

Article describes the characteristics of the pulse wave, analyzed the data obtained by the method of photoplethysmography. The principles of operation of two clusters of pulse waves are given. The advantage of comparison of pulse wave derivatives over comparison of pulse wave forms directly is defined in the article, and, as a consequence, the optimal method of clustering is revealed. The results of automatic clustering on the principle of visual similarity of pulse wave forms are classified.

РАСЧЁТ ХАРАКТЕРИСТИК РЕЧЕВОГО СИГНАЛА ДЛЯ ОЦЕНКИ ЭМОЦИОНАЛЬНОГО СОСТОЯНИЯ ДИКТОРА

Караулов А. А., Пузанкова К. А., Жуков К. Н.

Московский государственный технический университет имени Н. Э. Баумана
(национальный исследовательский университет), Москва
karaulov@litres.ru, kseniapuzankova@mail.ru, zhukovkn@yandex.ru

В настоящее время определение психоэмоционального состояния человека по речевым сигналам с помощью аппаратно-программных средств является актуальной задачей. Автоматическое определение эмоций диктора по его речи представляет практический интерес, например, в криминалистике, медицине (в частности, психотерапевтической практике), в системах контроля и управления доступом и др. [1].

Цель работы: разработка алгоритмов расчёта основных характеристик речевого сигнала в среде Matlab.

Задачи: разработка алгоритмов расчёта частоты основного тона (ЧОТ) речевого сигнала, средние квадратические отклонения (СКО) частоты основного тона (ЧОТ), количества и длительности пауз, формантных частот.

Введение: автоматизированное определение эмоционального состояния по речевым сигналам находит применение в криминалистике, психиатрии, системах контроля и управления доступом, интерфейсах человек-машина [1, 20]. Основываясь на теории колебательной системы «струна-груз», которая описывается нелинейным процессом, этот оператор получил название ТЕО (Teager Energy Operator). Оператор ТЕО обычно применяется к отфильтрованной полосовым фильтром речи, так как он отражает энергию нелинейного потока для одной резонирующей частоты. Хотя, на выходе фильтра сигнал всё ещё содержит более одной частотной компоненты, он может рассматриваться как амплитудно-модулированный (АМ) и частотно-модулированный (ЧМ) сигнал. В качестве наиболее информативных признаков речевого сигнала, используемых для решения данных задач, можно выделить следующие: частота основного тона, СКО частоты основного тона, формантные частоты, энергия сигнала, темп, паузация, нелинейный оператор ТЕО, спектrogramма. В рамках данной работы в качестве определяемых параметров были выбраны следующие: частота основного тона, количество и длительность пауз, формантные частоты [2, 19].

Расчёт частоты основного тона (ЧОТ). Для расчёта частоты основного тона (ЧОТ) был выбран кепстральный анализ. Структура системы вычисления кепстра речевого сигнала приведена на рисунке (рисунок 1) [2, 3, 18].

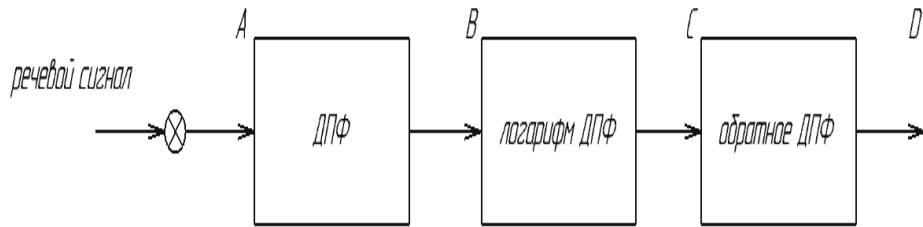


Рисунок 1 – Расчет кепстра речевого сигнала (A – речевой сигнал; B – ДПФ речевого сигнала; C – логарифм ДПФ речевого сигнала; D – обратное ДПФ от логарифма ДПФ)

Поскольку обратное дискретного преобразования Фурье (ДПФ) линейно, сигнал в точке D (называемый кепстром сигнала в точке A) равен сумме кепстров функции возбуждения и импульсной характеристики голосового тракта. Можно показать, что кепстр в точке D позволяет разделить эффекты возбуждения и характеристики голосового тракта [4, 17].

Действительно, сигнал возбуждения можно рассматривать как импульсную последовательность с преобразованием Фурье, близким к линейчатому, причем спектральные линии соответствуют гармоникам ЧОТ. Вычисление логарифма модуля не меняет линейчатого характера спектра функции возбуждения. Обратное ДПФ дает новую последовательность импульсов с интервалами между импульсами, равными периоду основной частоты [5, 16].

Таким образом, кепстр сигнала возбуждения должен состоять из импульсов, расположенных вблизи $n = 0, T, 2T$ и т.д., где T – период основного тона. Импульсная характеристика голосового тракта обычно представляет собой последовательность, отличную от нуля на интервале от 20 до 30 мс. После вычисления логарифма модуля и обратного ДПФ получается последовательность из небольшого числа ненулевых отсчетов, которое обычно меньше, чем число отсчетов на периоде основного тона (рисунок 2) [2, 6, 15].

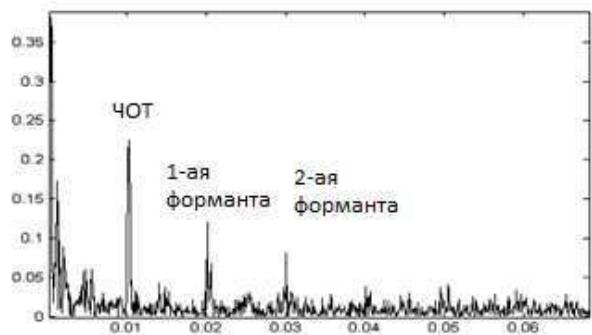


Рисунок 2 – Кепстр вокализованного сигнала

Исследования показали, что для вокализованного сегмента речи в кепстре возникает пик, соответствующий периоду основного тона. Таким образом, можно построить эффективный алгоритм определения ЧОТ. Реализованный алгоритм определения ЧОТ приведен на рисунке (рисунок 3). Данный алгоритм был реализован в среде MatLab [3, 7, 14].

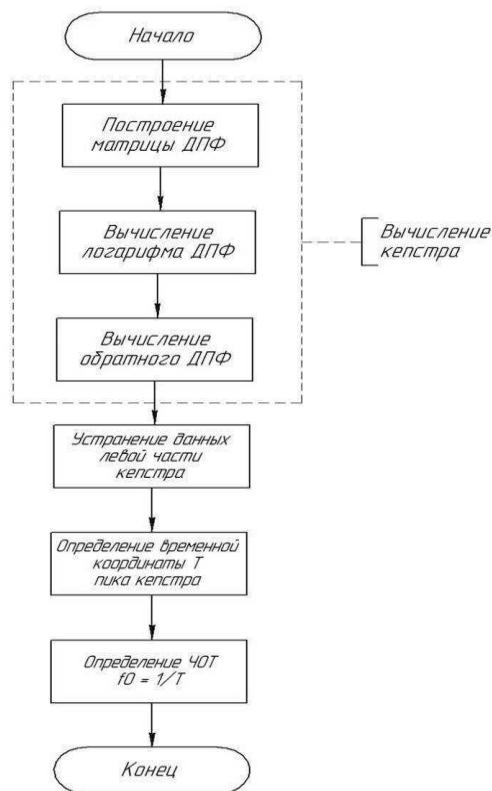


Рисунок 3 – Алгоритм расчёта частоты основного тона

Расчёт СКО ЧОТ. Для расчёта СКО ЧОТ необходимо рассчитать значения ЧОТ в разных участках речевого сигнала. Для этого нужно разбить исходный сигнал на некоторое количество вокализированных фрагментов, а затем применить алгоритм расчёта ЧОТ, описанный в предыдущем пункте для каждого из фрагментов. Окно программы при расчёте СКО ЧОТ представлено на рисунке (рисунок 4) [8, 13].

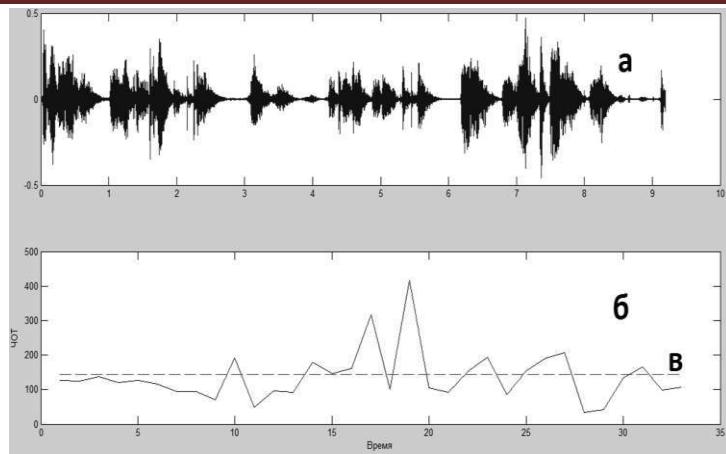


Рисунок 4 – Построение графика изменения ЧОТ в окне программы (а – речевой сигнал; б – изменение ЧОТ на протяжении сигнала; в – средняя ЧОТ речевого сигнала)

Расчёт количества и длительности пауз. Для расчёта количества и длительности пауз в речевом сигнале необходимо заранее определить следующие параметры: процент от максимума огибающей сигнала, ниже которого сигнал будет принят за шум, и минимальную длительность шума, которая будет расценена программой как пауза [9, 13]. Сначала выделяются те участки сигнала, для которых выполняется условие:

$$\xi(t) > \max[\xi(t)] \cdot \alpha, \quad (1)$$

где $\xi(t)$ – речевой сигнал,

$\max[\xi(t)]$ – максимум огибающей речевого сигнала,

α – процент от максимума огибающей, ниже которого сигнал будет принят за шум (определяется оператором). Результат выделения таких участков представлен на рисунке (рисунок 5) [10, 12].

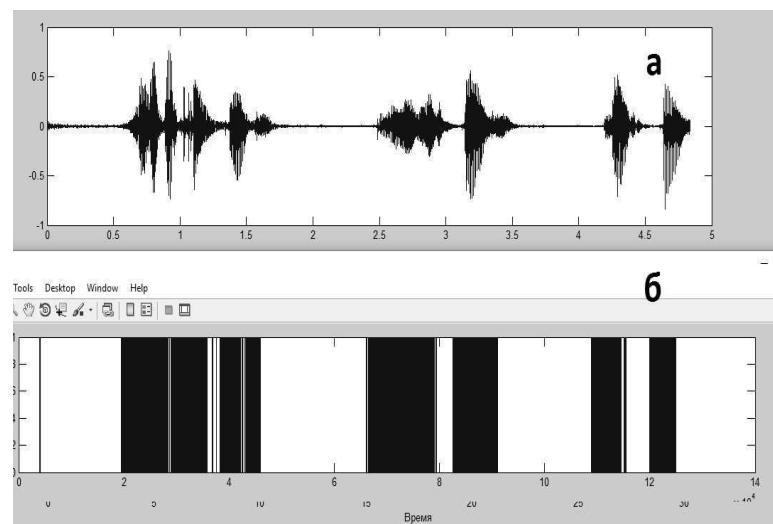


Рисунок 5 – Выделение участков шума и полезного сигнала в речевом сигнале (а – речевой сигнал; б – участки полезного сигнала)

Рассчитывая длительность участков шума и сравнивая их с минимальной длительностью шума, который будет распознан как пауза, можно определить количество и длительность пауз [11, 20]. Условие, при котором участок шума будет распознан как пауза:

$$t_2 - t_1 > L_p, \quad (2)$$

где t_2 – временная координата начала участка полезного сигнала,

t_1 – временная координата конца предыдущего участка полезного сигнала,

L_p – минимальная длительность шума, которая будет распознана как пауза

Расчёт формантных частот. Дополнив реализованный алгоритм определения ЧОТ, можно определить форманты в речевом сигнале [1, 19]. Поиск формантных частот сводится к удалению в кепстре максимального пика (использующегося при расчете ЧОТ) и нахождению временной координаты пика, максимального по амплитуде во вновь полученном кепстре, вид которого представлен на рисунке 6.

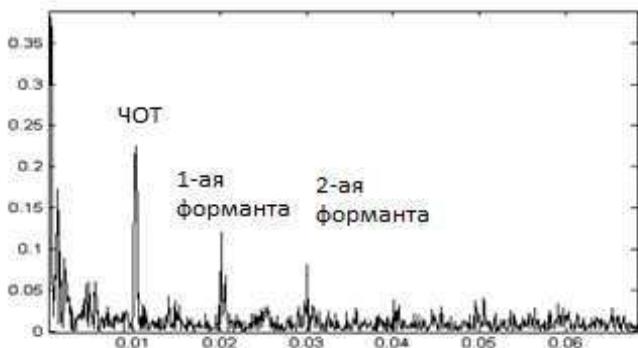


Рисунок 6 – Кепстр вокализованного сигнала

Исследование алгоритма расчёта ЧОТ речевого сигнала. Для проверки объективности работы алгоритма расчёта ЧОТ речевого сигнала были сделаны записи звучания трех первых струн гитары. Частоты этих струн при нормальном строе указаны в таблице (таблица 1) [2, 18].

Таблица 1 – Частоты струн гитары при нормальном строе

Номер струны	Нота	Частота, Гц
1	e ¹ (ми первой октавы)	329,0
2	b (си малой октавы)	247,0
3	g (соль малой октавы)	196,0

Результаты сравнения полученных с использованием алгоритма расчёта ЧОТ и теоретических значений представлены в таблице (таблица 2) [3, 17].

Таблица 2 – Сравнение теоретических и экспериментальных данных ЧОТ звучания струн гитары

Номер струны	Частота (измеренная), Гц	Частота (действительная), Гц	Относительная погрешность, %
1	326,3	329,0	0,91
2	249,1	247,0	0,80
3	195,1	196,0	0,51

Полученные данные позволяют сделать вывод о достоверности результатов работы алгоритма расчёта ЧОТ [4, 16].

Заключение: в рамках данной работы были представлены алгоритмы расчёта основных параметров речевого сигнала, а именно: частоты основного тона (ЧОТ), СКО ЧОТ, количества и длительности пауз, формантных частот [5, 15]. Алгоритм расчёта ЧОТ был использован для определения частоты звучания трех струн гитары, относительная погрешность расчёта частоты не превысила 1 %. В дальнейшем планируется расширить кол-во определяемых параметров и использовать результаты расчёта для определения базовых эмоций в речевом сигнале.

Библиографический список

1. Алешин, Т. С., Редько, А. Ю. Принципы подготовки баз речевых данных для задачи распознавания эмоционального окраса речи человека по речевому сигналу // Современные научно-исследовательские технологии. 2016. № 6-2. С. 229-233.
2. Ангелович, Д. В., Коломиец, И. А. Определение оптимального разложения речевого сигнала в аддитивном вейвлет-базисе в задаче сжатия речевого сигнала // В сборнике: Актуальные вопросы технических наук Материалы Международной научной конференции. 2011. С. 13-16.
3. Белов, Ю. С. Применение вейвлет-фильтрации для шумоподавления в речевых сигналах / Ю. С. Белов, С. В. Нифонтов, К. А. Азаренко // Фундаментальные исследования. 2017. № 4-1. С. 29-33.

4. Верхоляк, О. В. Автоматическое распознавание эмоционального состояния диктора по речевому сигналу // В сборнике: Альманах научных работ молодых ученых Университета ИТМО в 5 т. 2016. С. 237-240.
5. Голубинский, А. Н. Выявление эмоционального состояния человека по речевому сигналу на основе вейвлет-анализа // Вестник Воронежского института МВД России. 2011. № 3. С. 144-153.
6. Горошевский, А. В. Распознавание смеха в речевых сигналах с помощью глубоких нейросетей // В книге: Ломоносов - 2017 Сборник тезисов XXIV Международной научной конференции студентов, аспирантов и молодых ученых. Составители Е. И. Атамась, А. И. Месяц, И. Г. Шевцова. 2017. С. 11-13.
7. Загорулько, Ю. А. Моделирование робота, управляемого речевыми сигналами // Известия Томского политехнического университета. 2011. Т. 319. № 5. С. 98-102.
8. Кропотов, Ю. А. Исследование вопросов повышения эффективности передачи информации речевым сигналом // Радиотехника. 2006. № 11. С. 66-68.
9. Леонов, А. С., Сорокин, В. Н. О единственности определения голосового источника по речевому сигналу и формантным частотам // Доклады Академии наук. 2012. Т. 444. № 5. С. 492.
10. Леонов, А. С., Сорокин, В. Н. Об однозначности определения резонансных частот голосового тракта по речевому сигналу // Доклады Академии наук. 2011. Т. 440. № 1. С. 32-34.
11. Маркин, Д. Н., Уваров, В. К. Математическая модель огибающей речевых сигналов и способ реализации второй ступени модуляционного разложения речевого сигнала. Депонированная рукопись. № 187-кт 2007 24.12.2007
12. Потанина, Ю. Д., Вербальная рабочая память и лексико-грамматические сигналы речевых затруднений: данные русского мультимодального корпуса / Ю. Д. Потанина, В. И. Подлесская, О. В. Федорова // В сборнике: Компьютерная лингвистика и интеллектуальные технологии по материалам ежегодной Международной конференции "Диалог". 2016. С. 566-577.
13. Распознавание эмоционального состояния человека по его речи [Электронный ресурс]. URL: <http://www.speetech.by/press/analytics/1> (дата обращения: 02.02.2018).
14. Санников, В. Г., Герасименко, Х. В. Томографическая модель восстановления речевого сообщения по зашумленному речевому сигналу // Фундаментальные проблемы радиоэлектронного приборостроения. 2013. Т. 13. № 4. С. 61-64.
15. Сидоров, К. В., Филатова Н. Н. К вопросу построения модели распознавания эмоциональных состояний человека по речевому сигналу // В сборнике: Биотехнические, медицинские и экологические системы и комплексы. Биомедсистемы-2011 XXIV Всероссийская научно-техническая конференция студентов, молодых ученых и специалистов: материалы конференции. Министерство образования и науки Российской Федерации, Правительство Рязанской обл., Рязанский гос. радиотехнический ун-т. Рязань, 2012. С. 155-160.
16. Сидоров, К. В., Филатова Н. Н. Программный комплекс для мониторинга эмоционального состояния человека по электроэнцефалограммам и речевым сигналам // В сборнике: Энергетика, информатика, инновации - 2017 (экономика и менеджмент, научные исследования в области физической культуры, спорта, общественных наук и лингвистики) Сборник трудов VII-ой Международной научно-технической конференции. В 3 томах. филиал ФГБОУ ВО «НИУ «МЭИ» в г. Смоленске. 2017. С. 252-256.
17. Сидоров, К. В., Филатова, Н. Н. Мониторинг эмоционального состояния человека по ЭЭГ и речевым сигналам // В сборнике: Биотехнические, медицинские, экологические системы и робототехнические комплексы - Биомедсистемы-2017 сборник трудов XXX Всероссийской научно-технической конференции студентов, молодых ученых и специалистов. Рязанский государственный радиотехнический университет. 2017. С. 19-22.
18. Собакин, А. Н. Об определении артикуляторных актов по речевому сигналу // Вестник Московского государственного лингвистического университета. Серия: Гуманитарные науки. 2012. № 646. С. 187-197.
19. Теория и применение цифровой обработки сигналов / Л. Рабинер, Б. Гоулд; пер. с англ. А. Л. Зайцева, Э. Г. Назаренко, Н. Н. Тетекина ; под ред. Ю. Н. Александрова. - М. : Мир, 1978. - 848 с.
20. Якушев, Д. В. Анализ речевого сигнала с помощью процедуры реконструкции математической модели речевого процесса по порождаемому речевому сигналу // Инфокоммуникационные технологии. 2008. Т. 6. № 2. С. 32-34.

CALCULATION OF CHARACTERISTICS OF A SPEECH SIGNAL FOR AN ESTIMATION OF AN EMOTIONAL CONDITION OF PERSON

Karaulov A.A., Puzankova K.A., Zhukov K.N.

Bauman Moscow State Technical University (BMSTU), Moscow, karaulovandrey@yandex.ru

In this article, we consider the implementation in the Matlab environment of some algorithms for calculating the basic characteristics of a speech signal, such as the pitch frequency, the root-mean-square deviation of the pitch

frequency, the number and duration of pauses, and the formant frequencies. The algorithm for calculating the pitch frequency has been checked using the example of calculating the frequencies of the sound of guitar strings.

ПРОГНОСТИЧЕСКОЕ МОДЕЛИРОВАНИЕ ЭВОЛЮЦИОННЫХ ПРОЦЕССОВ В ВИРУСНОЙ МИКРОБИОЛОГИИ

¹ Тогунов И.А., ² Филиппов Р. В., ³ Поляков С. В., ⁴ Рай В. Г.

¹ Владимирский филиал Российской Академии Народного Хозяйства и Государственной Службы при Президенте РФ /Владимир , ² Владимирский филиал Российской Академии Народного Хозяйства и Государственной Службы при Президенте РФ /Владимир , ³ Владимирский Государственный Университет им. А.Г Н.Г. Столетовых/Владимир, ⁴ Владимирский филиал Российской Академии Народного Хозяйства и Государственной Службы при Президенте РФ /Владимир

Исследования известного микробиолога Е. Кунина, проведенные на основе теории систем, статистики и использования компьютерных программ многомерного шкалирования, привели автора [1], к следующим выводам, характеризующим состояние современной вирусологии: «По-настоящему пригодный концептуальный аппарат и технический инструментарий для синхронного, всестороннего анализа древовидных и сетевидных эволюционных процессов еще только предстоит разработать. Как только такие методы появятся, мы начнем распознавать истинную картину эволюции. Разработка адекватной концептуальной платформы для понимания эволюции прокариот является основным вызовом следующего этапа в развитии этой сферы исследований» (конец цитаты). В книге приводится так же результат моделирования в «геномном пространстве» динамики эволюционного процесса, идущего в соответствии с научными исследованиями (рис.1). Поиск « общего предка» в микробиологии представлен трехмерными сечениями процесса (по Кунину).

Для решения некоторых проблем, возникающих при моделировании закономерностей развития микроорганизмов, нами предлагается использование аппарата групп нарушенной симметрии (ГНС) [2], так как при групповых расчетах процессов с нарушенной симметрией, размерность и топология пространства не имеет значения. В этом, по нашему мнению, заключается преимущество математической модели ГНС перед другими моделями.

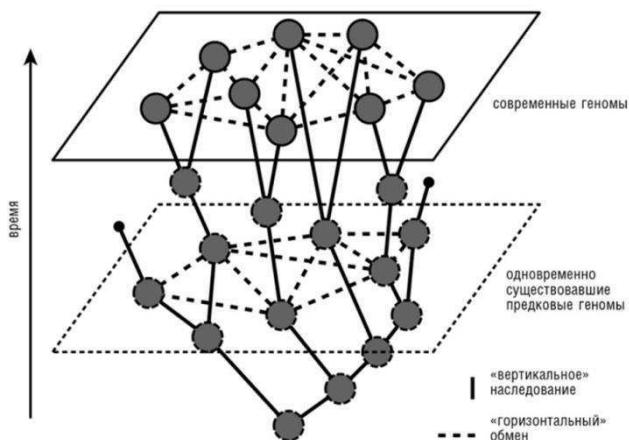


Рисунок 1- Сетевое представление эволюции прокариот (по [1])

Математическую модель эволюции для микробиологии предлагается применить в рамках теории групп нарушенной симметрии на основе двух методик. Первая заключается в том, чтобы расчеты бинарных преобразований, которые проводятся с помощью компьютерной программы, можно было бы «визуализировать». Вторая методика должна позволить проведение компьютерных экспериментов, основываясь не только на известных свойствах системы, но и гипотетических предположениях о ее возможностях. В качестве примера рассмотрим последовательность анализа состояний системы в классической теории конечных групп симметрии и неклассической теории нарушения симметрии. В работе [3] , в частности, был представлен такой анализ в группе кватернионов следующим образом. Если в качестве базиса комплексного пространства выбрать векторы: $0 = (1, i)$, $1 = (-1, -i)$, $2 = (i, 1)$, $3 = (-i, -1)$, $4 = (1, -i)$, $5 = (-1, i)$, $6 = (-i, 1)$, $7 = (i, -1)$, то, как известно из математики, им будет соответствовать операционное множество, образующее двухмерное представление:

$$e = (0)(1)(2)(3)(4)(5)(6)(7) = \begin{pmatrix} 1 & 0 \\ 0 & 1 \end{pmatrix}$$

$$-e = (01)(23)(45)(67) = \begin{pmatrix} -1 & 0 \\ 0 & -1 \end{pmatrix},$$

$$i = (0213)(4756) = \begin{pmatrix} i & 0 \\ 0 & -i \end{pmatrix}, -i = (0312)(4657) = \begin{pmatrix} -i & 0 \\ 0 & i \end{pmatrix}, j = (0415)(2637) = \begin{pmatrix} 0 & -i \\ -i & 0 \end{pmatrix},$$

$$-j = (0514)(2736) = \begin{pmatrix} 0 & i \\ i & 0 \end{pmatrix}, k = (0617)(2534) = \begin{pmatrix} 0 & -1 \\ 1 & 0 \end{pmatrix}, -k = (0716)(2435) = \begin{pmatrix} 0 & 1 \\ -1 & 0 \end{pmatrix}.$$

Выражая элементы множества представления через подстановки, будем иметь восемь операций, составляющих группу 8-го порядка (табл. 1):

Таблица 1

$$g(0) = 1 = e = (0 1 2 3 4 5 6 7) = (0)(1)(2)(3)(4)(5)(6)(7); g(1) = i = (2 3 1 0 7 6 4 5) = (0213)(4756);$$

$$g(2) = j = (4 5 6 7 1 0 3 2) = (0415)(2637); g(3) = k = (6 7 5 4 2 3 1 0) = (0617)(2534);$$

$$g(4) = -1 = (1 0 3 2 5 4 7 6) = (01)(23)(45)(67); g(5) = -i = (3 2 0 1 6 7 5 4) = (0312)(4657);$$

$$g(6) = -j = (5 4 7 6 0 1 2 3) = (0514)(2736); g(7) = -k = (7 6 4 5 3 2 0 1) = (0716)(2435),$$

Поставим в соответствие каждому числу в записи преобразования перестановок группы кватернионов два (можно и больше) числа, а так как символов, определяющих группу кватернионов всего 8, то и порядок полученной группы станет равным $N = 16$. Таблица соответствия старых и новых символов может быть выбрана на основе простого упорядоченного набора чисел:

$$0 = (0,1); 1 = (2,3); 2 = (4,5); 3 = (6,7); 4 = (8,9); 5 = (10,11); 6 = (12,13); 7 = (14,15).$$

Последующая запись новых операций (g_n) подстановок и их циклических разбиений будет выглядеть следующим образом:

$$g(1_H) = (0 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10 11 12 13 14 15) = (0)(1)(2)(3)(4)(5)(6)(7)(8)(9)(10)(11)(12)(13)(14)(15);$$

$$g(i_H) = (4 5 6 7 2 3 0 1 14 15 12 13 8 9 10 11) = (0 4 2 6)(1 5 3 7)(8 14 10 12)(9 15 11 13);$$

$$g(j_H) = (8 9 10 11 12 13 14 15 2 3 0 1 6 7 4 5) = (0 8 2 10)(1 9 3 11)(4 12 6 14)(5 13 7 15);$$

$$g(k_H) = (12 13 14 15 10 11 8 9 4 5 6 7 2 3 0 1) = (0 12 2 14)(1 13 3 15)(4 10 68)(5 11 7 9);$$

$$g(-1_H) = (2 3 0 1 6 7 4 5 10 11 8 9 14 15 12 13) = (0 2)(1 3)(4 6)(5 7)(8 10)(9 11)(12 14)(13 15);$$

$$g(-i_H) = (6 7 4 5 0 1 2 3 12 13 14 15 10 11 8 9) = (0 6 2 4)(1 7 3 5)(8 12 10 14)(9 13 11 15);$$

$$g(-j_H) = (10 11 8 9 14 15 12 13 0 1 2 3 4 5 6 7) = (0 10 2 8)(1 11 3 9)(4 14 6 12)(5 15 7 13);$$

$$g(-k_H) = (14 15 12 13 8 9 10 11 6 7 4 5 0 1 2 3) = (0 14 2 12)(1 15 3 13)(4 8 6 10)(5 9 7 11).$$

Легко проверить простым перемножением этих операций, что построенная таким образом новая таблица Кэли будет идентична исходной таблице группы кватернионов, то есть группы симметрии упаковочных пространств 8-го и 16-го порядков, используемых для двумерной визуализации (см. [3]) изоморфны.

Очевидно, что таким образом можно произвольно увеличивать сложность структуры с сохранением ее симметрии. В продолжение исследований, в работе [2] было показано, что процедура расширения структуры, с сохранением ее симметрии, возможна так же в структурах не трансляционной и нарушенной симметрии. В частности, компьютерный эксперимент, проведенный для структуры из 34 точек позволил выделить подгруппу ГНС 4-го порядка, представленную ниже операциями:

$$g[0]=(0 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10 11 12 13 14 15 16 17 18 19 20 21 22 23 24 25 26 27 28 29 30 31 32 33);$$

$$g[1]=(10 14 18 21 25 27 29 21 25 4 31 4 31 6 16 6 16 8 16 8 10 18 12 16 12 14 14 16 23 16 23 28);$$

$$g[2]=(31 16 16 18 16 14 16 18 16 25 16 25 16 29 16 29 16 25 16 25 31 16 31 16 31 16 16 16 16 18 16 18 14);$$

$$g[3]=(16 16);$$

Визуализация этих преобразований ГНС изображена на рис. 2.

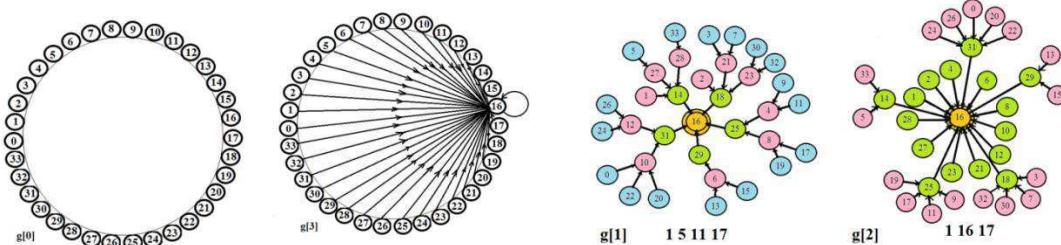


Рисунок 2- Этапы развития процесса в группе нарушенной симметрии

При предложенном в этих работах способе «визуализации абстракций», которыми является запись и таблица умножения группы нарушенной симметрии, обнаруживается «рождение» корневых деревьев ориентированного графа. Поэтому появляется обоснованная надежда на моделирование деревьев эволюции в микробиологии. Математическое представление процесса эволюции прокариот, изображенного в работе Кунина (по рис. 1), в конвергентной модели групп нарушенной симметрии запишем следующим образом (табл.2). На рисунке 3 показан соответствующий дивергентный процесс эволюционного развития в направлении оси времени.

Таблица 2

Таблица умножения группы ГНС 7-го порядка
$g[0]=(0\ 1\ 2\ 3\ 4\ 5\ 6\ 7\ 8\ 9\ 10\ 11\ 12\ 13\ 14\ 15\ 16\ 17\ 18\ 19\ 20\ 21\ 22\ 23);$
$g[1]=(0\ 0\ 0\ 1\ 1\ 2\ 3\ 3\ 4\ 2\ 6\ 6\ 11\ 5\ 10\ 9\ 7\ 7\ 8\ 8\ 15\ 15\ 14\ 14);$
$g[2]=(0\ 0\ 0\ 0\ 0\ 0\ 1\ 1\ 1\ 0\ 3\ 3\ 6\ 2\ 6\ 2\ 3\ 3\ 4\ 4\ 9\ 9\ 10\ 10);$
$g[3]=(0\ 0\ 0\ 0\ 0\ 0\ 0\ 0\ 0\ 0\ 1\ 1\ 3\ 0\ 3\ 0\ 1\ 1\ 1\ 2\ 2\ 6\ 6);$
$g[4]=(0\ 0\ 0\ 0\ 0\ 0\ 0\ 0\ 0\ 0\ 0\ 1\ 0\ 1\ 0\ 0\ 0\ 0\ 0\ 0\ 3\ 3);$
$g[5]=(0\ 0\ 0\ 0\ 0\ 0\ 0\ 0\ 0\ 0\ 0\ 0\ 0\ 0\ 0\ 0\ 0\ 0\ 1\ 1);$
$g[6]=(0\ 0\ 0\ 0\ 0\ 0\ 0\ 0\ 0\ 0\ 0\ 0\ 0\ 0\ 0\ 0\ 0\ 0\ 0\ 0);$

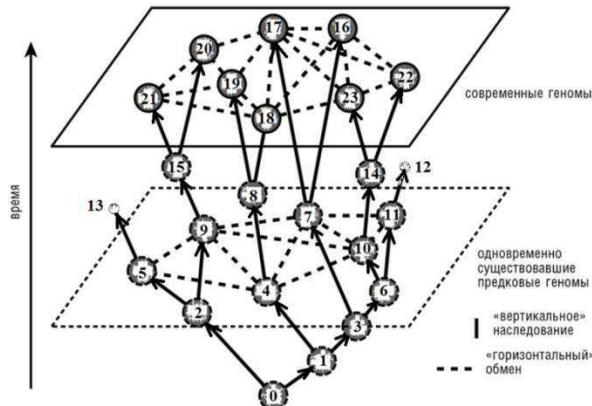


Рисунок 3-Визуализация «дерева эволюции» в ГНС 7-го порядка (по рис.1)

Количество этапов эволюционного процесса в реальном геномном пространстве состояний микроорганизмов может быть различным, но в группах нарушенной симметрии существует один тип нарушенной симметрии, который фиксирует только сами этапы, независимо от сложности системы. Вид преобразований и таблица умножения для системы из 14 точек (7x2) с 6-ю этапами эволюционной спирали представлена в табл.3 (рис.4а).

Таблица 3

$g[0]=(0\ 1\ 2\ 3\ 4\ 5\ 6\ 7\ 8\ 9\ 10\ 11\ 12\ 13);$	$g[0]\ g[1]\ g[2]\ g[3]\ g[4]\ g[5]\ g[6]$
$g[1]=(2\ 3\ 4\ 5\ 6\ 7\ 8\ 9\ 10\ 11\ 12\ 13\ 12\ 13);$	$g[1]\ g[2]\ g[3]\ g[4]\ g[5]\ g[6]\ g[6]$
$g[2]=(4\ 5\ 6\ 7\ 8\ 9\ 10\ 11\ 12\ 13\ 12\ 13\ 12\ 13);$	$g[2]\ g[3]\ g[4]\ g[5]\ g[6]\ g[6]\ g[6]$
$g[3]=(6\ 7\ 8\ 9\ 10\ 11\ 12\ 13\ 12\ 13\ 12\ 13\ 12\ 13);$	$g[3]\ g[4]\ g[5]\ g[6]\ g[6]\ g[6]\ g[6]$
$g[4]=(8\ 9\ 10\ 11\ 12\ 13\ 12\ 13\ 12\ 13\ 12\ 13\ 12\ 13);$	$g[4]\ g[5]\ g[6]\ g[6]\ g[6]\ g[6]\ g[6]$
$g[5]=(10\ 11\ 12\ 13\ 12\ 13\ 12\ 13\ 12\ 13\ 12\ 13\ 12\ 13);$	$g[5]\ g[6]\ g[6]\ g[6]\ g[6]\ g[6]\ g[6]$
$g[6]=(12\ 13\ 12\ 13\ 12\ 13\ 12\ 13\ 12\ 13\ 12\ 13\ 12\ 13);$	$g[6]\ g[6]\ g[6]\ g[6]\ g[6]\ g[6]\ g[6]$

Визуализация одного элемента преобразований $g[1]$ различных групп нарушенной симметрии с эволюционными шагами представлена на рис. 4 в двух вариантах «расширения»: (7шагов по 2 точки) и (8 шагов по 3 точки, рис.4б).

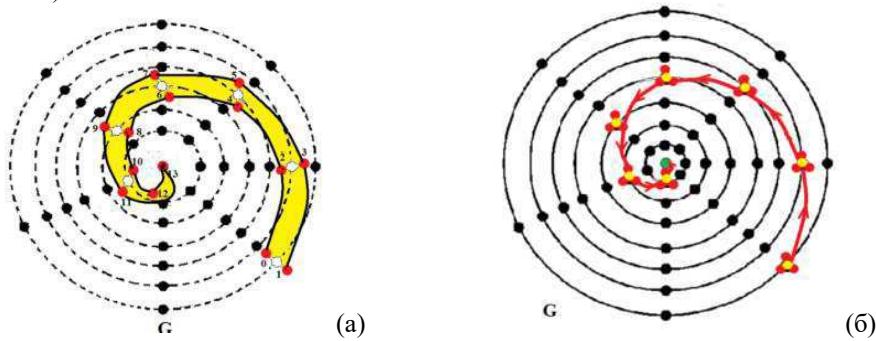


Рисунок 4- Два варианта «спиралей эволюции» в группах нарушенной симметрии: (а) с 7 шагами структуры из 7x2 = 14 точек и (б) 8 шагов в структуре из 8x3 = 24 точек

Еще одна примерная модель развития и взаимодействия двух ветвей «древних деревьев» «архей» и «вирусов» с образованием единого «дерева жизни вирусов» (в микробиологии), представленная возможными этапами преобразований с помощью группы нарушенной симметрии, получена на основе расчетов в компьютерной модели ГНС (табл. 4)

Расчет ГНС этапов появления единого «дерева жизни»: от $g[1]$ к $g[4]$.

Визуализация поэтапного развития процесса объединения двух «деревьев» представлена на рис. 5. В операции $g[4]$ все связи направлены к одной точке множества, названной нами «кримской» точкой.

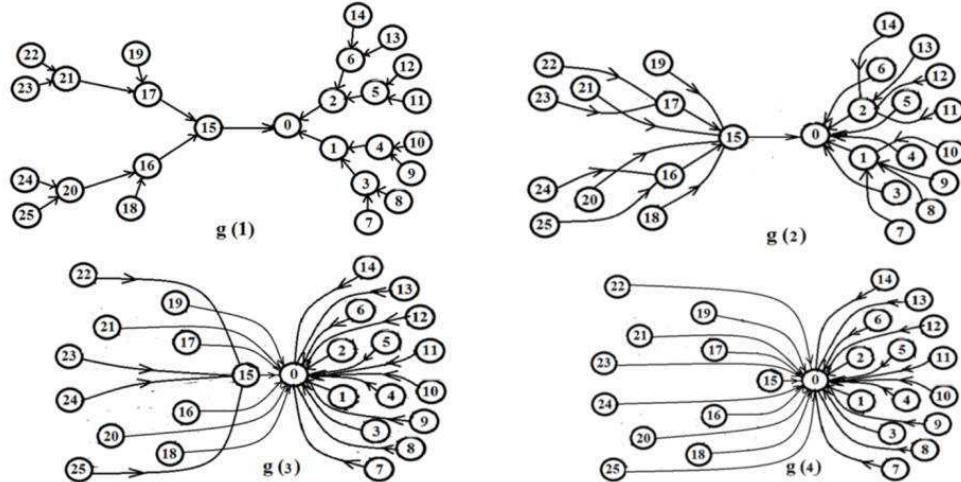


Рисунок 5- Визуализация примерного 4-х стадийного процесса эволюции в микробиологии

Адекватность предлагаемой модели другим известным моделям в виде «эволюционных деревьев» и «спиралей» эволюции, при относительной простоте расчетов, обосновывающих «рождение» процессов, позволяет сделать вывод о ее «прогностической ценности». Исследования проведены при поддержке гранта РФФИ № 18-07-00170.

Библиографический список

1. E.V. Koonin The Logic of Chance. The Nature and Origin of Biological Evolution. Copyright © 2012 by Pearson Education, Inc. 2011. 516 pp
 2. Pay В.Г., Ломтев Л.А., Pay Т.Ф., Горшков К.А., Никитин О.Р. Компьютерные эксперименты в группах подстановок с нарушенной симметрией. Современные научноемкие технологии. – 2017. – № 3 – С. 43-49; DOI 10.17513/snt.36614
 3. Valery G. Rau *, Leonty A. Lomtev and Tamara F. Rau Non-Crystallographic Symmetry in Packing Spaces. *Symmetry (USA)* **2013**, 5, 54-80; doi:10.3390/sym5010054.

PROGNOSTIC MODELING OF EVOLUTIONARY PROCESSES IN VIRAL MICROBIOLOGY

¹. Togunov I.A., ².Filippov R.V., ³.Poliakov S.V., ⁴. Rau V.G.

- ¹. Russian Presidential Academy of National Economy and Public Administration, Vladimir, Russia,² Russian Presidential Academy of National Economy and Public Administration, Vladimir, Russia,³ Stoletovs Vladimir State University, Vladimir, Russia⁴ Russian Presidential Academy of National Economy and Public Administration, Vladimir, Russia, i_togunov@mail.ru

To solve some problems of modeling the patterns of development of microorganisms, the use of the apparatus of groups of broken symmetry (GBS) was proposed. It is shown that in group calculations of processes with broken symmetry, the dimension and topology of space does not matter, what is the advantage of the mathematical model of the GNS before other models.

ФОРМИРОВАНИЕ СТАТИСТИЧЕСКОГО ОБРАЗА ДЛЯ РАСПОЗНАВАНИЯ СОСТОЯНИЯ РЕПАРАТИВНОГО ПРОЦЕССА КОСТНЫХ ТКАНЕЙ

Самойленко А.П., Проскуряков А.В.
Южный федеральный университет avproskuryakov@sfedu.ru

Введение. Современный этап развития медицины характеризуется развитием и внедрением новых методов, способов диагностики, позволяющих повысить своевременность, точность и достоверность диагностических мероприятий в различных областях и направлениях медицины. Внедрение в практику нового способа лечения больных предполагает наличия всеобъемлющих исследований на экспериментальных животных. При этом необходим математический и аппаратно-программный инструментарий сбора, обработки статистического материала для построения адекватных репаративному остеогенезу трансплантируемых костных тканей моделей, позволяющих достоверно оценивать и прогнозировать биологические процессы. В последнее время в качестве трансплантируемых костных тканей используется деминерализованная костная ткань (ДКТ). ДКТ является полноценным материалом для пластики костных тканей, но, к сожалению, по литературным источникам не удалось сформировать единого мнения на поведение трансплантата и особенностей репаративного процесса после хирургического вмешательства у экспериментальных животных. То есть у хирургов не сформировалось единого мнения о сроках окончания репаративных процессов у экспериментальных животных, подвергнутым операционной пластикой различных костных структур посредством ДКТ. В рамках решения задачи формирования статистического образа для распознавания состояния репаративного процесса костных тканей необходимо отнести следующие мероприятия:

1. поиск и адаптацию математического аппарата предназначенного для построения математической модели диагностики и прогнозирования состояния послеоперационных процессов трансплантации костных тканей экспериментальных животных;
2. разработка методологии съема и обработки информации об исследуемом процессе;
3. построение диагностической модели на основе статистических выборок данных о состоянии репаративного остеогенеза.

Для обеспечения режима непрерывной диагностики и контроля за процессом развития и сроками регенерации костных тканей в реальном масштабе времени предлагается применять периодически в диапазоне 30/60/90 дней средства цифровой диафаноскопии или рентгеноскопии. Результаты наблюдений отображаются цифровыми снимками трансплантируемых костных тканей. Посредством технологии Photoshop цифровые снимки исследуемых фрагментов костных тканей биологических объектов преобразуются в матрицы цифровых значений яркостей пикселей в шкале серого цвета размером 256 уровней. По матрице значений денситометрического признака (интенсивности яркости пикселя) формируется вариационный ряд значений параметров, определяется его размах, а затем программной системой Matlab осуществляется построение эмпирического закона распределения гистограммы. Сравнительный анализ гистограмм и ее количественных характеристик (среднего арифметического, дисперсии, среднего квадратичного, коэффициента вариации) одного и того же исследуемого животного до операции и после нее дает возможность сделать обобщенный анализ состояния исследуемого процесса в дискретные периоды времени вплоть до этапного (30/60/90). Для детализации процесса исследования наблюдают фрагмента осуществляют разбиение исходной матрицы на конечное число подматриц. Каждая подматрица так же отображается соответствующей гистограммой с оценкой ее количественных параметров.

Постановка задачи. В докладе рассматривается решение задачи формирования статистического образа для распознавания состояния репаративного процесса костных тканей. Постановку задачи представим в следующей редакции: поиск и оценка состояния трансплантированной костной ткани на фоновом пространстве диафанографического (рентгенографического) снимка как процесс распознавания образов. Положим,

$k = \overline{1, n}$, произведено разбиение снимка на k сегментов Ω_k , покрывающих весь рентгенографический снимок, причем сегменты не должны пересекаться и должны быть соизмеримы с метрикой трансплантированной области, размер сегмента ($n_k \times n_k$). Каждый такой сегмент будет содержать $(n'_k \times n'_k)$ пикселей. Требуется выделить в пространстве сегментов такой сегмент Ω_l , $l \in k$, пиксели которого принадлежали бы искомой области костной ткани с трансплантантом ДКТ. Затем, по соотношению количественных и вероятностных признаков пикселей оцениваемого сегмента снимка с одноадресными сегментами физико-математической модели, соседними сегментами фонового (однородного) пространства снимка рентгенографического контроля осуществим идентификацию репаративного процесса в данный момент.

Очевидно следующее решение – разрабатываемый метод должен обеспечить в условиях названных ограничений наибольшую точность решения задачи распознавания, так как она непосредственно влияет на эффективность управлеченческих решений. Ошибочный медицинский диагноз порождает неадекватную стратегию лечения, которая может привести к печальным последствиям.

Проведенный классификационный мониторинг систем распознавания состояния репаративного процесса с точки зрения возможного их применения для анализа по ранее упомянутым признакам позволяет сделать следующие выводы:

1. Для функционирования систем распознавания как детерминированных, так и вероятностных, необходимы классы эталонных моделей с априорно известными значениями признаков, параметрами.
2. При детерминированном методе оценка близости параметров распознаваемого образа и эталонного определенного класса оценивается среднеквадратичным отклонением и распознаваемому объекту присваивается класс такого эталонного образа, для которого эта оценка будет минимальной.
3. При вероятностном методе близость искомого и эталонного образов оценивается минимальным риском, значение которого зависит от априорной и апостериорной вероятностей, описываемых их признаками.
4. Получение вероятностных оценок потребует сбора и обработки однородных статистических данных об оцениваемых объектах. Такие данные отсутствуют. Очевидна необходимость разработки нового метода диагностики, позволяющего оценивать состояние репаративного процесса.

Рассмотрим процедуру поиска и локализацию искомой области средствами детерминированной системы распознавания образов.

Процесс диагностики статического состояния репаративного процесса состоит из двух этапов. На первом этапе осуществим процедуру поиска и локализацию имплантированной ДКТ области на рентгенографическом снимке. Процесс поиска области необходим при условии ее нечеткой визуализации на снимке. Это будет иметь место при малых размерах трансплантанта и недостаточной разрешающей способности рентгенографического аппарата, либо на втором или последующем моментах контроля репаративного процесса. В последних случаях будем оптимистически полагать, что процесс послеоперационного сращивания костных тканей стенок верхнечелюстных или лобных пазух, поглощения ими массы трансплантанта значения интенсивностей яркости пикселей этой области будут качественно изменяться, приближаясь со временем течения процесса к значению интенсивностей яркости пикселей фоновой части снимка.

На первом этапе осуществим локализацию области путем декомпозиции рентгенографического снимка на сегменты Ω_i равных площадей, каждая из которых метрически совместима с площадью имплантированной

ДКТ областью. Каждый сегмент $\Omega_i, i = \overline{1, m}$ отображен матрицей $|n \times n|$ значений интенсивностей яркости пикселей в диапазоне 256 уровней градации полуточновой шкалы серого цвета, то есть 8-разрядными двоичными кодовыми комбинациями с последующим преобразованием их числами десятичной системы счисления для индикации на экране, смарт-доске, бумажном носителе. Предположим, что декомпозиция была выполнена таким образом, что только один сегмент будет содержать трансплантированную ДКТ область костной ткани и значения денситометрического признака (интенсивности яркости) пикселей этого сегмента будут отличны от таких же признаков сегментов однородной костной ткани, так называемых сегментов фонового пространства снимка. Будем также полагать, что в качестве граничных эталонных моделей процесса изменения состояния имплантированной ДКТ костной ткани принимают два дополнительных рентгенографических снимка, один из которых отображает состояние области прооперированного костного дефекта с имплантированной ДКТ определенного(ных) размера(ров), второй – состояние здоровой костной ткани той же области, эквивалентных началу и окончанию репаративного процесса развития планируемой к операции области[1,2,3]. Представим алгоритм отображения сегментов $\Omega_k, k = \overline{1, m}$ диагностируемого рентгенографического снимка соответствующими гистограммами $\tilde{A}_k, k = \overline{1, m}$.

Таким образом, каждый сегмент, как элемент рентгенографического снимка, представлен статистическим образом посредством гистограммы частоты интенсивности яркости пикселей. Как уже упоминалось, снимок образуют как фоновые сегменты, отображающие однородную костную ткань, так и сегмент – прооперированную область с трансплантантом. Искомый сегмент Ω_l характеризуется отличающимися от фоновых сегментов значениями денситометрического признака – интенсивностью яркости пикселей. Следовательно, ему будет соответствовать гистограмма иного графического распределения относительно гистограмм фоновых сегментов и будет иметь иные значения числовых характеристик: среднего

арифметического значения сегмента (в терминах статистики – выборки) $\bar{x}_{\Omega_k}, k = \overline{1, m}$; дисперсии сегмента $D[x_{\Omega_k}]$; среднеквадратического отклонения σ_{Ω_k} , коэффициента вариации V_{Ω_k} .

Второй этап диагностики заключается в оценке состояния репаративного процесса.

Ранее нами был представлен такой алгоритм в базисе анализа соотношений размахов вариационных рядов искомого и фонового сегментов диагностируемого снимка и эталонных моделей.

Представляет интерес реализации оценки состояния репаративного процесса посредством коэффициента локального уровня яркости пикселей. Сущность названного коэффициента заключается в отношении значений денситометрического признака исследуемого фрагмента к эталонному.

В нашем случае значение названного коэффициента будет определено отношением

$$\Omega_k, (k = \overline{1, m})$$

среднеарифметических соответственно искомого и одного из фоновых сегментов

$$K_l = \frac{\bar{x}_l}{\bar{x}_k} \cdot 100\%, \quad k = \overline{1, m}$$

Количественно оценим состояние областей костных тканей для эталонных моделей:

$$K_{L \dot{Y}1} = \frac{\bar{x}_{\dot{A}}}{\bar{x}_{\dot{O}k}} \cdot 100\%,$$

$$K_{L \dot{Y}2} = \frac{\bar{x}_{\dot{O}k}}{\bar{x}_{\dot{O}m}} \cdot 100\%, \quad k = \overline{1, m},$$

где $\bar{x}_{\dot{A}}, \bar{x}_{\dot{O}k}$ – среднеарифметические значения денситометрического признака сегмента дефектной области с ДКТ и фонового первой эталонной модели;

$\bar{x}_{\dot{O}k}, \bar{x}_{\dot{O}m}$ – среднеарифметические значения денситометрического признака сегмента дефектной области с ДКТ и фонового второй эталонной модели. Как уже упоминалось, каждый снимок представляется матрицей размера $n \times n$ кодовых значений яркостей пикселей. Можно положить, что цифровые значения интенсивностей яркости пикселей образуют выборочный массив данных случайной величины в моменты $t_k \in T, k = \overline{1, K}$ – число контролируемых периодов, T – длительность контроля процесса.

Выборочные массивы данных каждого снимка могут быть отображены методами прикладной статистики и каждый из них оценен: гистограммой эмпирической функции плотности распределения вероятности значений интенсивности яркости пикселей изображения; числовыми характеристиками статистического распределения: выборочным средним значением $\bar{x}_{ij}(t_k)$ (i, j - координаты пикселя на снимке, среднеарифметическим всех значений массива), выборочной дисперсией $D_{\dot{a}}(t_k)$, выборочным среднеквадратическим отклонением (СКО) $\sigma_{\dot{a}}(t_k) = \sqrt{D_{\dot{a}}(t_k)}$ [1-7]. Особенность выборочного СКО $\sigma_{\dot{a}}(t_k)$ состоит в том, что оно измеряется в тех же единицах, что изучаемый признак. Массив можно оценить и коэффициентом вариации

$$v_{\dot{a}}(t_k) = \frac{\sigma_k}{\bar{x}_k}, \quad k = \overline{1, K},$$

где σ_k – СКО массива снимка, произведенного в момент контроля t_k .

Такова модель репаративного процесса – в средствах технологии прикладной математической статистики.

Научная новизна. Результаты. Научная новизна заключается в разработке методологии верификации состояния фрагментов биологических объектов по компьютерно-томографическим изображениям и использовании для этого статистических параметров (математическое ожидание, дисперсия, гистограмма,

коэффициент вариации) для количественной оценки для распознавания состояния reparативного процесса костных тканей и их идентификации в соответствии с классом патологий при диагностике пациента в автоматическом режиме по рентгенографическим (томографическим) изображениям. Представленные и описанные в работе способ реализации метода диагностики параназальных пазух были использованы при практической реализации отдельных компонентов МАДИС позволило получить следующие результаты:

- 1.показана необходимость разработки адекватных прикладных математических моделей для диагностики состояния reparативного остеогенеза трансплантируемых ДКТ костных тканей экспериментальных животных.
- 2.разработана методика сбора и обработки опытных данных в масштабе реального времени проведения исследований, заключающихся в применении цифровой диафаноскопии(рентгеноскопии) в сочетании с ПК.
- 3.разработана программная модель обработки эмпирических данных и оценки состояния reparативного процесса с целью формирования статистического материала по установлению зависимости сроков окончания reparативного остеогенеза от различных факторов.

Библиографический список

1. Н.Н. Блинов, А.И.Мазуров Проблемы расширения диагностических возможностей медицинской рентгенотехники // Мед. Техника. -2011 г., N5, с.1-5
- 2.Самойленко А.П., Проскуряков А.В. Способы реализации метода диагностики состояния параназальных пазух по их рентгенографическим изображениям. – Сборник трудов XI Международной научно-технической конференции «Физика и радиоэлектроника в медицине и экологии» (ФРЭМЭ'2014) 2014, С.71-75.
- 3.Проскуряков А.В., Самойленко А.П. Подсистема математического и программного обеспечения поддержки принятия решений на базе способов диагностики заболеваний по рентгеновским снимкам «Медицинской автоматизированной диагностической информационной системы» Журнал «Промышленные АСУ и контроллеры». 2015. № 1 С.34-43 ISSN 1561-1531.

THE FORMATION OF A STATISTICAL IMAGE FOR THE RECOGNITION OF THE STATUS OF THE REPARATIVE PROCESS OF BONE TISSUE

Samoylenko, A. P., Proskuryakov V. A.

Southern Federal University avproskuryakov@sfedu.ru

In the article of the report the ways of realization of formation of a statistical image for recognition of a condition of reparative process of bone tissues and a method of diagnostics of a condition of reparative process of frontal and maxillary sinuses on their images on radiographic and tomographic images in relation to the medical automated information system of decision-making support in the course of diagnostics of diseases are offered. The first method of diagnosis is the reference. One of the localized fragments acts as a reference, while having a constant intensity of brightness, forming its pixels. Assuming that the matrix is a random variable, apply the elements of mathematical statistics by which the matrix is a bar graph of the probability density functions of the intensity of brightness of the pixels. Each histogram, as an empirical law of distribution of the densitometric parameter of the image, is estimated by mathematical expectation, dispersion, mean quadratic deviation and coefficient of variation. The diagnostics of the state of the fragments of the object is estimated by the ratio of mathematical expectations of the histograms of the diagnosed fragment and the object standard, and a comparative analysis of the coefficient of variation of these histograms. In the non-Etalon diagnostics, the state of the fragments of the object is evaluated in the analysis of the autocorrelation matrix of the image, which is called the scattering matrix, since it characterizes the dispersion of the image elements. Considered the stages of formation of the statistical image to determine the state of the reparative process. At the first stage, the area is localized by decomposing the radiographic image into segments of equal areas, each of which is metrically compatible with the area of the DKT implanted area. At the second stage of diagnosis the state of reparative process is evaluated. The report shows the scientific novelty and the results obtained in the application of these methods of diagnosis. Formation of a statistical image for recognition of the state of reparative process of bone tissues.

МЕТОДОЛОГИЯ ВЕРИФИКАЦИИ СОСТОЯНИЯ ФРАГМЕНТОВ БИОЛОГИЧЕСКИХ ОБЪЕКТОВ ПО КОМПЬЮТЕРНО- ТОМОГРАФИЧЕСКИМ ИЗОБРАЖЕНИЯМ

Проскуряков А.В., Самойленко А.П.

Южный федеральный университет avproskuryakov@sfedu.ru

Введение. Современный этап развития медицины характеризуется развитием и внедрением новых методов, способов диагностики, позволяющих повысить своевременность, точность и достоверность диагностических мероприятий в различных областях и направлениях медицины. Фактически в медицине всё большее значение получают методы, способы, средства ранней диагностики заболеваний, что позволяет выявить заболевание на ранних стадиях и тем самым предотвратить или приступить к её лечению на ранних этапах развития. Таким образом в современных условиях развития акцент делается на диагностические направления медицины, методы и способы ранней диагностики, а также медицинские автоматизированные диагностические информационные системы. Учитывая современное состояние развития медицинской диагностической техники, оснащённость данной техникой медицинских учреждений страны и не оперативная её доступность для населения указывает на актуальность, инновационный и прикладной характер темы, рассматриваемой в данном докладе очевидны. Современный этап развития научно-технического прогресса, напрямую связан с внедрением цифровых технологий в медицинскую технику и медико-технологические информационные системы (МТИС), к которым относятся медицинские автоматизированные диагностические информационные системы (МАДИС). Это привело к появлению и активному развитию новых направлений в области лучевой диагностики, к которым относятся:

- а).цифровая и пленочная рентгенография;
- б).компьютерная томография[1];
- в).магнитно-резонансная томография.

Следует отметить, что в области ЛОР и других заболеваний, необходимо констатировать наличие в практике диагностики состояния посредством верификации состояния фрагментов биологических объектов, на примере лобных и верхнечелюстных пазух, следующей технологической последовательной цепочки, которая включает: «рентгенологическое изображение» диагностируемого объекта – заключение рентгенолога – врача клинициста, заказавшего диагностическое исследование», результатом которой является принятие решения по хирургическому или медикаментозному воздействию на пациента[2]. Недостатком, как показывает опыт специалистов в области ЛОР – заболеваний [3], является недостаточная эффективность диагностики в соответствии вышеупомянутой технологической диагностической цепочкой, которая составляет порядка 70%. Столь низкий уровень достоверности объясняется интуитивным качественным анализом рентгенографического изображения как рентгенологом, так и клиницистом. С целью максимального исключения ошибочных решений при диагностировании состояний лобных и верхнечелюстных пазух пациентов предлагается автоматическое цифровое распознавание и идентификацию рентгенографических изображений в пленочном, электронном и компьютерно - томографическом представлении.

Постановка задачи. В докладе рассматривается следующие способы реализации проекта разработки методологии верификации состояния фрагментов биологических объектов, как метода диагностики состояния параназальных пазух по их рентгенографическим и компьютерно-томографическим изображениям:

1. разработать цифровую модель представления исследуемого фрагмента(лобной и верхнечелюстной пазух) по его статическим отображениям(рентгенограмма, томограмма, диафанограмма);
2. разработать и адаптировать к признакам патологий объектов отоларингологической среды математическое и программное обеспечение для синтеза и анализа их адекватных моделей на основе статистической базы данных, сконструированной по имеющимся историям болезней пациентов городской клиники;
3. разработать методологию построения статистических портретов (образов) цифровых и пленочных изображений отоларингологических фрагментов с различными признаками заболеваний в соответствии с их возрастной классификацией - как основу автоматизированной экспертной системы при вынесении советующего решения при диагностике.

Реализация. Описание методов, используемых для диагностики**1.Метод сравнения с эталоном, основанный на математической статистике**

Область исследуемого объекта и его эталон представляют матрицами интенсивности яркости пикселей.

На первом этапе вычисляем нормированные гистограммы распределения уровней яркости фрагмента $h_i(r_k)$ по формуле 1.

$$h_i(r_k) = \frac{n_k}{n_i} \quad (1)$$

где n_i – общее количество пикселей в исходном фрагменте изображения, n_k – число пикселей изображения, уровень которых равен r_k .

Сводный график полученных гистограмм позволяет сравнить распределение вероятностей интенсивностей яркости для каждого из фрагментов по отношению к другому и произвести диагностику на основе данной информации. Таким образом, гистограммная модель плотности распределения вероятностей яркости фрагментов позволяет оценить его яркостное распределение, сравнить с другими информативными областями изображения и определить состояние исследуемого объекта.

На следующем этапе вычисляем математические ожидания и вариационные коэффициенты объекта и эталона.

Патология пазухи обнаружена, если отношение между коэффициентами вариации эталона и исследуемой области, а также математическими ожиданиями эталона и исследуемой области соответственно не превышает 0.85 [4,5,6,7].

2. Метод, основанный на вычислении расстояния между изображениями эталона и исследуемой области

Область исследуемого объекта и его эталон представляем матрицами интенсивности яркости пикселей. Проведя анализ матрицы яркости эталона, получаем среднее значение яркости пикселей. Формируем вспомогательную матрицу относительно небольшого размера, в зависимости от размера исследуемой области. Используем формулу 2 для вычисления расстояния между изображениями, которое представляет собой нормированные квадраты разностей интенсивности пикселей для каждого положения вспомогательной матрицы на исследуемой области.

$$R(x, y) = \frac{\sum_{x', y'} (T(x', y') - I(x + x', y + y'))^2}{\sqrt{\sum_{x', y'} T(x', y')^2 * \sum_{x', y'} I(x + x', y + y')^2}} \quad (2)$$

где T – вспомогательная матрица яркости пикселей, I – матрица яркости пикселей исследуемой области.

Позиция, где коэффициент корреляции достигает своего наибольшего значения, является позицией наихудшего соответствия. Область вокруг позиции наихудшего соответствия, рассматривается как область с патологией, если отношение между средним значением вспомогательной матрицы и средним значением области наихудшего соответствия не превышает 0.85.

3. Метод, основанный на вычислении оценки информативности эталона и исследуемой области

Информативность рентгеновского изображения оценивается объемом полезной диагностической информации, которую врач получает при изучении снимка. В конечном итоге, она характеризуется различимостью на снимках деталей исследуемого объекта.

Область исследуемого объекта и его эталон представляем матрицами интенсивности яркости пикселей. Определяем для исследуемой области и эталона, характеризующие их информационные индексы, используя формулу 3.

$$Q = \sum_{x=0}^{x_{max}} \sum_{y=0}^{y_{max}} \left(\frac{2|I_{x,y} - I_{x,y+1}|}{I_{x,y} + I_{x,y+1}} \geq c_{min}, 1.0 \right) \frac{1}{n} + \sum_{x=0}^{x_{max}} \sum_{y=0}^{y_{max}} \left(\frac{2|I_{x,y} - I_{x+1,y}|}{I_{x,y} + I_{x+1,y}} \geq c_{min}, 1.0 \right) \frac{1}{n} \quad (3)$$

где x_{max} и y_{max} – число пикселей в строке и столбце соответственно, $I_{x,y}$ – яркость пикселя с координатами (x, y) , c_{min} – минимально воспринимаемый контраст (0.03 для реальных медицинских рентгенограмм), n – общее количество рассматриваемых пикселей [9].

Патология выявлена, если отношение между информационным индексом эталона и информационным индексом исследуемой области не превышает 0.85.

4. Метод, основанный на вычислении текстурных признаков Харалика

При анализе изображений важной их характеристикой является текстура. В литературе можно выделить две интерпретации понятия текстуры. Первое определяет текстуру, как повторение базовых примитивов, имеющих различную ориентацию в пространстве. Сторонники данного определения утверждают, что природа текстуры структурирована. Второе определение гласит, что текстура является количественной характеристикой распределения значений интенсивности в области изображения. Данное определение представляет статистический подход к описанию текстуры [10].

В работе [11] Р. Харалик предлагает использовать статистические признаки для характеристики текстуры. Вычисление данных признаков основано на матрице смежности. Матрица смежности уровней яркости представляет собой оценку плотности распределения вероятностей второго порядка, полученную по изображению, в предположении, что плотность вероятности зависит от расположения двух пикселей.

На первом этапе вычисляем матрицы вхождения для четырех угловых направлений для эталона и объекта исследования. Далее вычисляем для каждой матрицы признаки Харалика: угловой второй момент, контрастность, корреляция, отклонение суммы квадратов, обратный момент разности, среднее значение суммы,

отклонение суммы, сумма энтропий, энтропия, отклонение разности, разность энтропий, две информационных меры корреляции.

В результате получаем вектора из вычисленных признаков, на основании которых необходимо осуществить разделение на два класса: норма или отклонение от нормы. Для эффективной классификации необходимо выявить наиболее информативные признаки. Это можно осуществить, обучив классификатор на тестовых данных, которые разделены на классы.

Научная новизна. Результаты. Научная новизна заключается в разработке методологии верификации состояния фрагментов биологических объектов по компьютерно-томографическим изображениям и использовании для этого статистических параметров (математическое ожидание, дисперсия, гистограмма, коэффициент вариации, автокорреляционная матрица, коэффициент корреляции) для количественной оценки состояний любой или верхнечелюстной пазухи и их идентификации в соответствии с классом патологий при диагностике пациента в автоматическом режиме по рентгенографическим (томографическим) изображениям. Представленные и описанные в работе способы реализации метода диагностики параназальных пазух были использованы при практической реализации отдельных компонентов МАДИС позволило получить следующие результаты:

1. разработано программное обеспечение, реализующее алгоритм обработки рентгенографических изображений с использованием эталонного и безэталонного способов метода диагностики параназальных пазух при ЛОР - заболеваниях;
2. это позволило повысить качество обработки рентгенографических снимков и как следствие точность диагностики заболеваний;
3. разработанное программное обеспечение позволило повысить степень автоматизации процесса обработки рентгенографических снимков с элементами автоматической обработки, что позволяет формализовать процедуру постановки диагноза;
4. получено свидетельство о государственной регистрации программы для ЭВМ № 2012619118[8];
5. результаты работы прошли апробацию на трёх международных и четырнадцати Всероссийских научно технических конференциях.

В качестве прикладного применения методологии верификации состояния фрагментов биологических объектов по компьютерно-томографическим изображениям, реализовано программное обеспечение в виде модуль, предназначенное для диагностики ЛОР заболеваний, обладающее следующими основными достоинствами:

- повышение качества рентгенографических снимков и как следствие точность диагностики заболеваний;
- формализация процедуры постановки диагноза;
- создание систематизированного электронного архива рентгенодиагностической информации;
- обеспечение объективности диагностики, как следствие независимость от субъективных факторов, отрицательно влияющих на результаты.

Также разрабатываемое приложение имеет стандартные преимущества медицинской информационной системы, такие как повышение качества обслуживания пациентов, минимизация ошибок при заполнении медицинских документов, предоставление быстрого и надежного доступа к большим объемам медицинской информации и другие.

Библиографический список

- 1.Н.Н. Блинов, А.И.Мазуров Что впереди? // Мед. Техника. -2006 г., N5, с.3-6
2. Н.Н. Блинов, А.И.Мазуров Проблемы расширения диагностических возможностей медицинской рентгенотехники // Мед. Техника. -2011 г., N5, с.1-5
- 3.А.Г.Волков Лобные пазухи. – Ростов н/Д: Изд-во «Феникс», 2000, 512 с.
4. Волков А.Г., Самойленко А.П., Проскуряков А.В. Метод диагностики состояния параназальных пазух по их рентгенографическим изображениям. – X Международную научно-техническую конференцию «Физика и радиоэлектроника в медицине и экологии» (ФРЭМЭ'2012) 2012, 63-67 с.
- 5.Самойленко А.П., Проскуряков А.В. Способы реализации метода диагностики состояния параназальных пазух по их рентгенографическим изображениям. – Сборник трудов XI Международной научно-технической конференции «Физика и радиоэлектроника в медицине и экологии» (ФРЭМЭ'2014) 2014, С.71-75.
- 6.Проскуряков А.В., Самойленко А.П. Подсистема математического и программного обеспечения поддержки принятия решений на базе способов диагностики заболеваний по рентгеновским снимкам «Медицинской автоматизированной диагностической информационной системы» Журнал «Промышленные АСУ и контроллеры». 2015. № 1 С.34-43 ISSN 1561-1531.

7.Проскуряков А.В Реализация способов диагностики заболеваний в медицинской автоматизированной информационной системе поддержки принятия решений. Владимир, Сузdal': Сборник трудов XII Международной научно-технической конференции «Физика и радиоэлектроника в медицине и экологии» (ФРЭМЭ'2016) 2016, С.303-307

8. А.П.Самойленко, А.В.Проскуряков, А.В.Прибыльский, С.А.Скляров, А.А. Скляров Программный процессор мобильного диагностического терминала информационной поддержки врача- оториноларинголога. – Свидетельство о государственной регистрации программы для ЭВМ № 2012619118

9.Пат. на изобрет. 2306675 РФ, МПК H04N5/325, G01N23/18, A61B6/14. Способ оценки информативности рентгеновских снимков / Потрахов Н.Н., Грязнов А.Ю.; – № 2006118480/09; заявл. 29.05.06; опубл. 20.09.07, Бюл. №26 – 7с.

10.Королева И.Л. Текстурные признаки изображений – Минск: БНТУ, 2010. – 3с.

11.Харалик Р.М. Статистический и структурный подходы к описанию текстур – ТИИЭР Т. 67. № 5, 1979.– 38-45с.

**METHODOLOGY OF VERIFICATION OF THE STATE OF FRAGMENTS OF BIOLOGICAL OBJECTS
BY COMPUTER TOMOGRAPHIC IMAGES**

Proskuryakov A. V., Samoylenko, A. P.

Southern Federal University avproskuryakov@sedu.ru

In article of the report the methodology of verification of a condition of fragments of biological objects on computer tomographic images is considered, ways of realization of methods of diagnostics of a condition of fragments of biological objects on the example of frontal and maxillary sinuses on their images on radiographic and tomographic pictures in relation to the medical automated information system of decision support in the course of diagnostics of diseases are offered. The first and second method of the diagnostic method are reference. One of the localized fragments acts as a reference, while having a constant intensity of brightness, forming its pixels. Assuming that the matrix is a random variable, apply the elements of mathematical statistics by which the matrix is a bar graph of the probability density functions of the intensity of brightness of the pixels. Each histogram, as an empirical law of distribution of the densitometric parameter of the image, is estimated by mathematical expectation, dispersion, mean quadratic deviation and coefficient of variation. The diagnostics of the state of the fragments of the object is estimated by the ratio of mathematical expectations of the histograms of the diagnosed fragment and the object standard, and a comparative analysis of the coefficient of variation of these histograms. The third method of the diagnostic method is non-Etalon. In non-Etalon diagnostics, the state of the fragments of the object of study is evaluated in the analysis based on the calculation of the evaluation of the informativeness of the study area. The information content of the x-ray image is evaluated by the volume of useful diagnostic information that the doctor receives when studying the image. In the end, it is characterized by distinctiveness in the pictures of the details of the object under study. The fourth method of the diagnostic method is based on the calculation of textural features of the Haralick, using statistical features to characterize the texture. The calculation of these features is based on the adjacency matrix. The luminance level adjacency matrix is an estimate of the probability density of the second-order image, assuming that the probability density depends on the location of the two pixels.

The report presents the scientific novelty and the results obtained in the application of these methods of diagnosis of ENT diseases in the implementation of the main components of the medical automated diagnostic information system based on the local area network.

МОДЕЛИРОВАНИЕ РАСПРОСТРАНЕНИЯ ГИДРОУДАРА В СИСТЕМЕ ФРАКТАЛЬНЫХ ТРЕЩИН
¹Ксенофонтов И.Р., ²Шишкина М.В

¹Владимирский государственный университет имени Александра Григорьевича и Николая Григорьевича Столетовых, titanikilya2@gmail.com, ²Владимирский государственный университет имени Александра Григорьевича и Николая Григорьевича Столетовых, msh@vlsu.ru

Резкое увеличение давления, возникающее в системе, заполненной жидкостью, носит название гидроудара. Этот процесс является очень быстротечным и характеризуется чередованием резких повышений и понижений давления, которое связано с упругими деформациями жидкости и стенок русла.

Далее будем рассматривать систему грунтовых вод, как систему, заполненную жидкостью. В такой системе гидроудар может быть вызван естественными тектоническими процессами: вертикальными и горизонтальными тектоническими движениями. Происходящие при этом процессы близки к процессам

происходящим в обогревательной сети и водоотводах горячей воды. При открытии крана из трубы с большой силой выбрасывается вода с воздухом, в некоторых случаях образовавшийся гидравлический удар внутри сети разрывает трубы. Таким же образом во внутрь земных гидрорезервуарах, при прорыве газов из одного гидрорезервуара в другой проходит волна резкого повышенного давления - перепад, разность давления вызывает гидроудар. Вызванные этими процессами гидроудары в тихую, безветренную погоду вызывают волны в водоемах (морях, озерах, даже в небольших прудах).

Очевидно, что резкий скачок давления в системе грунтовых вод может привести к разрушительным последствиям, таким как разрыв грунта, нанеся вред постройкам, находящимся наверху. Однако наряду с очевидными разрушительными последствиями этого явления, у него есть и положительные стороны применения. Например, при грамотном его использовании, с его помощью можно мирно поднять воду на поверхность. Следовательно, как для нейтрализации, так и для использования гидроудара, необходимо не только понять его природу, но и владеть способами расчёта его параметров.

Гидроудар сложный многоэтапный процесс для успешного управления им необходимо не только глубокое понимание физического процесса, но и грамотное владение математическим аппаратом. Математическое моделирование позволяет получить достаточно точные расчетные данные о величине изменения давления.

Из [3] и других литературных источников известно, что система подземных трещин имеет фракталоподобную структуру. Любая фрактальная структура обладает свойством самоподобия, т. е. состоит из фрагментов, структурный мотив которых повторяется при изменении масштаба. Наиболее приближенную структуру к расположению подземных трещин, распространения грунтовых вод имеет фрактальная система «Фрактальное дерево». Трещина подобна кроне дерева, где каждая из больших ветвей разделяется как минимум на две более тонкие и короткие ветви, после чего деление повторяется снова, теперь в роли родительской ветви выступает уже дочерняя, таким образом каждую из ветвей можно рассматривать как отдельный повторяющийся мотив фрактальной структуры. Ниже представлена панель ввода начальных данных.

Входные параметры:

Количество уровней: 7

Начальная ширина: 1 м.

Уменьшение ширины: 15 %

Начальная длина: 1000 м.

Уменьшение длины: 5 %

Модуль упругости грунта: 5 МПа

Модуль упругости различных грунтов:

Коэффициент сжимаемости жидкости: 2060 МПа

Коэффициент сжимаемости различных вод:

Коэффициент вязкости жидкости: 547 мкПа·с

Коэффициент вязкости различных вод:

Начальное давление жидкости: 1500 Па

Начальная скорость жидкости: 2 м/с

Уровень перекрытия: 1

Рассчитать параметры

Рисунок 1 – Входные параметры

Входными параметрами служат длина и диаметр основной ветви, запрашиваемое количество уровней, коэффициенты уменьшения длины и диаметра ветви, физические характеристики грунта и жидкости.

В работе был реализован последовательный алгоритм построения фрактального дерева. Для моделирования процесса использовался язык программирования C++. Сущность отрезка фрактального дерева была реализована отдельным классом Podfractal. Класс инкапсулирует в себе все важные параметры для расчетов и моделирования гидроудара, такие как давление воды в начале трубы, давление в конце трубы, длина трубы, диаметр и так далее. Для связи подфракталов в дерево, предусмотрены ссылки на следующие подфракталы.

Как видно из рисунка 2, работа с приложением состоит из трёх этапов: задания входных параметров, программного построения структуры и её схематичного отображения, расчёта выходных параметров.

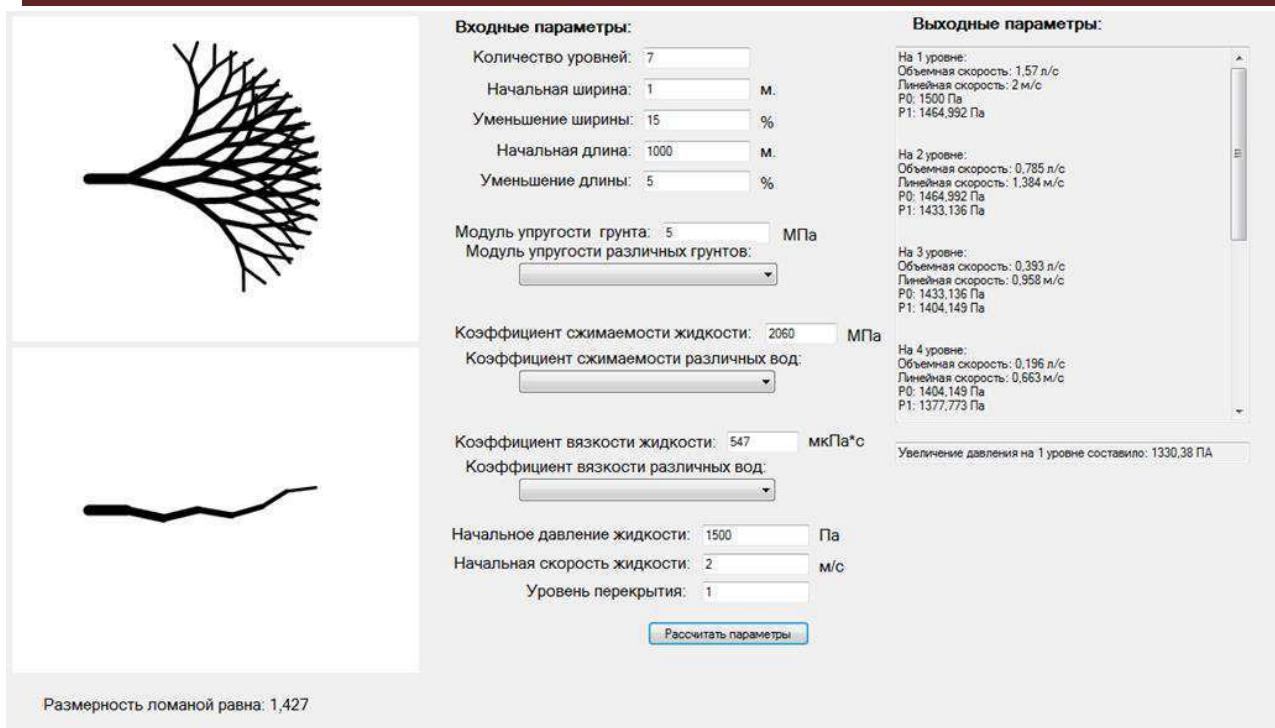


Рисунок 2 - Общий вид приложения

Расчет изменения давления производится в случайной взятой кривой из фрактальной структуры. Кривая также имеет фрактальную размерности мера фрактальности Хаусдорфа –Безиковича. Для этого необходимо покрыть кривую сеткой, ячейки, которой имеют форму квадрата. Производится подсчёт количества ячеек, через которые прошла трещина. Расчёт размерности ведётся по известным из литературных источников выражениям. Во всех проведённых сериях расчётов значение размерности было не целым, что подтверждает предположение о показывает фрактальности трещины [4]. Численное значение размерности отображается под изображением кривой, без дополнительного запроса,

Заключительный и главные этап - это расчет изменения давления в ответвлениях. Вычисления велись по происходит по известной формуле Жуковского: $\Delta P = \rho \cdot \Delta v \cdot c$, где ΔP - скачок давления, ρ - удельная плотность жидкости, Δv - произошедшее изменение скорости, где c - скорость распространения ударной волны, ρ - удельная плотность жидкости, β - сжимаемость жидкости, r - внутренний радиус, δ - толщина стенок, E - модуль упругости (модуль Юнга).

Результаты моделирования, представленные на рисунке 3, отображаются в числовом формате в правой части окна, с возможностью прокрутки. Это значения давления объемной и линейной скорости на каждом этапе ветвления. Также показано увеличение давления на первом уровне.

Полученные результаты можно использовать для дальнейшего исследования и математического моделирования гидроудара, и его последствий в системе подземных трещин, для научных и учебных целей.

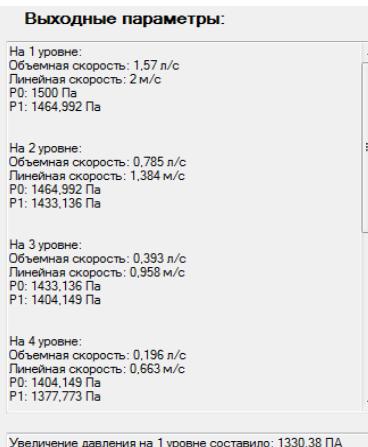


Рисунок 3 – Результат моделирования

Результатом работы стало приложение, с помощью которого можно моделировать фрактальную структуру по заданным параметрам, описывающую систему протекания грунтовых вод, рассчитать основные гидравлические характеристики, описывающие течение этих вод, рассчитать изменение давления жидкости при резком изменении скорости потока для выбранного уровня фрактальной структуры.

Библиографический список

1. Perpetuum mobile: «свободная энергия» и вечные двигатели. [Электронный ресурс]. – режим доступа: <http://khd2.narod.ru/hydrodyn/ramblow.htm>.
2. Научно-популярный проект «Элементы» [Электронный ресурс]. – режим доступа: <http://elementy.ru/posters/fractals/fractals>.
3. Мандельброт Б. Фрактальная геометрия природы. — Москва: Институт компьютерных исследований, 2002, 656 стр.
4. Алексей Мичурин, фракталы, фрактальные деревья, фрактальная размерность [Электронный ресурс]: – режим доступа: <http://www.michurin.net/fractals/dim.html>.
5. Мандельброт Б.Б. Фракталы и хаос. Множество Мандельброта и другие чудеса. - М., НИЦ "Регулярная и хаотическая динамика", 2009. - 392 с

MATHEMATICAL MODELING OF HYDRODUR DISTRIBUTION IN THE FRACTAL CRACK SYSTEM

1Ksenofontov I.R., 2Shishkina M.V.

¹Vladimir State University named after Alexander and Nikolay Stoletovs, titanikilya2@gmail.com, ²Vladimir State University named after Alexander and Nikolay Stoletovs, msh@vlsu.ru

The paper describes a mathematical model of the distribution of groundwater in the system fractal cracks at sharp change of pressure. Designed model can demonstrate the importance of such things as water hammer. The data obtained in the simulation can be used to predict the flow of groundwater, based on the data is possible to prevent damage, preventing water hammer phenomenon or to use power for useful purposes.

The work was the application with which you can simulate fractal structure on the set parameters, calculate the parameters describing the flow of groundwater, to calculate the basic hydraulic parameters of the sudden change in pressure for each level of the fractal structure.

МОДЕЛИРОВАНИЕ СИСТЕМЫ КАПИЛЛЯРНОГО КРОВОТОКА С ПЕРЕМЕННЫМ РУСЛОМ

¹Егорев Е. А, ²Шишкина М.В.

¹Владимирский государственный университет имени Александра Григорьевича и Николая Григорьевича Столетовых, jen152@mail.ru, ²Владимирский государственный университет имени Александра Григорьевича и Николая Григорьевича Столетовых, familyshishka@mail.ru

Система капиллярного кровотока, как часть системы кровообращения, несёт в себе функцию обеспечения обмена веществ между кровью, органами и тканями организма. Капилляры тончайшие сосуды в организме, однако их суммарной длины в теле взрослого человека хватило бы несколько раз обхватить земной шар. Выполнение функции обмена веществ достигается за счёт того, что капиллярная сеть плотно оплетает все органы, плотно соприкасаясь с клетками органов и тканей организма. Стенки капилляров образованы только одним слоем клеток эндотелия, что обеспечивает обмен веществ.

По своему назначению различают два вида капилляров. Первые называют магистральными, они образуют кратчайший путь между артериолами и венулами. Вторые представляют собой боковые ответвления от первых, отходят от артериального конца магистральных капилляров и впадают в их венозный конец. С их помощью образуются капиллярные сети. Магистральные капилляры играют важную роль в распределении крови в микроциркуляторном русле.

Капиллярный кровоток, как и кровоток в других частях сердечно-сосудистой системы характеризуется гемодинамическими параметрами: давлением и линейной и объёмной скоростью. Так как линейная скорость различна для частиц крови протекающих в центре потока и по краям стенок, рассматривают среднюю линейную скорость. Под объемной скоростью кровотока понимают количество крови протекающее через поперечное сечение сосуда за некий промежуток времени. Линейная и объемная скорость связаны следующим соотношением: $Q=VS=const$. Это выражение вытекает из закона сохранения массы для несжимаемой жидкости и называют условием неразрывности струи. Уравнение неразрывности струи относится в равной мере к движению всякой жидкости, в том числе и вязкой. При описании физических законов течения крови по сосудам вводится допущение, что количество циркулирующей крови в организме постоянно.

Опираясь на приведённые выше известные факты и правила бифуркации микрососудистого узла, основанные на правилах Ру, устанавливающих связь между углами и диаметрами ствола материнского сосуда и его ответвлений, была решена задача программной реализации модели капиллярного дерева с переменным руслом и расчёта основных гемодинамических параметров в выбранной пользователем части дерева.

На рисунках 1а и 1б представлена графическая интерпретация капиллярной ветви, построенной с использованием указанных выше правил.

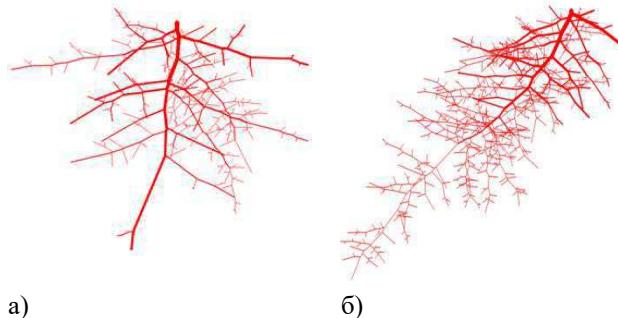


Рисунок 1 – Графическое представление построенной модели капиллярного дерева

При функционировании реальной капиллярной системы, происходят спонтанные перекрытия сосудов по различным физиологическим причинам, не до конца изученным современной медициной.

В разработанном программном комплексе реализована возможность таких перекрытий с вероятностью заданной пользователем, если конкретный сосуд оказывается закрытым, то само собой разумеется, и все ветви, исходящие из него, так же считаются закрытыми. На следующей графической иллюстрации, закрытые таким образом ветви отмечены тёмным.

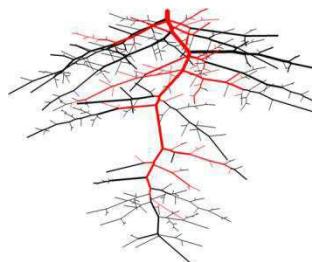


Рисунок 2 – Капиллярное дерево с блокадой

Основываясь на условии неразрывности струи, вытекающего из закона сохранения массы для несжимаемой жидкости, законе Пуазеля, представлении о гидравлическом сопротивлении был произведён расчёт основных гемодинамических параметров. Для каждого сосуда с возможностью их графической интерпретации, отображении в числовом формате и сохранении в текстовый файл.

Известно, что падение давления в сосудах пропорционально объемной скорости и обратно пропорционально радиусу сосуда. Причем зависимость гидравлического сопротивления сосуда от радиуса имеет большую степень влияния, чем зависимость от объемной скорости. Так, уменьшение радиуса на 20 % приводит к увеличению падения давления более чем в 2 раза. Даже небольшие изменения просветов кровеносных сосудов сильно сказываются на падении давления. Именно поэтому основные фармакологические средства нормализации давления направлены, прежде всего, на изменение просвета сосудов.

Закон Пуазеля можно применять лишь в случае выполнения нескольких условий: течение должно быть ламинарным, жидкость должна быть гомогенной, трубы должны быть прямыми и жесткими и они должны быть удалены от источников возмущения.

Так как площадь суммарного просвета всех капилляров в 500 - 600 раз больше поперечного сечения аорты, из условия неразрывности струи следует что, что $V_{\text{кап}} \approx 1/500 V_{\text{аорт}}$. Именно в капиллярной сети при медленной скорости движения происходит обмен веществ между кровью и тканями.

При сердечных сокращениях давление крови в сосудах испытывает колебание, поэтому в терминах используют систолическое и диастолическое давление. Зная значения этих давлений находят среднее давление.

Падение среднего давления при протекании через сосуд с гидравлическим сопротивлением W описывается законом Пуазеля. Сердце выбрасывает кровь под средним давлением $P_{\text{оср}}$, которое по мере движения по сосудам падает. Поскольку объемная скорость постоянна, а гидравлическое сопротивление увеличивается при движении крови от аорты до капилляров, то падение среднего давления в капиллярах намного больше, чем давление в аорте.

Сердечные сокращения и как следствие выброс в сосуды определённого объёма крови, приводят к распространению изменения объема вдоль эластичного сосуда в результате одновременного изменения в нем объема и массы жидкости, этот важнейший гемодинамический процесс носит название – распространение пульсовой волны. Пульсовую волну характеризует амплитудой и скоростью распространения. При выбросе крови из сердца, амплитуда пульсовой волны имеет значение равное разности систолического и диастолического давлений. По мере движения по сосудам, амплитуда пульсовой волны начинает затухать.:

$$P_0(x) = P_{0,\max} * e^{-\beta x},$$

где β - коэффициент затухания, увеличивающийся с уменьшением радиуса.

Скорость распространения пульсовой волны имеет зависимость от свойств сосуда и крови. Впервые данную зависимость описал английский ученый Т. Юнг предложив выражение:

$$V_n = \sqrt{\frac{Eh}{2r\rho}},$$

где E - модуль Юнга для стенки сосуда, h - толщина стенки сосуда, r - радиус просвета, ρ - плотность крови.

Так как система кровотока замкнутая, следовательно, при появлении блокады сосудистой ветви, кровь, предназначавшаяся для сосуда, в котором возникло перекрытие, будет попадать в смежный с ним сосуд. А значит, параметры кровотока после прохождения перекрытия становятся отличными от нормального состояния. Очевидно, что в перекрытом сосуде и далее все эти параметры становятся равны нулю. В оставшихся сосудах, по причине того, что в них начинает поступать больше крови, гемодинамические параметры возрастают.

Для расчёта гемодинамических параметров у построенной капиллярной ветви у пользователя запрашиваются входные параметры, которые необходимо ввести в соответствующие окна ввода, представленное на рисунке ниже.

Необходимо ввести: начальную линейную скорость, коэффициент вязкости крови, толщину стенки сосуда, модуль Юнга и разницу систолического и диастолического давлений. Выходные параметры для каждого сосуда: объемная и линейные скорости, разность давления на концах сосуда, скорость и амплитуда пульсовой волны рассчитываются программно.

Разработанная и программно реализованная в среде интегрированной среде разработки Microsoft Visual Studio, язык C++, модель была протестирована на сериях различных входных параметров.

Сравнение полученных результатов, рассчитанных гемодинамических параметров, скорости и давления в сосуде, с данными известными из литературных медицинских источников дало хорошее согласование.

При проведении экспериментов с реальными входными данными были получены следующие результаты:

Линейная скорость изменяется от 3 мм/с до 0.5 мм/с;

Объемная скорость изменяется от 3 мкЛ/с до 0.05 мкЛ/с;

Скорость распространения пульсовой волны изменяется от 4м/с до 10 м/с;

Диаметр сосуда изменяется от 30 мкм до 5 мкм;

Полученные результаты хорошо согласуются с известными из литературных источников. В данных источниках указаны такие данные:

Линейная скорость кровотока изменяется от 0.5 мм/с до 2.5 мм/с [2]

Объемная скорость кровотока изменяется от 0.1 мкЛ/с до 4 мкЛ/с [2]

Скорость распространения пульсовой волны изменяется от 4 до 12 м/с [1]

Диаметр сосуда изменяется от 5 до 40 мкм [3]

Внешний вид приложения представлен на рисунке ниже.

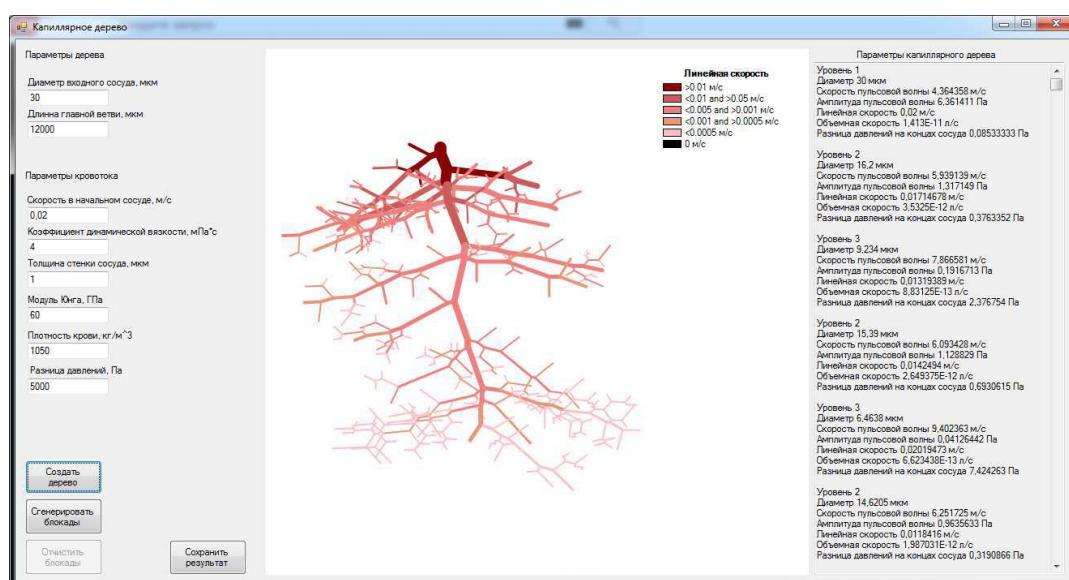


Рисунок 3 – Приложение после построения и расчетов

На левой панели расположены окна ввода начальных параметров и управляющие элементы, среднюю часть занимает наглядное графическое представление, построенной капиллярной ветви, на правой в окне с возможностью прокрутки, представлены результаты расчётов гемодинамических параметров. Цвет сосудов, отображаемой ветви изменяется в соответствии с изменением скорости, более удалённые капилляры имеют более блёккий цвет, так как скорость замедляется, перекрытые сосуды отображаются чёрным цветом, как показано на рисунке 2.

Как видно из представленных результатов, рассчитанные показатели не выходят за рамки реальных значений, а описанная модель соответствует действительности.

Таким образом, представленная программная разработка позволяет проводить компьютерное моделирование капиллярного кровотока с переменным руслом, даёт наглядное представление в числовом и графическом форматах полученных результатов. Работа может быть использована для медицинских изысканий, прикладного, теоретического и учебного характера. Построение дерева капиллярной сети и расчёт выходных параметров реализован в прямой зависимости от запросов пользователя, это в совокупности с наглядностью представления данных и возможностью сохранения результатов делает разработку доступной для пользователей любого уровня и различных целей исследований.

Библиографический список

1. В.Ф. Антонов Биофизика М.:ВЛАДОС. - 288с
2. В.М. Покровский, Г.Ф. Коротко медицина 2001 Физиология человека.
3. Строение артерий, вен и капилляров [Электронный ресурс] Режим доступа: <http://botan0.ru/?cat=1&id=111>
4. Глотов В.А. Структурный анализ микрососудистых бифуркаций М.: Издательство СГМА, 1998. - 251с.
5. Лафоре Р. Объектно-ориентированное программирование в С++М: Питер 2013г. - 918с.
6. Пахомов Б. С/C++ и MS Visual Studio C++ 2010 М: БХВ-Петербург 2011г. - 726с.
- 7.Бутиков Е.И., Кондратьев А.С. Физика М: Москва Физмалит 2008г. - 351с.

MODELING OF THE CAPILLARY BLOOD CIRCULAR SYSTEM WITH THE VARIABLE BLOOD FLOW

¹Egorev Ye. A., ²Shishkina M.V.

¹Vladimir State University named after Alexander and Nikolay Stoletovs, jen152@mail.ru ,²Vladimir State University named after Alexander and Nikolay Stoletovs, msh@vlsu.ru

The work discusses the approaches to modeling the capillary tree.

Implemented model of capillary blood flow with variable channel, which allows to calculate basic hemodynamic parameters: linear and volumetric rate, pulse wave propagation, the pressure drop at the ends of the vessel considering spontaneous vascular overlap.

From the presented results it is evident that the calculated indicators do not go beyond the real values, and the described model corresponds to reality.

Thus, the presented software development allows to carry out computer modeling of capillary blood flow with a variable channel, gives a visual representation in the numerical and graphic formats of the results obtained.

The work can be used for medical research, applied, theoretical and educational. The construction of the tree of the capillary network and the calculation of the output parameters is realized in direct dependence on the user's requests, this in combination with the visibility of the data presentation and the possibility of saving the results makes the development accessible to users of any level and various research objectives.



МОДЕЛИРОВАНИЕ ЭЛЕКТРИЧЕСКОЙ АКТИВНОСТИ СЕРДЦА С УЧЕТОМ НЕОДНОРОДНОГО СТРОЕНИЯ ГРУДНОЙ КЛЕТКИ

Куприянова Я. А., Жихарева Г. В., Стрелков Н. О., Глущенков П.В.

ФГБОУ ВО «Национальный исследовательский университет «МЭИ», Kupriyanova@bk.ru

Введение. Настоящая работа посвящена моделированию электрической активности сердца с учетом неоднородного строения грудной клетки. Такая модель необходима для разработки и апробации алгоритмов решения обратной задачи электрокардиографии (ЭКГ), которые разрабатываются на кафедре Основ радиотехники «НИУ «МЭИ» [1] и призваны повысить информативность ЭКГ-обследований, особенно, на ранних стадиях заболеваний сердца.

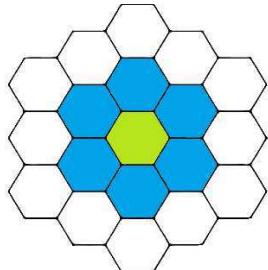
Актуальность работы состоит в том, что часто алгоритмы решения обратной задачи ЭКГ формулируются в предположении об однородности и безграничности среды, окружающей электрические источники сердца: все органы грудной клетки, и даже окружающий грудную клетку воздух, полагаются однородной проводящей

средой с некоторой усредненной удельной проводимостью. Такой подход позволяет существенно упростить используемый математический аппарат и увеличить быстродействие алгоритмов. Однако правомерность пренебрежения неоднородным строением грудной клетки нуждается в доказательстве, т.е. в оценке погрешности, вносимой предположением об однородности и безграничности среды, окружающей электрические источники сердца.

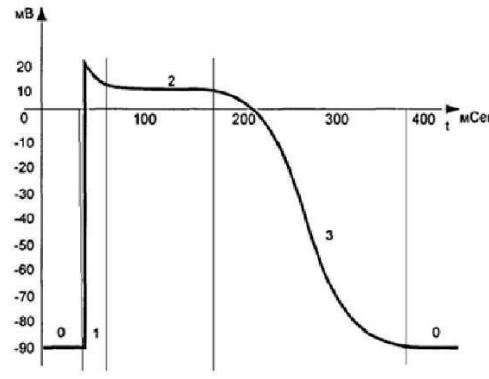
Таким образом, целью настоящей работы является моделирование КНП в однородной среде и с учетом неоднородного строения грудной клетки, необходимых для апробации алгоритмов решения обратной задачи ЭКГ и оценки погрешности, вносимой предположением об однородности и безграничности среды, окружающей электрические источники сердца.

Моделирование электрической активности сердца с помощью клеточных автоматов. Сердце представлено сферической поверхностью радиусом $R = 4,6$ см, равномерно покрытой одиночным слоем клеточных автоматов. Клеточный автомат представляет собой шестиугольную ячейку сетки, которой покрыта поверхность сердца. Центр сферы смещен относительно начала координат в точку с координатами $x = 0$ см, $y = 5$ см, $z = 32,0$ см, электрическая ось сердца повернута относительно оси z вправо, на угол 45° , и назад, на угол 10° . Граница предсердий и желудочков определяется углом $\theta = 75^\circ$, синусный узел соответствует углу $\theta = 0^\circ$, верхушка сердца – $\theta = 180^\circ$. Для каждого автомата определяются окрестности, состоящие из всех клеточных автоматов, имеющих общие ребра с данным автоматом (рисунок 1, а).

Правила смены состояний определены, исходя из фаз трансмембранных потенциала действия клеток миокарда: 0 – покой, 1 – деполяризация, 2 – рефрактерность, 3 – реполяризация (рисунок 1, б). Автомат, находящийся в состоянии 0, переходит в состояние 1, если в его окрестности хотя бы один клеточный автомат находится в состоянии 1, далее состояния последовательно меняются, по окончании состояния 3 автомат снова переходит в состояние 0.



а)



б)

Рисунок 1 – Окрестность клеточного автомата (а) и трансмембранный потенциал действия клетки миокарда (б)

При моделировании задаются два водителя ритма: синусный узел и верхушка сердца. Клеточный автомат, расположенный в синусном узле в нулевой момент времени переходит в состояние 1, запуская процесс возбуждения предсердий. Через 0,13 с клеточный автомат, расположенный в верхушке сердца, переходит в состояние 1, тем самым активируя клетки желудочков. Результаты расчета состояний клеточных автоматов для трех характерных моментов времени кардиоцикла представлены на рисунке 2.

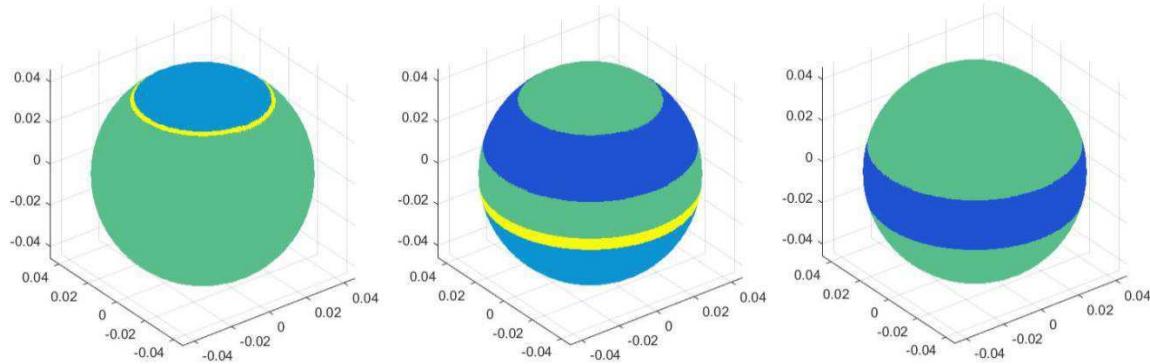


Рисунок 2 – Состояния клеточных автоматов дискретные моменты времени одиночного кардиоцикла

Моделирование карт наружных потенциалов. В настоящей работе используется неоднородная модель торса человека в форме эллиптического цилиндра, содержащего миокард и полость с кровью, кости (ребра, грудину и позвоночный столб), легкие, скелетные мышцы и слой подкожного жира (рисунок 3). Значения проводимостей выбраны следующими: полость сердца с кровью – $\sigma_B = 0.68$ См/м, миокард – $\sigma_H = 0.22$ См/м, кости – $\sigma_S = 0.01$ См/м, легкие – $\sigma_L = 0.03$ См/м, полость грудной клетки – $\sigma_C = 0.22$ См/м, скелетные мышцы –

$\sigma_M = 0.13$ См/м, кожа и подкожный жир – $\sigma_F = 0.05$ См/м. Размеры эллиптического цилиндра: $a = 18$ см, $b = 12$ см, $h = 48$ см. [2]

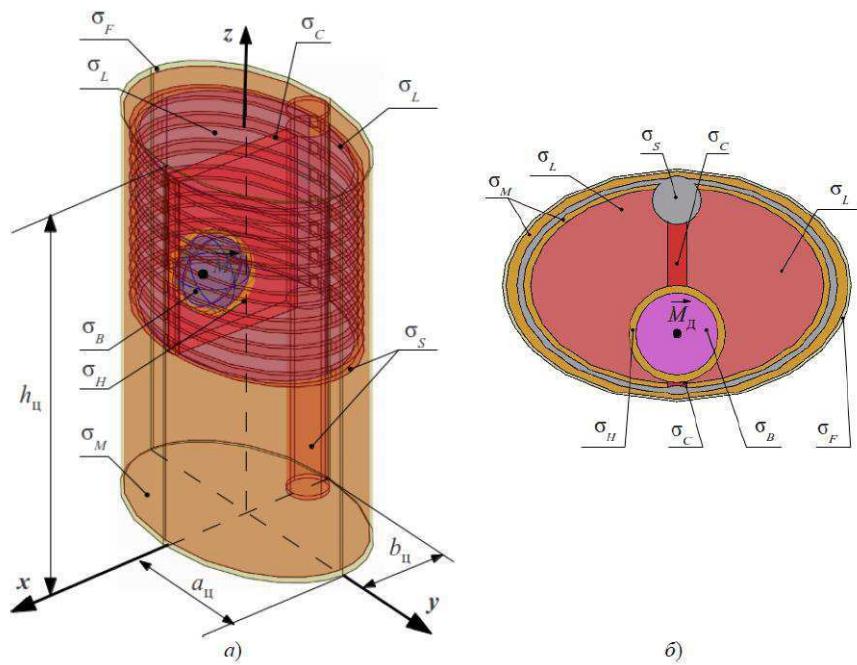


Рисунок 3 – Неоднородная модель торса человека в форме эллиптического цилиндра
а) в объеме; б) сечение при $z = 2h/3$ (экватор сферы сердца)

Алгоритм расчета карт наружных потенциалов представлен в статье [3]. При расчете КНП каждый клеточный автомат заменяется точечным дипольным источником, расположенным в центре клеточного автомата. Вектор дипольного момента направлен по нормали к поверхности сердца и принимает значения, в зависимости от состояния клеточного автомата. Результаты моделирования карт наружных потенциалов в фиксированный момент времени представлены на рисунке 4.

С помощью испытательных КНП в однородной среде и с учетом неоднородности грудной клетки можно сформировать ЭКГ-сигналы разных отведений, выбрав нужные точки поверхности грудной клетки. В работе рассмотрен сигнал второго стандартного отведения системы двенадцати общепринятых отведений, рассчитанный в однородной среде (рисунок 5, а) и с учетом неоднородности грудной клетки (рисунок 5, б).

В таблице 1 представлены характерные значения параметров реальных ЭКГ-сигналов второго стандартного отведения при отсутствии патологии [4], а также значения параметров, определенные по моделированным ЭКГ, представленным на рисунке 5. Анализируя полученные результаты можно судить об адекватности применяемых моделей, подтвержденной соотношением значений основных параметров реального и смоделированного ЭКГ-сигнала.

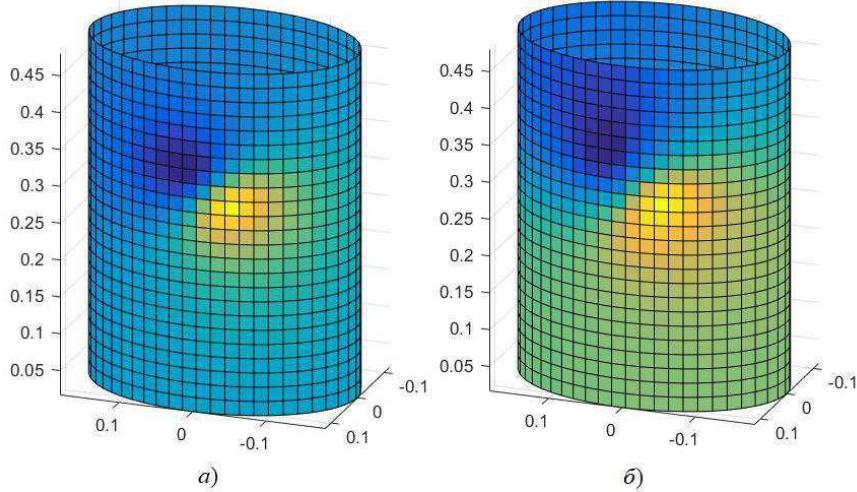


Рисунок 4 – Карты наружных потенциалов: а) в однородной среде; б) с учетом неоднородности грудной клетки

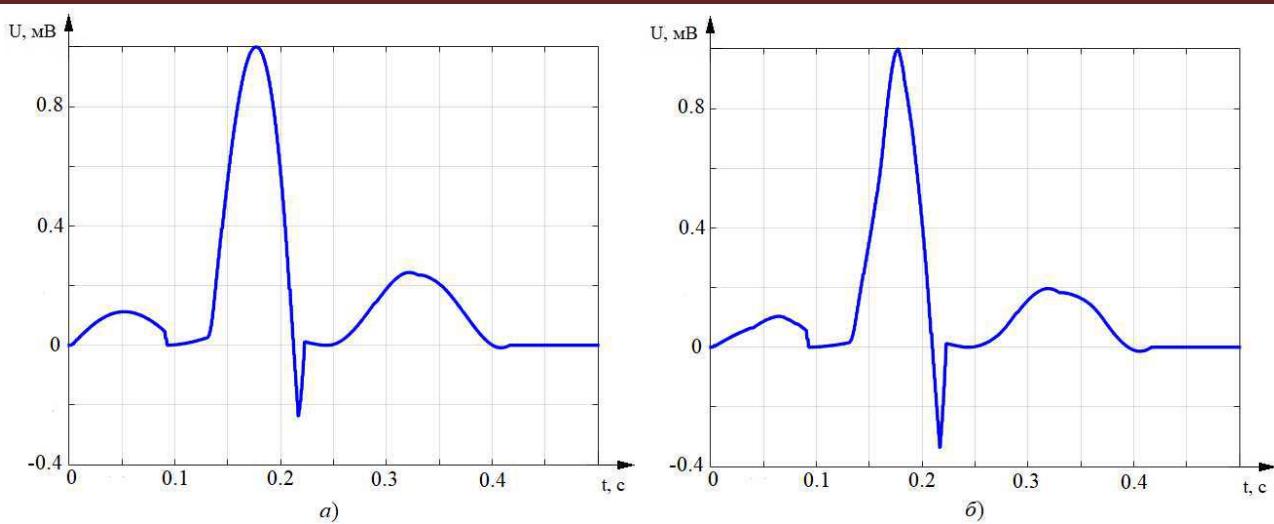


Рисунок 5 – ЭКГ-сигнал второго стандартного отведения:
а) однородная среда; б) с учетом неоднородности грудной клетки (ГК)

Таблица 1 – Параметры реального и моделированных ЭКГ-сигналов во втором стандартном отведении

Параметры ЭКГ	Реальная ЭКГ в норме	Рассчитанная ЭКГ, однородная модель ГК	Рассчитанная ЭКГ, неоднородная модель ГК
Длительность зубца P	< 0.1 с	0.09 с	0.09 с
Длительность интервала PQ	< 0.2 с	0.13 с	0.13 с
Длительность комплекса QRS	< 0.12 с	0.09 с	0.09 с
Длительность интервала QT	0.2–0.5 с	0.27 с	0.27 с
Амплитуда зубца P	< 0.25 мВ	0.12 мВ	0.11 мВ
Амплитуда зубца Q	< 0.25 A_R	–	–
Сумма амплитуд зубцов R и S	> 0.6 мВ	1.23 мВ	1.34 мВ
Амплитуда зубца T	0.167 A_R – 0.333 A_R	0.25 A_R	0.2 A_R

Сравнение КНП при моделировании в однородной среде и с учетом неоднородности грудной клетки. Для количественной сравнения результатов моделирования КНП были рассчитаны коэффициент корреляции $k_{\text{КНП}}$ и относительное отклонение $\delta_{\text{КНП}}$ во все дискретные моменты времени кардиоцикла t_j :

$$k_{\text{КНП}j} = \sum_{k=1}^N \left(\tilde{\phi}_{\text{КНП}jk} - \bar{\tilde{\phi}}_{\text{КНП}j} \right) \left(\phi_{\text{КНП}jk} - \bar{\phi}_{\text{КНП}j} \right) / \sqrt{\sum_{k=1}^N \left(\tilde{\phi}_{\text{КНП}jk} - \bar{\tilde{\phi}}_{\text{КНП}j} \right)^2 \sum_{k=1}^N \left(\phi_{\text{КНП}jk} - \bar{\phi}_{\text{КНП}j} \right)^2}, \quad (1)$$

$$\delta_{\text{КНП}j} = \frac{\| \{\tilde{\phi}_{\text{КНП}jk}\} - \{\phi_{\text{КНП}jk}\} \|}{N} \cdot 100\%, \quad (2)$$

где $\| \{a_k\} \|$ – норма массива $\{a_k\}$, \bar{a} – среднее значение элементов массива $\{a_k\}$, $\tilde{\phi}_{\text{КНП}}$ – КНП, рассчитанные в однородной среде и $\phi_{\text{КНП}}$ – КНП, рассчитанные с учетом неоднородности грудной клетки, N – количество электродов, расположенных на грудной клетке. Коэффициент корреляции экспериментальных КНП варьируется от 0,75 до 0,94, а относительное отклонение от 0 до 3 %.

Для оценки вклада в результат сравнения КНП отдельных клеточных автоматов по формулам (1) и (2) было проведено аналогичное сравнение распределений потенциалов, создаваемых каждым клеточным автоматом на боковой поверхности эллиптического цилиндра в однородной и неоднородной моделях торса. Результаты расчета коэффициента корреляции (рисунок 6, а) и относительного отклонения (рисунок 6, б) представлены на сферической поверхности сердца. Минимальные значения на рисунке отображаются синим цветом, а максимальные значения желтым цветом. Анализируя рисунок 6, можно сделать вывод, что максимальный вклад в разницу между КНП в однородной и неоднородной среде дают дипольные источники, ориентированные вдоль оси z.

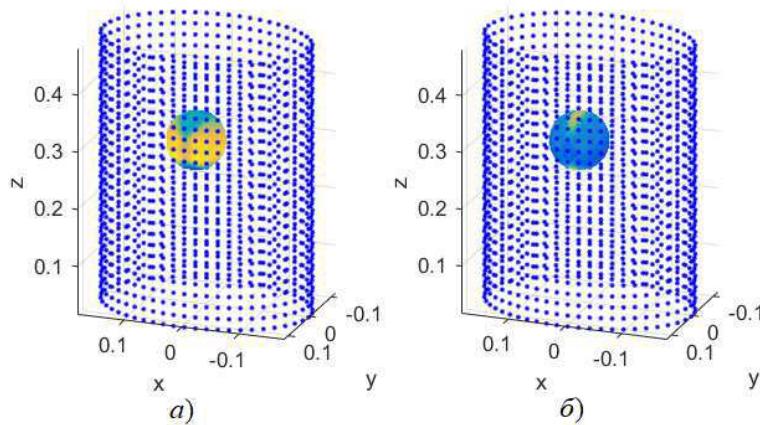


Рисунок 6 – Расположение клеточных автоматов с минимальным (желтый цвет) и максимальным значением (синий цвет): а) коэффициента корреляции и б) относительного отклонения

Заключение. В результате работы рассчитаны КНП в однородной безграничной среде и с учетом неоднородного строения грудной клетки в дискретные моменты времени одиночного кардиоцикла (частота дискретизации 2 кГц), необходимые для апробации алгоритмов решения обратной задачи ЭКГ и оценки погрешности, вносимой предположением об однородности и безграничности среды, окружающей электрические источники сердца. Результаты сравнения рассчитанных КНП (высокий коэффициент корреляции и небольшое относительное отклонение) позволяют сделать предположение о возможности использования однородной и безграничной модели среды, окружающей источники сердца, при решении обратной задачи ЭКГ.

Библиографический список

1. Жихарева Г., Крамм М. Реконструкция токовых источников сердца в обратной задаче ЭКГ. Saarbrücken: LAP LAMBERT Academic Publishing, 2012.
2. Стрелков Н.О., Крамм М.Н., Жихарева Г.В. Неоднородная электродинамическая модель грудной клетки человека в форме эллиптического цилиндра// Журнал радиоэлектроники. 2011. № 7. [Электронный ресурс] <http://jre.cplire.ru/koi/jul11/4/text.pdf> (дата обращения 10.03.2018).
3. Афшар Э., Жихарева Г.В., Куприянова Я.А. Моделирование испытательных электроэнцефалографических сигналов при наличии ишемии миокарда. // Вестник МЭИ. 2015. № 4. С. 86-91.
4. Физиология человека. В 3-х томах. Т. 2. Пер. с англ. / Под ред. Р. Шмидта и Г. Тевса. – М.: Мир, 1996.

MODELING OF ELECTRICAL ACTIVITY OF THE HEART TAKING INTO ACCOUNT THE INHOMOGENEOUS STRUCTURE OF THE CHEST

Kupriyanova Ya. A., Zhikhareva G.V., Strelkov N.O., Glushchenkov P.V.
FSBGEI «National research university «MPEI», Kupriyanovaya@bk.ru

The simulation of the dynamics of electrical activity of the heart by means of cellular automata in the framework of the spherical model of quasi-epicardium is carried out. Based on this model, body surface potential electrocardiographic maps (BSPM) in a homogeneous medium and taking into account the inhomogeneous structure of the chest are calculated. An elliptical model of the chest with an internal conductive medium is used, which takes into account various inhomogeneities: a heart filled with blood, lungs, skeletal muscles, bones of the skeleton, and the like. The parameters of simulated electrocardiographic signals are compared with typical real values. The effect of the inhomogeneous structure of the chest on the BSPM is estimated by calculating the correlation coefficients and the relative deviations of the BSPM for homogeneous and inhomogeneous models of the chest.

МОДЕЛИРОВАНИЕ ХРОНОРЕФЛЕКСОМЕТРА В СРЕДЕ LABVIEW

¹Хидиров А.Ш., ²Самедова Х.З.

¹Азербайджанский государственный университет нефти и промышленности, xidirov52@gmail.com

²Азербайджанский технический университет, hsamedova@mail.ru

Для оценки функционального состояния центральной нервной системы (ЦНС) наиболее простым методом является определения временных характеристик различных сенсомоторных реакций. Функциональное состояние ЦНС человека представляет собой показатель его работоспособности и определяется степенью активации всех систем организма, задействованных в исследуемом виде деятельности [1]. Хронорефлексометры предназначены для измерения временных характеристик сигналов в ответ на внешние раздражители.

Время T_r сенсомоторной реакции (ВР) (или продолжительность латентного периода) определяется как промежуток времени между началом действия заранее обусловленного раздражительного сигнала (светового, звукового, словесного, электрического и т.д.) и началом ответного действия испытуемого человека:

$$T_r = t_{pp} + t_{pr} + t_d,$$

где t_{pp} время сенсорно-перцептивного процесса; t_{pr} – время оценки и принятия решения и t_d – время двигательного ответа. Продолжительность латентного периода (или величина ВР) зависит от уровня индивидуальных свойств организма, от функционального состояния его ЦНС, сложности реакции и скорости протекания процессов в ее периферических и центральных звеньях. Латентный период любого рефлекса складывается из времени преобразования энергии внешнего раздражителя в рецепторе (t_{pp}), времени проведения возбуждения по нервным волокнам, длительности синаптических задержек (t_{pr}) и времени срабатывания эффекторов (t_d). Определение величины ВР имеет важное значение в физиологии, медицине и в экспериментальной психологии.

В настоящей работе приведены результаты моделирования хронорефлексометра для определения скорости зрительно-моторной и слухо-моторной реакций. Слуховая и зрительная сенсорные системы являются одними из важнейших дистанционных анализаторов организма, обеспечивающих центральную нервную систему информацией об окружающей среде. Моделирование хронорефлексометра осуществлено в среде *LabVIEW*. Были построены три модели, отвечающие на простую реакцию, на реакцию различия и на реакцию выбора. На рис.1 представлена лицевая панель хронорефлексометра для определения скорости простой зрительно-моторной реакции.

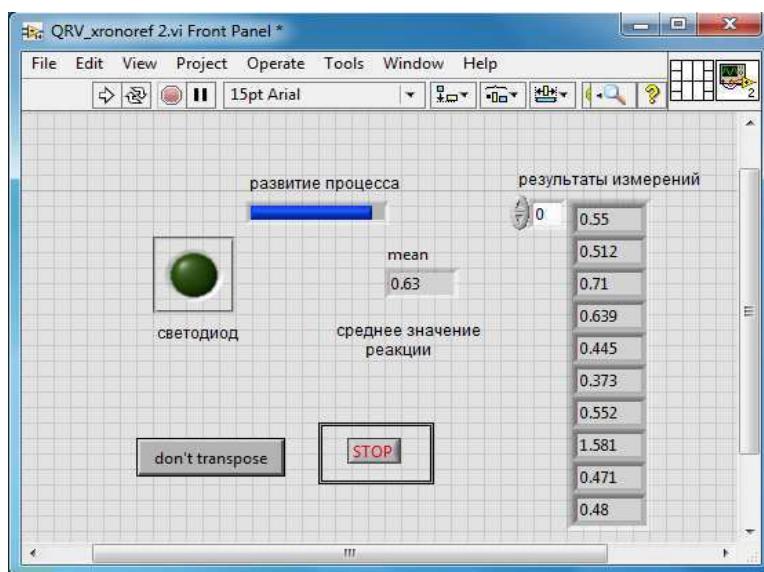


Рисунок 1-Лицевая панель хронорефлексометра для определения скорости простой зрительно-моторной реакции

Для определения скорости зрительно-моторной реакции необходимо предложить исследуемому (пациенту) в ответ на появление сигнала светового диода на лицевой панели с максимальной скоростью нажимать на кнопку *STOP*. При этом исследования повторяют больше 10 раз.

Измерение времени реакции выполняется по следующему алгоритму:

- 1) после загрузки программы через 3-5 сек (время можно регулировать) начинает загорать светодиод;
- 2) одновременно с загоранием диода, регистрируется момент начала отчета системного времени;
- 3) пациент, обнаружив появление сигнала, сразу нажимает на кнопку *STOP*. При нажатии кнопки *STOP* завершает цикл и тогда одновременно погаснет светодиод. При этом регистрируется второе значение системного таймера, соответствующее моменту нажатия кнопки *STOP*;
- 4) время реакции пациента определяется как разность этих двух моментов времени и выражается в мсек;
- 5) измерения повторяются несколько (N) раз;
- 6) для повышения эффективности тестов, измерения повторяются через неравномерные (не более 7 сек) промежутки времени;
- 7) результаты измерений записываются в виде массива;
- 8) находится среднее значение времени реакции пациента.

Блок-диаграмма хронорефлексометра, построенная согласно этому алгоритму в среде *LabVIEW* представлена на рис. 2.

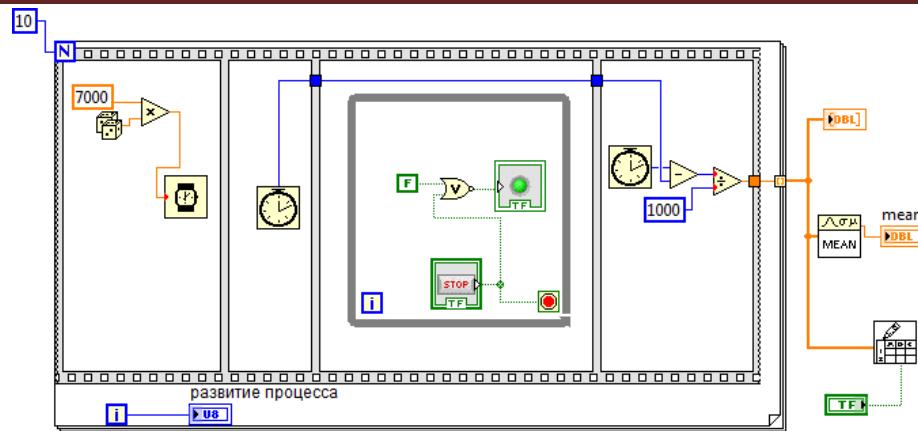


Рисунок 2- Блок-диаграмма хронорефлексометра в среде *LabVIEW*

Определение порядка выполнения программы путем организации ее элементов в определенную последовательность, называется управлением потоком данных. Для осуществления управления потоком при обработке данных в *LabVIEW* используется структура последовательности (*Sequence Structure*). Структура последовательности выполняет кадр 0, за которым следует кадр 1, затем кадр 2 и т. д., пока не выполнится последний кадр. И лишь после этого данные покидают структуру. В *LabVIEW* имеются два варианта структуры последовательности: открытая - *Flat Sequence Structure* и компактная - *Stacked Sequence Structure* [2]. Для моделирования хронорефлексометра нами была использована структура последовательности *Flat Sequence Structure*, которая состоит из 4 кадров (рис.2).

Первым выполняется кадр 0, состоящий из двух элементов: *Wait* и *Random Number*. Функция *Wait* выполняет задержку времени. *Random Number*- генератор случайных чисел интервала 0...1. Согласно блок-диаграмме, в данном случае максимальная задержка времени составляет 7000 мсек.

Кадр1 состоит из функции *Tick Count*. Она регистрирует показание внутренних часов операционной системы и начальный момент t_1 работы кадра 2, т.е. загорание светодиода.

Кадр2 состоит из цикла по условию *While Loop*. Бесконечно продолжающийся цикл останавливается при нажатии на кнопку *STOP*, вследствие чего гаснет светодиод и выполнение программы передается на кадр3.

Кадр3 состоит из функции *Tick Count* которая регистрирует момент t_2 остановки цикла и оператора *Subtract* для вычисления разности $t_2 - t_1$. Эта разность выражает быстроту реакции пациента. Для сохранения результатов тестирования и вычисления среднего значения времени реакции были использованы функции *Write To Spreadsheet File VI* и *Mean VI* соответственно.

Аналогичным образом были построены и другие модели (на реакции различия и на реакции выбора) хронорефлексометра в среде *LabVIEW*.

Библиографический список

1. Шутова С. В., Муравьева И. В. Сенсомоторные реакции как характеристика функционального состояния ЦНС Вестник ТГУ, 2013, т.18, вып.5, с.2831- 2840.
2. Трэвис Дж., Кринг Дж. *LabVIEW* для всех. 4-е издание, переработанное и дополненное- М.: ДМК Пресс, 2011. - 904 с.

MODEL CHRONOREFLEXOMETER IN LABVIEW ENVIRONMENT

Khidirov A.Sh., Samedova Kh.Z.

Azerbaijan State University of Oil and Industry, Azerbaijan Technical University. xidirov52@gmail.com

The results of simulating a chronoreflexometer for determining the reaction time of the visual motor and auditory motor reactions were carried out in the work. Auditory and visual sensory systems are one of the most important remote analyzers of the body, providing the central nervous system with information about the environment. The chronoreflexometer was simulated in the LABVIEW environment. Three models were constructed: those responding to a simple reaction, to a reaction of difference, and to a reaction of choice.

НОВЫЙ ПОДХОД К ОЦЕНКЕ МЕЖКАНАЛЬНОЙ ФАЗОВОЙ СВЯЗАННОСТИ

ЭЛЕКТРОЭНЦЕФАЛОГРАММ

Толмачева Р.А.¹, Обухов Ю.В.¹, Полупанов А.Ф.¹, Жаворонкова Л.А.²¹Институт радиотехники и электроники им. В.А. Котельникова РАН,
Российская Федерация, 125009, Москва, ул. Моховая, 11, корп. 7² Институт высшей нервной деятельности и нейрофизиологии РАН,
Российская Федерация, 117485, Москва, ул. Бутлерова, 5аE-mail: tolmatcheva@ya.ru, yuvobukhov@mail.ru, sashap55@mail.ru, lzhavoronkova@hotmail.com

Введение

В последние годы для оценки эффективности работы мозга здоровых людей и пациентов с церебральной патологией наиболее часто используют различные методы анализа электроэнцефалографии (ЭЭГ), оценивающие функциональные связи, в том числе и когерентности. При помощи когерентности оценивают фазовую связанность или фазовую синхронизацию сигналов в двух каналах ЭЭГ. Как правило [1-3], когерентность двух сигналов оценивается через их нормированную комплексную корреляцию, вычисляемую путем перемножения компонентов фурье-сигналов. Когерентность между двумя каналами ЭЭГ определяется как линейная зависимость двух сигналов на определенной частоте [2]. Пусть $x_i(f)$ и $x_j(f)$ - комплексные фурье-преобразования временных рядов $\hat{x}_i(t)$ и $\hat{x}_j(t)$ каналов i и j соответственно. Тогда взаимный спектр определяется как

$$S_{ij}(f) = \langle x_i(f)x_j^*(f) \rangle, \quad (1)$$

где $*$ - знак комплексного сопряжения, $\langle \cdot \rangle$ - математическое ожидание. Математическое ожидание оценивают как среднее достаточно большого числа временных эпох. Когерентность определяется как вещественная часть нормированного взаимного спектра [2]:

$$C_{ij}(f) = \frac{S_{ij}(f)}{(S_{ii}(f)S_{jj}(f))^{1/2}} \quad (2)$$

Фазовая связность рассчитывается через фазы сигналов x_i и x_j . Если записывать фурье-преобразование сигналов в виде $x_i = r_i \exp(i\Phi_i)$ и $x_j = r_j \exp(i\Phi_j)$, тогда взаимный спектр рассчитывается следующим образом:

$$S_{ij}(f) = \langle r_i r_j \exp(i\Delta\Phi(f)) \rangle, \quad (3)$$

где $\Delta\Phi = \Phi_i - \Phi_j$ - разность фаз между сигналами каналов i и j на некоторой частоте.

Для вычисления фазовой связности взаимный спектр нормируется на амплитуды $\langle r_i^2 \rangle^{1/2}$ и $\langle r_j^2 \rangle^{1/2}$. Если сигналы в двух каналах независимы, разность фаз $\Delta\Phi$ является случайным числом и связность равна нулю. Фазовая связность или фазовая синхронизация определяется как невзвешенное среднее:

$$P = \langle \exp(i\Delta\Phi) \rangle. \quad (4)$$

Аналогичное определение P дано для аналитического сигнала $x^*(t) = x(t) + iH(x(t))$, где $H(x(t))$ – преобразование Гильберта. Далее разность фаз усредняется в некотором заранее заданном по нейрофизиологическим соображениям частотном диапазоне. Обычно это диапазоны, соответствующие ритмам ЭЭГ, дельта (2-4 Гц), тета (4-8 Гц), альфа (8-12 Гц). Вычисляя усредненную разность фаз между парами сигналов и подбирая порог отсечения, получают фазово-связанные пары участков мозга.

При анализе когерентности или фазовой синхронизации проводится усреднение когерентности или разности фаз по различным временным эпохам в некотором частотном диапазоне, заранее заданном с учетом нейрофизиологического опыта. Это, а также выбор порога значений когерентности, выше которого выбираются фазово-связанные пары сигналов, являются недостатками когерентного анализа, приводящими к неустойчивости определения межканальной фазовой связности существенно нестационарных электрофизиологических сигналов [4]. В связи с этим является важной задача развития метода как для определения фазово-связанных пар сигналов по данным однократных тестов, так и для более устойчивого выбора порога синхронизации. В данной работе рассматривается новый подход к оценке фазовой связанности нестационарных сигналов ЭЭГ. Под фазовой связанностью двух сигналов понимают условие [5]

$$|\Delta\Phi_{i,j}(t)| = |n\Phi_i(t) - m\Phi_j(t)| < \text{const}, \quad (5)$$

где n и m – целые числа. Ниже рассмотрим случай $n = m = 1$, который легко обобщить для любых $n \neq m$.

1. Методика работы

Суть подхода заключается в вычислении определенных фазовых характеристик сигналов в точках хребта вейвлет-спектра. В работе [6] хребты вейвлет-спектров определяются как точки, в которых производная фазы сигнала по времени равна частоте вейвлета, они являются точками стационарной фазы.

Точки, соответствующие критерию стационарности фазы, являются точками с максимальным значением модуля вейвлет-преобразования.

Предлагаемый подход к оценке межканальной фазовой связанности ЭЭГ основан на вычислении и сравнении фазовых характеристик сигналов ЭЭГ в разных каналах в точках хребтов их вейвлет-спектрограмм, являющихся точками стационарной фазы. Сначала находим хребет с максимальным значением $|W|$ в каждой точке отсчета τ_i вейвлет-спектрограммы Морле:

$$W(\tau, T) = \frac{1}{\sqrt{T}} \int x(t) \psi\left(\frac{t-\tau}{T}\right) dt, \quad (6)$$

$$\psi(\eta) = \frac{1}{\sqrt{\pi F_b}} \exp(2i\pi F_c \eta) \exp\left(-\frac{\eta^2}{F_b}\right), \quad (7)$$

где $T=1/f$ – период колебаний, $F_b = F_c = 1$ [7]. Далее в точках отсчета k хребта $R_i = \max_{\{f(t_k)\}} |W(f(t_k), t_k)|$ вычисляем фазовую характеристику $\Phi_i(k)$ сигнала x_i , определяемую как произведение мгновенной частоты сигнала в момент времени t_k на это время, и разность $\Delta\Phi_{i,j}(k)$ для двух сигналов: x_i и x_j .

В этом случае в оценке фазовых характеристик сигналов отсутствуют точки вейвлет-спектрограмм вне хребта, которые входят в оценки когерентности и в вычисление фазы через преобразование Гильbertа. Некоторые точки хребтов могут не удовлетворять условиям асимптотических хребтов, что приведет к ошибкам в вычислении разности фаз. Однако полагаем, что эта ошибка будет существенно меньше ошибок, связанных с усреднением разности фаз в некотором диапазоне частот хребта. Удалив в вейвлет-спектрограмме частотный диапазон обработанного хребта, можно далее применить описанный алгоритм для выделения другого хребта (в другом частотном диапазоне) и т.д.

2. Обсуждение полученных результатов

Разработанный нами подход к оценке межканальной фазовой связанности ЭЭГ апробирован на здоровых испытуемых и пациентах с черепно-мозговой травмой (ЧМТ), которые выполняли когнитивные и моторные задачи изолированно. На рис. 1 приведен пример поведения модуля вейвлет-спектра в двух отведениях ЭЭГ с выделенной линией хребта R_i (слева – для одного отведения, справа – для другого).

На рис. 2 представлены гистограммы значений долей $\rho_{i,j} = n_{i,j}/N$, где $n_{i,j}$ – число точек отсчетов хребтов с дискретизацией $|\Delta\Phi_{i,j}(k)| < 0.05\pi$, N – суммарное число точек отсчета сигнала ЭЭГ за время проведения теста. Первую пару отведений Fp1-Fp2 (слева) можно отнести к фазово-связанной паре. Другую же пару Fp1-O2 (справа) следует отнести к фазово-несвязанной паре. На рис. 2 видно, что $\rho_{i,j} < 0,01$ в фоне. Примем в качестве порога значение $\rho_{i,j}^{\text{пор}}$, равное 0,15, и будем считать, что более высоким значениям долей точек хребта будут соответствовать фазово-связанные пары отведений.

Ниже приведены результаты анализа фазовой связанности при двух когнитивных тестах. При выполнении когнитивного теста (СТ1) испытуемому в случайном порядке перечислялись предметы, относящиеся к категории “одежда” или “еда”. В продолжение теста он подсчитывал в уме число предметов, относящихся к одной из указанных категорий, и в конце теста объявлял полученный результат. При выполнении когнитивной задачи (СТ2) врач в случайном порядке называл времена. Испытуемый должен был мысленно представить циферблат часов и расположение на нем стрелок в соответствии с названным временем. Если обе стрелки находились в одной и той же половине циферблата, он говорил “да”, а если в разных половинах – молчал. При выполнении моторной задачи МТ1 испытуемый стоял на стабилографической платформе, при помощи которой на экране отображалось положение его центра тяжести. Такое положение он должен был удерживать внутри круга некоторого диаметра. Все тесты выполнялись в течение 60 с.

По полученным гистограммам построены графики распределений доли точек отсчета по парам отведений ЭЭГ, сортированные в порядке возрастания $\rho_{i,j}$. в записях ЭЭГ без тестов, при когнитивных тестах и моторном teste. Данные распределения представлены на рис. 3 для здорового испытуемого и для пациента после ЧМТ.

Были проанализированы записи 19-канальной ЭЭГ, поэтому число пар отведений равно 171. На рис. 3 определенному значению на оси абсцисс для каждого теста соответствует, в основном, отличная от других пара отведений ЭЭГ. Исходя из полученных пар отведений ЭЭГ, можно найти отличительные пары отведений для каждого из тестов, которые представлены на рис. 4. Рассчитывая по данным рис. 3

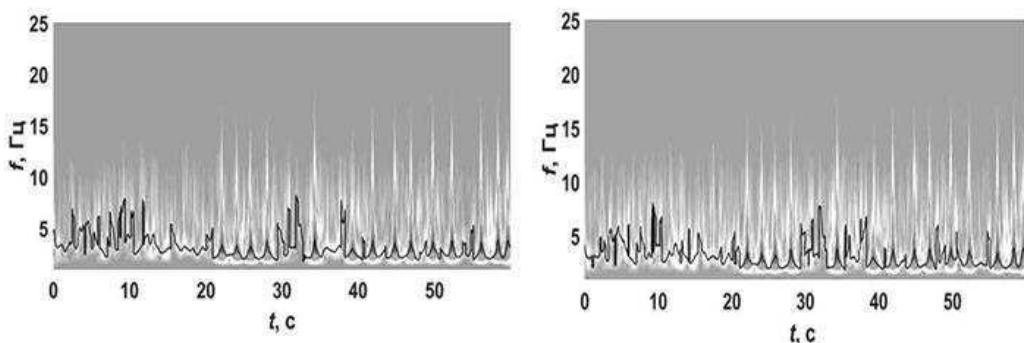


Рисунок 1- Вейвлет - спектрограмма Морле сигнала в паре отведений ЭЭГ при когнитивном тесте с выделенным хребтом. Слева – для первого отведения, справа – для второго отведения

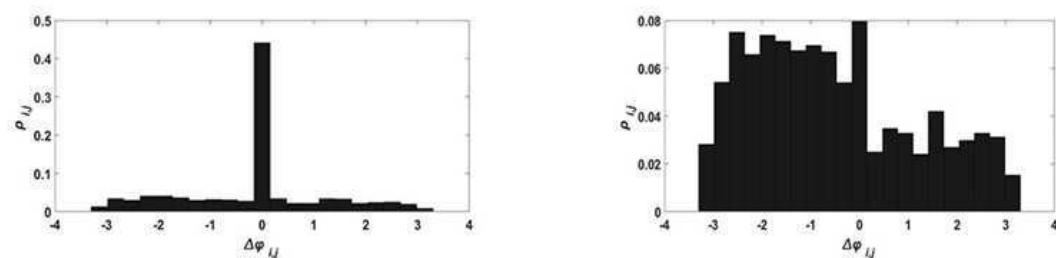


Рисунок 2- Гистограммы долей $\rho_{i,j}$ разности фаз в точках хребтов вейвлет-спектрограмм ЭЭГ в двух отведениях: слева – случай фазово-связанной пары отведений ЭЭГ, справа – случай фазово-несвязанной пары отведений ЭЭГ

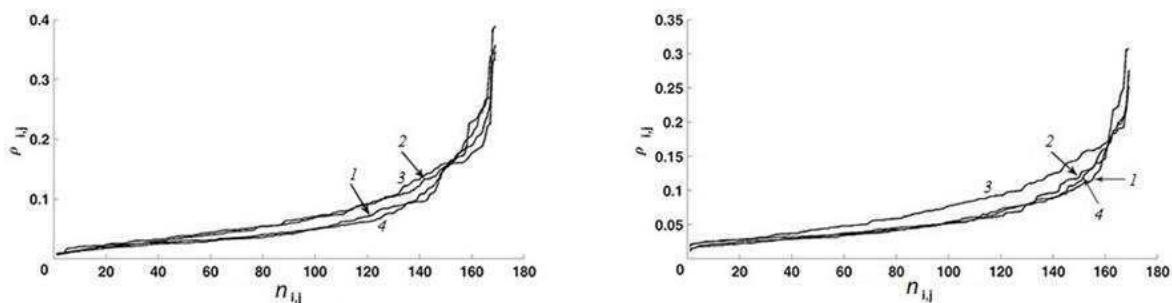


Рисунок 3- Распределение доли точек отсчета $\rho_{i,j}$ по парам отведений ЭЭГ, сортированное в порядке возрастания. По оси абсцисс отложены номера $n_{i,j}$ пар отведений ЭЭГ: слева – здоровый испытуемый, справа – пациент с ЧМТ. Кривая 1 – запись ЭЭГ без теста; кривая 2 – запись ЭЭГ при тесте СТ1; кривая 3 – запись ЭЭГ при тесте СТ2; кривая 4 – запись ЭЭГ при моторном тесте МТ1
число пар отведений ЭЭГ для каждого теста выше порогового $\rho_{i,j}^{\text{пор}} > 0,15$, можно сделать вывод, что у здорового испытуемого число связанных пар при когнитивных тестах СТ1 (40 пар) и СТ2 (41 пара) больше, чем при записи ЭЭГ без теста (21 пара) и при моторном тесте МТ1 (27 пар). В отличие от здорового испытуемого, у пациента с ЧМТ число связанных пар отведений при разных тестах, но при таком же значении порога составляет СТ1 (11 пар) и СТ2 (20 пар), запись без теста (10 пар) и МТ1 (13 пар).

На рис. 4 приведены примеры отличительных пар отведений ЭЭГ при когнитивных тестах СТ1 и СТ2: вверху у здорового испытуемого, внизу у пациента с ЧМТ, слева – тест СТ1, справа – тест СТ2. В соответствии с литературными данными у здоровых людей выполнение счетно-логических задач сопровождается преимущественной активацией префронтальных отделов левого полушария (тест СТ1), а при решении пространственно-образных заданий (тест СТ2) – правого полушария [8]. Это видно у здорового испытуемого, у больного испытуемого видно существенное нарушение связей (рис. 4).

Полученные результаты оценки межканальной фазовой связанности предложенным методом согласуются с оценками когерентности [8-10].

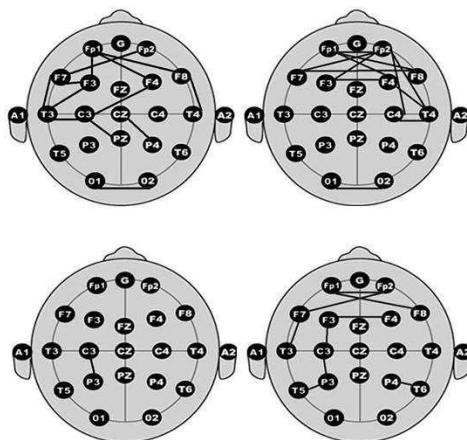


Рисунок 4- Отличительные пары отведений ЭЭГ при когнитивных тестах СТ1 и СТ2: вверху у здорового испытуемого, внизу у пациента с ЧМТ, слева – тест СТ1, справа – тест СТ2

Заметим, что рассчитывая разность фазовых характеристик двух отведений (например, Fp1-Fp2) сигнала ЭЭГ, можно также найти динамику синхронизации. На рис. 5 представлена зависимость разности характеристик фазовой связанности двух отведений сигнала ЭЭГ от времени.

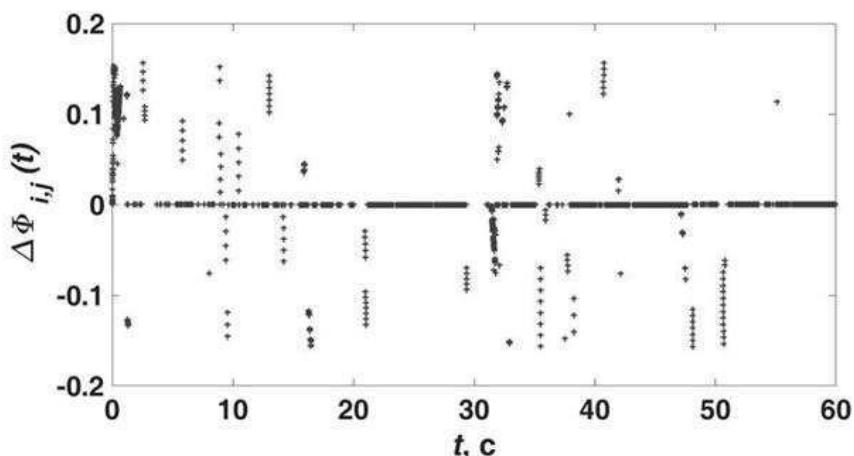


Рисунок 5- Зависимость разности фаз для двух отведений сигнала ЭЭГ (Fp1-Fp2) от времени синхронизации

Выводы

Предложен метод для улучшения вычисления оценки фазовой связанности сигналов ЭЭГ, позволяющий избавиться от недостатков существующих оценок когерентности. Возможности метода проиллюстрированы на решении задачи анализа межканальной фазовой связанности при когнитивных и моторных тестах у здорового испытуемого и у пациента с ЧМТ.

При когнитивных тестах СТ1 и СТ2 у здоровых испытуемых число фазово-связанных пар отведений ЭЭГ больше, чем при записи без теста и при моторном teste. Эти фазово-связанные пары отведений ЭЭГ имеют полушарные отличия. У пациента после ЧМТ при когнитивном teste СТ1 число фазово-связанных пар отведений примерно такое же, как при записи ЭЭГ без теста и при моторном teste.

Исследование выполнено при финансовой поддержке РФФИ в рамках научного проекта № [18-07-00609](#).

Библиографический список

1. Wending F., Ansari-Asl K., Bartolomei F., Senhadji L. // J. Neuroscience Methods. 2009. V. 183. № 1. P. 9.
2. Nolte G., Bai O., Wheaton L. et al. // Clinic Neurophysiology. 2004. V. 115. № 10. P. 2292.
3. Zhana Y., Halliday D., Jiang P. et al. // J. Neuroscience Methods. 2006. V. 156. № 1-2. P. 322.
4. Кулайчев А.П. // Журн. высшей нервной деятельности им. И.П.Павлова. 2009. Т. 59. № 6. С. 757.
5. Le Van Quyen M., Foucher J., Lachaux J.P. et al. // J. Neuroscience Methods. 2001. V. 111. № 2. P. 83.
6. Mallat S. A Wavelet Tour of Signal Processing. The Sparse Way. Amsterdam: Academic Press, 2009.
7. Добеши И. Десять лекций по вейвлетам. Ижевск: НИЦ «Регулярная и хаотическая динамика», 2001.
8. Жаворонкова Л.А., Шевцова Т.П., Максакова О.А. Как мозг человека одновременно решает две задачи? Саарбрюкен: LAP LAMBERT Academic Publishing, 2017.
9. Zhavoronkova L., Shevtsova T., Pozdneev A. et al. // Functional Neurology, Rehabilitation, and Ergonomics. 2017. V. 7. № 3. P. 253.

10. Hang Ch.-Y., Chang G.-Ch., Tsai Y.-Y., Whang I.-S.// Frontiers in Human Neuroscience. 2016. V. 10. P. 420.

A NEW APPROACH TO EVALUATION OF ELECTROENCEPHALOGRAMS INTER-CHANNEL PHASE SYNCHRONIZATION

Tolmacheva R.A.¹, Obukhov Y.V.¹, Polupanov A.F.¹, Zhavoronkova L.A.²

¹Kotel'nikov Institute of Radio Engineering and Electronics of RAS, Mokhovaya

11-7, Moscow, Russia, 125009

²Institute of Higher Nervous Activity and Neurophysiology of RAS, Butlerova

5A, Moscow, Russia, 117485

E-mail: tolmatcheva@ya.ru, yuvoobukhov@mail.ru, sashap55@mail.ru, lzhavoronkova@hotmail.com

The new method of evaluation of phase coherency of electroencephalogram (EEG) signals in different channels is proposed. It is consisting in the calculation of the certain phase characteristics difference of signals in channels at the points of the ridges (the maximum values of the module) of their wavelet spectra. It is shown, that this method allows to distinguish the phase-coupled pairs of EEG cortex areas from uncoupled ones. Evaluations of inter-channel EEG phase coherency using cognitive and motor tests by healthy subjects and patients after traumatic brain injuries are given.

ЖИДКИЕ КРИСТАЛЛЫ: ОПЫТ ИСПОЛЬЗОВАНИЯ В ОБРАЗОВАТЕЛЬНОМ ПРОЦЕССЕ ПО НАПРАВЛЕНИЮ 12.03.04 БИОТЕХНИЧЕСКИЕ СИСТЕМЫ И ТЕХНОЛОГИИ

Пасечник С.В., Шмелева Д.В.

Федеральное государственное образовательное учреждение высшего образования

«Московский технологический университет» (МИРЭА)

shmeliova@mail.ru

Термин жидкие кристаллы (ЖК) объединяет разнообразные классы частично упорядоченных сред. Жидкокристаллическое состояние занимает промежуточное положение между твердым и изотропным жидким. В зависимости от строения молекулярных или надмолекулярных элементов образующих жидкокристаллические фазы, а также от способов их формирования – раствор или расплав, данные среды подразделяют на лиотропные и термотропные жидкие кристаллы (ЛЖК и ТЖК) [1,2].

Для биологии и медицины наиболее интересны лиотропные ЖК. Т.к. многим структурным образованиям живого организма свойственно именно жидкокристаллическое состояние. Полипептиды, эфиры холестерина, цереброзиды, сложные биологически активные молекулы (например, ДНК) и даже макроскопические тела (например, вирусы) также могут находиться в жидкокристаллическом состоянии.

Термотропные жидкие кристаллы формируются молекулами из расплавов твердых кристаллов с частичным разрушением совершенной кристаллической структуры. Сейчас получено более десятка различных фаз в ТЖК, но обычно обсуждаются три: нематики, смектики и холестерики. Они получили наиболее широкое распространение в технике. ТГВ, голубая фаза и прочие представляют больше научный интерес.

Простейшим классом ТЖК являются нематические жидкие кристаллы (НЖК), обладающие дальним ориентационным порядком длинных молекулярных осей. Сочетание ориентационной упорядоченности с высокой подвижностью молекулярных центров масс, характерной для изотропных жидкостей, обуславливает уникальные свойства НЖК, такие как высокая текучесть, анизотропия оптических, диэлектрических и вязкоупругих свойств. Именно эти свойства обеспечили ведущую роль нематических жидких кристаллов в дисплейной индустрии.

Холестерические ЖК представлены спирально упорядоченными молекулами, шаг спирали в которых зависит от температуры. ХЖК часто используются в качестве температурных индикаторов. Их работа основана на температурной зависимости длины волны селективно отраженного света от слоя ХЖК.

Смектические ЖК образованы молекулами, центры которых тяжести расположены в равноудаленных слоевых плоскостях. молекулы могут располагаться в слоях своими продольными осями как перпендикулярно, так и под некоторым углом к слою.

Принимая во внимание широкое распространение ЖК в устройствах отображения информации и роль в биологии, представляет несомненный интерес использование данных сред в качестве модельных систем при преподавании ряда дисциплин при подготовке бакалавров и магистров по направлению биомедицинские системы и технологии.

В МИРЭА на кафедре биокибернетических систем и технологий в ряде курсов имеются лабораторные работы, посвященные ЖК и физическим эффектам в них.

	Дисциплина	Наименование работы
1	Биофизические основы живых систем	Моделирование процессов самоорганизации динамических неравновесных систем
2	Биофизические основы живых систем	Реология ньютоновских и неニュтоновских жидкостей
3	Биофизические основы живых систем	Хиральность и оптическая активность биологических жидкостей
4	Оптические методы в биологии	ХЖК как сенсоры температуры

В данной статье приведен пример применения жидкких кристаллов при постановке лабораторного практикума по дисциплине «Биофизические основы живых систем», входящей в учебную программу подготовки бакалавров. В лабораторной работе «Моделирование процессов самоорганизации динамических неравновесных систем» жидкие кристаллы используются с целью лучшего усвоения достаточно сложного теоретического раздела дисциплины, связанного с термодинамическим описанием неравновесных процессов в биологических системах.

Как известно, характерной особенностью живых систем является существование пространственных структур с высокой степенью упорядоченности. Непрерывный обмен веществом и энергией, необходимый для жизнедеятельности организмов и их структурных единиц, приводит к тому, что в данных системах не может реализоваться пространственная упорядоченность, характерная для классических термодинамических равновесных систем, таких как кристаллы. Процесс самоорганизации живых систем происходит в условиях, далеких от равновесия и, следовательно, порядок в них имеет характер динамического порядка. В рамках неравновесной термодинамики появление динамической упорядоченности связано не с понижением энтропии, вызванной уменьшением температуры, а с ее интенсивным оттоком из данной системы в окружающую среду.

Переход системы в состояние динамического порядка имеет характер фазового перехода. Он происходит при вполне определенных внешних условиях, которые можно характеризовать набором параметров R_i . При значениях параметров R_i , меньших критических R_{in} , возникающие в системе пространственно-временные флюктуации, являющиеся «зародышами» новой упорядоченной структуры, затухают с течением времени. При $R_i > R_{in}$ флюктуации становятся незатухающими, что приводит к возникновению динамической упорядоченной структуры.

В указанной выше лабораторной работе модельной системой является нематический жидкий кристалл с отрицательной анизотропией диэлектрической проницаемости $\Delta\epsilon < 0$, а в качестве фактора, выводящего ее из состояния равновесия используется переменное электрическое поле $E(f)$, прикладываемое к жидкокристаллической ячейке (ЖКЯ), представляющей слой НЖК, заключенный между двумя стеклянными пластинами с прозрачным токопроводящим покрытием (рис.1). Подача на слой НЖК управляющего напряжения достаточно низкой частоты приводит к движению ионов, образованию объемного заряда, что при достижении порогового значения напряжения вызывает появление одномерной периодической системы цилиндрических доменов, связанных с непрерывным вихреобразным движением центров молекулярных масс (Рис. 2). Данный процесс сопровождается диссипацией энергии и соответственно относится к указанным выше явлениям структурообразования в условиях, далеких от равновесия. Большим методическим преимуществом использования данного эффекта в образовательном процессе является возможность визуализации доменной структуры, связанной с ориентирующим воздействием вихревых потоков на оптическую ось (директор) жидкого кристалла. В итоге студенты наблюдают систему темных и светлых полос, возникающую на фоне исходного пространственнооднородного изображения ЖК слоя.

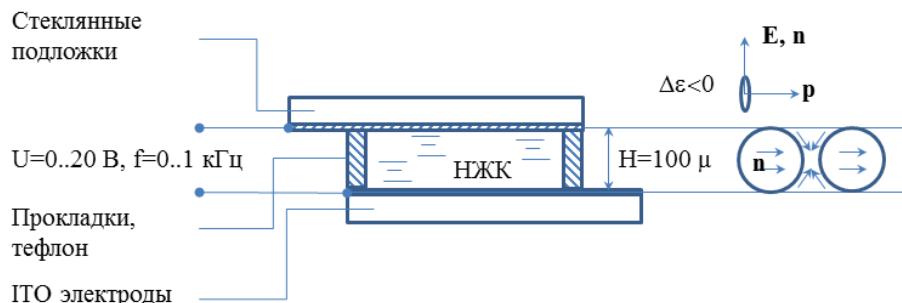


Рисунок 1- Схема измерительной ячейки и распределения директора n

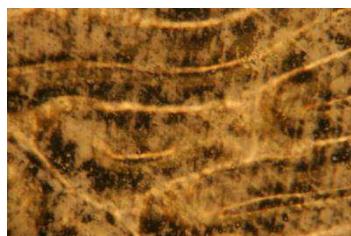
В ходе проведения лабораторной работы возможно не только наблюдение неравновесной динамической структуры, но и количественное исследование данного явления, путем измерения порогового напряжения возникновения неустойчивости при разных частотах управляющего поля, а также определения пространственного периода доменной структуры за счет обработки цифровых микроскопических изображений ЖК ячейки.

Несомненный интерес представляет также возможность демонстрации не только одной пространственной структуры, но и иерархии таких структур. В данной работе это реализуется путем увеличения управляющего напряжения до значений, соответствующих возникновению сильного рассеяния света, связанного с нарушением периодической структуры и возникновением нестационарных вихревых движений жидкости с существенно меньшим характерным размером пространственной структуры. При микроскопическом исследовании ЖК слоя в данных условиях наблюдается непрерывное движение рассеивающих структур, имитирующее возникновение процессов жизнедеятельности.

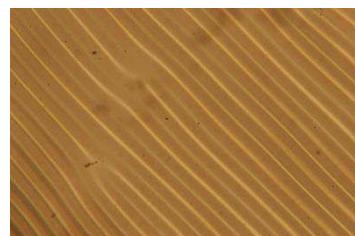
Отметим, что при постановке работы используется относительно простое и стандартное оборудование, включающее генератор низкой частоты, микроскоп, снабженный видеокамерой для снятия и обработки цифровых изображений.

В качестве задания к работе можно предложить измерения динамических характеристик процесса доменообразования. Известно, что описанные выше процессы структурообразования имеют общие черты с фазовыми переходами. Так, в обоих случаях наблюдается критическое замедление процессов в области возникновения новой структуры (или новой фазы). Этот общий теоретический вывод можно проверить исследуя характерные времена доменообразования при различных управляющих напряжениях. В последнем случае может быть использована обработка последовательности цифровых изображений. Альтернативное решение связано с обработкой оптического сигнала, полученного при прохождении лазерного излучения через локальную область ЖК ячейки после преобразования его с помощью фотодиода и АЦП.

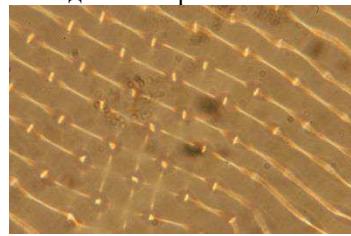
Таким образом, постановка данной лабораторной работы способствует лучшему усвоению теоретического материала и, в тоже время, позволяет выработать навыки самостоятельного проведения экспериментальных исследований.



Зарождение доменов вблизи порога доменообразования



Регулярная доменная структура чуть выше порога доменообразования



Искажение доменной структуры за порогом доменообразования



Усложнение структуры доменов, переход в хаос.



Релаксация доменов при выключении электрического поля

Рисунок 2- Микроскопические изображения процесса формирования и диссипации цилиндрической электродинамической неустойчивости в МББА

Библиографический список

1. Блинов Л.М. Электро- и магнитооптика жидких кристаллов. – М.: Наука, 2013, – 384с.
2. Pasechnik S.V., Chigrinov V.G., Shmeliova D.V. Liquid Crystals: Viscous and Elastic Properties. – WILEY-VCH Verlag GmbH&Co.KGaA, Weinheim, 2009, – 425 p.

LIQUID CRYSTALS IN THE EDUCATIONAL PROCESS FOR DIRECTION OF TRAINING

12.03.04 BIOMEDICAL SYSTEMS AND TECHNOLOGIES

Pasechnik S.V., Shmeliova D.V.

Federal State Budget Educational Institution of Higher Education

«Moscow Technological University» (MIREA),

e-mail: shmeliova@mail.ru

Directions of applicability of liquid crystals in the bachelor and master's disciplines for the direction of training students for biotechnical systems and technologies are shown. A brief description one of the works devoted for study of the self-organization processes in living systems is given on the example of the emergence of a system of cylindrical rolls of electrohydrodynamic instability in nematics.



ИССЛЕДОВАНИЕ ПОТОКОВ ЭЛЕКТРОАЭРОЗОЛЕЙ ПРИ ЛЕЧЕНИИ ОЖОГОВЫХ ТРАВМ

Карпухин В.А., Мустафина К.С., Климиашвили Г.С.

МГТУ им. Н. Э. Баумана, christina.mustafina@gmail.com**Введение**

Ожоговые травмы являются важнейшей медико-социальной проблемой современного общества, что обусловлено их распространностью, высокой смертностью, значительными показателями временных трудовых потерь и первичной инвалидности [1]. При обширных ожогах происходит большая потеря крови и ослабление организма в целом, что делает его уязвимым для инфекций, попадающих в открытые раны, и ведущим к воспалительным процессам [2].

Одним из методов лечения осложнений ожоговых ран является электроаэрозольтерапия – воздействие на ожоговую рану отрицательно заряженными аэрозольными частицами лекарственного препарата. Под влиянием отрицательного электрического заряда наблюдаются улучшение всасываемости и усиление фармакологических свойств лекарственных аэрозолей. Известно, что за счет действия отрицательного заряда любых лекарственных аэрозолей улучшается кровоснабжение ткани, способствующее ее регенерации [3]. Кроме того, электроаэрозоли обладают выраженным бактерицидным действием: способны подавлять рост различных бактерий и грибков [4].

В отличие от фармакологических методов, электроаэрозольтерапия менее токсична и опасна для организма, а также оказывается эффективной при лечении ожогов и позволяет значительно снизить дозу медикаментозной нагрузки.

Целью работы является исследование потоков электроаэрозоля в рабочем пространстве аппарата электроаэрозольтерапии в зависимости от гравитации и диаметра аэрозольных частиц, а также исследование зависимости доли электроаэрозолей, достигающих раневой поверхности, от их диаметра и гравитации.

Материалы и методы

Для решения поставленной задачи была предложена геометрическая модель рабочей камеры аппарата, представленная на рис. 1. Данная модель состоит из воздушного пространства (поверхности 5 и 6) между поверхностью БО (поверхность 7) и рабочей камерой, а также из самой рабочей камеры (поверхности 1 и 2) аппарата электроаэрозольтерапии ожогов кожи и ионизирующего электрода (поверхности 3 и 4).

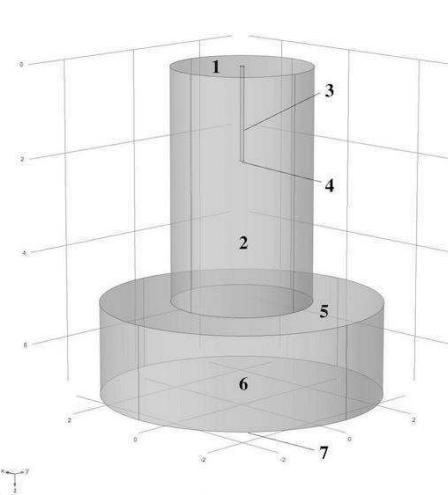


Рисунок 1 – Геометрическая модель рабочей камеры и рабочего пространства аппарата

Для расчета модели были сделаны следующие допущения: поток электроаэрозолей ламинарный, моделируется как ньютонаовская несжимаемая жидкость, коагуляция частиц и рекомбинация их зарядов

отсутствует. Скорость частиц и потока воздуха считаем одинаковыми, а электроаэрозоли представляют собой водяные шарики.

Расчет потоков электроаэрозоля в рабочей камере и рабочем пространстве был проведен с использованием следующих уравнений:

- конвекции-диффузии Фика [5]:

$$\nabla \cdot (-D_i \nabla c_i - z_i \cdot \text{mob} \cdot F \cdot \nabla V) + \vec{U} \cdot \nabla c_i = R_i, \quad (1)$$

$$N_i = -D_i \nabla c_i - z_i \cdot \text{mob} \cdot F \cdot \nabla V + \vec{U} c_i; \quad (2)$$

где c – концентрация вещества (моль/м³), D – коэффициент диффузии (м²/с), z – заряд иона, mob – подвижность иона в электрическом поле, F – постоянная Фарадея, R – коэффициент скорости реакции для данного вещества (моль/(м³·с));

- ламинарного потока Навье-Стокса [6]:

$$\frac{\partial \vec{U}}{\partial t} = (-\vec{U} \cdot \nabla) \vec{U} + \nu \Delta \vec{U} - \frac{1}{\rho} \nabla P + \vec{f} + \vec{g}, \quad (3)$$

$$\nabla \cdot \vec{U} = 0, \quad (4)$$

где \vec{U} – векторное поле скоростей (м/с), ν – кинематическая вязкость (м²/с), ρ – плотность вещества (кг/м³), P – давление (Па), \vec{f} – векторное поле массовых сил, \vec{g} – вектор ускорения свободного падения;

- электростатики Пуассона [7]:

$$\vec{E} = \nabla V, \quad (5)$$

$$\nabla \cdot \vec{D} = \rho_V, \quad (6)$$

где \vec{D} – поток вектора электрической индукции (Кл/м²), ρ_V – пространственная плотность заряда (Кл/м³), \vec{E} – вектор напряженности электрического поля (В/м), V – потенциал (В).

Для определения доли электроаэрозолей, достигающих поверхности биообъекта, были использованы следующие выражения для сил, действующих на частицы в потоке воздуха [5, 6, 7]:

- Второй закон Ньютона

$$\frac{d(m_p v)}{dt} = F_t, \quad (7)$$

- Сила трения (закон Стокса)

$$F_D = \left(\frac{18\mu}{\rho_p d_p^2} \right) m_p (u - v), \quad (8)$$

- Броуновская сила

$$F = \zeta \sqrt{\frac{12\pi k_B \mu T r_p}{\Delta t}}, \quad (9)$$

- Электростатическая сила

$$F = eZ(-\nabla V), \quad (10)$$

- Сила гравитации

$$F_g = m_p g \frac{(\rho_p - \rho)}{\rho_p}, \quad (11)$$

где m_p – масса частицы (кг), v – скорость частицы (м/с), t – время (с), F_t – действующая на частицу сила (Н), u – скорость потока воздуха (м/с), ρ, ρ_p – плотность воздуха и частиц соответственно (кг/м³), d_p – диаметр частиц (м), μ – динамическая вязкость воздуха (Па·с), k_B – коэффициент Больцмана, T – абсолютная температура жидкости (К), r_p – радиус частиц (м), ζ – коэффициент пропорциональности.

Для исследования потоков электроаэрозольных частиц установлены следующие граничные условия:

- условие No slip (неподвижная сплошная стенка, скорость $u = 0$) на стенках рабочей камеры (поверхность 2) и поверхности БО (поверхность 7);
- относительное давление P_{in} на входе рабочей трубки (поверхность 1) – «вход»;
- относительное давление $P_{out} = 0$ на поверхностях 5 и 6 – «выход»;
- потенциал равный 0 (Ground) на боковых стенках рабочей камеры (поверхность 2) и поверхности биообъекта (поверхность 7);
- потенциал $UI = -25$ кВ на ионизирующем электроде (поверхности 3 и 4);
- на входе и выходе (поверхности 1, 5 и 6) заряд равен 0;
- в качестве начальных условий (Initial values) задаем нулевую концентрацию частиц во всей модели;
- концентрация $C_{aer} = 0$ [моль/м³] на входе (поверхность 1) (Inflow);

- на острье ионизирующего электрода (поверхность 4) задается концентрация $C_{aer_m} = 1,5 \cdot 10^{-16}$ [моль/м³];
- на стенках рабочей камеры (поверхность 2) и поверхности БО (поверхность 7) концентрация равная 0 [моль/м³] – условие идеально адсорбирующей стенки;
- на выходе (поверхности 5 и 6) задается условие стока (Outflow): $-n \cdot D \nabla c = 0$.

Результаты

Влияние силы гравитации и диаметра частиц на их поток на поверхности биообъекта, а также на долю частиц, достигших поверхности биообъекта, изучалось в двух положениях рабочей камеры: вертикальном (ось рабочей камеры параллельна вектору силы гравитации \vec{g}) и горизонтальном (ось перпендикулярна вектору силы гравитации \vec{g}). Результаты исследования представлены на рис. 2-4.

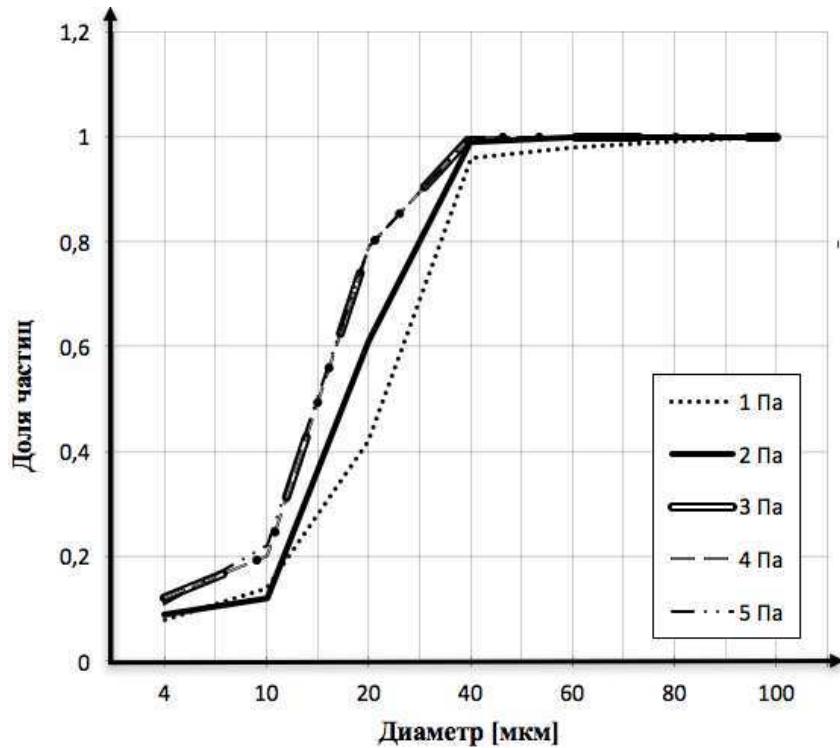


Рисунок 2 – Зависимость доли достигающих поверхности БО электроаэрозолей от их диаметра для расположенной вертикально рабочей камеры

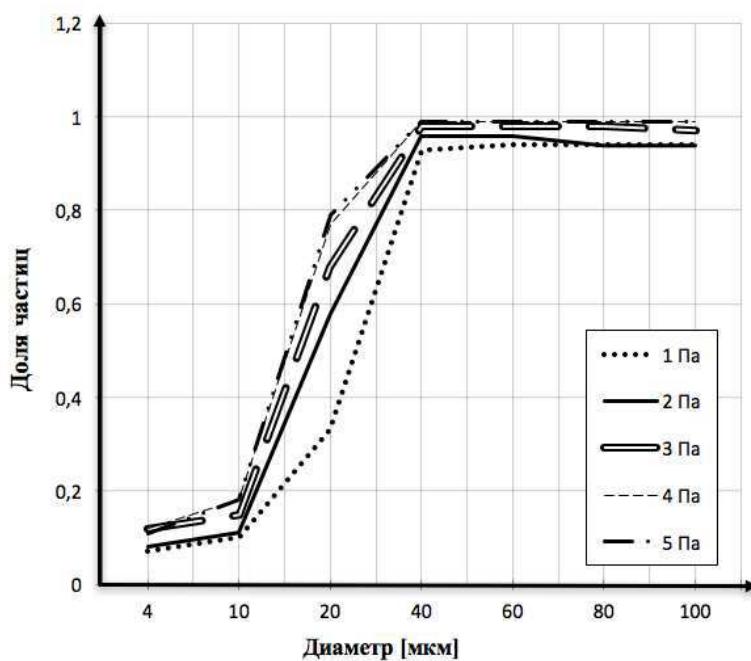


Рисунок 3 – Зависимость доли достигающих поверхности БО электроаэрозолей от их диаметра для рабочей камеры, расположенной горизонтально

Заключение

В работе было выявлено, что вне зависимости от положения рабочей камеры доля электроаэрозолей диаметром более 40 мкм, достигающих поверхности БО, составляет свыше 92% для диапазона давлений от 1 Па до 5 Па.

Библиографический список

- Spanholtz T. A., Theodorou P., Amini P., Spilker G. Severe Burn Injuries. Acute and Long-Term Treatment // Deutsches Arzteblatt Int. 2009. Vol. 106(38). P. 607–613. DOI: 10.3238/arztebl.2009.0607
- Jeschke M. G., Chinkes D. L., Finnerty C. C. et al. The pathophysiology response to severe burn injury // Ann Surg. 2008. Vol. 248(3). P. 387–401.
- Шеина А. Н. Аэрозольтерапия // Кремлевская медицина (клинический вестник). 2014. N 1. C. 154–160.
- Xiaoxia Xie, Lei Chen, Zhao-Qiang Zhang et al. Clinical study on the treatment of chronic wound with negatively-charged aerosol // Int J Clin Exp Med. 2013. Vol. 6 (8). P. 649–654.
- Harding Jr. E.M., Berg E.J., Robinson R.J. Diffusion in replica healthy and emphysematous alveolar models using computational fluid dynamics // ISRN Biomedical Engineering. 2013.
- El-Genk M.S., Yang In-Hwan. A numerical analysis of laminar flow in micro-tubes with a slip boundary // Energy Convers Manag. 2009. Vol. 50. P. 1481–1490.
- Labair H., Touhami S., Tilmantine A. et al. Study of charged particles trajectories in free-fall electrostatic separators // J. Electrostat. 2017.

THE STUDY OF ELECTROAEROSOL FLOWS DURING BURN INJURIES THERAPY

Karpukhin V.A., Mustafina K.S., Klimiashvili G.S.

Bauman State Technical University, christina.mustafina@gmail.com

The actuality of development of the device for local electroaerosol therapy of skin burns is grounded in this work. The device provides directed electroaerosol flow to wound surface and allows to adjust the velocity of this flow. The influence of diameter of electroaerosol particles and gravity force was studied to increase the efficiency of electroaerosol therapy. Solving this task, the geometrical and mathematical models of working chamber of the device were designed and computational experiment was conducted. The research determined the parameters of the charged aerosol particles, which allow the maximum flow of charged aerosol particles.

ЧИСЛЕННОЕ МОДЕЛИРОВАНИЕ ДИАГНОСТИЧЕСКОГО МЕДИЦИНСКОГО УЛЬТРАЗВУКА

Петров И.Б., Васюков А.В., Беклемышева К.А.

Московский физико-технический институт, petrov@mpt.ru

Ультразвук является, на сегодняшний день, одним из наиболее надежных и доступных инструментов медицинской диагностики. История численного моделирования ультразвука насчитывает несколько десятков лет, в течение которых было разработано большое количество методов и алгоритмов. При этом данная область исследований еще далека от завершения. Одной из нерешенных проблем является ультразвуковое исследование сосудов головного мозга. Костная ткань имеет реологические параметры, существенно отличающиеся от параметров мягких тканей. Это приводят к тому, что череп искажает волновые фронты, создавая артефакты и аберрации на изображении. Даже небольшие неровности черепа, вызванные индивидуальными особенностями, могут искажить итоговое изображение до полной нераспознаваемости.

Предложенная Р. Аслидом [1] методика неинвазивного ультразвукового исследования интракраниальных артерий непосредственно через кожу головы достаточно сложна в выполнении и освоении, требует от врача специальных знаний, обучения, желания и настойчивости при ее освоении [2]. Важным этапом техники транскраниального исследования является определение места на черепе (ультразвуковое окно), через которое УЗ сигнал может легко пройти кость без значительного затухания и получить доплеровский сигнал с интракраниальных артерий [3].

Работа [4] посвящена терапевтическому транскраниальному ультразвуку, в котором оператор ультразвукового аппарата опирается на информацию, полученную при помощи снимков высокого разрешения

со сканера магнитно-резонансной томографии. В работе [5] изучается распространение ультразвука в черепно-мозговом отделе человека и способы коррекции аберраций, вызванных черепом. Основной целью исследования было применение сфокусированного ультразвука в нейрохирургии, и предложенные методы опираются на томографические данные.

Конечной целью нашей работы является устранение аберраций при помощи данных, полученных исключительно при помощи ультразвука, что поможет снизить стоимость и длительность процедуры. Расчетные сетки, построенные по данным МРТ [6], используются только на данном этапе работ – для разработки математической и численной моделей распространения ультразвука и обработки сигнала в ультразвуковом датчике.

Одним из основных предположений, на которых основаны все ультразвуковые исследования, является предположение об отсутствии сдвиговых волн, а также постоянстве и равенстве скоростей звука в мягких биологических тканях. Подобное упрощение является приемлемым для исследования мягких тканей, так как сдвиговые волны в них затухают на расстоянии миллиметров от точки их возникновения в применяемом при ультразвуковом исследовании диапазоне частот [7].

Эта модель использовалась нами при моделировании ультразвукового сканирования медицинского фантома. При необходимости моделировать костную ткань этой модели недостаточно. Для математического моделирования волновых процессов в транскраниальной области использовалась полная система уравнений механики деформируемого твердого линейно упругого тела, дополненная моделью вязкости Максвелла [8]. Методика численного моделирования ультразвукового исследования биологических тканей была предложена в [8]. Эта работа посвящена моделированию распространения ультразвука в неоднородной среде с выделением различных тканей как отдельных материалов с существенно отличающимися свойствами и границами сложной формы. Одной из проблем, обозначенных в этой работе, является недостаток информации об алгоритмах обработки сигнала, применяемых в реальных датчиках, в открытых источниках.

Первым этапом работы было моделирование ультразвукового исследования медицинского фантома, и для этого нам пришлось использовать комбинацию сеточно-характеристического метода и метода трассировки лучей. Чтобы пояснить этот шаг, нужно рассмотреть три основных типа отклика, возникающих при ультразвуковом исследовании медицинских фантомов.

Зеркальный отклик (specular response, [9]) появляется при отражении диагностического импульса от контакта однородных материалов с различными упругими свойствами – от протяженных слоев или от сравнительно больших включений акустически контрастного материала. Такие отклики имеют большую амплитуду и сильно зависят от угла зрения – если граница имеет достаточный наклон к оси, соединяющей датчик и исследуемый объект, отраженный импульс не попадает на датчик. Особенно хорошо это видно при сканировании однородных объектов цилиндрической формы (например, трубочек с водой). На экране можно видеть отражения только от двух точек границы – самой ближней к источнику и самой дальней. Если датчик немного сместить, на экране появится отражение от других точек границы. Моделированию таких откликов посвящена работа [8].

Второй тип отклика – отклик от точечного отражателя. Хотя, с точки зрения механики, механизм его появления совпадает с первым типом – отражение упругой волны от контакта различных материалов – нам приходится рассматривать этот случай отдельно. При численном моделировании явное разрешение малых включений (размера порядка длины импульса) расчетной сеткой непрактично, так как даже локальное измельчение сетки приводит к заметному возрастанию необходимых вычислительных мощностей. Такой отклик имеет малую амплитуду и слабо зависит от угла обзора – при небольшом смещении датчика его положение не изменится. Отклик определяется достаточно простой формулой, и форма отражателя на него практически не влияет.

В работе [10] предлагается следующий подход к моделированию точечных отражателей. Каждый точечный источник добавляется "поверх" расчетной сетки, и общий отклик рассчитывается следующим образом. Распространение начального диагностирующего импульса в среде рассчитывается при помощи сеточно-характеристического метода [8]. Когда начальный импульс достигает точечного источника, в этой точке генерируется эффективный отклик. Распространение отклика от каждого из точечных отражателей рассчитывается методом трассировки лучей [11]. Отклик от каждого точечного отражателя на несколько порядков слабее начального импульса от источника. В силу этого можно учитывать отражение только начального импульса от точечных отражателей, а множественными переотражениями пренебречь.

Третий тип отклика – рассеянный отклик, который появляется при отражении от большого количества малых слабо контрастных включений неправильной формы [9]. На экране он выглядит как серый фон, и от концентрации включений зависит его яркость. Области, в которых отличается концентрация точечных источников (разные ткани человеческого организма), видны как разные оттенки серого. В фантомах этого эффекта добиваются за счет мелкой пыли из контрастного материала (например, оксидов металлов). В биологических тканях эффект появляется за счет мелких сосудов, связок, фрагментов соединительной ткани, клеточной структуры и т. д. Различные биологические ткани имеют различную структуру и различную яркость на экране, поэтому в медицинской практике такой отклик несет важную информацию об исследуемом организме. Прямое моделирование такого отклика при помощи сеточного метода требует измельчения сетки во всей расчетной области, существенно увеличивая необходимое расчетное время.

Для верификации используется установка ATL Ultramark 7, имеющая 8 битовый аналого-цифровой преобразователь с частотой оцифровки 12 МГц и секторной фазированной решеткой, содержащей 48 элементов, а также медицинский фантом Gammex 1430LE, основными отражающими элементами которого являются нейлоновые нити и трубочки с водой.

"Сырые" данные были получены в виде набора изображений. Каждое изображение было получено в следующем режиме: один датчик работал как источник сигнала, все остальные работали только в режиме приемника. Соответственно, на изображении каждый горизонтальный ряд пикселей соответствовал развертке сигнала по времени для соответствующего элемента фазированной решетки. Все датчики срабатывали по очереди, генерируя набор изображений.

Генерация В-скана проводилась согласно следующему алгоритму. Во-первых, создавался набор изображений, имитирующих последовательную фокусировку фазированной решетки в различных направлениях – по 230 лучам, угол сканирования 120^0 . Далее генерировался "сырой" В-скан, каждый ряд пикселей которого соответствует одному направлению сканирующего луча и получается сложением всех рядов пикселей одного из массивов, полученных на первом этапе. К этим В-сканам применялись узкополосная фильтрация и преобразование Гильберта[12]. После этого проводилась трансформация в секторный вид с интерполяцией значений между лучами.

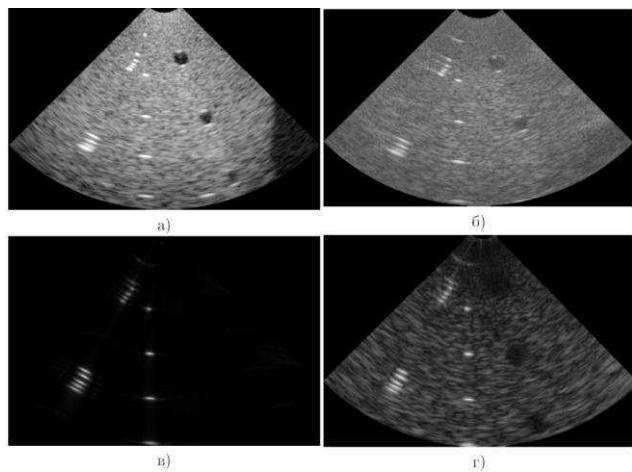


Рисунок 1 – В-сканы при сравнении расчетных и экспериментальных данных: а – данные с устройства и аналоговая обработка внутри датчика; б – данные с устройства и приведенная в [2017] цифровая обработка; в – расчетные данные для точечных источников, полученные при помощи комбинации сеточно-характеристического метода и метода трассировки лучей; г – расчетные данные для точечных источников и рассеянного отклика

В расчете при помощи сеточно-характеристического метода использовалась нерегулярная тетраэдralная сетка с $1.2 \cdot 10^6$ узлами. Точное количество точечных источников в медицинских фантомах не приводится в открытых источниках. В нашем численном эксперименте используется оценка $2 \cdot 10^4$ источников, которая дает визуально схожий фон.

Результаты сравнения расчета и экспериментальных данных представлены на рис. 1. На рис. 1 (а и б) большую часть изображения занимает серый фон – рассеянный отклик от контрастной мелкой пыли, нейлоновые нити видны как яркие белые точки, трубочки с водой – как темные круги на сером фоне и по два зеркальных отклика на каждую трубочку – на ближнем и дальнем от датчика краях. Положение точечных источников и зеркальных откликов соответствует экспериментальным данным, границы трубочек видны достаточно четко. Таким образом, основные шаги обработки сигнала в модели соответствуют реальному устройству. На рис. 1в представлен В-скан, полученный при помощи приведенного выше алгоритма по численным данным, при расчете которых учитывались только яркие точечные источники, соответствующие нейлоновым нитям. Так как рассеянный отклик не моделировался, серый фон отсутствует. На рис. 1г представлен В-скан, в котором к предыдущему расчету был добавлен рассеянный отклик. За счет этого можно видеть трубочки с водой как темные круги на сером фоне. Зеркальные отклики отсутствуют, так как использованная реализация метода трассировки лучей не моделирует преломления волновых фронтов на контакте материалов.

Можно видеть, что разработанная модель корректно отображает положение и вид отклика от точечных источников, а также, рассеянный отклик, но не отображает зеркальные отражения. Зеркальные отражения, рассеянный отклик и отклик от точечных источников в одном расчете можно получить либо при помощи модификации метода трассировки лучей, либо при объединении метода трассировки лучей с сеточно-характеристическим методом.

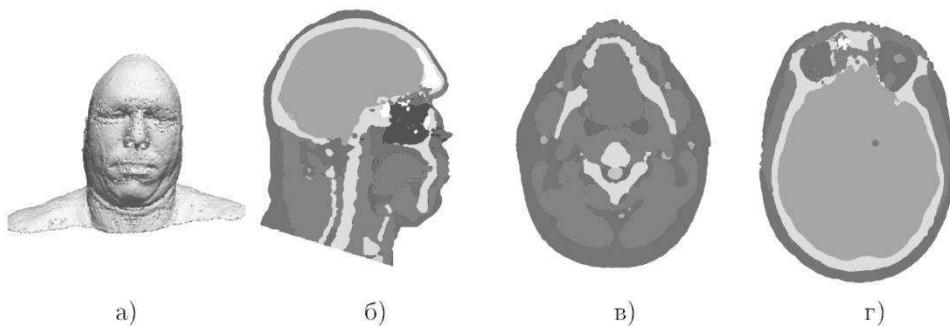


Рисунок 2 – Расчетная область: а – общий вид спереди; б – разрез в сагиттальной плоскости; в – разрез в трансверсальной плоскости на уровне крупных сосудов в верхней части шеи; г – разрез в трансверсальной области на уровне головного мозга

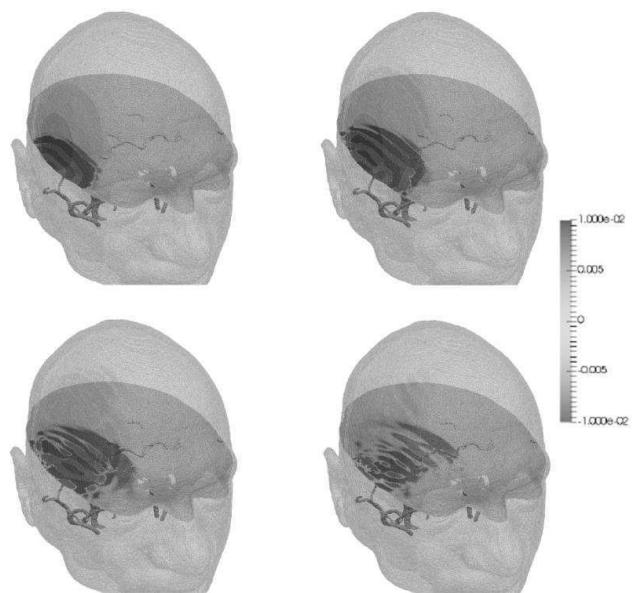


Рисунок 3 – Характерный вид волновой картины в черепно-мозговой области

Для моделирования распространения ультразвукового импульса в транскраниальной области использовалась нерегулярная тетраэдralная сетка [6]. Каждая ткань выделена как отдельное тело. Общий вид расчетной области и некоторые разрезы с обозначенными материалами представлены на рис. 2.

Пример характерной волновой картины приведен на рис. 3. Несмотря на то, что волны в кости приходится пройти большее расстояние из-за выпуклой формы черепа, на тыльную стенку она приходит в тот же момент, что и волна, распространявшаяся через мозг. Интерференция таких волн приводит к возникновению феномена "противоудара", известного в травматологии – повреждению тканей в области мозга, отдаленной от точки удара. В нашем случае возмущения слишком малы, чтобы вызывать повреждения. Волны, которые пойдут от тыльной стороны черепа, пойдут тем же путем, вызывая на датчике отклик с более высокой амплитудой, чем при исследовании того же объема однородного материала. На этот эффект будут влиять индивидуальные особенности пациента – форма черепа и механические свойства различных тканей.

Расчет черепно-мозговой области при помощи сеточно-характеристического метода с достаточной точностью, чтобы разрешить сосуды и получить интерпретируемое изображение на датчике, требует чрезвычайно большого времени. В связи с этим рассматривается возможность моделирования транскраниального УЗИ при помощи метода трассировки лучей, который накладывает меньшие требования на вычислительные ресурсы и более пригоден для массивного распараллеливания. При этом необходимо решить ряд вопросов, связанных с моделированием сдвиговых и поверхностных волн, которым уделяется достаточно мало внимания даже при решении задач сейсморазведки и технического ультразвука.

Библиографический список

1. R. Aaslid. Transcranial Doppler Sonography. Wien, New York: Springer – Verlag, 1987.
2. Desser T.S. Jedrzejewicz T. Bradley C. Native tissue harmonic imaging : Basic principles and clinical applications. Ultrasound Quart., (16):40-48, 2000.
3. Lopez A.J. Scheer J.K. Leibl K.E. Smith Z.A. Dlouhy B.J. Dahdaleh N.S. Anatomy and biomechanics of the cranivertebral junction. Neurosurg Focus, 38(4):1-8, 2015.

4. C. D. Arvanitis G. T. Clement N. McDannoldd. Transcranial assessment and visualization of acoustic cavitation: modelling and experimental validation. IEEE Trans. Med. Imaging, 34(6):1270-1281, 2015.
5. A. Kyriakou E. Neufeld B. Werner G. Szkely N. Kuster. Full-wave acoustic and thermal modelling of transcranial ultrasound propagation and investigation of skull-induced aberration correction techniques: a feasibility study.. J. Therapeutic Ultrasound, 3(11), 2015.
6. Danilov A.A. Salamatova V.Yu. Vassilevski Yu.V. Mesh generation and computational modeling techniques for bioimpedance measurements: an example using the vhp data. J. Phys.: Conf. Series, 407(1):012004, 2012.
7. Madsen E.L. Satho H.J. Zagzebski J.A. Ultrasonic shear wave properties of soft tissues and tissuelike materials. J. Acoust. Soc. Am., 74(5):1346-1355, 1983.
8. K. A. Beklemysheva A. A. Danilov G. K. Grigoriev A. O. Kazakov N. S. Kulberg I. B. Petrov V. Yu. Salamatova Yu. V. Vassilevski A. V. Vasyukov. Transcranial ultrasound of cerebral vessels in silico: proof of concept. Russian Journal of Numerical Analysis and Mathematical Modelling, 31(5):317-328, 2016.
9. N. M. Tole H. Ostensen. Basic Physics of Ultrasonographic Imaging. World Health Organization, 2005.
10. K. A. Beklemysheva G. K. Grigoriev A. O. Kulberg I. B. Petrov V. Yu. Vassilevski A. V. Vasyukov. Numerical modelling of medical ultrasound: Phantom-based verification // Russian Journal of Numerical Analysis and Mathematical Modelling 32(5), 2017.
11. N. Rawlinson J. Hauser M. Sambridge. Seismic ray tracing and wavefront tracking in laterally heterogeneous media. Advances in Geophysics, 49:203-273, 2008.
12. Сергиенко А.Б. Цифровая обработка сигналов. Спб: Питер, 2006.

NUMERICAL MODELING OF DIAGNOSTIC MEDICAL ULTRASOUND

Petrov I.B., Vasyukov A.V., Beklemysheva K.A.
Moscow Institute of Physics and Technology, petrov@mipt.ru

Diagnostic medical ultrasound encounters a number of problems concerning cerebral vessels. Bone tissue refracts and distorts elastic wavefronts, making the resulting picture on the device unreadable. Several research teams worldwide consider these problems, but none of them have reached a reliable and easily implemented method for now. One of the main problems in modeling transcranial ultrasound is considering shear and surface waves in bone tissue, which dissipate slowly enough and are fast enough themselves to travel around the skull and leave high amplitude noise on the sensor before the diagnostic pulse returns from vessels under consideration. A full calculation, solving a system of equations of elasticity in every grid node, requires an immense amount of time. Ray tracing method requires less computational resources, but its usage for shear and surface waves in complex areas is still under consideration.



МОДЕЛИРОВАНИЕ БИЗНЕС-ПРОЦЕССА ОБНАРУЖЕНИЯ НЕШТАТНЫХ СИТУАЦИЙ В ПРОЦЕССЕ ТРАНСПОРТИРОВКИ ГАЗА ПО ЛИНЕЙНОЙ ЧАСТИ МАГИСТРАЛЬНОГО ГАЗОПРОВОДА

Цепелев Д.А.

Федеральное государственное бюджетное образовательное учреждение высшего образования «Владимирский государственный университет имени Александра Григорьевича и Николая Григорьевича Столетовых», dmitry.a.tsepelev@gmail.com

Газотранспортная система России (ГТС) по протяженности и количеству транспортируемого газа не имеет аналогов в мире. Многониточные магистральные газопроводы (ММГ) высокого давления протяженностью более 3000 км транспортируют газ потребителям внутри России, в страны СНГ и Западной Европы. Однако уже на настоящий момент доля магистральных газопроводов старше 33 лет (нормативный срок службы) составляет более 21% от общей протяженности ММГ, что может послужить причиной аварийных ситуаций, связанных с разрывами трубопровода. Как правило, аварийные ситуации на ММГ приносят значительные финансовые потери, чреваты экологическими катастрофами и даже могут привести к человеческим жертвам. Для предотвращения разрывов ММГ используют современные технологии реконструкции антакоррозионного мониторинга аппаратно-программными средствами, после чего выполняют ремонт изношенных участков. Данные мероприятия снижают риск возникновения аварий, однако полностью предотвратить их не в силах.

Одним из путей решения задачи выявления и локализации нештатных ситуаций может быть постоянный тренинг на имитаторах аппаратно-программных средств диспетчерского пункта, работающих в режиме реального времени. Однако при возникновении аварийной ситуации в силу условий жесткого лимита времени, фактора неожиданности и большой информационной нагрузки, в ходе ликвидации аварии могут происходить ошибки. Для исключения ошибочных действий диспетчерского персонала создаются системы поддержки

принятия решений (СППР) на основе автоматизации анализа данных реального времени (РВ) систем автоматики КС и телемеханики ЛЧ [1].

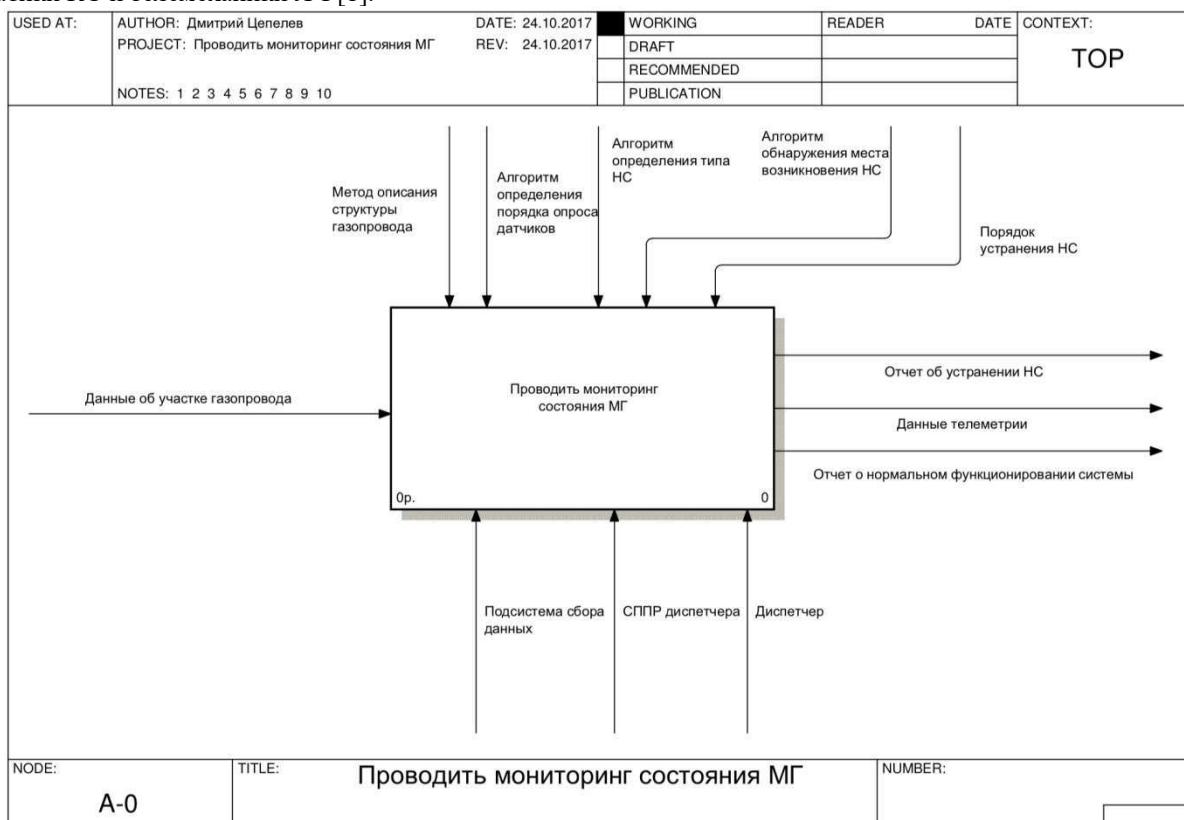


Рисунок 1 – IDEF0-диаграмма нулевого уровня

Для лучшего понимания предметной области необходимо представить бизнес-процессы в виде формальной модели. Для описания бизнес-процессов будем использовать методологию SADT, возникшую в конце 60-х годов как средство поддержки структурного программирования и решения задачи проектирования крупномасштабных человеко-машинных систем систем. SADT (Structured Analysis and Design Technique) является методологией структурного проектирования и анализа, которая предназначена для интеграции процесса моделирования, управления конфигурацией проекта, использования дополнительных языковых средств и руководства проектом с использованием универсального графического языка.

Для описания процесса обнаружения нештатных ситуаций будем использовать модель типа IDEF0. IDEF0 представляет собой методологию функционального моделирования и графическую нотацию, предназначенную для описания и формализации бизнес-процессов. В IDEF0 изучаются логические отношения между видами работ, а не их последовательность во времени [2].

На рисунке 1 представлен контекстный (нулевой) уровень модели IDEF0, построенной для процесса мониторинга состояния магистрального газопровода.

Входом для блока “Проводить мониторинг состояния МГ” является информация об участке газопровода. Механизмами исполнения данного бизнес-процесса являются диспетчер КП, а также СППР диспетчера и подсистема сбора данных. Механизмами регулирования являются метод описания структуры газопровода, порядок устранения НС, а также различные алгоритмы, такие как алгоритм определения порядка опроса датчиков, алгоритм определения типа НС и алгоритм обнаружения места возникновения НС. Результатами работы блока являются собранные данные телеметрии, и отчеты об устранных НС и нормальном функционировании системы.

На рисунке 2 представлена декомпозиция диаграммы нулевого уровня модели IDEF0, построенной для процесса мониторинга состояния магистрального газопровода.

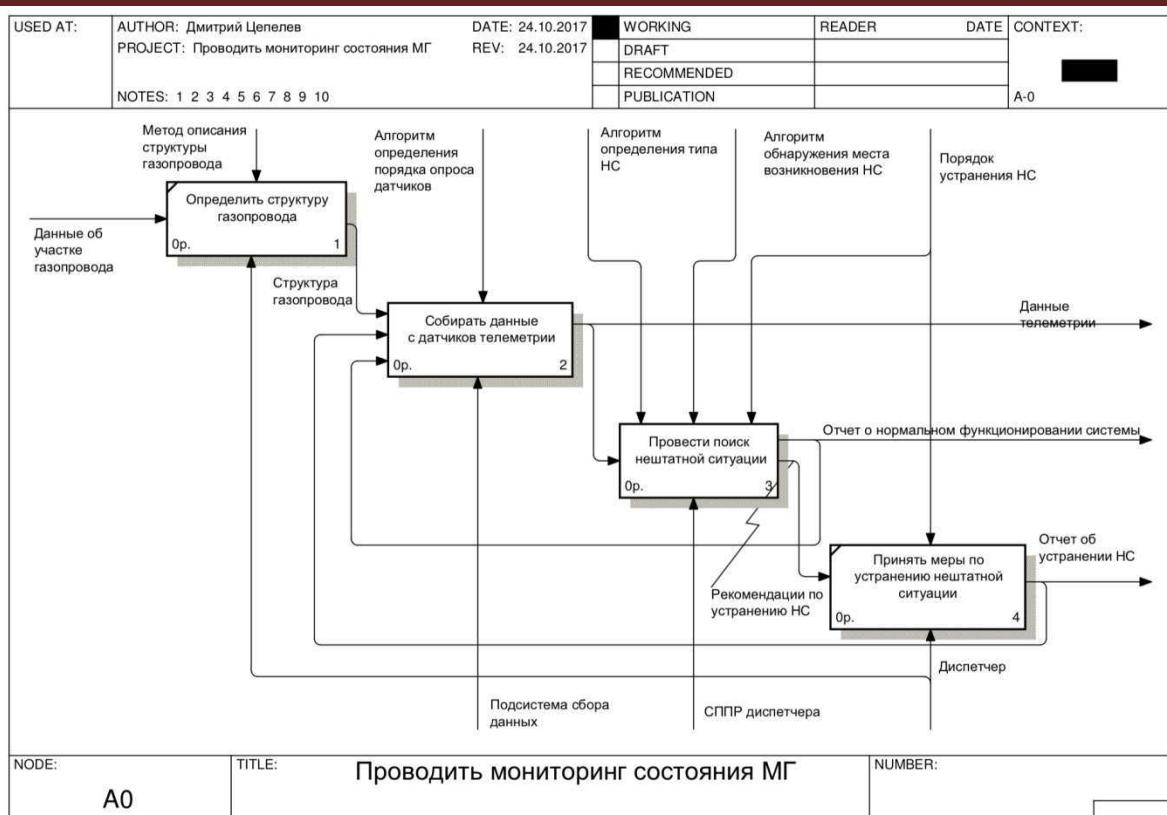


Рисунок 2 – IDEF0-диаграмма первого уровня

Декомпозиция включает в себя четыре блока: определить структуру газопровода, собирать данные с датчиков телеметрии, провести поиск нештатной ситуации, принять меры по устранению нештатной ситуации.

Блок «Определить структуру газопровода» принимает на вход данные об участке газопровода и отвечает за формирование структуры газопровода, используемой для сбора данных с телеметрии. Блок «Собирать данные с датчиков телеметрии» отвечает за опрос телеметрии на основе заданного алгоритма определения порядка опроса и знаний о структуре газопровода. Собранные данные телеметрии передаются в качестве выхода блока. Блок «Определить структуру газопровода» принимает на вход данные об участке газопровода и отвечает за формирование структуры газопровода, используемой для сбора данных с телеметрии. Блок «Провести поиск нештатной ситуации» отвечает за обнаружение НС на линейной части магистрального газопровода, и, в случае ее обнаружения, блок «Принять меры по устранению нештатной ситуации» формирует рекомендаций по ее устранению.

На рисунке 3 представлена диаграмма подпроцесса сбора данных с датчиков телеметрии. Декомпозиция включает в себя три блока: определить порядок опроса датчиков, провести опрос датчиков, подготовить данные для передачи в подсистему поиска НС.

Блок «Определить порядок опроса датчиков» принимает на вход данные о структуре газопровода, а также отчеты о предыдущих состояниях системы и отвечает за создание порядка опроса датчиков телеметрии на основе алгоритма определения порядка опроса датчиков. После проведения опроса (блок «Провести опрос датчиков») данные передаются в блок «Подготовить данные для передачи в подсистему поиска НС».

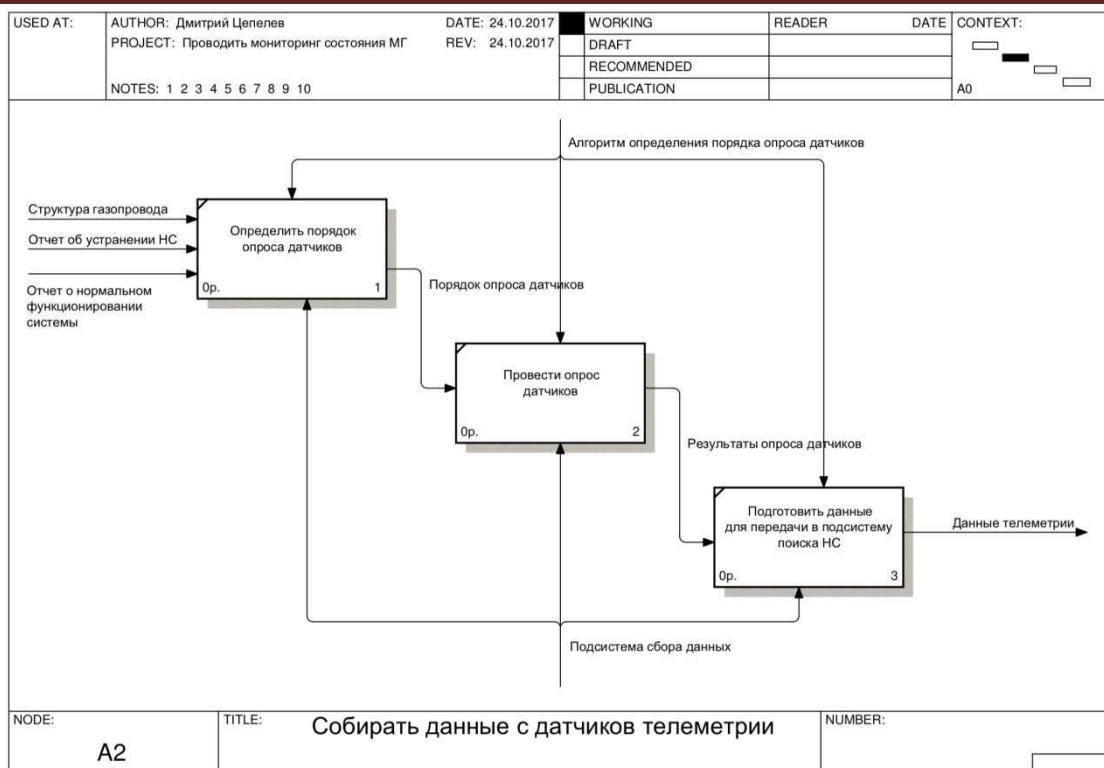


Рисунок 3 – IDEF0-диаграмма второго уровня «Собирать данные с датчиков телеметрии»

На рисунке 4 представлена диаграмма обнаружения нештатной ситуации. Декомпозиция включает в себя три блока: определить тип нештатной ситуации, определить место возникновения нештатной ситуации, выработать рекомендации по устранению нештатной ситуации.

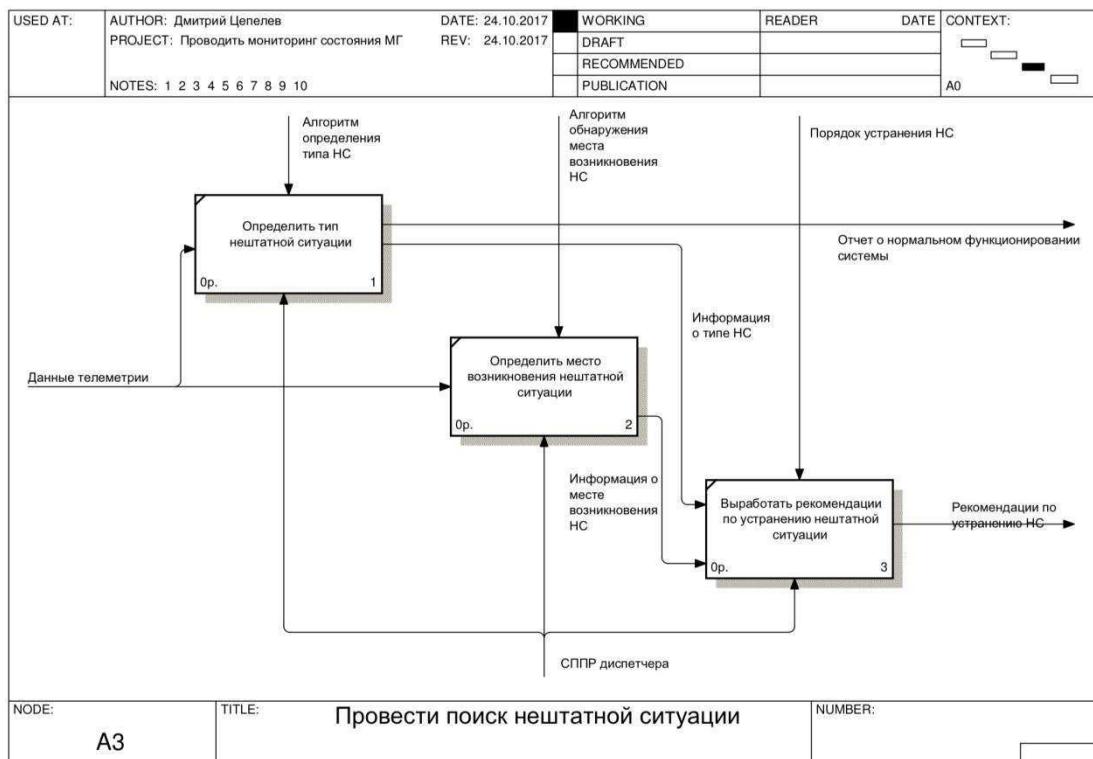


Рисунок 4 – IDEF0-диаграмма второго уровня «Провести поиск нештатной ситуации»

Блок «Определить тип нештатной ситуации» принимает на вход данные телеметрии и отвечает принимает решение о наличии и типе НС на основе предопределенного алгоритма. В случае обнаружения НС производится определение места ее возникновения (блок «Определить место возникновения нештатной

ситуации») и выработка рекомендаций по ее устранению (блок «Выработать рекомендации по устранению нештатной ситуации») [3].

Библиографический список

1. Методы и модели поддержки принятия решений в нештатных ситуациях при эксплуатации магистральных трубопроводных сетей : монография / Александров Д.В., Бухвалов И.Р., Гусев М.А., Проскурина Г.В., Кокорин А.В. – Под ред. Д.В. Александрова. – М.: Финансы и статистика, 2013. – 240 с. – ISBN 978-5-279-03531-1.
2. SADT. Structured Analysis and Design Techniques / by Marca D., McGowan Clement. - McGraw-Hill, 1987, 392 с. – ISBN 978-0070402355.
3. Цепелев Д.А. Салех Х.М., Александров Д.В., Бухвалов И.Р. Подходы к повышению эффективности системы поддержки принятия решений диспетчера линейно-производственного управления магистрального газопровода. Вузовская наука – региону, Вологда, 2017, с. 110-113, ISBN 978-5-87851-758-4

MODELLING THE BUSINESS PROCESS OF DETECTING EMERGENCY SITUATIONS DURING THE GAS TRANSPORTATION THROUGH THE LINEAR PART OF GAS TRUNK

Tsepelev D.A.

Vladimir State University, dmitry.a.tsepelev@gmail.com

The article describes the process of modelling a business process of detecting emergency situations on the gas transportation system while transferring gas through the linear part. In the introduction author gives the brief overview of the domain area and proposes to model the process using the SADT (IDEF0) methodology. At the main part author discusses three-level decomposition (4 diagrams).



КЛАСТЕРНЫЙ АНАЛИЗ В ЗАДАЧЕ ФОРМИРОВАНИЯ МОРФОЛОГИЧЕСКОГО ОПИСАНИЯ ПСЕВДОФАЗОВОГО ПОРТРЕТА РИТМОГРАММ

Хачатрян К.С., Манило Л.А.

Санкт-Петербургский государственный электротехнический университет «ЛЭТИ», karinasmbatovna@gmail.com, lmanilo@yandex.ru

Формирование набора признаков во многом определяет эффективность процедур, применяемых при распознавании биомедицинских сигналов [1]. Поэтому в задаче классификации аритмий по псевдофазовому портрету ритмограмм основное внимание уделено оценке информативности морфологических признаков с целью оптимизации признакового пространства.

Для проведения исследования использовались реальные сигналы из баз данных: MIT-BIH Atrial Fibrillation Database, MIT-BIH Arrhythmia Database и Normal Sinus Rhythm RR Interval Database [2].

В соответствии с видами ритмов (НР - нормальный ритм, ЧЭ – частая экстрасистолия, МА – мерцательная аритмия) были сформированы три группы данных морфологических признаков псевдофазового портрета ритмограмм. Для каждой группы ритма было обработано по 50 реализаций, представляющих собой последовательности кардиоциклов длиной 300 отсчетов. Описание каждого класса содержит следующие признаки псевдофазового портрета: периметр; площадь; коэффициент; длина ломаной линии, составляющей псевдофазовый портрет; средняя длина линий, составляющих ломаную; количество «скаков» и количество точек в диапазоне (0-45)°. Метод построения портрета и способы расчета морфологических признаков были представлены ранее на конференции «The 20th Conference of Open Innovations Association FRUCT and ISPIT 2017 conference» [3].

Информативность морфологических признаков оценивалась с помощью методов: Фишера, Шеннона и накопленных частот [4]. На первом этапе была определена информативность признаков для случая распознавания двух классов: НР и патологии (П), объединяющей ЧЭ и МА; на втором этапе - для классов ЧЭ и МА. Сводная таблица 1 отражает результат оценки информативности семи морфологических признаков псевдофазового портрета для двух задач распознавания.

Таблица 1

Результаты оценки информативности семи морфологических признаков

Задача	Методы	Периметр	Площадь	Коэффициент	Длина кривой	Средняя длина	Скачки	Кол-во точек
		1	2	3	4	5	6	7
Нормальный ритм - Патология	Метод Фишера	12.80	1.46	1.28	3.01	3.01	2.76	1.64
	Метод накопленных частот	50	38	42	50	50	50	34
	Метод Шеннона	1.00	0.73	0.58	0.96	0.96	1.00	0.60
Частая экстрасистолия - Мерцательная аритмия	Метод Фишера	0.37	0.02	0.02	0.49	4.27	3.02	1.79
	Метод накопленных частот	22	10	15	44	44	38	34
	Метод Шеннона	0.27	0.35	0.12	0.79	0.77	0.71	0.60

Проанализировав данные таблицы, можно прийти к выводу о том, что каждый из методов справился с поставленной задачей - выявить наиболее информативные признаки, по которым в дальнейшем можно провести классификацию ритмограмм. Анализ полученных данных для двух задач показывает, что по всем трем методам наименьшую информативность имеет коэффициент и площадь, ограниченная контуром псевдофазового портрета. Далее для оценки взаимосвязи выбранных морфологических признаков была построена матрица парных коэффициентов корреляции. Из анализа матрицы следовало, что признаки 4, 5 и 6 сильно коррелированы, поэтому для дальнейшей работы можно оставить только один из них - признак 4 (длина ломаной линии, составляющей псевдофазовый портрет).

Затем был проведен кластерный анализ данных с помощью метода К-средних [5]. Для каждого из используемых описаний было найдено количество ошибочных определений для данного класса, т.е. для каждого класса определено количество точек, которые не были распознаны алгоритмом кластеризации как его собственные объекты. Вычисление дистанции проведено по алгоритму Squared Euclidean с числом повторений кластеризации при разных начальных положениях центроидов равном 5. На первом этапе для кластеризации были использованы все признаки. Количество ошибочных решений составило: 0 – НР, 48 – ЧЭ, 49 – МА. Относительная величина ошибки равна 0.386. На рис. 1 представлен график распределения объектов на плоскости, полученной методом снижения размерности с использованием линейного дискриминанта Фишера [1].

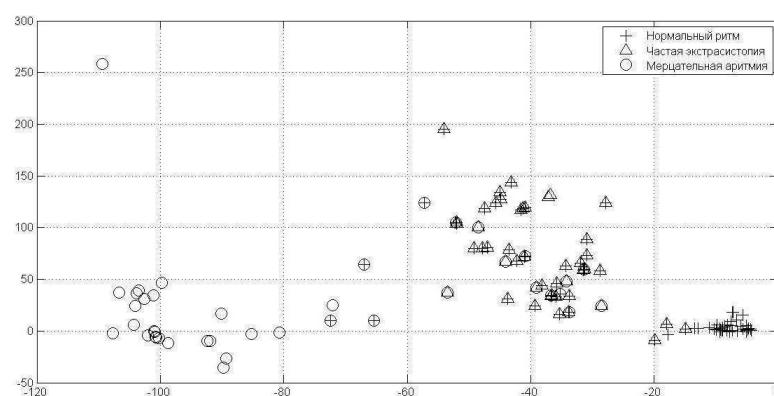


Рисунок 1 – Распределение объектов трех классов с использованием всех признаков

Для оценки качества кластеризации найдены суммы расстояний от каждой точки кластера до центра соответствующего ей кластера: для первого кластера $2.2 \cdot 10^{10}$, для второго кластера $2.3 \cdot 10^4$ и для третьего кластера 0. Такой разброс сумм говорит о неверной классификации. Причиной этого может служить недостаточная однородность признаков или их недостаточная информативность. Поэтому на следующем этапе из описания портрета удален самый неинформативный признак и проведена кластеризация объектов. На рис. 2 представлен график распределения объектов по классам для описания без включения самого неинформативного признака (признак 3, коэффициент).

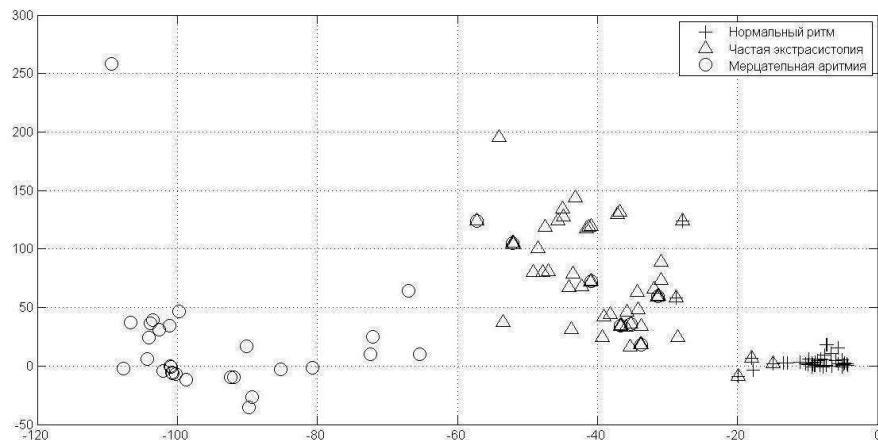


Рисунок 2 – Распределение объектов по классам для описания с исключенным малоинформативным признаком

Для этого случая количество ошибок равно: 0 - НР, 6 - ЧЭ, 7 - МА. Относительная ошибка равна 0.0866. Суммы расстояний по классам равны соответственно: $3.7 \cdot 10^8$, $2.6 \cdot 10^7$, $8.9 \cdot 10^7$. Суммы имеют один порядок величины, что является критерием нормальной кластеризации.

Далее были построены графики силуэтов. Силуэт относится к методу интерпретации и проверки согласованности в кластерах данных. Этот метод обеспечивает удобное графическое представление того, насколько хорошо каждый объект группируется внутри своего кластера. Минимальное значение силуэта показывает наихудшую точку, для которой связь с данным классом минимальна, т.е. если точка точно попадает в какой-либо кластер, то значение силуэта должно быть равно 1, если точно попадает в другой, то -1. Среднее значение определяет насколько хорошо прошла кластеризация в целом, т.е. если среднее равно 1 - это значит, что получено идеальное разделение. На рис. 3 представлен график силуэтов без использования самого неинформативного признака (коэффициент).

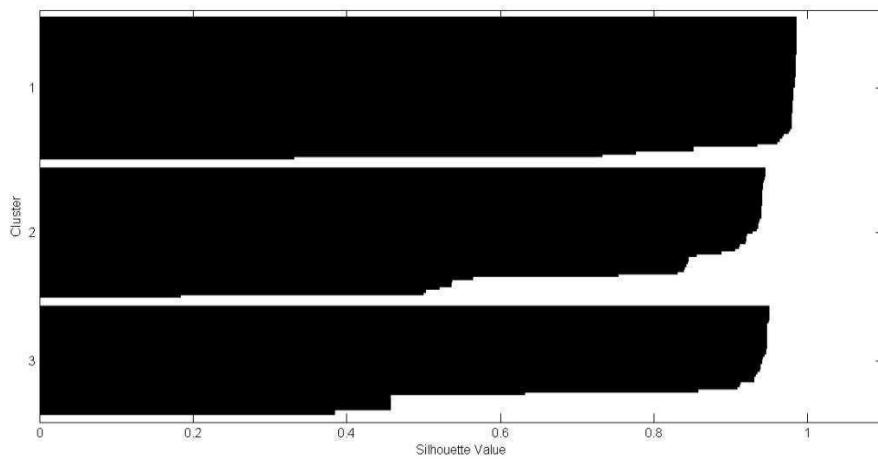


Рисунок 3 – График силуэтов для описания ритмограмм с исключенным малоинформативным признаком

По графику видно, что минимальное значение силуэта равно 0.183, среднее значение – 0.884.

Учитывая данные матрицы корреляции о значительной связи признаков 4, 5 и 6, из последующего анализа были исключены два коррелированных признака (средняя длина кривой и количество «скачков»). На рис. 4 представлено распределение объектов по классам НР, ЧЭ, МА для сокращенного описания без самого неинформативного признака и двух коррелированных признаков.

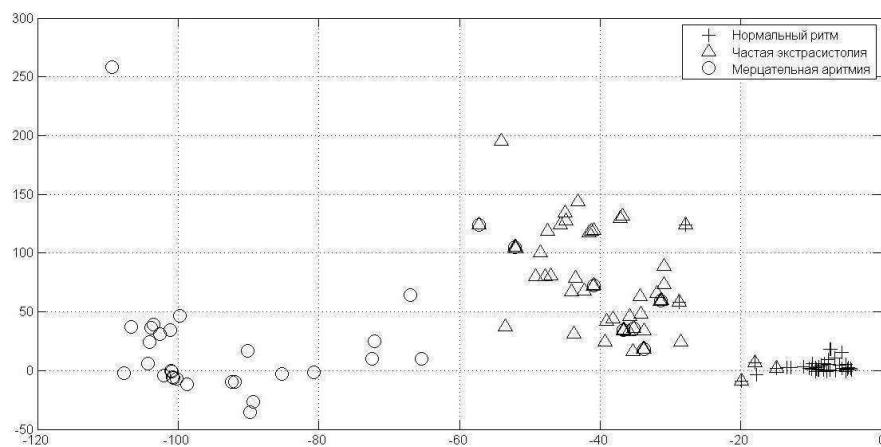


Рисунок 4 – Распределение объектов по классам для описания с исключенным неинформативным признаком и двумя сильно коррелированными признаками

Количество ошибок равно: 0- НР, 6 - ЧЭ, 7- МА. Относительная ошибка кластеризации равна 0.0866. Суммы расстояний по классам соответственно равны: $2.4 \cdot 10^7$, $3.2 \cdot 10^8$, $8.1 \cdot 10^7$. Суммы имеют один порядок величины, что является критерием нормальной кластеризации. На рис. 5 представлен график силуэтов для данного случая. По графику видно, что минимальное значение силуэта равно 0.183, среднее значение – 0.884.

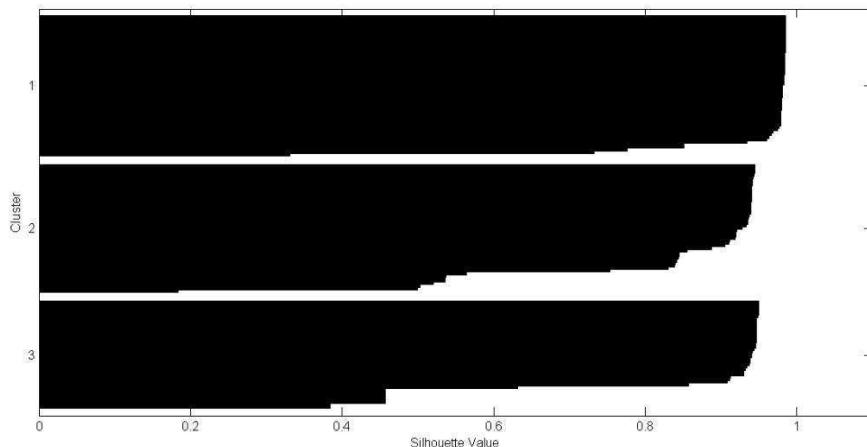


Рисунок 5 – График силуэтов для описания ритмограмм с исключенными одним неинформативным и двумя коррелированными признаками

По результатам кластеризации можно сделать вывод о том, что, отбросив только самый неинформативный признак, мы получаем хороший показатель разделения классов. При исключении из описания двух коррелированных признаков (длина кривой и количество «скакчков») эффективность кластеризации не уменьшается. Поэтому для дальнейшей работы можно анализировать классы ритмограмм по следующему набору признаков: периметр, площадь, длина ломаной линии, количество точек в заданном диапазоне.

Анализ полученных данных показывает, что каждый из методов справился с поставленной задачей – выявил наиболее информативные признаки, по которым в дальнейшем можно провести классификацию ритмограмм. Исключив из рассмотрения неинформативные признаки, мы получаем хорошую группировку объектов. Следовательно, сформировав таким образом набор морфологических признаков псевдофазового портрета, можно решать задачу распознавания по ритмограмме классов нормального ритма, частой экстрасистолии и мерцательной аритмии.

Работа поддержана грантами РФФИ №16-01-00159 и №18-07-00264.

Библиографический список

1. А.П. Немирко, Л.А. Манило, А.Н. Калиниченко Математический анализ биомедицинских сигналов и данных. – М.: ФИЗМАТЛИТ. 2017. – 248 с.
2. MIT-BIH Arrhythmia Database. Available from MIT-BIH database distribution // Massachusetts Institute of Technology. URL: <http://www.physio-net.org/physiobank/database/mitdb>; <http://ecg.mit.edu>.
3. K. Khachatryan, L. Manilo, A. Anisimov, The Method of Analysis Pseudo-phase Portrait in the Problem of Recognition of Biomedical Signals. Proceeding of 20th conference of FRUCT association 3-7 April 2017, pp 146–153.

4. Дж. Ту, Р. Гонсалес. Принципы распознавания образов. – М.: Мир, 1978. – 390 с.

5. Сирота А.А. Методы и алгоритмы анализа данных и их моделирование в MATLAB: учеб. пособие. М – СПб.: БХВ-Петербург, 2016. – 384 с.

CLUSTER ANALYSIS IN THE PROBLEM OF FORMING THE MORPHOLOGICAL DESCRIPTION OF THE PSEUDO PHASE PORTRAIT OF RHYTHMOGRAM

Khachatryan K.S., Manilo L.A.

Saint-Petersburg State Electrotechnical University "LETI", karinasmbatovna@gmail.com, lmanilo@yandex.ru

In article the application of the cluster analysis for an estimation of informational content of morphological signs of a pseudo-phase portrait of rhythmograms is considered. Cluster analysis is represented by the K-means method based on the partitioning of the set of elements of a vector space by a predetermined number of clusters k. To assess the quality of clustering, a silhouette was plotted.

МАТЕМАТИЧЕСКАЯ МОДЕЛЬ СБОРКИ ДЕНДРИМЕРОВ ДЛЯ НАНОФАРМАКОЛОГИИ

Рай В. Г.¹, Кисляков А.Н.¹, Рай Т.Ф.², Герасимов К.А.¹

1. Владимирский филиал Российской Академии Народного Хозяйства и Государственной Службы при Президенте РФ /Владимир

2. Владимирский Государственный Университет им. А.Г Н.Г. Столетовых/Владимир

В настоящее время активно развивается сравнительно новая область химии высокомолекулярных соединений, связанная с синтезом трёхмерных разветвлённых полимеров и олигомеров, называемых дендримерами [1,2]. Этот класс соединений интересен тем, что при их получении с каждым элементарным актом роста дендримера количество разветвлений в простейшем случае увеличивается в геометрической прогрессии. С увеличением молекулярной массы таких соединений изменяются форма и жесткость молекул, что, как правило, сопровождается изменением физико-химических свойств дендримеров, таких как вязкость, растворимость, плотность и др. Дендримеров способны образовывать комплексы с другими молекулами, причем стабильность таких комплексов контролируется состоянием внешней среды. Это открывает возможности использования дендримеров в медицине в качестве носителей для направленной [доставки генов](#) или [лекарственных веществ \(векторов\)](#). Начальная стадия этого процесса представлена на рис. 1а. Рождение разветвленных «ветвей» дендримеров поставило задачу их математического описания, с учетом направлений, в котором идет процесс, с точки зрения математики являющимся ориентированным графом, а при наличии связей между «ветвями» своеобразным «лабиринтом» (рис.1б) или даже сетью.

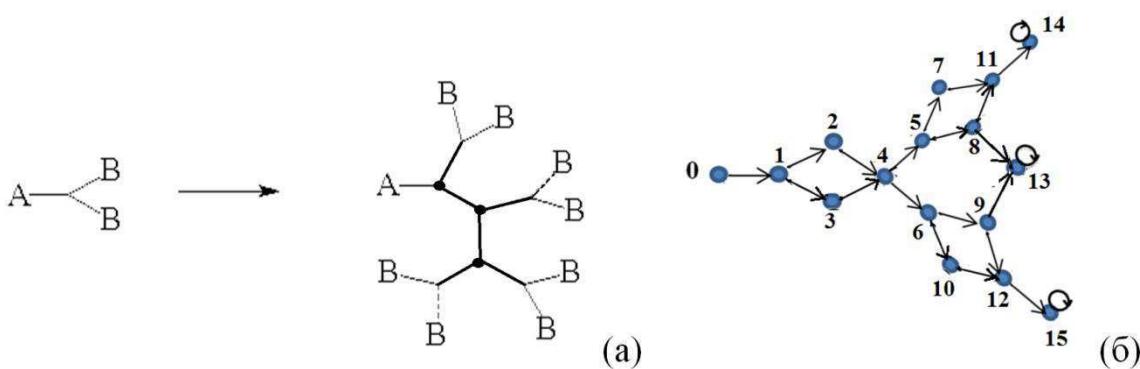


Рисунок 1- Начало синтеза дендримеров (а) и «лабиринт» со связями (б)

Как известно из истории науки, любое описание объектов и систем становится более понятным и экономным, если использовать математический аппарат симметрии [3]. Группы симметрии, с точки зрения классификации множеств в математике характеризуются рядом свойств бинарных операций (умножения или сложения), таких как: (1) замкнутостью: $ab = c$, где операция c так же является операцией, принадлежащей этой группе. (2) наличием единицы 1 (тождественного преобразования, то есть $1a = a$), (3) ассоциативностью преобразований: $a(bc) = (ab)c$ и (4) наличием обратного преобразования: $aa^{-1}=1$. Поэтому для любой группы симметрии можно записать таблицу умножения (или сложения). Если у различных систем или объектов таблицы умножения преобразований симметрии тождественны, то такие группы называют изоморфными. Математиком Кэли для конечных множеств было доказано, что группы преобразований системы и группа перестановок чисел являются изоморфными. Поэтому можно считать, что таблица Кэли является своеобразной

числовой кодировкой любой конечной группы преобразований симметрии системы и «отражает» структуру этой системы. В следствие выше сказанного, можно для любого преобразования системы выбрать последовательный набор чисел и их перестановку, а затем записать это в виде двустрочной матрицы вида: строка верхняя (что было) - (0 1 2 3 4) и нижняя (что стало) - (1 0 2 4 3). Эта запись преобразования (по стрелке) означает, что $0 \rightarrow 1$, $1 \rightarrow 0$, $2 \rightarrow 2$, $3 \rightarrow 4$, $4 \rightarrow 3$. Поэтому для экономичности записи преобразования в группе симметрии и в компьютерной программе можно оставлять только нижние символы. Однако, уже при простом учете направлений связи между атомами в какой-либо молекулярной структуре такой формой записи преобразований воспользоваться не удается. Так, например, в одной из расшифрованных нами структур комплексных соединения с карбамидом [4], ссылки на которые можно найти в Кембриджском банке молекулярных соединений [5] (рефкоды: «URCONT» (рис.2а) и «WOKNIT») (рис. 2б), направления внутрикомплексных водородных связей (рис. 2б) приводят к двустрочной матрице:
$$\begin{pmatrix} 0 & 1 & 2 & 3 & 4 & 5 \\ 2 & 2 & 3 & 5 & 5 & 0 \end{pmatrix}$$
 Очевидно,

матрица уже не кодирует классическую симметрию молекулярной структуры комплексного катиона. Это дало основание считать операцию перестановки, как преобразование с «нарушенной» симметрией, а все последующие нарушения, возможные при описании систем и структур, считать группами с «дефектом», или просто, *группами нарушенной симметрии* (ГНС).

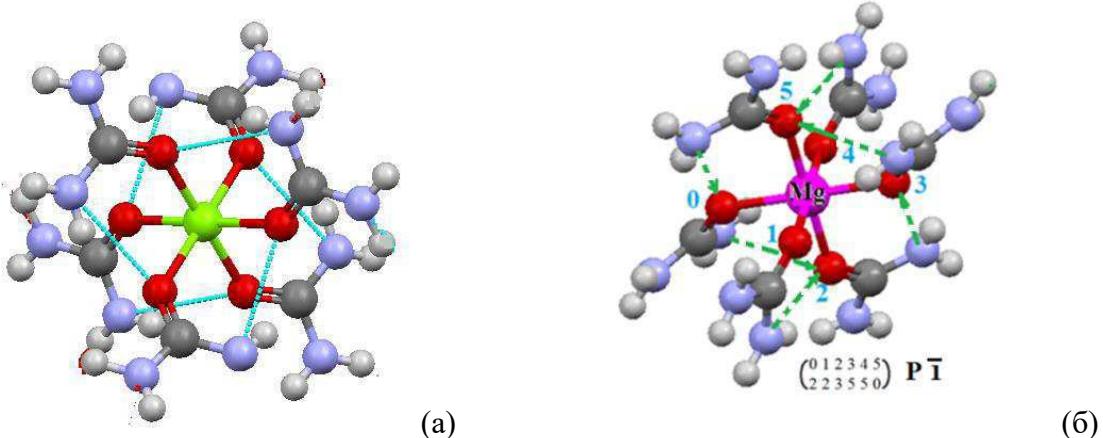


Рисунок 2- Структуры комплексных соединений «URCONT» и «WOKNIT» [5] с внутрикомплексными водородными связями

Расчеты соответствующих бинарных произведений матриц «с дефектом» в исследуемой структуре комплекса приводят к табл. 1. В ней представлены: запись элементов матриц, таблица умножения и запись элементов «в подциклах», что можно проверить непосредственно, перемножая матрицы $g[1]$ циклически: $g[1] = g[1]$, $(g[1])^2 = g[2]$, $(g[1])^3 = g[3]$, а $(g[1])^4 = (g[4])$.

Таблица 1

Таблица умножения подстановок с нарушенной симметрией на структуре из 6 точек (атомов) (по рис. 1б) и запись операций «в подциклах»

$$\begin{aligned} g[0] &= (0 \ 1 \ 2 \ 3 \ 4 \ 5); \quad g[0] \ g[1] \ g[2] \ g[3] \ g[4] \ g[5] = (0)(1)(2)(3)(4)(5) \\ g[1] &= (2 \ 2 \ 3 \ 5 \ 5 \ 0); \quad g[1] \ g[2] \ g[3] \ g[4] \ g[5] = (0 \ 2 \ 3 \ 5)[1(2 \ 3 \ 5 \ 0)[4(5 \ 0 \ 2 \ 3)] \\ g[2] &= (3 \ 3 \ 5 \ 0 \ 0 \ 2); \quad g[2] \ g[3] \ g[4] \ g[5] = (0 \ 3)[1(3 \ 0)](2 \ 5)[4(0 \ 3)] \\ g[3] &= (5 \ 5 \ 0 \ 2 \ 2 \ 3); \quad g[3] \ g[4] \ g[5] = (0 \ 5 \ 3 \ 2)[1(5 \ 3 \ 2 \ 0)][4(2 \ 0 \ 5 \ 3)] \\ g[4] &= (0 \ 0 \ 2 \ 3 \ 3 \ 5); \quad g[4] \ g[5] = (0)[1(0)][2(3)][4(3)][5] \end{aligned}$$

Полная визуализация преобразований этой группы представлена в работе [4].

Двойные водородные связи составляют основу не только в полимерах и в комплексных соединениях, но и в «чистой» молекулярной структуре карбамида (рефкоды «urea...» в КБСД [5]), который кристаллизуется в тетрагональной сингонии (рис.3а).

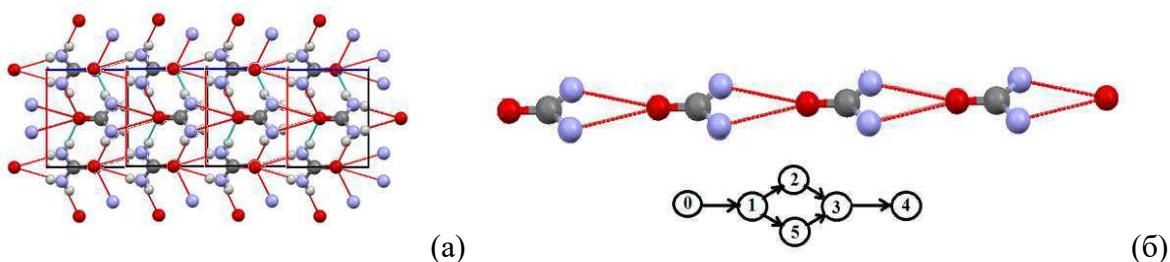
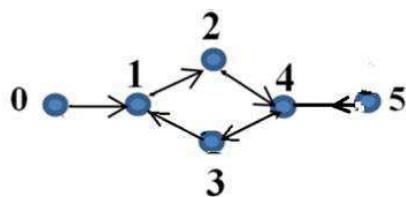


Рисунок 3- Тетрагональная структура карбамида (а) и «цепочка» из молекул карбамида (б)



Гипотетически, в состоянии жидкого кристалла цепочки молекул карбамида (рис. 3б), расходящиеся от общего «центра», могли бы образовать дендример. Элементарный фрагмент такой цепочки, выделенный на рис. 3б структурно подобен элементу структуры лабиринта (рис. 1б). Для выделенного фрагмента с циклом найдем группу нарушенной симметрии, с начальным (не тождественным) преобразованием $g[1]$.

Рисунок 4- Элемент структуры с циклом (по рис. 1б и рис. 3б)

Таблица 2

Преобразования ГНС на структуре из 5 точек (по рис.1б, рис. 3б)

$$\begin{aligned} g[0] &= (0 1 2 3 4 5); & g[0] & g[1] & g[2] & g[3] & g[4] \\ g[1] &= (1 2 4 1 3 4); & g[1] & g[2] & g[3] & g[4] & g[1] \\ g[2] &= (2 4 3 2 1 3); & g[2] & g[3] & g[4] & g[1] & g[2] \\ g[3] &= (4 3 1 4 2 1); & g[3] & g[4] & g[1] & g[2] & g[3] \\ g[4] &= (3 1 2 3 4 2); & g[4] & g[1] & g[2] & g[3] & g[4] \end{aligned}$$

Каждое преобразование легко «визуализируется», меняя векторы орграфа на структуре, изображенной на рис. 4.

Рассмотрим ниже, пример более сложной структуры, состоящей из двух модельных дендримеров с 11-ю и 15-ю точками, имеющими на начальном этапе «связь» только между «корнями» собственных деревьев ориентированных графов. В результате взаимодействия происходит поэтапное перераспределение связей (рис. 5) и эта визуальная информация полностью соответствует структуре группы нарушенной симметрии, отраженной в таблице общей группы из 26 элементов – точек (табл.3).

Таблица 3

Таблица ГНС (26 точек, 4-гопорядка) С локальным центром симметрии

$$\begin{aligned} g[0] &= (0 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10 11 12 13 14 15 16 17 18 19 20 21 22 23 24 25); & g[0] & g[1] & g[2] & g[3] & g[4] \\ g[1] &= (15 0 0 1 1 2 2 3 3 4 4 5 5 6 6 0 15 15 16 17 16 17 21 21 20 20); & g[1] & g[2] & g[3] & g[4] & g[3] \\ g[2] &= (0 15 15 0 0 0 0 1 1 1 1 2 2 2 2 15 0 0 15 15 15 15 17 17 16 16); & g[2] & g[3] & g[4] & g[3] & g[4] \\ g[3] &= (15 0 0 15 15 15 15 0 0 0 0 0 0 0 0 15 15 0 0 0 0 15 15 15 15); & g[3] & g[4] & g[3] & g[4] & g[3] \\ g[4] &= (0 15 15 0 0 0 0 15 15 15 15 15 15 15 15 15 15 15 15 15 15 0 0 0 0); & g[4] & g[3] & g[4] & g[3] & g[4] \end{aligned}$$

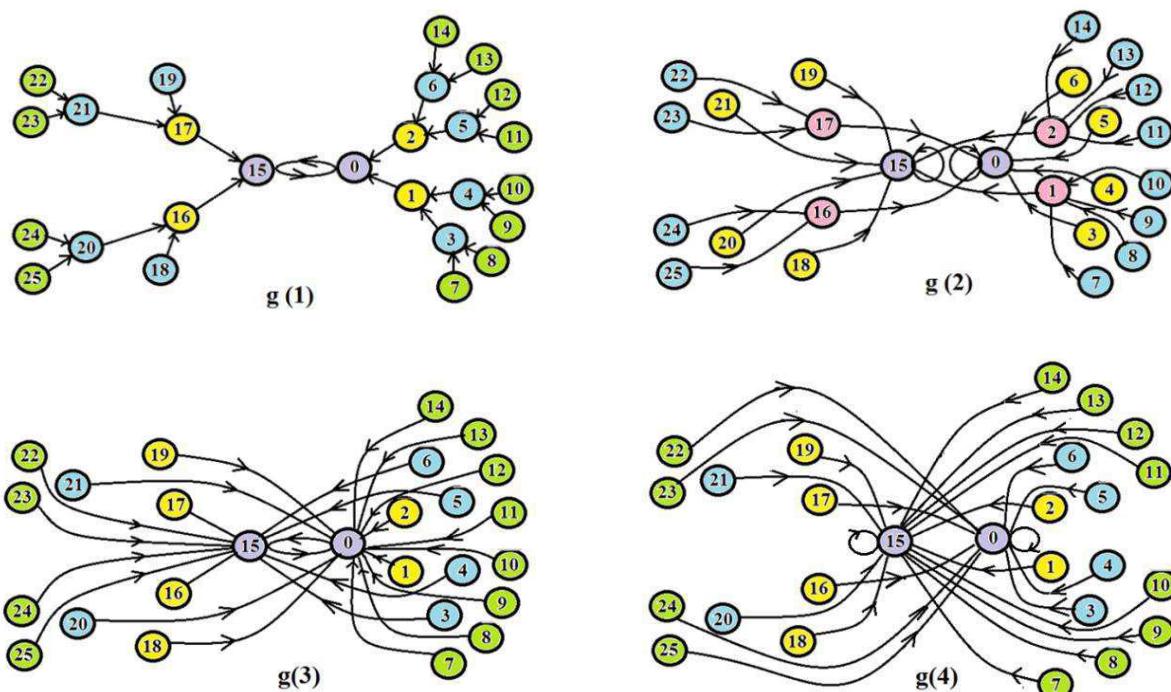


Рисунок 5- Визуализация этапов процесса в группе нарушенной симметрии ГНС (26 точек)

Таким образом, сравнение систем с классической симметрией [3] и нарушенной симметрией показывает, что для симметричных структур перестановки не нарушают взаимодействия (системы связей), в отличие групп нарушенной симметрии. Подтверждаются два основных принципа: принцип сохранения симметрии (Ле Шателье) и принцип нарушения симметрии (П. Кюри), ведущий к процессам. Поэтому, при подготовке новых материалов и молекулярных структур, в том числе и дендримеров с новыми свойствами для нанофармакологии, необходимо понимать, что «только нарушение симметрии творит явление» (по П. Кюри, см.[3]). Исследования проведены при поддержке гранта РФФИ № 18-07-00170.

Библиографический список

1. Hoffman Allan S. The origins and evolution of «controlled» drug delivery systems // *J. Contr. Release*. 2008. V. 132. P. 153–163.
2. Nanoparticulate Drug Delivery Systems / Ed. by D. Thassu, M. Deleers, Y. Pathak. — Informa Healthcare, 2007. — 352 pp.
3. Шубников А. В., Копчик В. А. Симметрия в науке и искусстве. — М. : Наука, 1972. — 340 с.
4. Pay В.Г., Pay Т.Ф., Ломтев Л.А., Никитин О.Р. Группа нарушенной симметрии в октаэдрическом катионе $[Me(\text{urea})_6]^{2+,3+}$ с внутрекомплексными водородными связями. *ЖСХ*, Т. 59, 2018. С.117-123 DOI: 10.26902/JSC20180116
5. *Cambridge Structural Database*. Version 5.29. — University of Cambridge, UK.

MATHEMATICAL MODEL OF ASSEMBLY OF DENDRIMERS FOR NANOPHARMACOLOGY

¹Rau V.G., ²Kisljakov A.N., ³Rau T.F., ⁴Gerasimov K.A.

1. Russian Presidential Academy of National Economy and Public Administration, Vladimir, Russia
2. Russian Presidential Academy of National Economy and Public Administration, Vladimir, Russia
3. Stoletovs Vladimir State University, Vladimir, Russia
4. Russian Presidential Academy of National Economy and Public Administration, Vladimir, Russia

In this paper, we compare models of systems with classical symmetry and with broken symmetry. In the mathematical model of assembly of dendrimers it is shown that for symmetric structures permutations do not violate interactions (bond systems), in contrast to structures with broken symmetry. Two basic natural principles are confirmed: the principle of conservation of symmetry (le Chatelier) and the principle of symmetry breaking (P. Curie), leading to processes. It is recommended, when preparing new molecular structures in nanopharmacology, including dendrimers, to take into account both the symmetry and its violation.



МЕТОД ОЦЕНКИ ПОМЕХОВОЙ ОБСТАНОВКИ ПРИ МНОГОКАНАЛЬНОЙ ОБРАБОТКЕ ЭЛЕКТРОКАРДИОСИГНАЛА

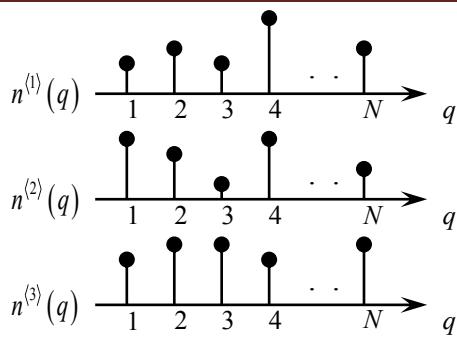
Григорьев Е. Б., Красичков А. С.

Санкт-Петербургский государственный электротехнический университет «ЛЭТИ» им. В.И. Ульянова (Ленина), 101777@mail.ru, krass33@mail.ru

На сегодняшний день одним из самых простых и популярных методов для диагностики сердечно-сосудистой системы является электрокардиография. В процессе регистрации на электрокардиосигнал (ЭКС) воздействуют различные виды шумов и искажений, которые затрудняют последующий анализ ЭКС. Особенна актуальна данная проблема при использовании суточного мониторирования ЭКС, а также при регистрации ЭКС в процессе выполнении физической нагрузки.

При использовании некоторых алгоритмов обработки ЭКС, будь то предварительная обработка, или классификация кардиоциклов, возникает потребность в оценке уровня шумов, присутствующих в анализируемом ЭКС [1]. На сегодняшний день в литературе описан ряд методов для оценки помеховой обстановки при анализе ЭКС [2-4]. Однако все они обладают одним общим недостатком: они не учитывают возможную коррелированность шумов в различных отведениях электрокардиограммы (ЭКГ), т.е. оценки уровня шума в каждом отведении ЭКГ делаются отдельно, независимо друг от друга. Благодаря учёту коррелированности шумов в различных отведениях ЭКГ возможно снизить разброс оценок уровня шума.

В настоящей работе предлагается метод оценки помеховой обстановки при анализе ЭКС с учётом возможной коррелированности шумов из различных ЭКГ отведений.



Будем считать, что наблюдаемую реализацию ЭКС $y^{(i)}(q)$ можно представить в виде суммы истинного (не зашумлённого) ЭКС $S^{(i)}(q)$ и шумовой составляющей $n^{(i)}(q)$:

$$y^{(i)}(q) = S^{(i)}(q) + n^{(i)}(q)$$

где $q = 1, 2, \dots, N$ – номер отсчёта, верхним индексом в фигурных скобках показан номер отведения ЭКГ (в данной работе $i = 1, 2, 3$).

Под шумовой составляющей $n^{(i)}(q)$ в данной работе будет пониматься миографическая помеха, обусловленная активностью мышц. В качестве оценки помеховой обстановки предлагается использовать оценку дисперсии миографической помехи, находить которую предлагается на основе оценки истинной формы ЭКС $\hat{S}^{(i)}(q)$. Действительно, зная оценку истинной формы ЭКС $\hat{S}^{(i)}(q)$, оценку наблюдаемой реализации миографической помехи можно найти как $\hat{n}^{(i)}(q) = y^{(i)}(q) - \hat{S}^{(i)}(q)$, после чего зная закон распределения отсчётов миографической помехи, можно найти дисперсию миографической помехи σ_i^2 .

В данной работе предполагается, что миографическая помеха $n^{(i)}(q)$ в i -ом отведении ЭКГ описывается нормальным широкополосным процессом с нулевым средним значением и с дисперсией σ_i^2 , значение которой принимается постоянной в пределах одного кардиоцикла, но может быть различным для разных кардиоциклов. Отсчёты шума $n^{(i)}(q)$ в различные моменты времени q_1 и q_2 в i -ом отведении ЭКГ являются некоррелированными величинами: $\overline{n^{(i)}(q_1)n^{(i)}(q_2)} = 0$, $q_1 \neq q_2$, горизонтальной чертой показан оператор математического ожидания. В тоже время, между отсчётами шума из различных отведений ЭКГ (например из отведений с номерами i_1 и i_2) существует корреляционная взаимосвязь только в один и тот же момент времени, в противном случае корреляция отсутствует:

$$\overline{n^{(i_1)}(q_1)n^{(i_2)}(q_2)} = \begin{cases} \overline{n^{(i_1)}(q_1)n^{(i_2)}(q_2)}, & q_1 = q_2 \\ 0, & q_1 \neq q_2 \end{cases}.$$

На рисунке 1 схематично представлены реализации шума из 3-х отведений ЭКГ – $n^{(1)}(q)$, $n^{(2)}(q)$ и $n^{(3)}(q)$, где $q = 1, 2, \dots, N$ – номер отсчёта. Для более компактной записи данных последовательностей можно использовать их векторное представление:

$$\mathbf{n} = \left(\underbrace{n^{(1)}(1), n^{(2)}(1), n^{(3)}(1)}_{n^{(1)}(1)}, \underbrace{n^{(1)}(2), n^{(2)}(2), n^{(3)}(2)}_{n^{(2)}(2)}, \dots, \underbrace{n^{(1)}(N), n^{(2)}(N), n^{(3)}(N)}_{n^{(3)}(N)} \right)^T = (\mathbf{n}(1), \mathbf{n}(2), \dots, \mathbf{n}(N))^T,$$

где $\mathbf{n}(q) = (n^{(1)}(q), n^{(2)}(q), n^{(3)}(q))^T$.

Рисунок 1 – Схематичное представление реализаций шума из 3-х отведений ЭКГ

Ковариационную матрицу Σ для данного многомерного распределения можно представить в виде блочной матрицы размера $N \times N$ следующего вида:

$$\Sigma = \begin{pmatrix} \mathbf{K} & 0 & 0 & \cdots & 0 \\ 0 & \mathbf{K} & 0 & \cdots & 0 \\ 0 & 0 & \mathbf{K} & \cdots & 0 \\ \vdots & \vdots & \vdots & \ddots & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & \mathbf{K} \end{pmatrix}, \quad \mathbf{K} = \begin{pmatrix} \sigma_1^2 & K_{12} & K_{13} \\ K_{21} & \sigma_2^2 & K_{23} \\ K_{31} & K_{32} & \sigma_3^2 \end{pmatrix},$$

где \mathbf{K} – ковариационная матрица случайного вектора $\mathbf{n}(q)$, $K_{ij} = \overline{n^{(i)}(q)n^{(j)}(q)}$, $q=1,2,\dots,N$, $i=1,2,3$, $j=1,2,3$.

Учитывая диагональный вид обратной матрицы Σ^{-1} , с учётом возможности представления определителя матрицы Σ в виде $\det(\Sigma) = (\det(\mathbf{K}))^N$, а также с учётом того, что транспонирование блочной матрицы соответствует транспонированию как самой блочной матрицы, так и каждого её элемента [5], многомерную плотность вероятности случайного вектора \mathbf{n} можно представить в следующем виде

$$w(\mathbf{n}) = \frac{1}{\sqrt{(2\pi)^{3N} \det(\Sigma)}} \exp\left(-\frac{1}{2} \mathbf{n}^T \Sigma^{-1} \mathbf{n}\right) = \prod_{q=1}^N \frac{1}{\sqrt{(2\pi)^3 \det(\mathbf{K})}} \exp\left(-\frac{1}{2} (\mathbf{n}(q))^T \mathbf{K}^{-1} \mathbf{n}(q)\right) = \prod_{q=1}^N w(\mathbf{n}(q)).$$

Таким образом совместную плотность вероятности $w(\mathbf{n})$ отсчётов шума из трёх отведений ЭКГ можно представить в виде произведения совместных плотностей вероятности $w(\mathbf{n}(q))$ отсчётов шума в один и тот же момент времени q .

Для установления совместного распределения $w(\mathbf{n}(q))$ на основе имеющихся реализаций миографической помехи были получены двумерные распределения отсчётов шума попарно для каждого из трёх отведений ЭКГ в один и тот же момент времени. Были построены линии одинакового уровня совместной плотности вероятности между отсчётами шума из 1-го и 2-го, 1-го и 3-го, 2-го и 3-го отведений для эмпирического распределения, полученного на имеющихся выборочных данных, и для теоретического распределения со значениями параметров, полученных по имеющейся выборке. Полученные линии для эмпирического и теоретического распределений лежали довольно близко друг к другу.

Кроме того, на основе имеющихся данных были найдены значения совместных кумулянтов третьего и четвёртого порядков для полученных двумерных распределений [6]. Значения полученных кумулянтов по модулю не превышали 0,04.

На основе того, что совместные кумулянты третьего и четвёртого порядков близки к нулю, а также с учётом схожести эмпирического и теоретического распределений было сделано допущение, что совместные двумерные распределения между отсчётами шума в одном временнём сечении можно описать двумерным нормальным распределением.

Таким образом, в качестве первого приближения, было сделано допущение, что отсчёты шума $\mathbf{n}(q)$ образуют нормальный случайный вектор. Причём случайные величины, которые образуют данный вектор, взятые в один и тот же момент времени, являются коррелированными случайными величинами. Однако отсчёты, взятые в разные моменты времени, считаются независимыми между собой случайными величинами.

Предлагаемый метод оценки истинной формы ЭКС $\hat{S}^{(i)}(q)$ основан на возможности довольно точно аппроксимации небольших фрагментов ЭКС полиномами второго порядка. Разбив наблюдаемую реализацию $y^{(i)}(q)$ на фрагменты $y_k^{(i)}(q) = y^{(i)}(k+q-1)$, $k=1,2,\dots,N-I+1$ длиной I отсчётов, на каждом k -ом фрагменте строится полином второго порядка $\hat{S}_k^{(i)}(q)$, который и является оценкой формы незашумлённого фрагмента электрокардиосигнала в i -ом отведении ЭКГ:

$$S_k^{(i)}(q) = S^{(i)}(k+q-1) = b_{2,k}^{(i)}q^2 + b_{1,k}^{(i)}q + b_{0,k}^{(i)}$$

где $q=1,2,\dots,I$, I – количество отсчётов в фрагменте, $k=1,2,\dots,N-I+1$ – номер фрагмента. Таким образом, k -й фрагмент наблюдаемой реализации ЭКС будет описываться выражением:

$$y_k^{(i)}(q) = S_k^{(i)}(q) + n_k^{(i)}(q) = b_{2,k}^{(i)}q^2 + b_{1,k}^{(i)}q + b_{0,k}^{(i)} + n^{(i)}(k+q-1)$$

Оценки коэффициентов полинома $b_{2,k}^{(i)}, b_{1,k}^{(i)}, b_{0,k}^{(i)}$ находятся на основе метода максимального правдоподобия. Для данной задачи функция правдоподобия имеет следующий вид:

$$w(\mathbf{n} / \mathbf{B}_{2,k}, \mathbf{B}_{1,k}, \mathbf{B}_{0,k}) = \left(\frac{1}{\sqrt{(2\pi)^3 \det(\mathbf{K})}} \right)^I \exp\left(-\frac{1}{2} \sum_{q=1}^I (\mathbf{y}(q) - \mathbf{B}_{2,k}q^2 - \mathbf{B}_{1,k}q - \mathbf{B}_{0,k})^T \mathbf{K}^{-1} (\mathbf{y}(q) - \mathbf{B}_{2,k}q^2 - \mathbf{B}_{1,k}q - \mathbf{B}_{0,k})\right),$$

где $\mathbf{y}(q) = (y^{(1)}(q), y^{(2)}(q), y^{(3)}(q))^T$, $\mathbf{B}_{2,k} = (b_{2,k}^{(1)}, b_{2,k}^{(2)}, b_{2,k}^{(3)})^T$, $\mathbf{B}_{1,k} = (b_{1,k}^{(1)}, b_{1,k}^{(2)}, b_{1,k}^{(3)})^T$, $\mathbf{B}_{0,k} = (b_{0,k}^{(1)}, b_{0,k}^{(2)}, b_{0,k}^{(3)})^T$.

Прологарифмировав функцию правдоподобия, взяв частные производные по каждому из оцениваемых параметров $\mathbf{B}_{2,k}$, $\mathbf{B}_{1,k}$, $\mathbf{B}_{0,k}$ и приравняв их к нулю получается следующая система уравнений

$$\begin{cases} \sum_{q=1}^I q^2 (\mathbf{y}(q) - \mathbf{B}_{2,k} q^2 - \mathbf{B}_{1,k} q - \mathbf{B}_{0,k}) = 0 \\ \sum_{q=1}^I q (\mathbf{y}(q) - \mathbf{B}_{2,k} q^2 - \mathbf{B}_{1,k} q - \mathbf{B}_{0,k}) = 0 \\ \sum_{q=1}^I (\mathbf{y}(q) - \mathbf{B}_{2,k} q^2 - \mathbf{B}_{1,k} q - \mathbf{B}_{0,k}) = 0 \end{cases},$$

откуда видно, что неизвестные оценки коэффициентов аппроксимирующего полинома находятся в каждом канале независимо друг от друга. Таким образом, далее рассматривается построение метода оценки истинной формы кардиокомплекса для одного из отведений ЭКГ, поэтому обозначение номера канала в выражениях опускается.

Оценку k -го фрагмента электрокардиосигнала можно представить в виде суммы фрагмента истинного электрокардиосигнала $S_k(q)$ и ошибки аппроксимации $\xi_k(q)$:

$$\hat{S}_k(q) = S_k(q) + \xi_k(q)$$

где ошибка аппроксимации $\xi_k(q)$ зависит от отсчётов шума $n_k(q)$, от номера отсчёта q и от длины фрагмента I .

Среднее значение ошибки аппроксимации k -го фрагмента ЭКГ сигнала $\xi_k(q)$ равно нулю. На рисунке 2 показаны зависимости дисперсии ошибки аппроксимации $D\{\xi_k(q)\}$ от номера отсчёта фрагмента q при $\sigma^2 = 1$ и $I = 20$ (показана сплошной линией) и при $\sigma^2 = 1$, $I = 10$ (показана на рисунке пунктирной линией).

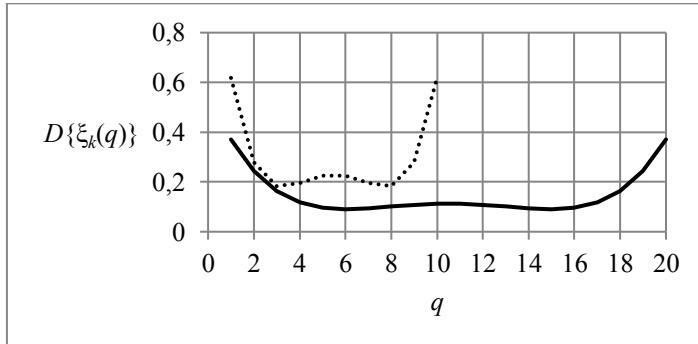


Рисунок 2 – Зависимость дисперсии ошибки аппроксимации $D\{\xi_k(q)\}$ от номера отсчёта сегмента q :

пунктирная линия $\sigma^2 = 1$, $I = 10$; сплошная линия $\sigma^2 = 1$ и $I = 20$.

Как видно из рисунка 2, наибольшая ошибка аппроксимации, в среднем, будет на краях полинома, аппроксимирующего k -й фрагмент электрокардиосигнала.. Чем больше количество отсчётов в фрагменте I , тем меньше дисперсия ошибки аппроксимации.

Дисперсию ошибки аппроксимации $\xi_k(q)$ можно уменьшить, если использовать усреднение отсчётов от перекрывающихся фрагментов, соответствующих одному и тому же моменту времени k , отбросив отсчёты с наибольшей дисперсией. Из рисунка 2 видно, что такие отсчёты, обладающие наибольшей дисперсией, находятся на краях аппроксимирующего полинома.

В результате, при отбрасывании p крайних отсчётов из усреднения, выражение для функции, являющейся оценкой истинной формы кардиокомплекса, можно представить в виде:

$$g(k) = \frac{1}{I-2p} \sum_{x=1+p}^{I-p} \hat{S}_{k-x+1}(x) = S(k) + \frac{1}{I-2p} \sum_{x=1+p}^{I-p} \sum_{j=1}^I a_{x,j} n(k-x+j)$$

где $k = I, I+1, \dots, N-I+1$, p – количество отсчётов, отбрасываемых с каждой стороны фрагмента, $0 \leq p \leq \left\lceil \frac{I}{2} - 1 \right\rceil$.

Нахождение оценок дисперсии миографической помехи с учётом коррелированности шумов в различных отведениях ЭКГ было осуществлено на основе метода максимального правдоподобия. Для примера, в виду менее громоздких выражений, рассмотрим случай использования двух отведений ЭКГ. В случае использования трёх отведений результат получается аналогичным образом.

В случае использования двух отведений ЭКГ функция правдоподобия имеет следующий вид:

$$w(\mathbf{n}(1), \mathbf{n}(2), \dots, \mathbf{n}(N) / \sigma_1, \sigma_2) = \left(\frac{1}{2\pi\sqrt{1-\rho^2}} \right)^N \left(\frac{1}{\sigma_1 \sigma_2} \right)^N \exp \left(-\frac{1}{2(1-\rho^2)} \left[\frac{1}{\sigma_1^2} A - \frac{2\rho}{\sigma_1 \sigma_2} B + \frac{1}{\sigma_2^2} C \right] \right),$$

где $A = \sum_{q=1}^N (n^{(1)}(q))^2$, $B = \sum_{q=1}^N n^{(1)}(q) n^{(2)}(q)$, $C = \sum_{q=1}^N (n^{(2)}(q))^2$, ρ – коэффициент корреляции.

В результате логарифмирования, взятия частных производных и решения получившейся системы уравнений получаются следующие оценки дисперсии миографической помехи в двух отведениях, учитывающие коррелированность шумов в различных отведениях:

$$\sigma_1^2 = \frac{-AD + \rho BD \sqrt{\frac{A}{C}}}{N}, \quad \sigma_2^2 = \frac{-DC + \rho BD \sqrt{\frac{C}{A}}}{N},$$

где $D = \frac{1}{\rho^2 - 1}$.

Таким образом, в работе была представлена математическая модель полезного сигнала и шумов при анализе трёх отведений ЭКГ. Описан метод оценки истинного (незашумлённого) электрокардиосигнала. Даны оценки для нахождения дисперсии шумовой составляющей с учётом взаимной корреляции между отведениями ЭКГ.

Библиографический список

1. Красичков А. С. Методы обработки биологических сигналов в условиях сложной сигнально-помеховой обстановки / А. С. Красичков – СПб: Изд-во СПбГЭТУ «ЛЭТИ», 2015. 180 с.
2. del Río B. A. S., Lopetegi T., Romero I. Assessment of different methods to estimate electrocardiogram signal quality // Computing in Cardiology, 2011. – IEEE, 2011. – С. 609-612.
3. Augustyniak P. Continuous noise estimation using time-frequency ECG representation // Computing in Cardiology, 2011. – IEEE, 2011. – С. 133-136.
4. Zeng K. et al. White Noise Energy and SNR Estimation Based on Haar Wavelet Decomposition for Heart Sound and Electrocardiogram Signals // Future Information Technology. – Springer, Berlin, Heidelberg, 2014. – С. 589-594.
5. Petersen K. B. et al. The matrix cookbook // Technical University of Denmark. – 2008. – Т. 7. – №. 15. – С. 510.
6. Малахов А. Н. Кумулянтный анализ негауссовых процессов и их преобразований // М.: Советское радио. – 1978. – Т. 376.

NOISE ESTIMATION METHOD IN MULTILEAD ECG ANALYSIS

E. B. Grigoriev, A. S. Krasichkov

Saint Petersburg Electrotechnical University "LETI", 101777@mail.ru, krass33@mail.ru

The paper presents a noise estimation method in the ECG analysis task with taking into account possible noise correlation between ECG leads. A mathematical model of the useful signal and noise component in the analysis of three ECG leads is presented. A method for estimating ECG signal without noise is described. Estimations of noise variance with taking into account noise correlation between ECG leads are given

ЭНДОГЕННОЕ ТЕПЛООБРАЗОВАНИЕ В БИОЛОГИЧЕСКИХ ТКАНЯХ ПРИ ВОЗДЕЙСТВИИ ВЫСОКОЧАСТОТНОГО ЭЛЕКТРОМАГНИТНОГО ИЗЛУЧЕНИЯ

Фролова Т.Н.

ФГБУ ВО Владимирский государственный университет имени Александра Григорьевича и Николая Григорьевича Столетовых, kafbmi@mail.ru

Действие физических факторов на организм человека осуществляется посредством передачи энергии, вид и количество которой определяют характер ее воздействия. При воздействии внешних физических высокоинтенсивных факторов на человека происходит преобразование энергии физического воздействия в тепловую энергию, что повышает температуру биологических структур и их образований (тканей и органов). Целесообразность теплового эффекта обосновывается активным влиянием тепла на различные процессы в биологических структурах. Температурные эффекты при воздействии на человека внешних тепловых излучений обусловлены изменением температуры кожного покрова и раздражением терморецепторов. Температура теплового воздействия реагирует в зависимости от индивидуальной чувствительности кожных покровов и слизистых оболочек и их реакции на термическое воздействие. Реакция терморецепторов кожи

и слизистых оболочек гарантирует отсутствие превышения порога энергетического воздействия, которое может вызвать повреждение биологических структур.

Нагревание биологических тканей электромагнитным излучением происходит не за счет передачи тепла, подведенного к поверхности тела человека, а за счет его выделения в расположенных внутри тела биологических структурах. Это в значительной степени уменьшает теплоизолирующее действие слоя кожи и подкожно-жировой клетчатки, теплорегулирующее действие системы кровообращения и обеспечивает эффективный нагрев внутренних биологических структур. Однако эндогенное теплообразование в биологических тканях при воздействии на человека электромагнитного излучения вызывает и определенные сложности, так как тепловая энергия изменяет скорость биохимических процессов, но не может утилизироваться организмом. В случае эндогенного теплообразования возможно превышение энергетических характеристик порогового значения, что может привести к проявлению термошокового эффекта в биологических структурах. Превышение допустимой температуры внутренней среды организма не регистрируется в процессе физиотерапии. Моделирование теплового воздействия электромагнитного излучения позволяет прогнозировать температуру нагрева биологических тканей в зависимости от размера, формы, анатомического строения тела; электро- и теплофизических свойств тканей; частоты и интенсивности излучения. Получение полной и точной модели практически невозможно, так как при моделировании тепловых эффектов необходимо учитывать множество параметров, влияющих на термодинамику организма человека. Однако это связано с большими сложностями в определении нестабильных, в определенных пределах, термодинамических характеристик человека и не всегда целесообразно.

В работе рассматривается модель теплового воздействия на человека высокочастотного электромагнитного излучения. Вследствие малого поглощения низкочастотного электромагнитного излучения не происходит заметного нагрева тканей, так как выделяемое тепло существенно меньше метаболической теплопродукции организма (0,7 – 1,3 Вт/кг) и не превышает мощности рассеяния тепловой энергии биологическими тканями. Электромагнитное излучение высокой частоты вызывает в организме, помимо токов проводимости, значительные токи смещения. Электромагнитная энергия преобразуется в тепловую энергию в основном за счет колебательно-вращательного смещения ориентирующихся во внешнем электромагнитном поле биологических макромолекул и диполей воды. Механизмы теплоотдачи организма не компенсируют возникающую в высокочастотном диапазоне теплопродукцию, в результате чего происходит нагревание облучаемых тканей организма. На частотах выше $3 \cdot 10^8$ Гц длина волны электромагнитного излучения меньше размеров тела человека, что обуславливает возможность локального воздействия электромагнитного излучения сверхвысокой частоты (СВЧ) на организм больного.

К физиотерапевтическим методам, основанным на применении электромагнитных волн СВЧ-диапазона, относятся **декиметроволновая терапия** (ДМВ-терапия), сантиметроволновая терапия (СМВ-терапия), миллиметроволновая терапия (КВЧ-терапия). Длина волны определяет механизм взаимодействия излучения с облучаемыми биологическими структурами и глубину проникновения. Глубиной проникновения электромагнитного излучения в среду называют расстояние, на котором амплитуда волн уменьшается в e раз ($e = 2,718\dots$), при этом электромагнитная волна сохраняет примерно 13% своей начальной интенсивности. Глубина проникновения зависит от частоты внешнего ЭМП, и электрических свойств тканей, в которые оно проникает. Тепловой эффект ДМВ-терапии обусловлен увеличением амплитуды релаксационных колебаний связанных молекул воды, гликолипидов и некоторых других макромолекул глубина проникновения данной длины волны соответствует в среднем 9 – 11 см, происходит локальное теплообразование в глубоколежащих тканях и органах. Особенности СМВ-терапии заключаются в меньшей глубине проникновения электромагнитного излучения в ткани организма (до 3 – 5 см) и в более выраженном тепловом эффекте в тканях при ППМ излучения выше 10 мВт/см [1]. Особенности КВЧ-терапии связаны с малой проникающей способностью излучения в биологические ткани.

Количественной мерой энергии воздействия физического фактора на организм служит поглощенная доза. Для электромагнитного излучения доза определяется произведением интенсивности или плотности потока энергии, на облучаемую площадь и время экспозиции: $D = I \cdot S \cdot t$, где I – интенсивность, Вт/м²; S – площадь, м²; t – время, с. При локальном воздействии пользуется мощностью излучения $W = I \cdot S$, Вт. Расчет дозы излучения проводится в соответствии с формулой $D = W \cdot t$, Дж.

Тепловая энергия, возникшая в тканях человека, увеличивает общее тепловыделение организма. Избыточная теплота отводится до определенного предела путем увеличения нагрузки на механизм терморегуляции. Состояние, при котором интенсивность электромагнитного излучения более 10 мВт на 1 см², называется тепловым порогом; организм не справляется с отводом образовавшейся теплоты и температура тела повышается. В процессе сохранения теплового баланса организма теплоотдача осуществляется, в основном, излучением, конвекцией, кондукцией, испарением. В условиях теплового комфорта и охлаждения наибольшую долю занимают потери тепла радиацией и конвекцией (73 – 88% общих теплопотерь) [2]. Передача тепла излучением пропорциональна разности температур в четвертой степени поверхности тела человека и окружающих среды. При небольшой разности температур, что характерно для температурных режимов физиотерапии, уравнение для определения потерь тепла радиацией

$$Q_{\text{рад}} = \alpha_{\text{рад}} S_{\text{рад}} (t_{\text{пов}} - t_{\text{ос}}),$$

где $\alpha_{\text{рад}}$ – коэффициент излучения, $\text{Вт}/(\text{м}^2\text{°C})$; $S_{\text{рад}}$ – площадь поверхности тела человека, участвующей в радиационном теплообмене, м^2 ; $t_{\text{пов}}$ – температура поверхности тела человека, $^{\circ}\text{C}$; t_{oc} – температура поверхности окружающих среды, $^{\circ}\text{C}$. Передача тепла конвекцией осуществляется с поверхности тела человека движущемуся вокруг него воздуху, потери тепла определяются по уравнению

$$Q_{\text{конв}} = \alpha_{\text{конв}} S_{\text{конв}} (t_{\text{пов}} - t_{\text{oc}}).$$

С использованием суммарного значения коэффициента теплоотдачи $\alpha_{\text{рад,конв}}$ можно определить радиационно-конвективные теплопотери – $Q_{\text{рад,конв}}$ по уравнению

$$Q_{\text{рад,конв}} = \alpha_{\text{рад,конв}} (t_{\text{пов}} - t_{\text{oc}}).$$

Моделирование теплового состояния биологических тканей при воздействии высокочастотного электромагнитного излучения теплового уровня интенсивности выполнялось в среде SolidWorks Flow SIMULATION. Тепловой источник представлен экспоненциальной функцией

$$q(z) = q_{\text{п}} \cdot e^{-kz},$$

где $q_{\text{п}}$ – удельная мощность тепловыделения в приповерхностном слое, $\text{Вт}/\text{м}^3$.

Коэффициент поглощения k определён из условия сохранения электромагнитной волной примерно 13% своей начальной интенсивности на глубине проникновения, для сантиметроволновой терапии $k \sim 50$. Ось z направлена вглубь тела человека. При расчетах использовались усреднённые значения теплофизических характеристик тела человека, учитывался нагрев окружающих зону облучения тканей за счет теплопроводности [1].

На рисунке 1 представлено распределение превышения температуры в зоне облучения и окружающих зону тканях человека при плотности потока энергии $I = 0,15 \text{ мВт}/\text{см}^2$ электромагнитного излучения сантиметрового диапазона.

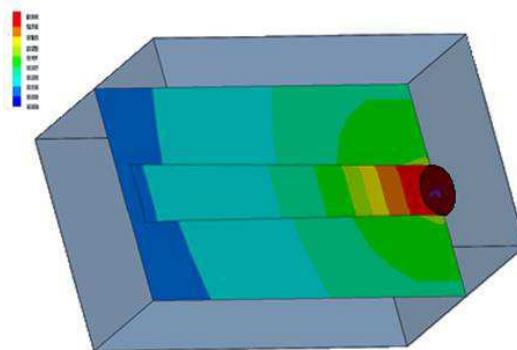


Рисунок 1 – Распределение температуры перегрева биологической ткани при плотности потока $P = 0,15 \text{ мВт}/\text{см}^2$ и времени облучения 1000 с.

На рисунке 2 приведена зависимость максимального превышения температуры в области нагрева от времени облучения при плотности потока энергии $I = 0,1 \text{ мВт}/\text{см}^2$.

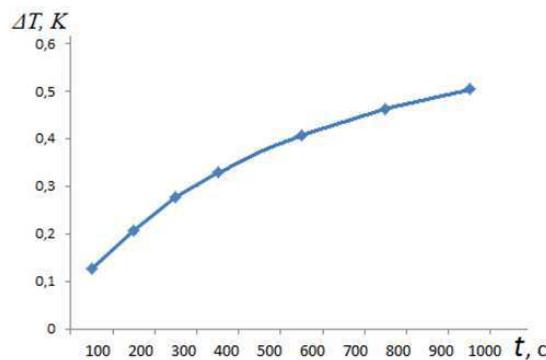


Рисунок 2 – Зависимость максимальной температуры перегрева от времени облучения при плотности потока энергии $P = 0,1 \text{ мВт}/\text{см}^2$

Полученная тепловая модель позволяет оценить влияние плотности потока энергии электромагнитного излучения, теплофизических характеристик биологических тканей на тепловое состояние облучаемых биологических структур в условиях теплорегуляции путём теплообмена с окружающей средой. Моделирование в среде SolidWorks Flow SIMULATION даёт возможность ориентировочного прогноза максимальной температуры перегрева с учётом конфигурации зоны облучения и неравномерности тепловыделения, обусловленной неоднородностью биологической ткани в облучаемой области.

Библиографический список

1. Пономаренко, Г.Н., Турковский, И.И. Биофизические основы физиотерапии: Учебное пособие. – М.: ОАО «Издательство «Медицина». 2006. – 176 с: ил.
2. Илларионов, В.Е., Симоненко, В.Б. Современные методы физиотерапии: Руководство для врачей общей практики. – М.: ОАО «Издательство «Медицина». 2007. – 176 с: ил.

ENDOGENOUS THERMAL FORMATION IN BIOLOGICAL TISSUES UNDER INFLUENCE OF HIGH-FREQUENCY ELECTROMAGNETIC RADIATION

Frolova T.N.

Vladimir State University named after Alexander Grigorievich and Nikolai Grigorievich Stoletov

The work considers heat release in biological tissues under the influence of high-frequency electromagnetic radiation. Simulation was performed in the SolidWorks Flow SIMULATION environment. The obtained thermal model makes it possible to estimate the effect of energy flux density, irradiation time, thermophysical characteristics of biological tissue, external heat transfer conditions on the temperature field in the irradiated region and the maximum superheat temperature.

МОДЕЛИРОВАНИЕ МЕХАНОЛЮМИНЕСЦЕНТНОГО ЭНКОДЕРА ДЛЯ БИОТЕХНИЧЕСКИХ СИСТЕМ

Павлов Д.Д.

ВлГУ ИИТР кафедра БЭСТ, pavlovdd84@mail.ru

Введение

В некоторых биотехнических системах требуется измерение угловых перемещений и скоростей. Современные энкодеры базируются на различных физических принципах и подразделяются на резистивные, магнитные, оптические [1]. Большинство энкодеров преобразуют механическую энергию поворота в изменение или генерацию электрических величин. К системам, работающим в непосредственной близости с высокоточными и высокочувствительными электронными устройствами предъявляются повышенные требования к помехоэмиссии. В таких случаях необходимо принимать определенный комплекс мер по устранению вредных электромагнитных помех со стороны используемого оборудования, либо использовать приборы и устройства, работающие с сигналами неэлектрической природы, например, оптические. Однако, современные оптические энкодеры содержат источник и приемник излучения, которые требуют подачу электропитания. Светогенерационный чувствительный элемент на основе механолюминесценции не требует подвода электрических линий, является твердотельным, отличается вибростойкостью, надежной конструкцией и возможностью миниатюризации. Но для использования такого сенсорного элемента в датчике угловых величин необходимо спроектировать конструкцию, подобрать фотоприемное устройство и разработать программный интерфейс. Для исследования прибора измерения угловых величин на основе механолюминесцентного сенсорного элемента предлагается экспериментальная установка, позволяющая использовать механизм преобразования с разным передаточным отношением для получения допустимой погрешности.

Основы механолюминесценции

Способностью к механолюминесценции (генерации излучения при механическом способе возбуждения) обладают многие материалы, имеющие кристаллическую структуру. Исследованы механолюминесцентные свойства халькогенидных кристаллов, щелочно-галоидных кристаллов, органических материалов, твердых растворов на основе алюминатов стронция-кальция с примесью редкоземельных элементов.

Механолюминесцентные свойства материалов определяются дефектами структуры полупроводника, особенностями расположения энергетических уровней активатора и соактиватора (рис. 1).

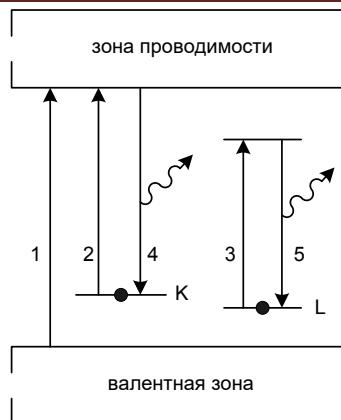


Рисунок 1- Зонная схема кристаллофосфора с двумя типами центров свечения: K – центр свечения, не имеющий возбужденного уровня в запрещенной зоне; L – центр свечения, возбужденный уровень которого лежит в запрещенной зоне; 1 – электронный переход при поглощении возбуждающей энергии основной решеткой; 2, 3 – электронные переходы при поглощении возбуждающей энергии центрами свечения; 4, 5 – электронные переходы при излучении [3,4]

Математическая модель механолюминесцентного преобразования подробно рассмотрена в работах [5-6]. Основу модели составляет система уравнений, позволяющая рассчитать выходной оптический сигнал механолюминесцентного сенсора при разных по величине и длительности механических нагрузках. Результаты математического моделирования были проверены в ходе проведения экспериментальных исследований.

Конструкция механолюминесцентного датчика угла поворота и скорости вращения

Принцип действия механолюминесцентного энкодера заключается в следующем. Механическая величина (угол поворота или скорость вращения преобразуется с помощью передаточного механизма в поворот стрелки, которая перемещается с некоторым давлением по механолюминесцентному сенсорному элементу датчика, вызывая его свечение (рис. 2). Более подробно устройство механолюминесцентного энкодера изложено в работе [7].

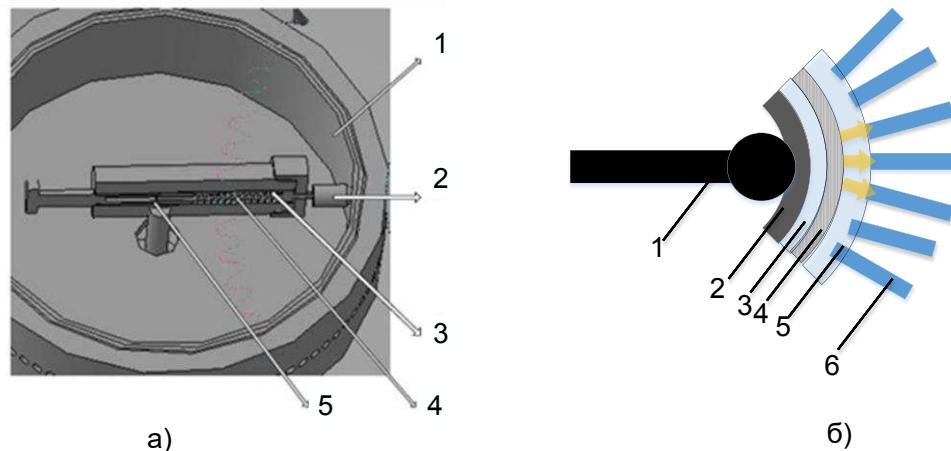


Рисунок 2- Конструкция устройства для измерения угловых величин на основе механолюминесцентного датчика а): 1 – стенка датчика, 2 – наконечник стрелки, 3 – корпус стрелки, 4 – пружина, 5 – стержень; структура механолюминесцентного чувствительного элемента б): 1 – наконечник стрелки, 2 – защитный слой, 3 – слой концентратора механических напряжений, 4 – механолюминофор, 5 – прозрачный слой, 6 – волоконнооптические каналы.

В данной конструкции механолюминесцентного энкодера можно изменять величину давления, прикладываемого к сенсорному элементу. Осуществляется это за счет пружины, расположенной на стержне стрелки. Наконечник стрелки имеет шарообразное окончание, которое играет роль концентратора механического напряжения. Все эти меры по увеличению давления на сенсорный элемент при вращении стрелки необходимы для того, чтобы перейти в область пластического деформирования кристаллического механолюминофора, сопровождающегося люминесцентным излучением. В таком случае в механолюминесцентном энкодере происходит преобразование механической физической величины (угловой скорости, угла поворота или перемещения) в оптический сигнал. Стоит особенно отметить тот факт, что такое преобразование происходит в генераторном режиме и не требует подведения электропитания к датчику.

Так как проектируемый датчик является многооборотным, то можно подобрать такое передаточное отношение, что измеряемый поворот в 1-2 градуса вызовет поворот оси со стрелкой механолюминесцентного датчика на 90-180 градусов, что позволит повысить точность измерения.

Далее излучение, передаваемое сенсорным элементом механолюминесцентного датчика, поступает на волоконно-оптические жгуты, которые закреплены в отверстиях верхнего слоя датчика по окружности. Сигнал

с засвеченных жгутов, расположенных по пути перемещения стрелки (см. рис. 2), передается в фотоприемное устройство, представляющее собой фотодиодную линейку, где и преобразуется.

Экспериментальная установка для исследования механолюминесцентного датчика угла поворота

Установка состоит из передаточного механизма, механолюминесцентного датчика, волоконно-оптических каналов связи, фотоприемного устройства и блока обработки и визуализации сигнала (рис. 3).

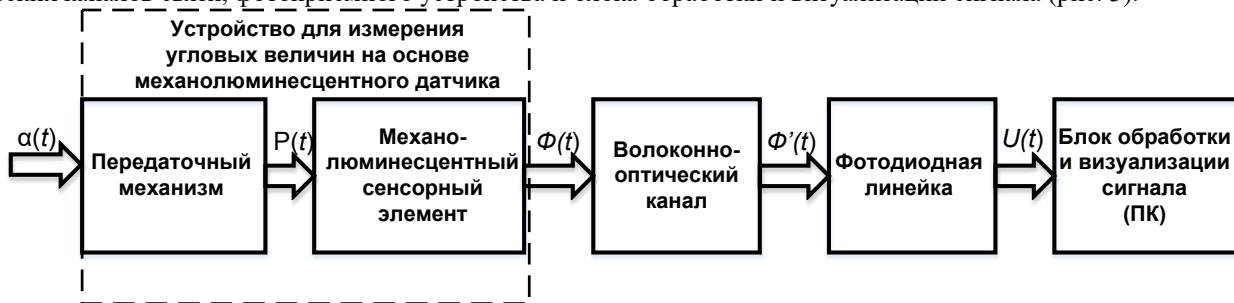


Рисунок 3- Схема экспериментальной установки для исследования энкодера с механолюминесцентным датчиком

Угловые перемещения передаются на передаточный механизм, затем вращающаяся стрелка давит наконечником на сенсорный элемент датчика (давление $P(t)$). Реакцией на это воздействие является световой поток $\Phi(t)$, который преобразуется в фотодиодной линейке в электрический сигнал. Информация о входном воздействии (угле поворота или угловой скорости) визуализируется на цифровом индикаторе или на ПК. В качестве фотоприемного устройства была выбрана фотодиодная линейка CCD - S3600-D(UV) немецкой компании ALPHALAS, представляющая собой массив ПЗС элементов с высокой чувствительностью к длинам волн в диапазоне 200-1100 нм. Необходимо отметить, что механолюминесцентное излучение цинк-сульфидных кристаллофосфоров имеет максимум на длине волны 580 нм, что как раз приходится на максимум спектральной чувствительности выбранной фотодиодной линейки. Время интеграции от 10 мкс до 1 мин, что также позволяет зафиксировать и сохранить информативный сигнал. Особенностью данного фотоприемного устройства является его сопряжение с компьютером через USB порт, и возможность обработки сигнала в программе LABVIEW.

Модель установки представлена на рис. 4.

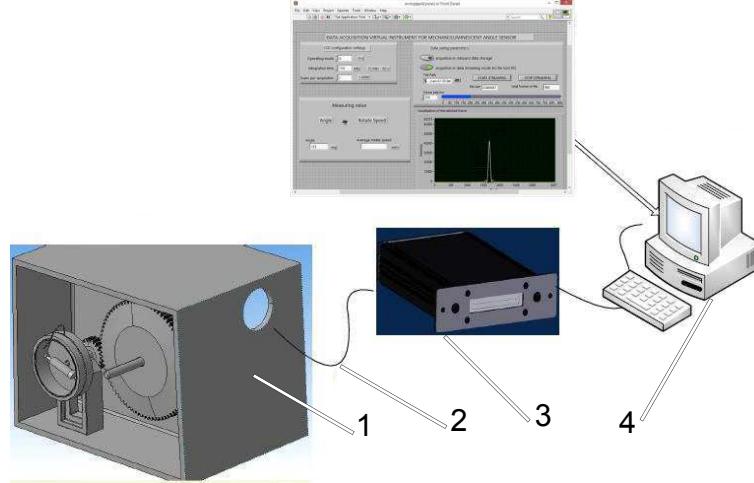


Рисунок 4- Структурная схема установки для исследования механолюминесцентного датчика, измеряющего угловые величины: 1 – устройство для измерения угловых величин с механолюминесцентным датчиком, 2 – совокупность регулярно уложенных волоконно-оптических каналов, связывающих определенный сектор кольцевого механолюминесцентного элемента с соответствующими элементами массива фотодиодной линейки, 3-фотодиодная линейка ALPHALAS CCD - S3600-D(UV), стыкуемая с компьютером через USB канал, 4 – персональный компьютер с программным обеспечением обработки сигнала, реализованным в LABVIEW

Обработка сигнала механолюминесцентного датчика угловых величин

В комплект фотоприемного устройства ALPHALAS CCD - S3600-D(UV) входят драйверы программы LabVIEW. Драйвер LabVIEW содержит инструменты, с помощью которых можно управлять и настраивать фотоприемное устройство, в частности выбрать режим сбора данных (одиночный сбор данных, сбор данных за цикл, сбор данных за цикл с изменяемыми параметрами). Программа позволяет визуализировать и локализовать оптический сигнал как в режиме реального времени, так и поток данных, записанных в файл. Но для получения информации об угловых величинах, преобразуемых с помощью устройства в оптический сигнал

необходимо произвести дополнительную обработку сигнала. Для этого было разработано новое приложение в LabVIEW (VI – virtual instrument). В разработанном VI сигнал обрабатывается и визуализируется угол поворота и/или скорость вращения, если необходимо.

От фотоприемного устройства на компьютер передаются данные о засветке определенного участка пикселей. Волоконно-оптические каналы, идущие от датчика закреплены в разъеме фотодиодной линейки. Число свободных пикселей у линейки равно 3648, а оптических каналов, идущих от датчика 180, то есть каждый канал захватывает примерно по 20 пикселей. Следовательно, при повороте стрелки в датчике, генерируемый оптический сигнал попадает на определенный участок оптических каналов и передается на соответствующие пиксели, что можно наблюдать в среде LabVIEW

Так как оптические каналы (180) расположены равномерно по окружности сенсорного элемента, то при повороте стрелки на 1° засветятся 2 канала, то есть поворот на один градус будет соответствовать засветки участка примерно из 40 пикселей на фотодиодной линейке. Для того, чтобы определить угловую величину на входе устройства, нужно преобразовать этот сигнал с учетом коэффициента передаточного механизма. Цепь преобразований сигнала для получения угла поворота на входе выглядит следующим образом (рис. 5).

Если необходимо рассчитать угловую скорость, то необходимо работать с потоком данных, записанных в буфер устройства за определенное время. Угловая скорость рассчитывается как отношение изменения угла, то есть преобразованного количества засвеченных пикселей на фотодиодной линейке ко времени его изменения.



Рисунок 5- Преобразование информационного сигнала фотодиодной линейки в угол поворота и угловую скорость

Интерфейс лицевой панели виртуального прибора в программе LABVIEW представлен на рис. 6. В программе задается режим и настройка работы фотодиодной линейки, указываются параметры сохранения потока данных, реализуется покадровый вывод сохраненных данных, вычисляются угол поворота и средняя угловая скорость.

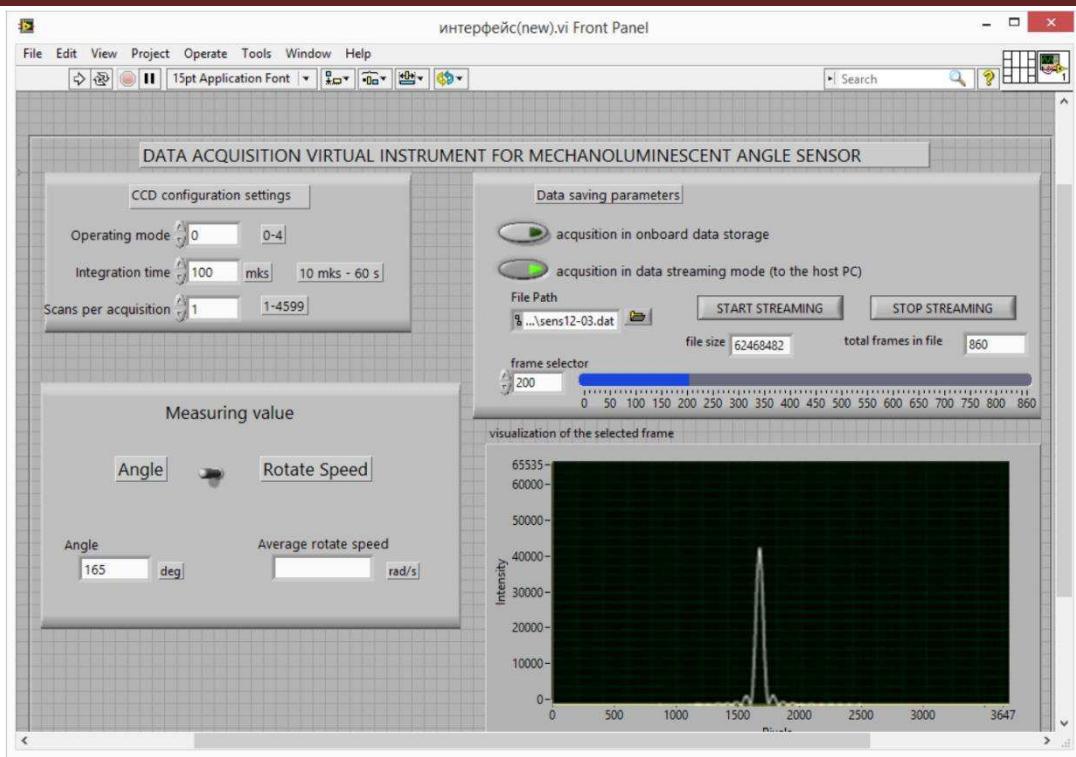


Рисунок 6- Интерфейс лицевой панели виртуального прибора для обработки результатов измерения угловых величин механолюминесцентным датчиком

Заключение

В статье рассмотрена экспериментальная установка для исследования устройства измерения угловых величин на основе механолюминесцентного датчика давления. Механолюминесцентный датчик является светогенерационным и не требует подключения электропитания, что определяет его высокую помехозащищенность. Измеряемая угловая величина действует на передаточный механизм, на выходе которого установлена стрелка, перемещающаяся с давлением по внутренней окружности механолюминесцентного сенсорного элемента. Деформированные участки испускают излучение, которое по световодам передается в фотоприемное устройство и обрабатывается. В установке предусмотрена возможность настройки давления шарообразного наконечника стрелки на сенсорный элемент, а также подбора разных передаточных отношений в механизме для того, чтобы обеспечить допустимый уровень погрешности при минимальных размерах конструкции.

Для обработки и визуализации сигнала разработано приложение в среде LABVIEW, позволяющее настраивать режим захвата сигнала с фотоприемного устройства, а также выводить на экран данные об измеряемых величинах.

Библиографический список

- Гауф А., Гусева А. Магнитные датчики угла поворота (энкодеры) Eco Turn // Компоненты и технологии, 2012. № 1. С. 38-41
- R.S. Fontenot, L. Kobakhidze, C.J. Guidry, William A. Hollerman Detecting mechanoluminescence from ZnS:Mn powder using high speed camera // IEEE Sensor Journal. 2013. Vol. 13. № 8. P. 1236–1238
- Гурвич А.М. Введение в физическую химию кристаллофосфоров. –М.: Высш. Шк., 1982. – 376 с
- Банишев А.Ф., Банишев А.А., Лотин А.А. Исследование люминесценции и механолюминесценции мелкодисперсного порошка SrAl₂O₄:Eu²⁺, Dy³⁺) в матрице полимера // Физика и химия обработки материалов. 2012. № 5. С. 89-92
- Татмышевский К.В., Макарова Н.Ю., Павлов Д.Д. Измерение импульсного давления с использованием механолюминесцентных датчиков давления «Автоматизация в промышленности» №11, 2007. С. 46-50

6. Макарова Н.Ю. Механолюминесцентные датчики давления с люминофором рекомбинационного типа Инженерная физика, №8, 2009, с. 20-25

7. Макарова Н.Ю., Татышевский К.В., Павлов Д.Д. Принцип построения механолюминесцентного датчика перемещения и угла поворота. // Проектирование и технология электронных средств. 2010 № 2 с.7-9

DESIGNINIG OF MECHANOLUMINESCENT ENCODER FOR BIOTECHNICAL SYSTEMS

Pavlov D. D.

Vlgu IIT Department of BEST, pavlovdd84@mail.ru

The paper provides a facility for the investigation of the angular measurement device based on the mechanoluminescent sensor element. We consider the construction of mechanoluminescent sensor, linking it with photodetectors, the program for processing and visualization of measured values.



МЕТОД КОНТРОЛЯ ФУНКЦИОНАЛЬНОГО СОСТОЯНИЯ СЕРДЕЧНО-СОСУДИСТОЙ СИСТЕМЫ ЧЕЛОВЕКА НА ОСНОВЕ БИОЛОГИЧЕСКИ АКТИВНЫХ ТОЧЕК

Ахмедов М.Н., Исаков Р.В., Тихонравова Е.В.

ФГБОУ ВО «Владимирский государственный университет имени А.Г. и Н.Г. Столетовых»,
maksim_ahmedov@mail.ru

По данным Всемирной организации здравоохранения (ВОЗ) заболевания сердечно-сосудистой системы являются одной из ведущих причин смертности среди населения развитых стран мира. В данную группу входит множество патологических состояний, но на долю трех из них – ишемической болезни сердца (ИБС), включая инфаркт миокарда, артериальной гипертонии (АГ) и цереброваскулярных болезней (ЦВБ) включая инсульт – приходится порядка 80% летальных исходов. [8] По статистическим данным каждый год в мире от сердечно-сосудистых заболеваний (ССЗ) умирает 17,5 миллиона человек. Немаловажен тот факт, что 80 % преждевременных инфарктов и инсультов может быть предотвращено. [1] Что касается Российской Федерации, доля ССЗ в общей структуре смертности составляет более 56%. Несмотря на положительную тенденцию по данным Росстата, что число смертей от заболеваний сердечно-сосудистой системы снизилось на 16,4% в период с 2004 по 2014 г., своевременное выявление и качественное лечение этих жизнеугрожающих заболеваний по-прежнему остается чрезвычайно актуальной задачей системы здравоохранения. [7]

Исходя из вышеизложенных данных, оценка и контроль функционального состояния сердечно-сосудистой системы имеет весомое значение как для профилактики ССЗ, так и для контроля проводимой терапии. На сегодняшний день основными неинвазивными методами контроля функционального состояния сердечно-сосудистой системы, применяемыми в практической медицине являются: проба с 6-минутной ходьбой, функциональные нагрузочные пробы, измерение артериального давления методом Короткова, электрокардиография, суточное мониторирование артериального давления, холтеровское мониторирование, эхокардиография, ультразвуковое ангиосканирование и допплерография, радиоизотопные методы исследования, мультиспиральная компьютерная томография сердца и коронарных артерий и магнитно-резонансная ангиография и томография сердца. [3]

Несмотря на широкий арсенал существующих методов, основной проблемой остается сложность выбора неинвазивного метода, дающего моментальную информацию о состоянии сердечно-сосудистой системы в целом, а также ее отдельных органов. Этим требованиям может соответствовать применение метода электропунктурной диагностики (ЭПД) для исследования электрических свойств биологически активных точек (БАТ) человека (для чего применяются устройства, работающие на постоянном токе разной полярности, на переменном токе разной частоты и на импульсном токе). ЭПД базируется на принципах системного подхода к организму человека, имеет непродолжительное время исследования и отличается низкой стоимостью. Данный метод позволяет измерять проводимость или электрокожное сопротивление с применением корреляции между электрокожными характеристиками отдельных биологически активных точек (БАТ) и состоянием внутренних органов и систем человека. [2, 4, 9, 10]

Учитывая вышеизложенные данные, целью нашего исследования является оценка эффективности метода контроля функционального состояния сердечно-сосудистой системы на основе биологически активных точек. В связи с чем на базе ГБУЗ ВО ГБ № 4 г. Владимира было проведено исследование, включающее 27 человек, средний возраст которых составил $36,5 \pm 5,1$ года и отмечающие единичные эпизоды, периодическое или стойкое повышение артериального давления от 140/90 мм рт. ст. и выше.

Всем пациентам было проведено измерение показателей БАТ. Методика исследования включает следующие этапы:

- настройка прибора, с этой целью требуется замкнуть накоротко активный и пассивный электроды и при помощи тумблера регулировки тока установить на дисплее цифрового микроамперметра значение «100»;
- подготовка пациента для проведения измерений, для этого перед обследованием необходимо исключить физиотерапевтические процедуры, по возможности прием медикаментов, не наносить косметические и лекарственные средства на кожу кистей и стоп. Перед исследованием требуется снять металлические предметы и носимую электронику;
- процедура измерения осуществляется следующим путем, пассивный электрод пациент держит в свободной руке, а активным электродом производится надавливание на кожу в проекции БАТ, поиск которых производится по соответствующим анатомическим ориентирам. Топографическое положение основных «диагностических» БАТ представлена на рисунке 1, для проведения исследования использовались биологически активные точки обозначенные цифрами 1 и 2;
- интерпретация полученных результатов проводилась по данным представленным в таблице 1.



Рисунок 1 – Топографическое положение основных «диагностических» БАТ

Таблица 1. Интерпретация показателей БАТ

Величины (условные ед.)	Интерпретация
100	Распространенный острый воспалительный процесс
От 90 до 99	Острый или катаральный воспалительный процесс
От 82 до 89	Подострый, очаговый или локальный воспалительный процесс
От 66 до 81	Предпатологическое нарушение функции органа или тканевой системы
От 50 до 65	Норма
От 42 до 49	Начальная стадия дистрофического процесса, дисметаболические изменения
От 32 до 41	Прогрессирующий дегенеративный процесс
От 22 до 31	Деструктивный процесс с частичной атрофией клеточных структур органа или тканевой системы
От 0 до 21	Полная атрофия или злокачественное перерождение клеточных структур органа и тканевой системы

Для измерений показателей биологически активных точек нами был создан экспериментальный образец системы для регистрации электропроводности биологически активных точек, технические характеристики которой: максимальная сила тока воздействия – 100мкА, номинальное напряжение питания – 9В, источник питания (батарейка типа «крона») – 9В. Источник питания цифрового микроамперметра: батарейка литиевая – 3В. Прибор прост в применении и безопасен для человека. Применение показано для измерения электрокожных характеристик биологически активных точек. Принципиальная схема экспериментальной установки представлена на рисунке 2.

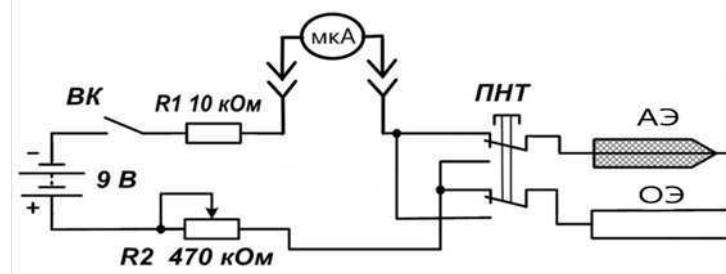
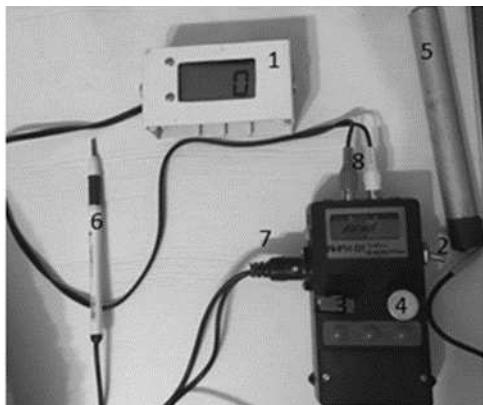


Рисунок 2 – Принципиальная схема экспериментальной установки

Конструктивное исполнение прибора представлено на рисунке 3.



- 1 – цифровой микроамперметр;
- 2 – тумблер вкл./выкл. прибора;
- 3 – кнопка смены полярности;
- 4 – тумблер для регулировки тока;
- 5 – пассивный электрод;
- 6 – активный электрод;
- 7 – вывод для пассивного и активного электродов;
- 8 - выводы для подключения цифрового микроамперметра.

Рисунок 3 – Конструктивное исполнение прибора

По результатам измерений показателей биологически активных точек были сформированы 2 группы, группа № 1 (12 человек) пациенты с показателями БАТ в пределах нормы и группа № 2 (15 человек) пациенты с отклонениями показателей БАТ от нормы.

На втором этапе обследования пациентам из первой и второй группы было проведено измерение артериального давления (АД) методом Короткова [3, С.99-101] и электрокардиография (ЭКГ) [3, С. 108-110]. У всех пациентов из группы № 1 данные ЭКГ и показатели АД были в пределах нормы. Среди пациентов группы № 2, у 12 пациентов (80 %) были выявлены отклонения по данным ЭКГ и повышение АД. Результаты представлены в виде сводной диаграммы на рисунке 4.

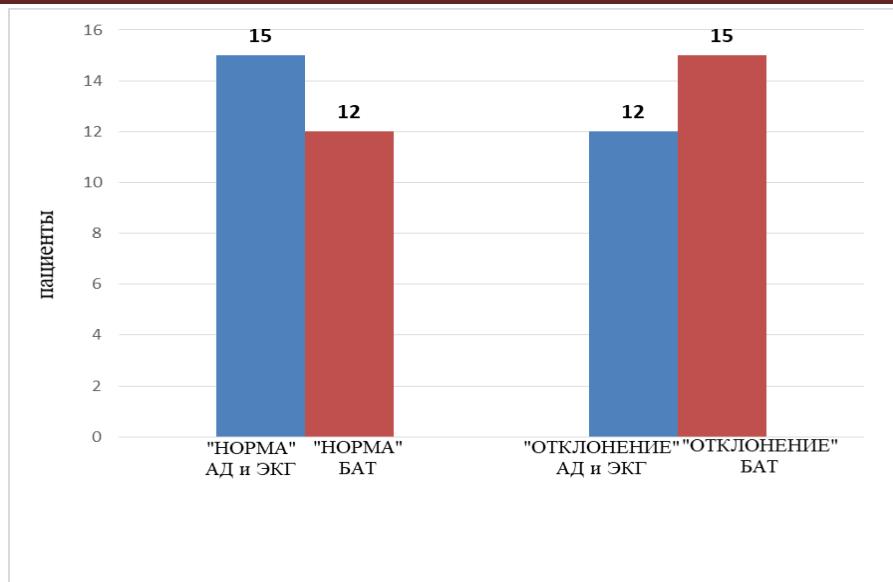


Рисунок 4 – Диаграмма связи отклонения показателей БАТ с отклонениями показателей ЭКГ и АД

Как известно, БАТ представляют собой определенные области эпидермиса диаметром до 2-3 мм (слегка меняющиеся размеры точки зависят от внутренней и внешней температуры, а также общего состояния вегетативной нервной системы). Для БАТ характерно повышенное выделение углекислого газа, повышенная температура (примерно на 0,2С) и пониженное сопротивление (около 100 кОм в норме). При этом считают, что температура кожи отражает состояние парасимпатической нервной системы, а проводимость – симпатической части вегетативной нервной системы.

Общеизвестный факт, что физиологическая особенность и информативная ценность биологически активных точек состоит в том, что каждая точка связана с анатомической частью или целым органом, а также отражает функциональное состояние определенного органа. При органическом поражении или функциональном нарушении органа параметры БАТ отклоняются от нормальных значений. [5, 6]

Таким образом проведенное исследование показывает положительную связь между изменениями показателей БАТ и функциональным состоянием сердечно-сосудистой системы, которая подтверждена данными электрокардиографического исследования и показателями АД. Исходя из этого метод контроля функционального состояния сердечно-сосудистой системы человека на основе биологически активных точек является информативным, неинвазивным и доступным в применении.

Библиографический список

1. Всемирная организация здравоохранения [Электронный ресурс]. – Режим доступа: http://www.who.int/cardiovascular_diseases/ru/
2. Калмыков С.В., Сагалеев А.С., Цыбиков А.С. Диагностика функционального состояния организма на основе электропунктурного метода Фолля // Вестник Бурятского государственного университета. – 2010. – Вып. 13. – С. 177–185.
3. Кардиология. Национальное руководство: краткое издание / под ред. Ю. Н. Беленкова, Р. Г. Оганова. – М.: ГЭОТАР-Медиа, 2012.
4. Лупичев Н.Л. Электропунктурная диагностика, гомеотерапия и феномен дальнодействия. – М.: Чертановская типография, 1990. – С. 7-17.
5. Машанский В.А., Марков Ю.Б., Шпунт В.В. и др. Топография щелевых контактов и их возможная роль в безнервной передаче информации // Архив анатомии, гистологии и эмбриологии. – 1983. – Т 84. – № 3. – С. 53-60.
6. Морфофункциональные особенности кожи в ареале биологически активных точек. «Вопросы психогигиены, психофизиологии, социологии труда в угольной промышленности и психоэнергетики» / Вержбицкая Н., Кромин А., Всеволожский А. [и др.]. М., 1980. – С. 504–509.
7. Мурашко М.А. Уважаемые коллеги! // Вестник Росздравнадзора. – 2015. – № 5. – С. 1
8. Чазова И.Е., Ощепкова Е.В. Опыт борьбы с сердечно-сосудистыми заболеваниями в России // Аналитический вестник. – 2015. – № 44 (597) – С. 4.
9. Nakatani Y. Ryodoraku Akupuncture / Y. Nakatani, K. Yamashita. – Tokyo, 1977. – 120 p.
10. Voll R. Verification of acupuncture by means of electroacupuncture according to Voll // Am. J. Acupuncture. – 1978. – V. 6 (1). – P. 5-15.

**METHOD OF CONTROL OF THE FUNCTIONAL STATE
CARDIOVASCULAR HUMAN SYSTEM
BASED ON BIOLOGICALLY ACTIVE POINTS**

Akhmedov M.N., Isakov R.V., Tikhonravova E.V.
Vladimir State University, maksim_ahmedov@mail.ru

Diseases of the cardiovascular system are one of the leading causes of death among the population of Russia and the whole world. In this regard monitoring the functional state of the cardiovascular system is an urgent task. The article presents the results of an evaluation of the method of monitoring the functional state of the human cardiovascular system on the basis of biologically active points. Within the framework of the research, an experimental sample of a system for recording the electrical conductivity of biologically active points was created and a survey was conducted on 27 patients and the informative value of this method was proved.



**МОДЕЛИ БИОИМПЕДАНСА В ЗАДАЧАХ ФОРМИРОВАНИЯ ПРОСТРАНСТВА ПРИЗНАКОВ ДЛЯ
ИНТЕЛЛЕКТУАЛЬНЫХ СИСТЕМ ДИАГНОСТИКИ СОЦИАЛЬНО-ЗНАЧИМЫХ ЗАБОЛЕВАНИЙ**

Киселев А.В., Шаталова О.В.

Федеральное государственное бюджетное образовательное учреждение высшего образования «Юго-Западный государственный университет», SFilist@gmail.com

При исследовании биоимпеданса в зонах аномальной электропроводности или биоактивных точках (БАТ) информацию о состоянии функциональных систем человека несет не собственно импеданс в БАТ, а его изменения относительно некоторого базового значения, связанные с воздействием на него зондирующего тока. Эти изменения обладают "памятью", то есть они интегрируют токовые воздействия и импеданс БАТ начинает отслеживать как величину зондирующего тока, так и время его воздействия на биоматериал [1, 2]. Характер влияния зондирующего тока на биоимпеданс в БАТ можно исследовать по вольтамперным характеристикам (ВАХ) соответствующей БАТ, которые отражают динамические свойства импеданса при воздействии на биоматериал линейно изменяющимся током. Если на импеданс биообъекта не оказывает влияние величина и продолжительность воздействия зондирующего тока, то ВАХ БАТ является статической, то есть сопротивление биоматериала зависит только от величины приложенного напряжения. В этом случае проход по ВАХ от U_{min} до U_{max} и обратно, от U_{max} до U_{min} будет соответствовать двум идентичным ветвям, которые мы назовем восходящей и нисходящей ветвями ВАХ. Однако при экспериментальных исследованиях было установлено, что координаты восходящей ветви ВАХ не совпадают с нисходящей ветвью ВАХ, причем в первом квадранте (при положительных значениях зондирующего тока) нисходящая ветвь всегда будет лежать над восходящей или, другими словами, сопротивление биоматериала падает по мере воздействия на него электрическим током.

Изменение сопротивления биоматериале в БАТ может служить индикатором сопротивляемости органов и систем внешнему воздействию, следовательно, нести информацию о состоянии органов и систем, с которыми связана соответствующая БАТ. Так как для построения ВАХ БАТ используется множество точек (ориентировочно, не менее 30), что зависит от нелинейных свойств электрического сопротивления биоматериала, то целесообразно построить модели ВАХ, которые позволят сократить пространство информативных признаков при построении классификаторов функционального состояния органов и систем человека.

Однако последующие эксперименты с ВАХ БАТ показали, что координаты ВАХ зависят не только от нисходящей и восходящих ветвей, но от их количества в эксперименте. Движение от минимального значения напряжения или наоборот, назовем проходом по ВАХ. В качестве примера на рисунке 1 представлена четырехпроходная ВАХ, анализ которой показывает, что последующие два прохода вольтамперной характеристики БАТ не повторяют ее предыдущих два прохода [3, 4].

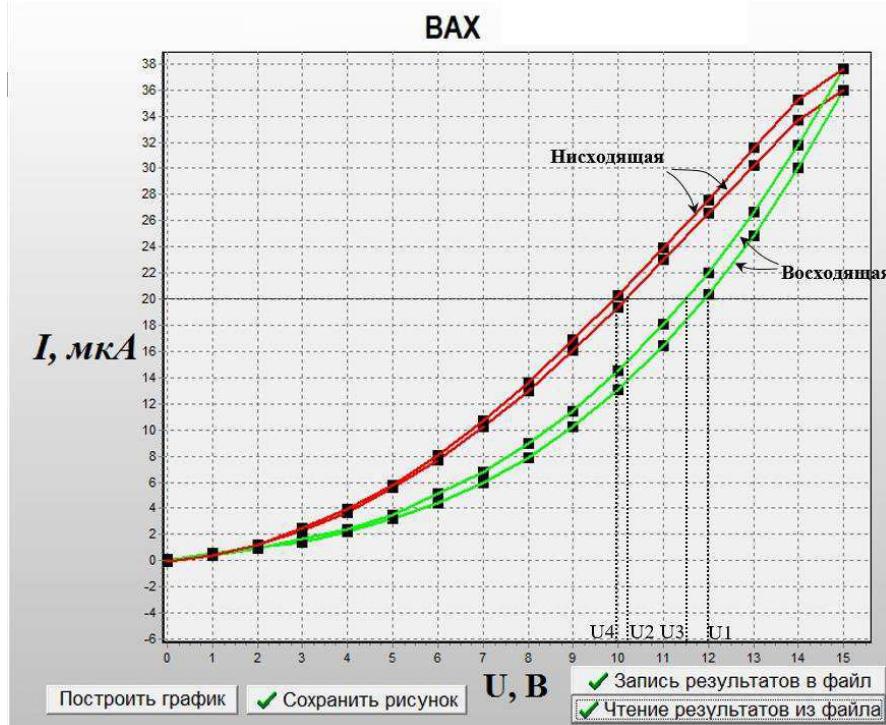


Рисунок 1 – График фрагмента четырехпроходной вольтамперной характеристики БАТ

Эта четырехпроходная ВАХ показывает, что некоторая составляющая сопротивления биоткани изменяется под действием зондирующего тока обратимо. Модель ВАХ, назовем ее аддитивной, учитывая эти изменения, предполагает представления электрического сопротивления биоткани в виде двух составляющих

$$R_1 = R_{10} \cdot \exp(-|\alpha_1 \cdot I_{bo}^*|) + R_{20} \cdot \exp(-|\alpha_2 \cdot I_{bo}|), \quad (1)$$

где

$$I_{bo}^* = T \cdot \frac{1}{N} \cdot \sum_{i=1}^N I_{bo}^i, \quad (2)$$

где T – время воздействия импульсами напряжения на биоткань, N – число токовых импульсов, пошедших через биоткань за время T , I_{bo}^i – модуль величины тока в i -м импульсе, I_{bo} – текущий ток в биоткани, R_{10} и R_{20} – начальные (базовые) составляющие электрического сопротивления биоткани, α_1 и α_2 – параметры модели.

Четырех проходная вольтамперная характеристика биоматериала, полученная согласно моделям (1-2) представлена на рисунке 2.

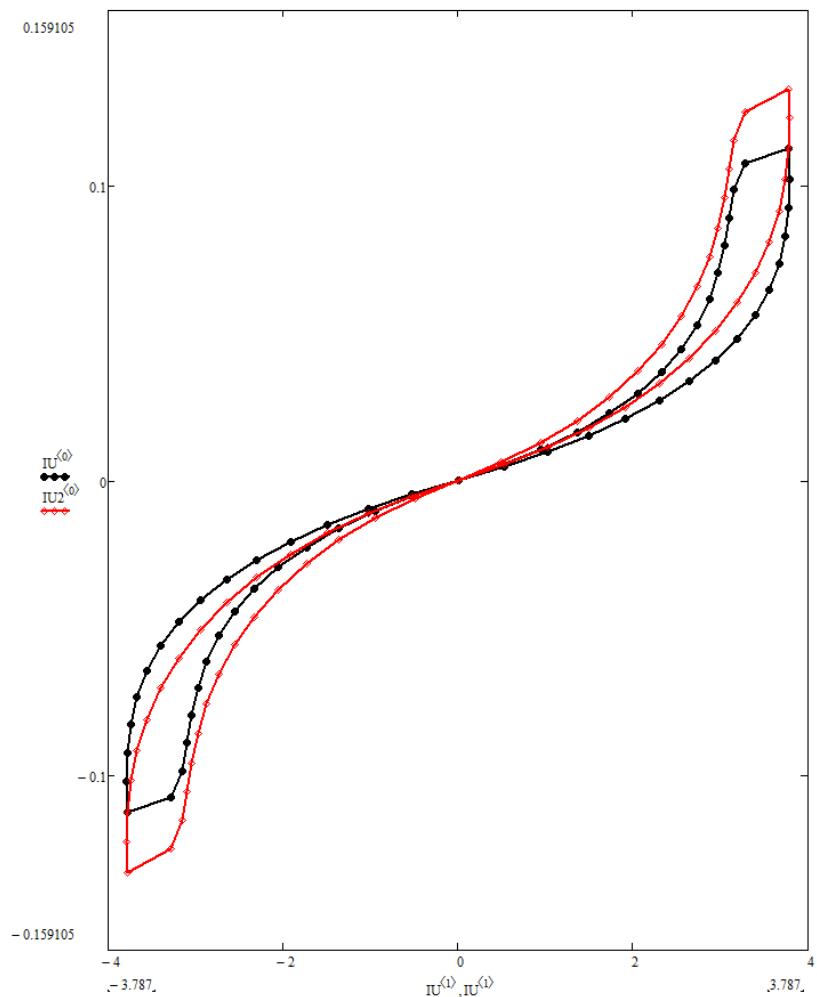


Рисунок 2– Модель вольтамперной характеристики БАТ: черный цвет -первые два прохода, красный цвет-вторые два прохода

Модели (1) и (2) вольтамперной характеристики БАТ позволили адекватно описать форму и поведение многопроходной вольтамперной характеристики, изображенной на рисунке 1.

Формирование пространства информативных признаков на основе исследования многопроходной вольтамперной характеристики, предназначенного для классификации функционального состояния органов и систем человека, осуществляется посредством получения континуума реверсивных вольтамперных характеристик биоактивной точки. Пространство информативных признаков состоит из пар векторов, каждая пара векторов соответствует информативной абсциссе, представленной на рисунке 3. Для диагностических решений с каждой точки БАТ снимается несколько полных циклов (проходов) ВАХ, затем выбирается постоянная величина тока, например, 20 мА (-20mA) для конкретной БАТ и 10 мА (-10 mA) для не БАТ. Расчет значений производится по формулам (3), (4):

$$R_i = \frac{a_i}{I} , \quad (3)$$

$$R_j = \frac{b_j}{I'} , \quad (4)$$

где a_i – координаты оси абсцисс восходящих ветвей положительного участка ВАХ, соответствующие ординате I для первых двух проходов, b_j – координаты оси абсцисс положительной части нисходящих ветвей ВАХ для вторых двух проходов, соответствующие ординате I' .

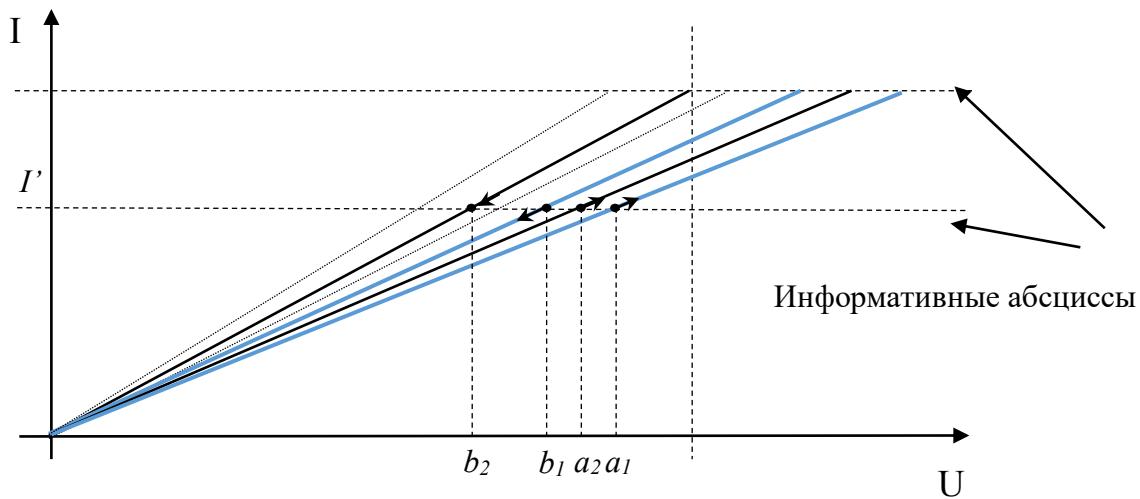


Рисунок 3 – Иллюстрация процесса определения точек ВАХ для формирования пространства информативных признаков

Компоненты векторов определяются точками, лежащими на пересечении этой абсциссы и реверсивных вольтамперных характеристик. Сами компоненты вычисляются таким образом, что первому вектору соответствуют точки пересечения абсциссы с восходящими ветвями вольтамперной характеристики, а второму – с нисходящими ветвями вольтамперной характеристики. Компоненты вектора определяются по формулам (5) и (6). Это разности абсцисс координат близлежащих точек, восходящих (для первого вектора) или нисходящих ветвей (для второго вектора):

$$\Delta R_i = ((R_{i+1} - R_i) / R_i) \cdot 100 \quad (5)$$

$$\Delta R_j = ((R_{j+1} - R_j) / R_j) \cdot 100 \quad (6)$$

где $i=0 \dots n$, $j=0 \dots n$, R – сопротивления для положительной части ветвей ВАХ. R' – для отрицательной. ΔR_i – приращение сопротивления для смежных восходящих ветвей ВАХ, соответствующие ординате I' , ΔR_j – приращения сопротивлений нисходящих ветвей ВАХ, соответствующие ординате I'' .

Для диагностики с каждой точки снималось пять полных циклов ВАХ, затем выбиралось постоянная величина тока 20 мА (-20 мА) для БАТ и 10 мА (-10 мА) для не БАТ ($I' = 20, 10$ $I'' = -20, -10$) (рисунок 4), для точек на графике рассчитывали значение сопротивления. После получения соответствующих значений R и R' , находили значение ΔR_i и ΔR_j по формулам (5), (6).

Графическое отображение данных для двух БАТ представлено на рисунке 5. На графическом отображении данных для каждой БАТ изображено 16 графиков, которые соответствуют 16 диагностируемым точкам ВАХ, и каждый график содержит 10 кривых, которые соответствуют 10 пациентам. Кривые отличаются цветом и цвет кривой для каждого пациента указан в легенде.

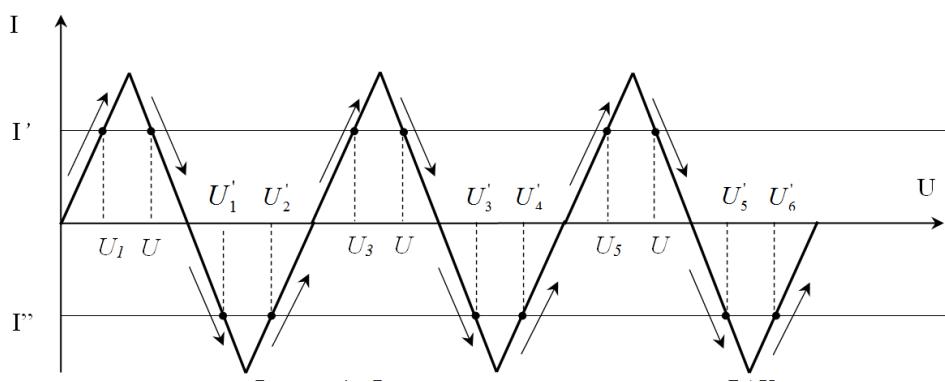


Рисунок 4 – Расположения исследуемых точек на ВАХ

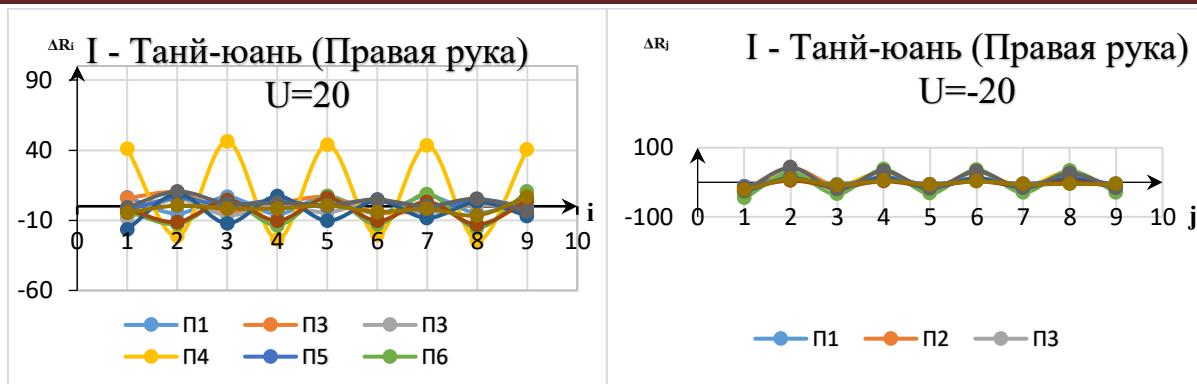


Рисунок 5 – Значения ΔR_i И ΔR_j , рассчитанные в ходе экспериментов для двух БАТ

Выводы. 1. В результате выполненных исследований показано, что модель биоимпеданса может быть представлена в виде двух аддитивных составляющих, экспоненциально зависящих от величины тока в биоматериале. Первая составляющая характеризует необратимые процессы в биоматериале. Вторая аддитивная составляющая характеризует обратимые процессы в биоматериале, которые приводят к восстановлению электрического сопротивления при убывании амплитуды зондирующего тока. Для моделирования необратимых процессов изменения импеданса под действием зондирующего тока в показатель экспоненты первой аддитивной составляющей введен параметр, величина которого пропорциональна времени воздействия зондирующего тока на биоматериал. 2. Учитывая необратимые процессы изменения биоимпеданса, приводящие к эффекту вращения против часовой стрелки реверсивных вольтамперных характеристик биоматериала, был предложен метод формирования пространства информативных признаков, предназначенный для построения классификаторов функционального состояния человека. Метод заключается в получении реверсивных вольтамперных характеристик в зонах аномальной электропроводности, в выборе информативной абсциссы (информационных абсцисс) и определению координат точек реверсивных вольтамперных характеристик в точках ВАХ, соответствующих информативным абсциссам. Пространство информативных признаков формируется как разности абсцисс точек восходящих ветвей смежных вольтамперных характеристик, принадлежащих соответствующей информативной абсциссе, и как разности абсцисс точек нисходящих ветвей смежных вольтамперных характеристик, принадлежащих соответствующей информативной абсциссе. Все компоненты полученных двух векторов информативных признаков нормируются по ординате абсциссы.

Библиографический список

1. Филист, С.А. Исследование проводимости биоматериалов в биоактивных точках при циклических воздействиях токами различной полярности / С.А. Филист, С.Е. Суржикова // Биомедицинская радиоэлектроника. – 2016. – Вып.9. – С.32-36.
2. Филист, С.А. Биотехническая система для контроля импеданса биоматериалов в экспериментах *in vivo*/ С.А. Филист, А.А. Кузьмин, М.Н. Кузьмина // Биомедицинская радиоэлектроника, №9, 2014. – С. 38-42.
3. Суржикова, С.Е. Программно-аппаратный комплекс диагностики соци-ально значимых заболеваний / С.Е. Суржикова, О.В. Шаталова, В.В. Федягин // Известия ЮЗГУ. Серия Управление, вычислительная техника, информатика. Медицинское приборостроение. – 2015. – № 2(15) – С.79-87.
4. Суржикова, С.Е. Программно-аппаратный комплекс для анализа вольт-амперных характеристик биоактивных точек на основе модуля L-Card E20-10 / С.Е. Суржикова, О.В. Шаталова, В.В. Федягин // Прикаспийский журнал: управление и высокие технологии. – 2015. – № 2(30). – С. 150-161.

MODELS OF BIOIMPEDANCE IN THE FORMATION OF THE FEATURE SPACE FOR INTELLECTUAL SYSTEMS OF DIAGNOSTICS OF SOCIALLY SIGNIFICANT DISEASES

Kiselev A.V., Shatalova O.V.

Federal state budgetary educational institution of higher education "Southwest state University",
SFilist@gmail.com

The model of multi-pass voltampere characteristic of anomalous zones of conductivity of biomaterials (BAT) is developed. The resistance of BAT is represented as a sum of two exponential components, the arguments of which is the current in the biological object, the argument of the first exponent is also proportional to the time of exposure of the amplitude-averaged current acting on the biomaterial, and the argument of the first exponent depends only on the instantaneous value of the biomaterial current. The formation of the space of informative features designed to classify the functional state of a person is carried out by forming a continuum of reversible voltammetric characteristics of BAT, and consists of pairs of vectors, each pair of vectors corresponds to an informative abscissa, and the components of

vectors correspond to the points of the voltammetric characteristics lying on this abscissa. The first vector corresponds to the intersection point of the abscissa with the ascending branches of the voltampere characteristic, and the second – the descending branches of the voltampere characteristic, and the components of the vector are determined by the abscissa coordinates of nearby points: ascending (for the first vector) or descending branches (for the second vector), normalized by the ordinate of the abscissa.

МАТЕМАТИЧЕСКОЕ МОДЕЛИРОВАНИЕ КАК ОСНОВА НЕЙРОИНТЕРФЕЙСА

Коржук Н.Л., Индюхин А.Ф

ФГБОУ ВО «Тульский государственный университет», nikolaikorzhuk@mail.ru

Несмотря на наличие многолетней истории развития нейроинтерфейса [9, 2, 3] (полное название – интерфейс «мозг - компьютер», ИМК, англ. BCI), мы до сих пор, по выражению Б.М. Владимиরского, находимся на стартовой черте, нужны прорывные идеи [6].

Ученые давно отказались от гипотезы, что колебания или комплексы электроэнцефалограммы (ЭЭГ) соответствуют определенной мысли человека. Даже в детекторе лжи, когда испытуемый дает только два ответа – «да» и «нет», используются не только сигналы ЭЭГ, но и дополнительные каналы информации – кожногальваническая реакция и другие.

Трудности выделения намерения человека из сигнала ЭЭГ (с тем, чтобы его преобразовать в команду для внешнего устройства ИМК) состоят прежде всего в том, что когнитивные процессы как электрические сигналы головного мозга по амплитуде значительно (в 10 – 15 раз) меньше фоновой биоэлектрической активности. Для выделения когнитивных вызванных потенциалов (КВП) испытуемому многократно подаются одинаковые тональные звуковые стимулы, среди которых по случайному закону появляются сигналы другой частоты. Отрезки ЭЭГ, соответствующие этим событиям, суммируются, в результате чего фиксируются событийно-связанные вызванные потенциалы. Очевидно, что построенный на этом принципе ИМК не обеспечит необходимого для реальных ситуаций быстродействия.

Наибольших успехов в настоящее время достигли так называемые зависимые ИМК, когда для выделения команд управления используется стимульная среда. Это могут быть несколько источников света, мигающих с различными частотами. Известная реакция усвоения ритма (кстати, выраженная в различной степени у разных людей) проявляется в появлении в некоторых отведениях ЭЭГ колебаний на частоте внешней стимуляции. Для выполнения нужной (заранее обусловленной) команды испытуемый фиксирует взгляд на источнике с определенной частотой мигания. Недостаток способа очевиден – наличие дополнительного устройства, низкое быстродействие, разрыв визуального контакта с окружающей средой, индивидуальные ограничения, применимость только в стационарных условиях.

Независимый ИМК использует в качестве стимулов заранее оговоренные мысленно представляемые ситуации, приводящие к характерным изменениям паттерна ЭЭГ. Отмечалось в таком случае появление дополнительных составляющих в спектре сигналов [7]. Понятно, мысленное переживание приятных и негативных личных или воображаемых событий требует определенной умственной дисциплины, длительных тренировок и не всегда будет достаточно оперативным. Эффективность способа может ослабевать в зависимости от привыкания или внешних условий.

Как видно из рассмотренных вариантов ИМК, математическое обеспечение для их реализации требует применения спектральных преобразований, статистических и логических операций, т.е. в чистом виде математического моделирования не применяется. В предлагаемом нами способе построения ИМК математическое моделирование играет определяющую роль. Основой модели является самонастраивающееся динамическое звено второго порядка – консервативное либо полосовой фильтр.

Нам представляется, что использование КВП может обеспечить повышение быстродействия и надежности ИМК – при условии выделения единичного ответа центральной нервной системы (ЦНС) на событие. Рассмотрим известный способ [8].

Способ основан на гипотезе, что в ЭЭГ человека существует доминирующий ритм (например, у большинства людей – альфа-ритм). При прохождении его через полосовой фильтр (ПФ) с резонансной частотой, не совпадающей с частотой альфа-ритма, в сигнале появляется положительный или отрицательный фазовый сдвиг. В первом случае необходимо уменьшить резонансную частоту полосового фильтра, во втором – ее увеличить. Это можно сделать автоматически, посредством интегрирующего регулятора, работающего на сравнении моментов перехода входного и выходного сигнала через нулевое значение. Так работает метод фазовой автоподстройки частоты (ФАПЧ).

В рассмотренном способе выходной сигнал полосового фильтра после окончания настройки совпадает с доминирующим ритмом, и при вычитании его из сигнала ЭЭГ позволяет выделить сигнал КВП.

Способ имеет существенные недостатки. Он не работает при отсутствии доминирующего ритма (превышение по амплитуде над остальными в 10 – 15 раз). Метод чувствителен к помехам, поскольку основан на определении момента перехода сигнала через нулевое значение, и даже незначительные высокочастотные

помехи во входном сигнале регулятора искажают процесс настройки. Кроме того, быстродействие устройства ограничено из-за необходимости обеспечения устойчивости настройки.

Вычислительный алгоритм, применяемый в способе, предусматривает расчет четырех переменных коэффициентов, определяющих резонансную частоту ПФ по довольно сложным формулам, что затрудняет его реализацию в составе портативного прибора.

Для начала предлагается избавиться от последнего недостатка. На рис. 1 представлена схема динамического звена второго порядка.

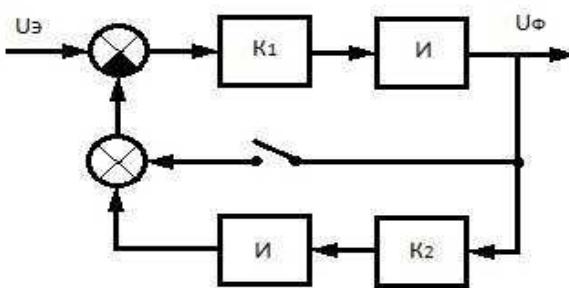


Рисунок 1 - Блок-схема динамического звена: И – интегратор; K1, K2 – переменные коэффициенты; UЭ – сигнал ЭЭГ; UФ – выходной сигнал фильтра

Как видно из рисунка, ПФ реализуется при помощи двух интеграторов. С точки зрения алгоритма вычислений получается два рекуррентных уравнения вместо одного второго порядка. Но при этом значительно упрощаются формулы расчета коэффициентов, что дает преимущество при аппаратной реализации устройства. Указанный на схеме переключатель позволяет (при размыкании) использовать схему в режиме консервативного звена. Уравнения динамического звена рис. 1 в режиме фильтра выглядят следующим образом

$$\begin{aligned}\dot{U}_{\phi_i} &= K_1(U_{\phi_{1i}} - U_{\phi_{2i-1}} - U_{\phi_{i-1}}); \\ \dot{U}_{\phi_{2i}} &= K_2 U_{\phi_{i-1}},\end{aligned}$$

где:

$$K_1 = 2\pi f_P;$$

$$K_2 = 2\pi \frac{f_P^2}{f_P}$$

f_P – полоса пропускания фильтра;

f_P – резонансная частота фильтра.

Рассмотрим теперь алгоритм работы регулятора в устройстве [8]. В нем содержится интегрирующее звено, вследствие чего при повышении его коэффициента регулятор теряет устойчивость. Математическое моделирование показало, предельной полосой пропускания системы настройки ПФ является его полоса пропускания f_P [5]. Процесс установления фазы выходного сигнала фильтра – достижение им значения, соответствующего фазовой частотной характеристике, приближается к переходному процессу в инерционном звене с такой же полосой пропускания. Если параметры ПФ рис. 1 постоянны, в его выходном сигнале содержится такая же гармоническая составляющая, что и на входе [5]. Это позволяет определить ее частоту периодическим способом, как, например, в известном устройстве – анализаторе электрофизиологических сигналов [10], построенном на определении моментов достижения сигналом максимальных или минимальных значений. На таком принципе можно построить альтернативный регулятор резонансной частоты ПФ, который не будет использовать зашумленный входной сигнал и повысит помехоустойчивость процесса настройки.

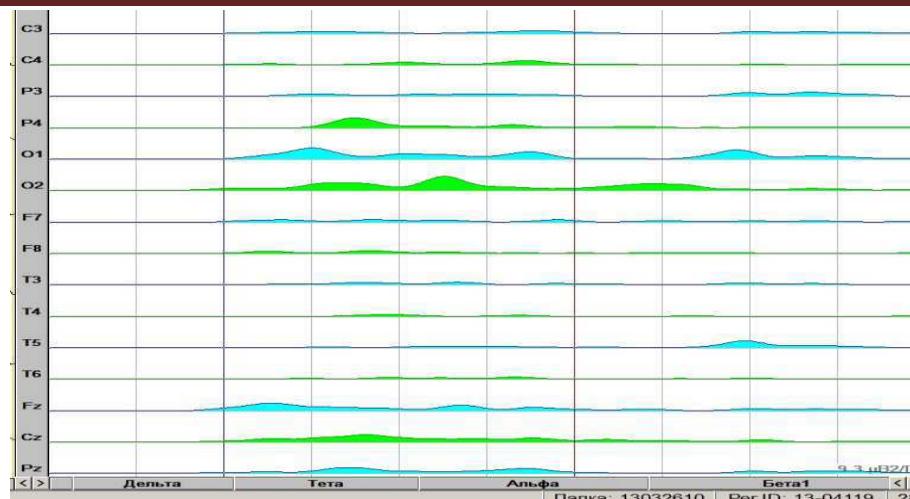


Рисунок 2 - Спектр мощности ЭЭГ испытуемого в возрасте 21 год при открытых глазах. Видно, что, несмотря на редукцию альфа-ритма, отдельные составляющие его остаются, причем они имеют разную частоту слева (O1) и справа (O2). Следует обратить внимание на то, что в разных отведениях ЭЭГ имеет максимумы спектра на разных частотах и чаще всего их несколько

При работе ИМК режим отсутствия доминирующего ритма становится основным режимом работы, поскольку при открытых глазах происходит редукция альфа-ритма, тем более что есть довольно высокий процент людей (до 10 - 20%), у которых его нет вообще. В таком случае выделению когнитивного ответа препятствуют другие ритмы – рис. 2. Поскольку предлагаемый регулятор не требует фиксации моментов перехода наблюдаемых колебаний через нулевое значение, первоначально резонансную частоту ПФ можно установить приблизительно. Можно предусмотреть систему фильтров – по числу выявленных пиков в спектре пациента. Предварительная настройка ИМК под конкретного пациента будет состоять в определении количества ПФ и выборе диапазонов их перенастройки. В конкретной ситуации настройка может понадобиться в случае появления в спектре «эмоциональных» составляющих [7].

Результаты математического моделирования с тестовым сигналом приведены на рис. 3.

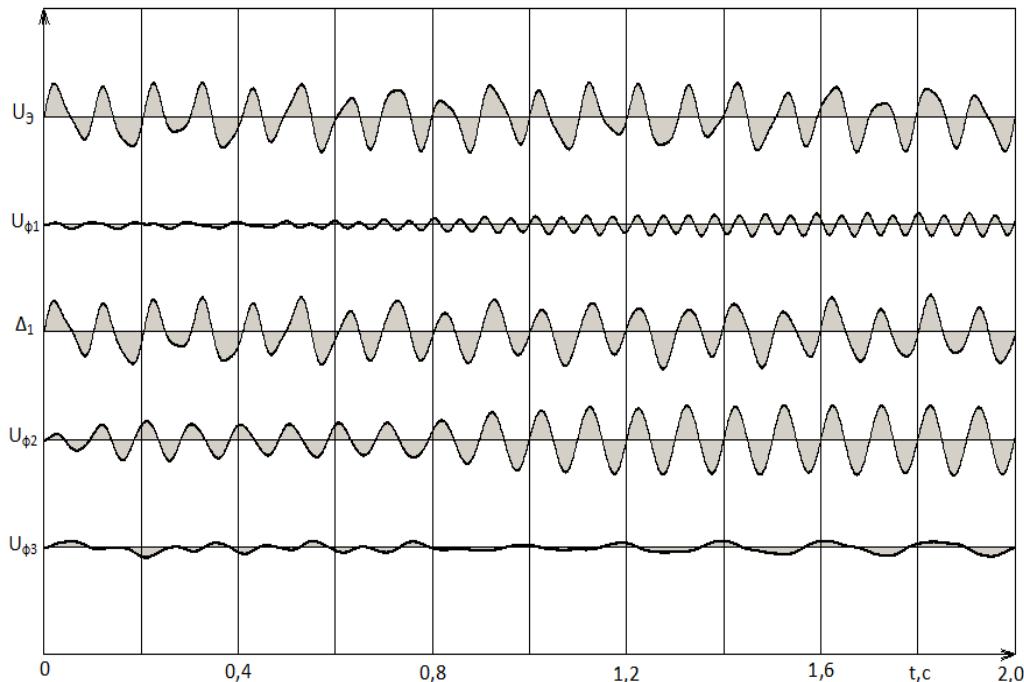


Рисунок 3 - Результаты математического моделирования трехкаскадной системы ПФ с тестовым сигналом ЭЭГ: U_3 – входной сигнал; Δ_1 – выходной сигнал первого каскада; $U_{\phi 1}$, $U_{\phi 2}$, $U_{\phi 3}$ – выходные сигналы ЦПФ соответствующих каскадов в процессе настройки

Тестовый сигнал ЭЭГ представляет собой сумму трех составляющих: синусоида частотой 10 Гц с единичной амплитудой, синусоида 4,5 Гц с амплитудой 0,25 и синусоида 19 Гц с амплитудой 0,25.

Первый фильтр настроен первоначально на частоту 15 Гц. После нескольких измерений периодов он изменяет свою резонансную частоту и она становится равной 19 Гц. Это происходит на момент времени $t = 0,5$ с. На рис. 3 видно, что после этого возникает переходный процесс, который заканчивается к 0,8 – 0,9 с.

Разность входного сигнала и выходного сигнала первого ПФ после этого не содержит высокочастотной составляющей.

Второй фильтр настраивается на частоту 10 Гц в момент времени $t = 0,75$ с. Как видно из рис. 3, после этого момента синусоида 10 Гц не имеет фазовых искажений. Аналогичный процесс происходит с третьим фильтром в момент $t = 1,0$ с. Ввиду простоты модели нет сомнений, что современные микроконтроллеры могут осуществить это в реальном времени.

В рамках парадигмы событийно-связанных вызванных потенциалов система ПФ обеспечит в результате работы самонастраивающейся математической модели получение в каждом отведении сигнала отклика нервной системы на некий стимул. Оставим пока в стороне природу стимула и рассмотрим как можно использовать этот отклик.

На плоской горизонтальной проекции черепа можно из точек, соответствующих стандартным отведениям, построить перпендикуляры к ней, высота которых будет равна амплитудам вызванной биоэлектрической активности в конкретный момент времени. Получим некоторую поверхность, заданную этими точками. В работе акад. П.К. Анохина [4] высказывается положение, что максимум вызванной активности соответствует прохождению сигнала через определенную нервную структуру (центр). Поскольку каждый электрод при регистрации ЭЭГ фиксирует результирующий сигнал с некоторого подъэлектродного поля, можно вычислить положение того центра, где максимум сигнала находится в данный момент времени. В работе [11] предлагается способ нахождения максимума КВП и приведены результаты расчетов его координат. Главным результатом следует считать обнаруженные отличия траекторий максимума КВП при мысленном произнесении двух слов – «красный» и «зеленый». Таким образом, удалось вместо раздельного анализа сигналов во всех отведениях перейти к анализу одной величины – положения максимума вызванной активности. Это представляется неким методологическим достижением, открывающим новый путь в построении ИМК.

Другой вывод из полученных результатов состоит в том, что при настройке ИМК можно найти для конкретного человека некое слово, траектория которого будет наиболее узнаваемой. В таком случае алгоритм анализа ЭЭГ может предусматривать «дежурный режим» поиска именно этого слова. Такой способ построения нейроинтерфейса можно назвать вербально-командным. Команды для внешних устройств будут формироваться не внешней стимуляцией и не мысленным представлением оговоренных ситуаций, а произнесением командного слова. При этом запуск процесса различения команды будет запускаться после выявления ключевого слова. То есть оператор будет мысленно говорить, например: «Красный, вперед!», «Красный, влево!».

Мы не случайно употребили слово «оператор» вместо «пациент». Построенный по описанному принципу ИМК будет обладать гораздо более высоким быстродействием и надежностью, вследствие чего сфера его применения может быть расширена, вплоть до применения в военном деле.

Прорабатывается вопрос о повышении эффективности алгоритма поиска максимума КВП – переходе к градиентному методу вместо перебора вариантов. Это ускорит работу ИМК.

Точность распознавания ключевого слова требует дополнительных исследований в части уточнения структуры устройства выделения вызванной активности. Использование полосовых фильтров для подавления индивидуальных ритмов ЭЭГ вносит некоторые искажения в сигнал вызванной активности – ее спектр достаточно широк и в некоторых диапазонах перекрывается со спектром ЭЭГ, поэтому ПФ подавляют некоторые гармоники. Для исключения такого явления динамическое звено рис. 1 используется в виде консервативного звена, которое в момент анализа сигнала команды (после окончания ключевого слова) получает начальные условия на интеграторах, совпадающие с соответствующими значениями ПФ. В течение некоторого промежутка времени, продолжительность которого подлежит уточнению, из сигнала ЭЭГ вычитается не выходной сигнал ПФ, а выходной сигнал консервативного звена. Это позволяет «не потерять» ранние составляющие КВП, что повысит количество анализируемых признаков ключевого слова и повысит надежность ИМК.

На основании проведенных исследований по обоснованию сформулированных предложений можно сделать следующие выводы.

1. Предложен новый способ формирования нейроинтерфейса – вербально-командный, предполагающий формирование команд на исполнительные устройства в виде комбинации двух слов.
2. Первое слово – ключевое, определяется при настройке нейроинтерфейса на пользователя как субъективно значимое, топологически наиболее сложное.
3. Топология вербальной команды определяется как траектория максимума вызванной активности головного мозга в процессе мысленного произнесения слова.
4. Вызванная активность мозга получается из ЭЭГ пользователя вычитанием выходных сигналов динамических звеньев, автоматически настраивающихся на ритмы фоновой биоэлектрической активности.

Библиографический список

1. Donchin E., Spencer K.M., Wijesinghe R. The mental prosthesis: assessing the speed of a P300-based brain-computer interface // IEEE Trans Rehabil. Eng. 2000. V. 8 (2), pp. 174–179.

2. Rak R.R.J., Kolodziej M., Majkowski A. Brain-computer interface as measurement and control system: the review paper // *Metrol. Meas. Syst.*, 2012, vol. 19, pp. 427–444.
3. Wolpaw J., Birbaumer N., McFarland D., Pfurtscheller G., Vaughan T. Brain-computer interfaces for communication and control // *Clin. Neurophysiol.*, 2002, vol. 113, pp. 767–791.
4. Анохин П.К. Биология и нейрофизиология условного рефлекса. М.: Медицина, 1968. – 549 с.
5. Бесекерский В.А., Попов Е.П. Теория систем автоматического управления. М.: Профессия, 2007. – 752 с.
6. Владимирский Б.М. Пути создания интерфейса «мозг – компьютер» (BCI) // Нейробиология и новые подходы к искусственному интеллекту и к науке о мозге. Тезисы трудов научной школы для молодежи. – Таганрог: Изд-во ТТИ ЮФУ, 2010. – С. 46 – 57.
7. Данько С.Г., Бехтерева Н.П., Шемякина Н.В., Антонова Л.В. Электроэнцефалографические корреляты мысленного переживания эмоциональных личных и сценических ситуаций // *Физиология человека*, 2003. – Т. 29. - № 3. – С. 5 – 15.
8. Жеребцова В.А., Индюхин А.А., Коржук Н.Л., Хадарцев А.А., Индюхин А.Ф. Способ диагностики вызванного потенциала мозга и устройство для его осуществления. Патент РФ № 2502466 от 16.12.2011 г.
9. Каплан А.Я. и др. Экспериментально-теоретические основания и практические реализации технологии «интерфейс мозг-компьютер» // *Бюллетень сибирской медицины*, 2013. Том 12. № 2. С. 21 – 29.
10. Кореневский Н.А., Губанов В.В. Автоматический анализ электрофизиологических сигналов // *Медицинская техника*. -1995. - № 1. - С. 36 - 39.
11. Хрячков М.В., Данилов Д.И., Шепелев С.Ю., Сошников П.П., Индюхин А.Ф. Способ локализации доминанты вызванной активности головного мозга // Актуальные вопросы биомедицинской инженерии: сб. материалов VII Всерос. науч. конф. для молодых ученых. Саратов, 23 октября-11 декабря 2017. Саратов: Сарат. гос. техн. ун-т, 2018. С. 12 – 15.

MATHEMATICAL MODELING AS A BASIS FOR THE NEURAL INTERFACE

Korzhuk N. L. Indyukhin A. F

FSBEI HE "Tula state University", nikolaikorzhuk@mail.ru

A new method of neurointerface formation-verbal-command, involving the formation of commands to the Executive devices in the form of a combination of two words.

**ФИЗИЧЕСКОЕ И ЧИСЛЕННОЕ МОДЕЛИРОВАНИЕ ЭЛАСТОГРАФИИ СДВИГОВОЙ ВОЛНОЙ**

Спивак А.Е., Лисин А.А., Демин И.Ю.

Нижегородский государственный университет им. Н.И. Лобачевского, strigino831@mail.ru

Ультразвуковая эластография исследуется с конца 90-х годов. Она отображает информацию о вязкоупругих свойствах ткани, а именно модуль Юнга, который часто ассоциируется с основными патологиями. Увеличение значения модуля Юнга в ткани может быть вызвано развитием фиброза ткани, что имеет место при циррозе печени, или увеличением плотности клеток ткани, что может быть вызвано различными видами рака. На сегодняшний день существует множество ультразвуковых томографов, в которых реализована ультразвуковая эластография. К их числу в том числе относится наиболее продвинутые на данный момент экспертные системы Siemens Acuson S2000 и Supersonic Aixplorer. В них реализованы различные методы эластографии, в том числе акустическая импульсно-волновая эластография (ARFI), эластография сдвиговой волны (SWEI) и эластография сдвиговой волны от компании Supersonic (SWE). В лаборатории «МедЛаб» Радиофизического факультета ННГУ на акустической системе Verasonics (рис.1) с открытой архитектурой был реализован метод SWEI (Shear Wave Elasticity Imaging).



Рисунок 1- Акустическая система Verasonics в лаборатории «МедЛаб»

Акустическая система Verasonics представляет собой универсальный ультразвуковой диагностический прибор, предназначенный для макетирования и отладки различных алгоритмов медицинской акустики. Система позволяет работать практически с любыми медицинскими ультразвуковыми датчиками, к примеру L7-4, C5-2 и P4-2, а также предоставляет большие возможности при реализации различных алгоритмов работы, благодаря программной связке основного блока Verasonics V-1 с компьютером-хостом посредством программной среды MATLAB [1].

На основе данных, полученных при измерении калиброванных полимерных и желатиновых фантомов, ведется калибровка медицинских датчиков, разработка новых программ для автоматизированного расчёта вязкоупругих характеристик среды, а также алгоритмов визуализации сдвиговой волны (см. рис. 2) [2].

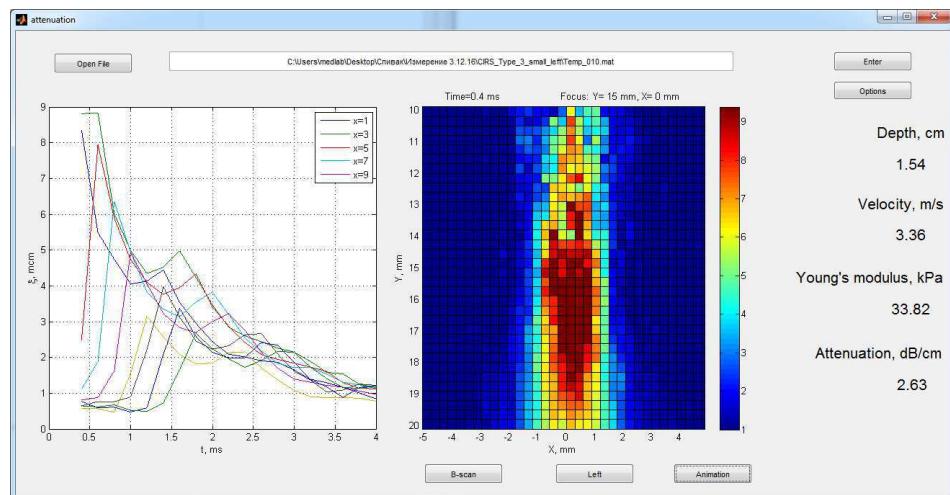


Рисунок 2- Окно программы для расчета скорости сдвиговой волны и модуля Юнга с выводом на него визуализации сдвиговой волны

Помимо работы на акустической системе Verasonics большое внимание уделяется численному моделированию. Это позволяет в перспективе уменьшить затраты времени на физическое моделирование путем частичной замены на численное моделирование.

Численное моделирование дает возможность с достаточно высокой точностью предсказать результат физического моделирования, поэтому для решения задачи компьютерной симуляции сред с заданными параметрами разработано большое количество алгоритмов и программ. Основное различие между ними заключается в используемых численных методах и допускаемых для их применения приближений. Современные средства вычислительной техники позволяют производить расчет с высокой точностью, но сильно зависят от параметров ЭВМ, на которой запущена программа, поэтому важным становится выбор алгоритма, эффективно использующего мощность вычислительных модулей, при этом обеспечивающего достаточную точность.

Для расчета численного моделирования был использован k-Wave – программный пакет(toolbox) для среды MATLAB [3]. Данный пакет хорошо оптимизирован для обработки математических операций с матрицами, что является большим преимуществом при симуляции 2D, и особенно 3D пространства. Пакет k-Wave позволяет моделировать произвольную среду распространения, которая может быть настроена в зависимости от необходимых параметров, таких как скорость звука и плотность.

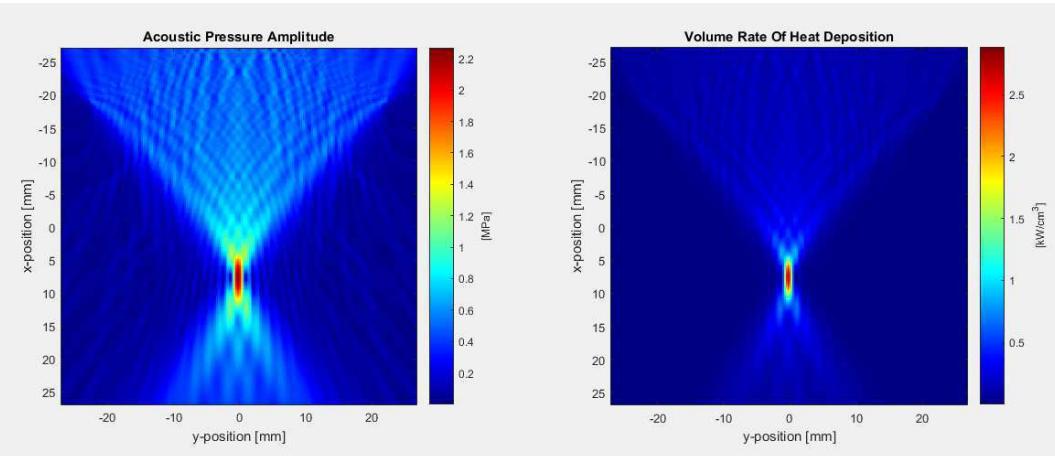


Рисунок 3- Результат расчета распределения акустического давления в момент фокусировки толкающего импульса (слева по давлению, МПа, справа распределение энергии на единицу объема, kW/cm^3)

Результат работы данного алгоритма позволяет рассчитать распределение акустического давления, что позволяет оценить геометрические размеры пятна фокусировки, а также послужить входными данными для расчета амплитуды сдвиговой волны, что является дальнейшей целью развития данного направления.

Работа выполнена при поддержке гранта РФФИ, проект 18-42-520056.

Библиографический список

3. R. Daigle. Sequence Programming Manual // Verasonics, Inc. 2011
4. Спивак А.Е., Лисин А.А., Чукилева Л.А., Шнейдман Д.Д., Демин И.Ю. Разработка для акустической системы Verasonics интерфейса по визуализации и измерению вязкоупругих характеристик мягких биологических тканей // Методы компьютерной диагностики в биологии и медицине –2017: Материалы Всерос. школы-семинара / под ред. проф. Д. А. Усанова. – Саратов: Изд-во Саратовский источник, 2017. С. 37-39.
5. Официальный сайт пакета k-wave: <http://k-wave.org/> (дата обращения 05.04.2018)

PHYSICAL AND NUMERICAL MODELING OF SHEAR WAVE ELASTICITY IMAGING

Spivak A.E., Lisin A.A., Demin I.Yu.
Lobachevsky State University of Nizhny Novgorod, strigino831@mail.ru

The paper presents the results on the physical and numerical simulation of the propagation of a shear wave in soft biological tissues. Shear wave elasticity imaging (SWEI) is realized in the Verasonics research system, the study is performed on CIRS phantoms. The numerical analysis of the generation of the acoustic radiation force is realized in the toolbox k-Wave.



СЕКЦИЯ 3

БИОМЕХАНИКА, ПРОБЛЕМЫ КОРРЕКЦИИ И ЛЕЧЕНИЯ ОПОРНО-ДВИГАТЕЛЬНОГО АППАРАТА

ПРОЕКТИРОВАНИЕ ЭТАЛОННОВ ГРУЗОВ ДЛЯ ПРОВЕРКИ РАБОТОСПОСОБНОСТИ ВИБРАЦИОННОГО СТЕНДА ИСПЫТАНИЙ ЭЛЕКТРОННЫХ СРЕДСТВ МЕДИЦИНСКОГО НАЗНАЧЕНИЯ

Долгов Г.Ф., Евграфов В.В.

Владимирский государственный университет имени Александра Григорьевича и Николая Григорьевича Столетовых, dolgov@vlsu.ru, golf@vlsu.ru

Электронные средства медицинского назначения, эксплуатируемые на подвижных объектах, подвергаются воздействию вибрации. При вводе в эксплуатацию вибростендов необходимо знать их амплитудно-частотные характеристики (АЧХ) с исследуемыми объектами различной массы. Наибольший интерес представляют испытания электронных средств с максимальной массой, разрешенной для конкретного вибростенда. Подобная информация в паспортных данных на вибростенд производителем не приводится. Поэтому при вводе в эксплуатацию конкретного вибростенда необходимо измерить АЧХ. Проверка возможностей вибростенда проводить испытания с объектами в заданных условиях воздействий является актуальной задачей.

Вибростенд - установка для изучения воздействия вибрации на различные объекты. Наибольшее распространение получили электродинамические стенды, состоящие из вибратора и системы управления. Вибраторы представляют собой электромагнитные катушки, обеспечивающие перемещения рабочего стола с закрепленным на нем исследуемым объектом за счет переменного магнитного поля. Особенность электромагнитных вибростендов - наличие сильных магнитных полей, оказывающих влияние на объект исследований. Изделия из магнитных материалов притягиваются к катушкам вибратора, что создает дополнительные нагрузки и ухудшает параметры вибростенда.

При измерении АЧХ целесообразно вместо реальных электронных средств применять их упрощенные аналоги, представляющие инерционные эквиваленты электронных средств. В поставку вибростендов аналоги нагрузки не входят, поэтому их приходится разрабатывать и изготавливать на предприятиях, эксплуатирующих вибростенды. В докладе рассматривается подход к разработке аналогов нагрузки на примере вибрационной системы TV 57315/LS-230 (TIRA GmbH, Германия) [1].

Основные технические характеристики вибрационной системы TV 57315/LS-230 (рис. 1):

Номинальное выталкивающее усилие:

- при синусоидальном воздействии - 15 000 Н;
- при Широкополосной Случайной Вибрации - 13 000 Н.

Диапазон частот: 5-3000Гц.

Максимальное ускорение без нагрузки (синус/случайное/ударное):

- при синусоидальном воздействии — 115 g;
- при Широкополосной Случайной Вибрации - 80 g.

Масса подвижной части: 13 кг.

Собственная частота резонанса: >2300 Гц.

Максимальная рабочая нагрузка, включая вес образца, арматуры, массы подвижной части: 250 кг.

Основные технические характеристики стола:

Диаметр стола: 250 мм.

Основные технические характеристики скользящего стола:

Размер стола: 508x508 мм.

Толщина стола: 40 мм.

Вес стола: 23,5 кг.

Материал стола: магниевый сплав.

Максимальный вес испытуемого объекта: 400 кг.

Эффективная частота: до 2 000 Гц.

Габаритные размеры (ДxШxВ): 1700x1200x950 мм.

Общие требования к эквивалентам нагрузки: низкая стоимость, удобство применения, универсальность, отсутствие магнитных свойств материала. Эталоны нагрузки рекомендуется изготавливать из широко распространенных марок материалов высокой объемной плотности (снижение габаритных размеров) и жесткости (высокий модуль Юнга). В качестве материалов для изготовления эквивалентов нагрузки наиболее подходят медные сплавы, например латунь (Л63, плотность 8440 кг/м³). Необходимая масса эталонов нагрузки задается объемом и плотностью материала, учитывая массу крепежных болтов. Для повышения универсальности эталоны грузов могут испытываться составными. Вертикальные испытания проводятся на грузах круглой формы по размерам вибростола, горизонтальные – квадратной формы. Размер кругов и квадратов определяется размерами вибростола при максимальном использовании крепежных отверстий. Это позволяет обеспечить отсутствие резонансов эквивалентов нагрузки в диапазоне частот работы вибростенда.

Важным фактором при проектировании эквивалентов нагрузки является вопрос об обеспеченности надежного крепления этих эквивалентов. Вибратор вибростенда предлагает для присоединения испытуемых объектов использовать резьбовые отверстия, расположенные по схеме, приведенной на рисунке (рис. 1, платформа для крепления груза). Чаще всего крепление осуществляется болтами. Такой вид разъемных соединений обладает рядом достоинств, среди которых удобство крепления испытуемого объекта на вибраторе и малые затраты времени на смену испытуемых объектов.

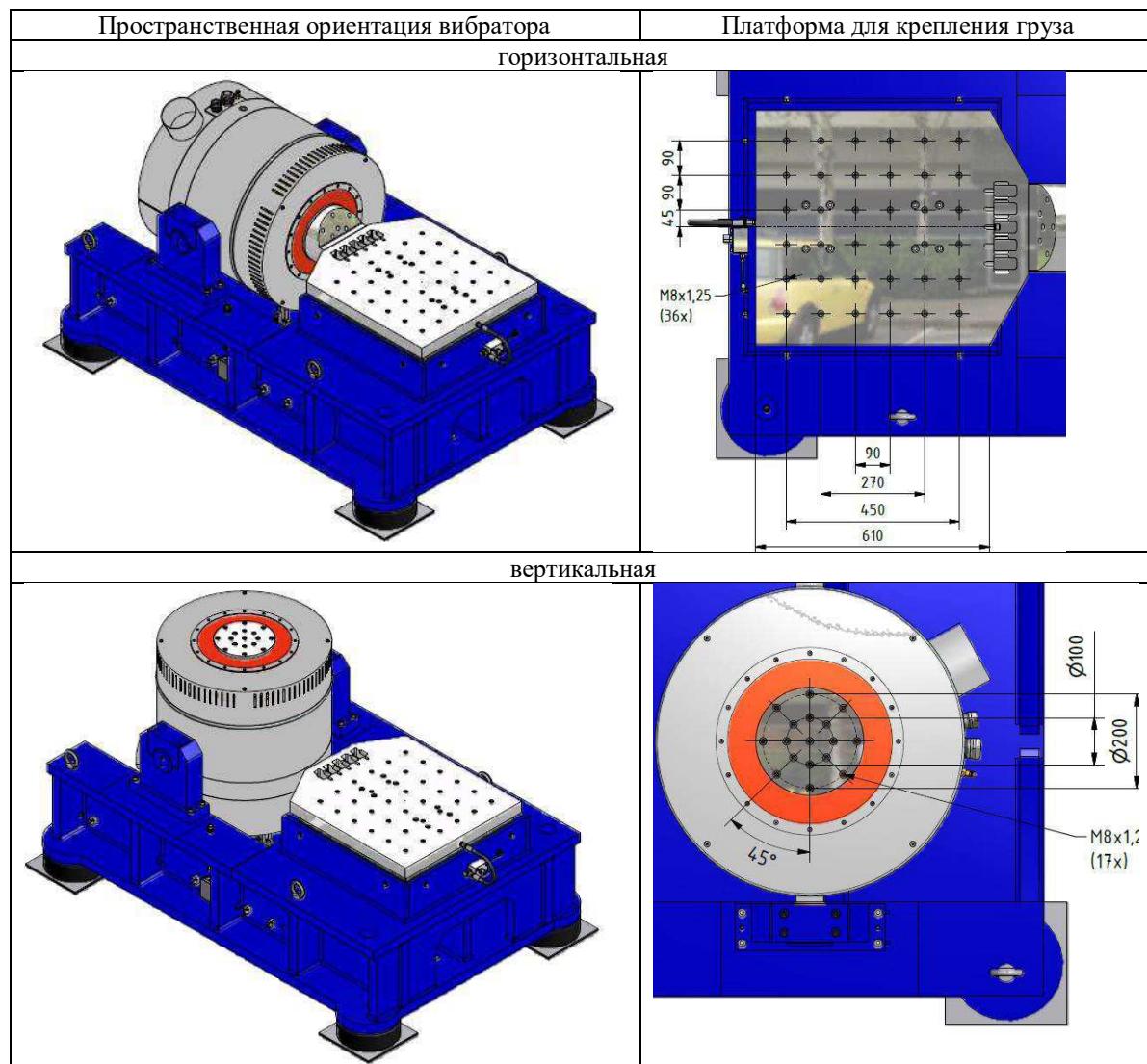


Рисунок 1 – Вибрационная система TV 57315/LS-230 (TIRA GmbH, Германия)

Однако количество болтов и их прочность для крепления объектов различной массы – не сообщается в поставляемой документации. Также важным вопросом является значение усилия, каким необходимо затягивать болты, и порядок затяжки болтов [2-6].

Расчет частот и форм колебаний проводился в CAD/CAE системе SolidWorks, программном комплексе для автоматизации работ промышленного предприятия на этапах конструкторской и технологической

подготовки производства [7, 8]. SolidWorks обеспечивает разработку изделий любой степени сложности и назначения, работает в среде Microsoft Windows. SolidWorks позволяет проводить расчёты на прочность конструкций в упругой зоне, постановку и решение контактных задач, расчёт сборок; определение собственных форм и частот колебаний, расчёт конструкции на устойчивость и др.

При вертикально направленной силовой нагрузке объекты могут крепиться непосредственно на вибростол, который представляет металлический диск с 17-ю резьбовыми отверстиями, концентрически расположенными по двум окружностям (рис. 1), и одним отверстием в центре. При использовании всех штатных отверстий для крепления грузов происходит равномерное распределение нагрузки между болтами, что может дать необоснованно высокий запас прочности, приводящий к увеличению стоимости оснастки и монтажных работ для проведения испытаний. При выборе способа крепления стоит учитывать требование отсутствия резонансов грузов в диапазоне частот испытаний. Для этого необходимо обеспечить собственную частоту колебаний грузов, большую, чем максимальная частота испытаний. Добиться такого условия можно, если при креплении грузов использовать все крепежные отверстия вибростола, сами грузы сделать такой же формы, как вибростол (круглой), а диаметр грузов при этом должен быть примерно равен диаметру вибростола. Рассчитанные формы и частоты собственных колебаний грузов приведены на рис. 2. Наибольшие нагрузки возникают в болтах при горизонтальном направлении вибрации.

В расчете грузов при горизонтально направленной вибрации необходимо учитывать, что кроме осевых нагрузок болтов в соединении возникают силы, сдвигающие грузы в плоскости перпендикулярной осям болтов. Для обеспечения взаимозаменяемости рекомендуется болты ставить в отверстия грузов с зазором, который зависит от точности расположения отверстий на вибростоле и на грузах. Так как абсолютно точно указанные элементы не изготавливают, то зазор между стенками болта и отверстия всегда должен закладываться на этапе конструирования.

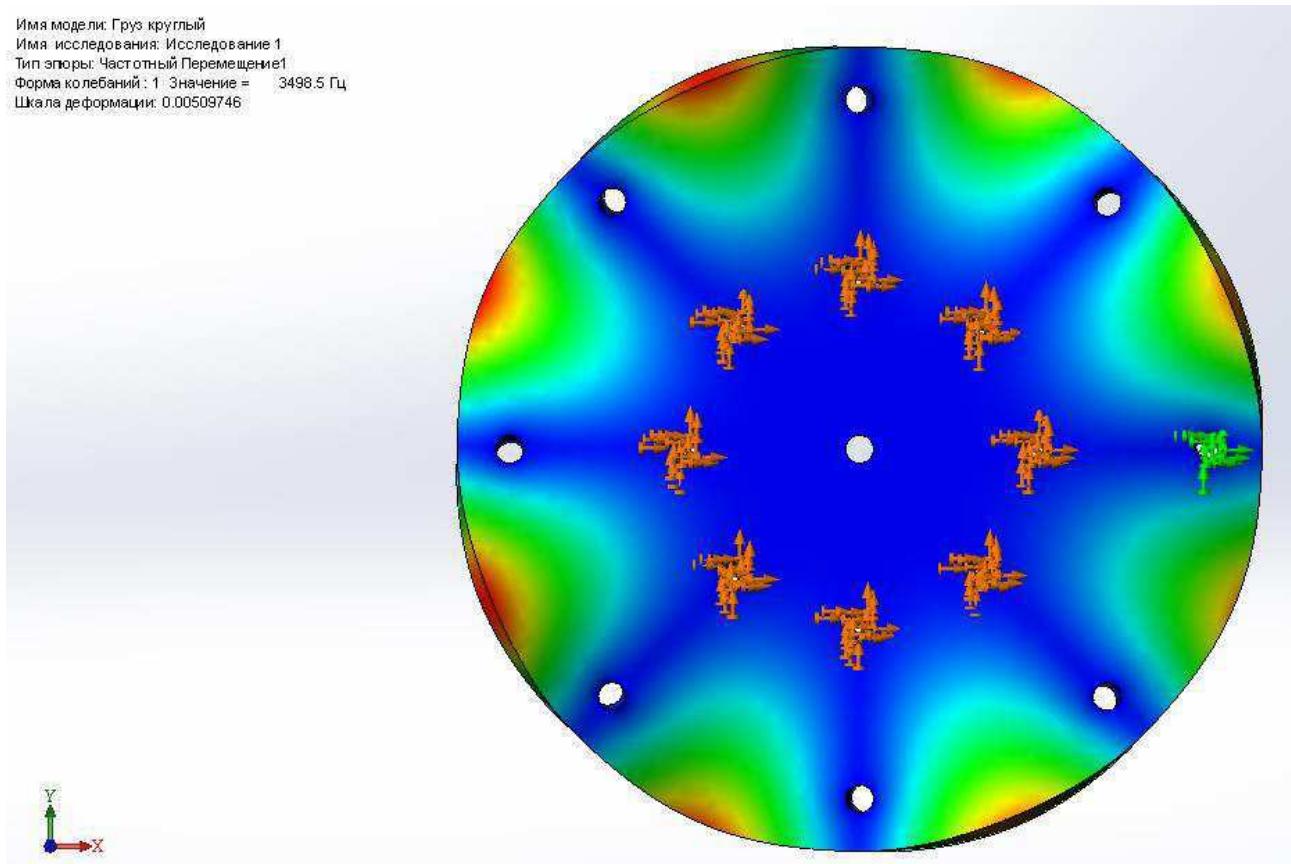


Рисунок 2 – Первая форма колебаний и частота колебаний эквивалента нагрузки при 17-и точках крепления болтами

Анализ показал, что частоты, соответствующие формам колебаний пластин в плоскости, на несколько порядков выше частот, соответствующим формам колебаний в направлениях, перпендикулярных плоскости. Поэтому вопрос борьбы с резонансами пластин при формах колебаний, лежащих в ее плоскости, не актуален. Но из-за указанных ранее зазоров могут возникнуть взаимные перемещения грузов в плоскости вибростола и пластин. А чтобы относительных перемещений грузов при воздействии горизонтальных сил не происходило, необходимо обеспечить достаточно большую силу трения между грузами и вибростолом. Получение сил трения, больших чем силы со стороны вибратора (условие отсутствия перемещений), между грузами и вибростолом возможно подбором материалов и состояния их поверхности, дающих повышенные коэффициенты трения, и прижимом грузов друг к другу и вибростолу. Расчет болтовых соединений, в этом

случае, также проводится по типовой методике с учетом обеспечения в элементах болтового соединения необходимых сил трения. Если не удается обеспечить необходимые силы трения, тогда возможно усилить взаимную фиксации грузов при горизонтально действующих усилиях установкой одного болта без зазора, а остальные болты - с зазором. Такой подход позволит при минимальном количестве крепежных болтов обеспечить надежное крепление.

Затяжка болтов осуществляется по схеме «от центра к периферии» в два прохода: предварительный с моментом 5 Н*м, окончательный 24 Н*м. Указанный момент обеспечивает необходимую силу трения. Для ее создания болт должен стягивать эквивалент нагрузки с плитой силой 3.5 кН. Такую силу выдерживают болты с классом прочности не ниже 8.8.

Таким образом, измерить амплитудно-частотные характеристики вибростенда под нагрузкой возможно при использовании специально разработанных эквивалентов грузов. Такие эквиваленты целесообразно изготавливать из латуни. Форма эквивалентов нагрузки должна быть близка к форме элементов вибростенда, на которых эквиваленты нагрузки крепятся: для вертикально вибрирующего стола – круглая, для горизонтально вибрирующей плиты – прямоугольная. С целью обеспечения взаимозаменяемости диаметр крепежных отверстий в эквивалентах нагрузки должен обеспечивать установку болта с зазором, при этом для устранения взаимного перемещения эквивалентов нагрузки относительно плиты необходимо расчет болтового соединения проводить по условию обеспечения силы трения между сопрягаемыми поверхностями большей, чем сила инерции при вибрационных нагрузках.

Библиографический список

1. <https://www.tira-gmbh.de/en/vibration-test-systems/vibration-test-systems/standard-systems/vibration-test-systems-4-kn-to-15-kn/>
2. Яцков А.Д. Методика расчета монтажной и ремонтной оснастки: учеб. Пособие / А.Д. Яцков, Н.Ю. Холодилин, О.А. Холодилина. – Тамбов: Изд-во Тамб. Гос. Техн. Ун-та, 2008. – 116 с. – 100 экз. – ISBN 978-5-8265-0763-6.
3. Биргер И. А., Иосилевич Г. Б. Резьбовые и фланцевые соединения. —М.: Машиностроение, 1990. — 368 с.
4. ОСТ 92-8739-76 Соединения болтовые групповые механизмов и несущих конструкций. Методика расчета.
5. Конструкции стальные строительные. Болтовые соединения. Проектирование и расчет. СТО 0041-2004 (02494680, 01408401), М., 2004.
6. Болты, винты и шпильки. Механические свойства и методы испытания. ГОСТ 1759.4-87 (ИСО 898/1-78)
7. SolidWorks Simulation. Инженерный анализ для профессионалов: задачи, методы, рекомендации. Алямовский А.А., ДМК Пресс, 2015, 562 с.
8. COSMOSWorks. Основы расчета конструкций на прочность в среде SolidWorks. Алямовский А.А., ДМК Пресс, 2010, 784 с.

DESIGN OF CARGO STANDARDS TO VERIFY THE OPERABILITY OF A VIBRATIONAL STAND OF TESTS OF ELECTRONIC MEANS OF MEDICAL PURPOSE

Dolgov G.F., Evgrafov V.V.

Vladimir state university of A.G. and N.G. Stoletovykh, dolgov@vlsu.ru, golf@vlsu.ru

The paper considers the development of devices for testing electrodynamic shakers, used to assess the performance of electronic medical devices operated on mobile objects. When putting the shakers into operation, it is necessary to know their amplitude-frequency characteristics with the investigated objects of different masses. Of greatest interest are tests of electronic devices with the maximum mass allowed for a particular shaker. Similar information is not given in the passport data on the shaker table by the manufacturer. Therefore, when commissioning a concrete shaker, it is necessary to measure the amplitude-frequency characteristics.

When measuring the amplitude-frequency characteristics, it is advisable to use, instead of real electronic means, their simplified analogs, representing inertial equivalents of electronic means. In the delivery of shaker stands do not include analogous loads, so they have to be developed and manufactured at enterprises that operate shaker stands. Recommendations are given on the choice of materials, shapes, sizes of cargo and the scheme of installation of fastening elements - bolts. For fixing bolts, recommended tightening torques are specified. The variants of fastening cargoes under the action of vibration in the horizontal and vertical planes are considered.

РАЗРАБОТКА МОНОСТЕРЖНЕВОЙ КОНСТРУКЦИИ АВТОМАТИЗИРОВАННОГО ОРТОПЕДИЧЕСКОГО АППАРАТА ОСТЕОСИНТЕЗА

Мамаев И.М., Морозов В.В., Федотов О.В., Филимонов В.Н.

Федеральное государственное бюджетное образовательное учреждение высшего образования

«Владимирский государственный университет

имени Александра Григорьевича и Николая Григорьевича Столетовых» (ВлГУ),

e-mail: tpm@vlsu.ru

Для лечения врожденных или приобретенных заболеваний опорно-двигательного аппарата применяются ортопедические аппараты остеосинтеза (далее – аппарат), основанные на принципе растяжения (дистракции) или сжатия (компрессии) костного регенерата [1].

Осьное перемещение костных отломков может осуществляться ручным механическим приводом или, как в современных автоматизированных аппаратах – электромеханическим приводом. Наибольшее распространение среди исполнительных механизмов приводов получили механизмы на основе передачи винт-гайка скольжения, прежде всего, из-за их простоты и сравнительно низкой стоимости. Вместе с тем, известные недостатки передач винт-гайка скольжения заметно сказываются на технических характеристиках автоматизированных аппаратов. В частности, низкий КПД электромеханического привода (ЭМП), обусловленный потерями, как в самой исполнительном механизме, так и в обычно необходимом для повышения редукции дополнительном редукторе, требует использования высокомоментных электродвигателей и аккумуляторов большой емкости, что повышает энергопотребление, массу и стоимость всей конструкции.

Одним из путей повышения компактности и энергоэффективности автоматизированного аппарата является замена передачи винт-гайка скольжения на механизм винт-гайка качения. В течение ряда лет в ВлГУ ведутся разработки и испытания автоматизированных аппаратов на базе планетарные роликовинтовые механизмы (ПРВМ) [1]. По своим техническим характеристикам ПРВМ превосходят известные винтовые передачи с каналом рециркуляции тел качения в виде шариков или роликов [2], поэтому отечественные разработчики отдают им предпочтение при использовании в качестве исполнительных механизмов ЭМП автоматизированных аппаратов.

Поэтапная модернизация многостержневой конструкции аппарата [3] по результатам стендовых и клинических испытаний привела к созданию моностержневой конструкции аппарата на базе ПРВМ с опорной гайкой [4, 5, 6]. Соединение электродвигателя на прямую с ПРВМ позволило исключить дополнительный редуктор и получить компактную конструкцию аппарата с достаточно высоким КПД. Однако ПРВМ с опорной гайкой не обеспечивает самоторможения, что приводит к необходимости либо обеспечивать торможения за счет электродвигателя, либо устанавливать дополнительное тормозное устройство в конструкции аппарата. В обоих случаях усложняется конструкция, повышается энергопотребление и снижается надежность аппарата в целом. Кроме того, ограниченные возможности по выбору редукции в ПРВМ с опорной гайкой ($S=(3\dots8)P$, где S – перемещение гайки за оборот винта; P – шаг резьбы [2]) требуют установки сравнительно дорогих электродвигателей с большим числом шагов за оборот вала.

Указанные недостатки устранены в новой конструкции автоматизированного аппарата [7] (Рис. 1), выполненного на базе самотормозящейся ПРВМ с опорным винтом [6].

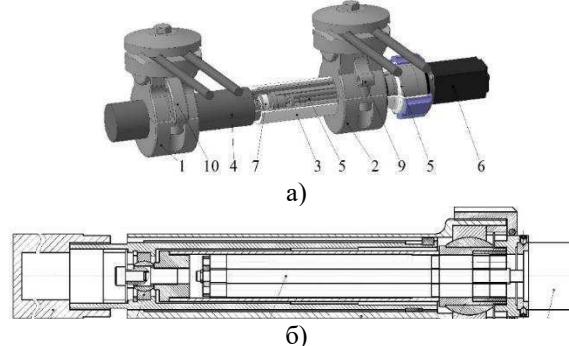


Рисунок 1 – Общий вид автоматизированного ортопедического аппарата остеосинтеза (а) и поперечный разрез ЭМП с ходовым цилиндром (б). На рисунках: 1,2 – кронштейны с костными резьбовыми стержнями; 3 – ЭМП; 4 – ходовой цилиндр; 5 – ПРВМ; 6 – электродвигатель; 7,8 – сферические подшипники; 9, 10 – выступы на боковых поверхностях кронштейнов с отверстием и круговым пазом

Аппарат состоит из кронштейнов 1 и 2 с установленными в них костными резьбовыми стержнями для фиксации костных отломков. Кронштейны расположены на посадочных поверхностях корпуса ЭМП 3 и ходового цилиндра 4. Относительные микроперемещения кронштейнов с костными стержнями осуществляется через ПРВМ 5 от электродвигателя 6.

ПРВМ с опорным винтом имеют широкие возможности по выбору редукции ($S=(0,25\dots3)P$ [2]), а самоторможение обеспечивается при S меньше шага резьбы. Таким образом, при использовании в конструкции аппарата ПРВМ с $S=0.25P$ отпадает необходимость в дополнительном тормозном устройстве и в электродвигателе с высокой дискретностью перемещения вала, что повышает компактность, надежность аппарата и снижает его стоимость.

Особенности ПРВМ не допускают их эксплуатацию при действии радиальной нагрузки, которая может привести к продольному изгибу блока винта с роликами. В новой конструкции аппарата изгибающий момент от сил, действующих со стороны конечности, воспринимается только корпусными элементами, а ПРВМ, установленный в сферических подшипниках 7 и 8, воспринимает только осевые силы.

Как и в ранее разработанной конструкции [5], новый аппарат оборудован устройством для оперативной замены электродвигателя в случае его поломки в процессе лечения. Кроме того, аппарат может комплектоваться сменными ходовыми цилиндрами различной длины.

В процессе время лечения можно извлечь ЭМП с ходовым цилиндром из захватов кронштейнов, без нарушения из взаимного расположения. Для этого на боковых поверхностях кронштейнов предусмотрены выступы с отверстиями 9 и круговыми пазами 10 (Рис. 1а) под шпильки. Шпильки фиксируются гайками в отверстиях и круговых пазах кронштейнов.

Разработанный аппарат готовится к проведению комплексных испытаний на специальном испытательном стенде [4]. На следующем этапе предполагается проведение клинических испытаний аппарата дополнительно укомплектованного специально разработанной системой управления [8].

Библиографический список

1. Автономный ортопедический аппарат автоматизированного остеосинтеза для реабилитации инвалидов: Медицинская техника / В.В. Козырев, О.И. Алборов, О.В. Федотов, С.М. Воробьев, С.Л. Тихомиров, И.М. Мамаев. – М., 2011. – №4 – с. 30 – 33. – ISSN 0025-8075.
2. Козырев В.В. Конструкция, теория и методика проектирования и исследования планетарных передач винт–тайка с резьбовыми роликами и мехатронных модулей на их базе: монография. / В.В. Козырев. – Владимир: Изд-во Владим. гос. ун-та, 2011. – 238 с. – ISBN 978-5-9984-0108-4.
3. Модернизация конструкции ортопедического аппарата автоматизированного остеосинтеза / О.В. Федотов, В.Н. Филимонов, И.М. Мамаев, А.В. Крылов, А.В. Кириллов // Физика и радиоэлектроника в медицине и экологии: Доклады 10-й международной научно-технической конференции Книга 2. – Владимир: 2012. – с. 98-101. – ISBN 978-5-9055-2706-7
4. Автоматизированный ортопедический аппарат внешней фиксации / И.М. Мамаев, В.В. Морозов, О.В. Федотов, В.Н. Филимонов // Физика и радиоэлектроника в медицине и экологии: Труды 12-й межд. науч.-техн. конф. Книга 1. – Владимир-Сузdal: 2016. – с. 224-226 – ISBN 978-5-905527-13-5.
5. Патент на полезную модель №165129 РФ. Автоматизированный ортопедический аппарат остеосинтеза / Мамаев И.М., Морозов В.В., Федотов О.В., Филимонов В.Н.; заявитель и патентообладатель: Федеральное государственное бюджетное образовательное учреждение высшего образования «Владимирский государственный университет имени Александра Григорьевича и Николая Григорьевича Столетовых» «ВлГУ»; поступ. 17.11.15; опубл. 10.10.16, бул. № 28.
6. Морозов В.В. Роликовинтовые механизмы. Надежность и долговечность: монография / В.В. Морозов, А.В. Жданов. – М.: Издательство «Перо», 2015. – 152 с. – ISBN 978-5-906835-89-5.
7. Заявка на изобретение № 2017111917 РФ. Автоматизированный ортопедический аппарат внешней фиксации / Мамаев И.М., Морозов В.В., Федотов О.В., Филимонов В.Н.; поступ. 07.04.17.
8. Структура системы управления автоматизированного ортопедического аппарата внешней фиксации / И.М. Мамаев, О.В. Федотов, В.Н. Филимонов, П.С. Сабуров // Физика и радиоэлектроника в медицине и экологии: Труды 12-й межд. науч.-техн. конф. Книга 1. – Владимир-Сузdal: 2016. – с. 226-228 – ISBN 978-5-905527-13-5.

DEVELOPMENT OF THE MONO-CONSTRUCTION DESIGN OF THE AUTOMATED ORTHOPEDIC APPARATUS OF OSTEOSYNTHESIS

Mamaev I.M., Morozov V.V., Fedotov O.V., Filimonov V.N.

Vladimir State University named Alexander and Nicholay Stoletovs (VLSU),
e-mail: tpm@vlsu.ru

The mono-construction design of the automated orthopedic apparatus of osteosynthesis according to the travel cylinder scheme has been developed, which has increased reliability, maintainability and reduced mass-size parameters. A model sample was prepared for bench testing.

РАЗРАБОТКА БЕСКОНТАКТНОГО МЕТОДА ОБНАРУЖЕНИЯ ПАДЕНИЯ НА ОСНОВЕ МЕТОДА БИОРАДИОЛОКАЦИИ

Анищенко Л.Н., Апоплонова И.А., Луценко Ю.А.

Федеральное государственное бюджетное образовательное учреждение высшего образования
"Московский государственный технический университет имени Н.Э. Баумана (национальный
исследовательский университет)", Москва
anishchenko@rslab.ru, apollonova-i@yandex.ru, julialutsenko@yandex.ru

Увеличение числа пожилых людей среди общей численности населения остается одной из наиболее важных проблем современного общества. Каждый день около 160 тысяч человек на планете преодолевают 60 – летний рубеж. К 2050 году эта категория населения достигнет 2 млрд. человек [1]. Рост доли пожилых людей в составе населения обуславливает необходимость изучения их нужд, потребностей, и бытовых проблем. Чаще всего организм пожилого человека испытывает определенные негативные изменения, такие как нарушение координации, потеря равновесия, склонность к обморокам, головокружения, ухудшение зрения, чувствительности кожи и мышц, уменьшение мышечной силы. Такие изменения могут способствовать увеличению количества полученных травм, а также могут привести к падениям [2].

Пожилые люди в Российской Федерации - это быстрорастущая категория граждан, которая составляет свыше 30 млн. людей. Падения пожилых людей стали настолько распространеными, что теперь медики, изобретатели и строители домов усиленно ищут способ решить эту проблему. Так, в одном из последних исследований на территории РФ было подсчитано, что из 537 наблюдавшихся пациентов примерно 54 % лиц в возрасте 65 лет и старше имели не меньше одного эпизода падений в год, а 15 % из них — падали периодически [3]. По оценкам специалистов, в США среди всех медицинских расходов для лиц 65 лет и старше 6 % приходится на последствия от падений [4]. Зачастую серьезные падения заканчиваются потерей сознания, при этом, одинокий пожилой человек оказывается не в состоянии самостоятельно вызвать первую помощь и последней надеждой пострадавшего остаются случайные свидетели произошедшего (соседи, работники ЖКХ). В таком случае встает вопрос о автоматическом отслеживании эпизодов падения с соответствующим автоматическим вызовом скорой помощи. Таким образом, появляется такая сфера исследования как «Fall Detection» - «Обнаружение падений» [5]. На данный момент, в научном сообществе ведется активная разработка новых и улучшение уже существующих методов автоматического определения падений. Поскольку физические падения лиц пожилого возраста являются значимой проблемой общественного здравоохранения среди людей пенсионного возраста, количество систем, направленных на их обнаружение, резко возросло за последние годы [6].

Контактные методы

Носимые устройства (датчики движения). Все системы медицинской сигнализации работают по одному принципу – рядом с пожилым человеком должно находиться устройство с «тревожной» кнопкой. Одно нажатие «тревожной» кнопки посылает сигнал о помощи в круглосуточно работающий колл-центр. Стандартная система медицинской сигнализации состоит из «тревожной» кнопки, которую носят на запястье в виде браслета или на шее в качестве кулонов, и домашней станции. Современные системы оснащаются дополнительными устройствами, например такими, как датчик падения, GPS и др.

Автоматические устройства, которые работают не только по сценарию «тревожной» кнопки, обычно содержат в себе датчики на основе акселерометров и гироскопов. Акселерометр представляет из себя устройство, способное измерять ускорение предмета, которое оно приобретает при смещении относительно своего нулевого положения [7]. Гироскоп – устройство способное определять собственный угол наклона относительно земной поверхности и сохранять соответствующие координаты для различных приложений [8]. Среди научных работ о датчиках акселерометрах в контексте обнаружения падений за последнее время на передний план выходят исследования, ориентированные на применение акселерометров встроенных в наручные устройства, такие как: фитнес-браслеты или умные часы [9]. Однако, на данный момент такое расположение не позволяет достаточно точно распознавать двигательную активность [5].

Видеокамеры. Еще один контактный метод предполагает использование видеокамеры, которую предлагается закреплять в брюшной области [6]. В качестве камеры авторы использовали Microsoft LifeCam. В качестве предобработки для получения признаков классификации предложено использовать градиентный локальный бинарный шаблон – этот метод предполагает сравнение значений текущего пикселя с его восемью соседними, таким образом, каждый пиксель может быть описан восьмиразрядный бинарный кодом [10]. Код полученный по целому изображению сравнивается с кодом, полученным по предыдущему кадру, далее полученные данные используется для выделения признаков. Метод достаточно точный, однако является нарушающим личное пространство человека [11].

Ультразвуковые и инфракрасные сенсоры. Все большее распространение получают смешанные контактные методы обнаружения падений. Добавление дополнительных каналов информации дает более комплексную оценку для обнаружения падений. Например, подобные системы могут содержать инфракрасные датчики и датчики давления, встроенные в предметы интерьера (кровать, ковер, и др.) [7]. Таким образом, несмотря на миниатюрный размер, такие устройства имеют непреодолимый недостаток, которым является их контактность. Пожилой человек вынужден всегда носить кулон, браслет или датчик при себе, что не всегда удобно. Кроме того, пожилой человек с нарушениями памяти (болезнь Альцгеймера) подвергается риску забыть надеть устройство, и лишится помощи в случае возникновения падения [12].

Бесконтактные методы

Видеокамеры. Также, исследователи часто используют обычные камеры в работах, посвященных обнаружению падений. Предложенный метод предусматривает использование компьютерного зрения. Но несмотря на успехи исследователей в разработке методов, основанных на различных видеокамерах, среди контактных и бесконтактных методов метод предполагающий использование видеокамеры воспринимается как самый неконфиденциальный. Кроме того, данный метод не применим для использования в условиях непрозрачных преград (таких как шторы, шкафы и др.) [8]. Инфракрасные, ультразвуковые датчики. Каждый объект, имеющий ненулевую температуру, испускает инфракрасное излучение, которое может быть зафиксировано. Один из предложенных методов предполагает регистрацию через систему линз или специальных вогнутых сегментированных зеркал [1].

ИК-излучение попадает на расположенный внутри датчика движения чувствительный сенсор [2]. Подобный метод реализуется посредством использования двухкомпонентной системы инфракрасных датчиков (ИК-датчиков), распознавание происходит посредством попеременной обработки сигналов с датчиков в микроконтроллере [9]. ИК-датчик совмещенный с ультразвуковым датчиком (определяющим расстояние до объекта) на платформе Arduino [10], такая система была разработана специально для использования в ванной комнате, однако на данный момент предложенный метод не был испытан в естественных условиях. Использование таких методов предполагает несколько ограничений: инфракрасный сигнал не может быть получен за непрозрачными преградами, а ультразвуковой сигнал имеет свойство значительно рассеиваться на многих текстильных материалах. Методы на основе радиолокации. Кроме представленных методов, также существенное внимание исследователей было уделено методу, предполагающему использование радиолокатора [3].

Общий принцип работы таких систем основан на явлении отражения ЭМ волн радиодиапазона, от подвижных или неподвижных объектов [4]. Благодаря низкой стоимости и шумо-устойчивости такие системы получили широкое распространение в задачах ненавязчивого дистанционного контроля. Метод, который предполагает использование радиолокации применительно к биообъектам называют биорадиолокацией [11]. Как известно, данный метод позволяет производить дистанционный мониторинг жизненно важных параметров, а также отслеживать двигательную активность человека и лабораторных животных, в том числе за непрозрачными преградами [5]. За последние несколько лет ряд исследователей обратили свое внимание на данный метод и показали возможность его использования в задаче обнаружения падений [12].

Среди предложенных методов обнаружения падений выделяются методы выделения параметров во временной и частотной областях (микро-доплеровские характеристики), как например применение спектрограмм, их бинаризация и последующая обработка методами машинного обучения. Один из этапов такой обработки представлен на изображении. Данный метод предполагает выделение критических событий как падение при условии наличия высокочастотных составляющих (70 -100Гц) [6].

Таким образом, обрабатываемый сигнал записывается с высокой частотой дискретизации, и объем данных влияет на быстродействие системы [7]. В данной работе производится реализация другого подхода, заключающегося в предположении о достаточности для решения поставленной задачи информации, содержащейся в сигнале, имеющем полосу частот от 0,1 до 50 Гц. Методы на основе биорадиолокации позволяют детектировать падения через непрозрачные преграды с высокой точностью, не нарушая конфиденциальность человека [8]. В МГТУ имени Н. Э. Баумана разработана схема биотехнической системы биорадиолокатора (рисунок 1).

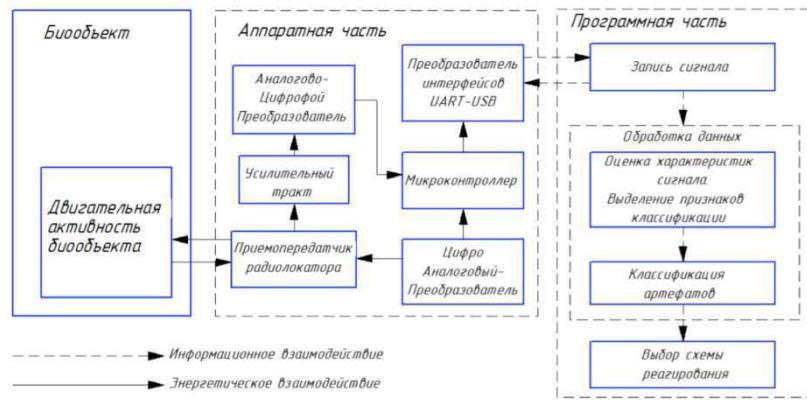


Рисунок 1 - Схема БТС беконтактной детекции падений для пожилых людей

Схема БТС отражает взаимодействие всех составляющих систему частей [9]. В данной БТС воздействие осуществляется зондирующими сигналом, формирующим вектор диагностических параметров, которые в данном случае представляют собой параметры классификации [10]. Адекватность воздействия предполагает взаимное согласование параметров и характеристик технических и биологических элементов. Рассмотрим подробнее все элементы представленной схемы [11]. Биообъект представлен человеком и его двигательной активностью. Опорная связь с приемником осуществляется по сверхвысокочастотному (СВЧ) каналу [12].

Аппаратная часть представляет собой сам радиолокатор. Излученный приемопередатчиком сигнал после отражения от биообъекта фиксируется им же [1]. Приемопередатчик построен по схеме синхронного детектора с формированием двух квадратур сигналов [2]. После приема сигнал поступает на усилительный тракт. После фильтрации постоянной составляющей и высокочастотных помех в сигнале, после его усиления происходит передача аналогового электрического сигнала на АЦП, обеспечивающего оцифровку квадратурных составляющих сигнала [3]. Работа АЦП координируется МК. После МК сигнал поступает по интерфейсу UART-USB в компьютер, где происходит последующая запись данных в файл [4]. Программная часть обеспечивает прием файла с данными и выделение параметров классификации и последующую классификацию события [5]. Непосредственная обработка сигнала включает в себя расчет энергетических характеристик сигнала [6]. В ходе работы была проведена статистика средней продолжительности жизни человечества, выявлена актуальность детекции падений, проведен обзор существующих методов определения падений, разработана биотехническая система радиолокатора для дистанционного мониторинга двигательной активности и обнаружения падений человек [7]. На сегодняшний день перед нами стоят следующие задачи:

- провести эксперименты с участием добровольцев различных возрастных групп с целью формирования верифицированной базы данных биорадиолокационных сигналов для различных типов паттернов двигательной активности и различных вариантов фоновой обстановки.
- Оценить характерный временной масштаб различных паттернов артефактов движения, содержащихся в биорадиолокационном сигнале, на основе анализа теоретических и экспериментальных данных, в том числе с учетом возраста испытуемого.
- разработать алгоритмы автоматизированного выделения сигнала двигательной активности из биорадиолокационной записи и нормализации уровня мощности зарегистрированного сигнала с учетом дальности до подвижного объекта. Разработка алгоритмов классификации выделенных паттернов двигательной активности из биорадиолокационной записи.

Библиографический список

1. Anishchenko L.N., Alekhin M., Tataraidze A., Ivashov S., Bugaev A., Soldovieri F. Application of step-frequency radars in medicine. // Proc. SPIE 9077, Radar Sensor Technology XVIII, 90771N. May 29 2014.
2. Chuah Y., Lee J. Fall Detection of Elderly People in Bathroom: A Complement Method of Wearable Device. // International Journal of Applied Engineering Research ISSN 0973-4562 2016. Vol. 11. No 6. P. 4184-4186.

3. Gjoreski M., Gjoreski H., Luštrek M. How Accurately Can Your Wrist Device Recognize Daily Activities and Detect Falls? URL: <http://www.mdpi.com/1424-8220/16/6/800>
4. Guideline for the prevention of falls in older persons. American Geriatrics Society, British Geriatrics Society, and American Academy of Orthopaedic Surgeons Panel on Falls Prevention. // Journal of the American geriatrics society. 2001. Vol. 49, No 5. P. 664–672.
5. http://apps.who.int/iris/bitstream/10665/186463/10/9789244565049_rus.pdf?ua=1
6. Lu C., Huang J., Lan Z., Wang Q. Bed Exiting Monitoring System with Fall Detection For the Elderly Living Alone. // 2016 International Conference on Advanced Robotics and Mechatronics (ICARM).
7. Ozcan K., Varshney P. K. Autonomous Fall Detection With Wearable Cameras by Using Relative Entropy Distance Measure. // IEEE TRANSACTIONS ON HUMAN-MACHINE SYSTEMS. 2016. Vol. PP. Issue 99. P. 1-9.
8. United Nations, Department of Economic and Social Affairs // Population Division (2013). World Population Prospects: The 2012 Revision, CD-ROM Edition.
9. US Patent 2013/082842 (A1) Jenö Balázs, Ákos Erdös.
10. Wang X., Gao C., Guo Y. Elderly fall detection using SIFT hybrid features. // Proceedings Vol. 9675: AOPC 2015: Image Processing and Analysis. October 2015.
11. Wu Q., Zhang Y. D., Tao W., Amin M. G. Radar-based fall detection based on Doppler time- frequency signatures for assisted living. // IET Radar, Sonar & Navigation, special issue on Application of Radar to Remote Patient Monitoring and Eldercare, Feb. 2015. vol. 9, No. 2, pp. 164-172.
12. Дёмин А. В., Мороз Т. П. Особенности постуральной нестабильности и факторов риска падений у лиц пожилого и старческого возраста (литературный обзор). // Молодой ученый. 2014. №3. С. 164-175.

DEVELOPMENT OF THE NON-CONTACT METHOD OF FALL DETECTION BASED ON BIODIVERSAL METHOD

Anishenko L. N., Apollonova I. A., Lutsenko Y. A.

Bauman Moscow State Technical University (BMSTU) Moscow State University, Moscow, julialutsenko@yandex.ru

The aim of this work is to be able to detect automatically contactless falls of an elderly person, call emergency services without the participation of the victim and to ensure the development of methods of digital processing of radar data containing information about the motor activity of the biological object. The purpose of this research is the development of a biotechnical system of automatic bioradiolocation-based non contact, fall detection for the elderly, as for the last ten years in the Russian science the problem of elderly and senile age people falls is of special scientific interest due to the general aging of the Russian population.

РАЗРАБОТКА АППАРАТА ДЛЯ ПОСТТРАВМАТИЧЕСКОЙ РЕАБИЛИТАЦИИ ПОСЛЕ ДТП И ИНСУЛЬТОВ В ДОМАШНИХ УСЛОВИЯХ ДЛЯ ВОССТАНОВЛЕНИЯ ДВИГАТЕЛЬНОЙ АКТИВНОСТИ ПАЦИЕНТА

Степанкевич В. Ю., Аполлонова И. А.

МГТУ имени Н. Э. Баумана (национальный исследовательский университет)
stepankevitch2015@yandex.ru, apollonova-i@yandex.ru

Полная или частичная потеря двигательной активности является серьёзной проблемой для восстановительной медицины [1, 15]. В настоящее время отделения лечебной физкультуры нуждаются в специалистах, которые прошли специальное обучение. Проблема реабилитации пациента и восстановления его физиологического состояния после получения травм, приобретённых в результате дорожно-транспортных

происшествий (ДТП) и после перенесенного инсульта становится все более актуальной и является ключевой на данный момент [2, 14]. Следует отметить, что в последние годы травматизм на дорогах является одной из самых распространённых причин, получаемых населением. Травмы при ДТП разнообразны и в основном обусловлены переломами, вывихами, повреждениями черепа и головного мозга, порезами и порывами внутренних органов [3, 13].

По статистике в 80 % случаев при ДТП травмируется голова, затем следуют травмы ног 40 %, затем переломы бедренных костей 25 %. Частота инсульта колеблется от 460 до 560 случаев на 100000 населения. В крупнейших городах страны ситуация с данным видом патологии крайне неблагоприятная [4, 12]. В Санкт-Петербурге, например, частота инсульта за последнее десятилетие составила 528 случаев на 100000 населения, при этом летальность при ишемическом инсульте в том же году равнялась 39 % [5, 11]. В городе Москва количество больных с диагнозом инсульт в течение последних двадцати лет не снижается меньше показателя 36 000 пациентов ежегодно. Следует подчеркнуть катастрофические последствия ишемического инсульта – до 84–87 % больных умирают или остаются инвалидами и только 13–16 % пациентов полностью выздоравливают. Но даже среди выживших больных у 50 % наступают повторный инсульт в последующие 5 лет жизни [1, 6].

Во всём мире инсульт находится на втором месте по частоте смертности населения. После инфаркта миокарда стоит инсульт головного мозга среди причин смертности населения [7, 10]. Ежегодно более 460 тысяч человек переносят инсульт, а фактически это население одного города. По показателям смертности населения Россия находится выше, чем, например США и Канада [8, 9]. А, смертность от цереброваскулярных заболеваний в России самый высокий в Европе. По информации Всероссийского центра профилактической медицины, в России от цереброваскулярных заболеваний умирает более 26 % мужчин и 40 % женщин. Частота инсульта колеблется от 470 до 580 случаев на 100 тысяч человек [1, 3].

В крупнейших городах России ситуация с данной патологией крайне неблагополучная. Например, в Санкт-Петербурге, частота инсульта двадцать лет назад составила 530 случаев на 100 тысяч человек, при этом летальность по перенесённому ишемическому инсульту в тот же период была ниже [2, 4].

Следует подчеркнуть катастрофические последствия ишемического инсульта до 84–87 % больных умирают или остаются инвалидами и только 10–13 % пациентов полностью выздоравливают [3, 5]. Но даже среди выживших больных у 50 % наступают повторный инсульт в последующие пять лет жизни. Среди всех инсультов 80 % составляют инсульты ишемического характера [4, 6]. Необходимо также подчеркнуть, что только 15 % больных, перенесших инсульт, имели в анамнезе четкие указания на наличие неврологической симптоматики в виде транзиторной ишемической атаки (ТИА) [5, 7].

В последние годы частота ишемических инсультов стала превышать в два-три раза количество инфарктов миокарда. Выздоровление или положительная динамика неврологического статуса после перенесенного инсульта создает у врача и у самого больного иллюзию высокой эффективности медикаментозной терапии [6, 8].

В действительности судьба пациента зависит от локализации, размеров ишемического очага в головном мозге, а также вероятности развития повторного инсульта на противоположной стороне [6, 9]. Учитывая, что большинство инсультов носят эмболический характер, успешное лечение пациента является, по существу, «счастливой для него случайностью», а вовсе не результатом успешной терапии, заранее спланированной врачом, так как медикаментозно предупредить эмболию и инсульт практически невозможно [7, 10].

Для реабилитации пациента рекомендован ряд мероприятий, например, выполнение упражнений происходит под руководством инструктора согласно определённой методике. Все упражнения представляют собой закрепления навыков движения. Основным достоинством данной методики является то, что контроль за реабилитацией пациента производится в домашних условиях при помощи аппарата и инструктора [7, 11].

Врачу остается только анализировать данные, которые к нему поступают, и вносить корректировки [2, 8]. Из-за того, что повреждения отличаются по своему характеру и тяжести, восстановительный период после них также различен по своей длительности и включает различные методики по реабилитации. Скорость выздоровления зависит от правильно подобранных компонентов движения. Повреждения, вызванные перегрузками, при надлежащем лечении и соблюдении показанного режима чаще всего не требуют длительного реабилитационного периода, однако все случаи, конечно, индивидуальны [8, 12].

Специфика восстановления физиологического состояния пациента в результате перенесённого инсульта и травм, полученных после ДТП, имеет сходные аспекты [9, 13]. В обоих случаях необходимо восстанавливать мышечный тонус. К ним относится: этапы реабилитации, подходы и методики восстановления подвижности, тренажеры, которые используются для реабилитации. Общим так же является и то, что под каждый конкретный случай нарушений необходимо настраивать и сам процесс реабилитации [10, 14].

Для восстановления утраченных функций конечностей проводится курс реабилитации. Задача реабилитации – вернуть всему организму былую подвижность, восстановить здоровье и активность пациента, сделать так, чтобы функционирование поврежденного органа, сустава или участка тела вернулось в норму [11, 15]. Восстановительные процедуры могут включать в себя сразу несколько курсов терапии, разных по продолжительности и направленности.

Основными методиками восстановления являются: физиотерапия, лечебная физическая культура (ЛФК), механотерапия и массаж [3]. Основным сходством в реабилитации после перенесённого инсульта и

травм являются подходы к восстановлению двигательной активности по средствам ЛФК и механотерапии [12, 14].

Так же широкое применение получили системы реабилитации с обратной связью. При использовании систем реабилитации с обратной связью необходимо составлять комплекс упражнений под каждого пациента учитывая конкретный случай повреждений.

К основным различиям в реабилитации можно отнести:

1. При реабилитации после травм основной задачей является восстановление тонуса мышц поврежденного участка.
2. При реабилитации после инсульта помимо восстановления тонуса мышц необходимо заново обучить некоторым утерянным движениям. Это вызвано многими нарушениями в головном мозге, например гибелью нейронов, отвечающих за то или иное действие. Так же к затруднениям при реабилитации можно отнести затрудненность в общении с пациентом.

Для реабилитации пациентов с двигательными нарушениями - после перенесённого инсульта, травм позвоночника, черепно-мозговых травм, предлагается применение методики биологической обратной связи. Схема биотехнической системы тренажера представлена на рисунке 1) [4].

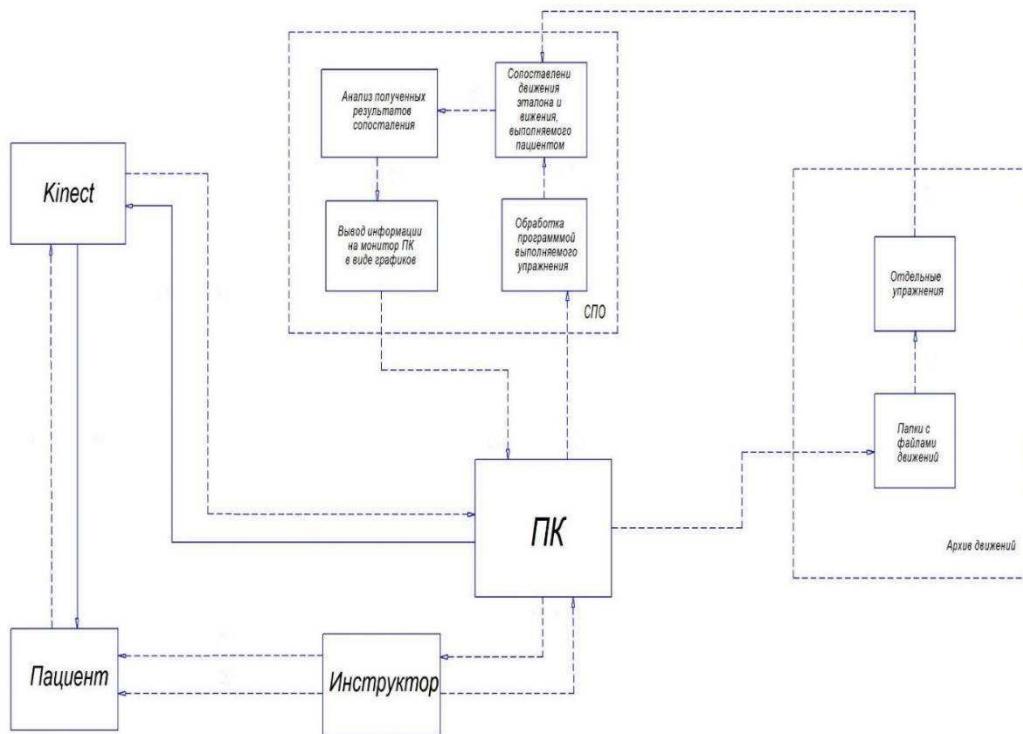


Рисунок 1-Аппарат для посттравматической реабилитации после ДТП и инсультов в домашних условиях для восстановления двигательной активности пациента

Основными недостатками современных тренажеров является их громоздкость и дороговизна. Также пациентам не всегда получается пройти курс реабилитации до полного восстановления в период нахождения в реабилитационном центре. Ещё одним недостатком является отсутствие индивидуального подхода к каждому пациенту [4, 8]. Общий вид тренажера представляет систему, состоящую из нескольких модулей-сенсора движений Kinect 2.0 и персонального компьютера, а также портативного пульсометра.

Основным принципом работы системы является принцип сравнения упражнения, выполняемого пациентом с упражнением эталоном. Который формируется таким образом-с помощью программного обеспечения записывается видеоролик с выполнением жеста. Движения выполняются пошагово [6, 7]. В данном случае это означает, что наша обученная модель позволяет детектировать сам факт наличия, выполненного пациентом движения, при этом, возвращая степень уверенности о том, было ли выполнено, в данный момент времени, это движение [7, 8]. После записи видеоролик обрабатывается по средствам определения верно и неверно выполненных жестов. После обработки данный эталон будет готов к сопоставлению с выполняемым пациентом движением и к дальнейшему анализу. Выделяемое в эталоне «правильное выполнение движения» позволяет системе более точно передать информация для лечащего врача [8, 9].

Во время тренировок необходимо контролировать физиологические параметры пациента для избегания перегрузок и ухудшения состояния. Для оценки функционального состояния пациента в состав системы входит пульсометр [9, 10]. По этой причине необходима разработка и внедрение доступного тренажера, который будет максимально приближен либо превосходить по функционалу и удобству к тренажерам, используемым на сегодняшний день в реабилитации, но при этом он должен будет доступен по цене для пациентов [5, 8].

Основное направление применения данного комплекса будет происходить в домашних условиях, после прохождения реабилитации пациента в специализированном центре [3, 10]. Таким образом, тренажер будет способствовать повышению успешности завершения реабилитации. Для реабилитации после инсультов или после ДТП она выглядит одинаково. Основным отличием будет содержание базы данных (БД) движений. Для каждого индивидуального случаю оно будет своим. Исходя из общей цели, которая включает в себя возвращению пациенту навыков двигательной активности, а также из вышеперечисленных сравнений процессов реабилитации, можно утверждать, что система, разработанная для реабилитации после инсульта в домашних условиях, при необходимой доработке с незначительными изменениями может использоваться и для восстановления после ДТП.

Библиографический список

1. Абрамова, В. Н. Проявления астении и депрессии у пациентов с хронической ишемией головного мозга старше 75 лет // Врач-аспирант. 2017. Т. 85. № 6.4. С. 428-433.
2. Алиев, К. Т., Контроль эффективности нейроцитопротекторов с помощью биомаркеров ишемии головного мозга / К. Т. Алиев, и др. // Журнал Неврологии им. Б. М. Маньковского. 2017. Т. 5. № 1. С. 29-33.
3. Волосовець, А. О. Аналіз варіабельності артеріального тиску в пацієнтів з гострим мозковим інсультом залежно від часу виникнення // Медичні перспективи. 2017. Т. 22. № 4. С. 25-32.
4. Лама, М. Т. Постинсультная депрессия и старение мозга / М. Т. Лама, А. В. Карпушина, И. А. Гимаев И.А. // В сборнике: Научно-технический прогресс как фактор развития современного общества сборник статей Международной научно-практической конференции. 2018. С. 247-253.
5. Покровский А. В., Кияшко В. А. Ишемический инсульт можно предупредить // Русский медицинский журнал, 2003.-N 12.-C.691-695.
6. Степанкевич В. Ю., Аполлонова И. А. Особенности систем мониторинга двигательной активности и реабилитации пациентов с нарушением кровообращения головного мозга // В сборнике: Физика и радиоэлектроника в медицине и экологии – ФРЭМЭ'2016 Доклады XII Международной научной конференции с научной молодежной сессией . 2016. С. 75-77.
7. Степанкевич, В. Ю. Разработка аппаратно - программных средств для восстановления двигательных функций людей с нарушением кровообращения головного мозга // Молодежный научно-технический вестник. 2016. № 6. С. 45.
8. Степанкевич, В. Ю. Разработка биотехнической системы для реабилитации больных с нарушением кровообращения головного мозга // Молодежный научно-технический вестник. 2016. № 7. С. 22.
9. Степанкевич, В. Ю. Разработка биотехнической системы для реабилитации пациентов с нарушением мозгового кровообращения // Политехнический молодежный журнал. 2017. № 8 (13). С. 15.
10. Танашиян, М. М. Современная нейропротекция в комплексном лечении пациентов в остром и раннем восстановительном периоде ишемического инсульта / М. М. Танашиян, М. А. Домашенко, М. Ю. Максимова // Нервные болезни. 2017. № 3. С. 36-41.
11. Ушакова, Л. В. Клинико-диагностические критерии перинатального артериального ишемического инсульта у детей / Л. В. Ушакова, и др. // Неонатология: новости, мнения, обучение. 2017. № 4. С. 104-112.
12. Федеральная служба государственной статистики. Режим доступа: http://www.gks.ru/wps/wcm/connect/rosstat_main/rosstat/ru/statistics/population/healthcare/ (дата обращения 23.10.2017).
13. Филиппова, Н. А., Сравнительный анализ существующих методов мониторинга состояния водителя / Н. А. Филиппова, В. Д. Алешин, С. В. Матанский, А. В. Писарева // В сборнике: Физика и радиоэлектроника в медицине и экологии – ФРЭМЭ'2016 Доклады XII Международной научной конференции с научной молодежной сессией. 2016. С. 300-303.
14. Goldovsky, B. M. Improving the diagnosis and intensive therapy of cerebral dysfunction in patients with ischemic stroke / Goldovsky B.M., and other authors // Медицина неотложных состояний. 2017. № 7 (86). С. 95-100.
15. Trepet, G. S. Selection of the strategy for the treatment of isolated cerebellar infarctions of different vascular areas // Международный неврологический журнал. 2017. № 8 (94). С. 38-43.

DEVELOPMENT OF THE APPARATUS FOR POSTTRAUMATIC REHABILITATION AFTER ACCIDENTS AND INSULTS IN HOME CONDITIONS FOR RESTORATION OF THE PATIENT'S MOTOR ACTIVITY

Stepankevich V.Yu., Apollonova I.A.
Bauman Moscow Technical State University, stepankevitch2015@yandex.ru

The article analyzes modern methods and technical means of rehabilitation of patients. The characteristics of a simulator that helps restore the patient's motor activity and lost physical skills are considered. Also, the causes of circulatory disturbances in the brain, their consequences and possible rehabilitation techniques are examined. An algorithm for the rehabilitation of the patient is developed and the model of the system operation is shown. The proposed system is tested, and its performance is shown. The paper proposes the application of the biofeedback technique. The scheme of the biotechnical system of the simulator-apparatus for post-traumatic rehabilitation of the patient at home after a stroke as a result of road accidents for restoring the patient's motor activity is presented.



РАЗРАБОТКА АППАРАТНО-ПРОГРАММНОГО КОМПЛЕКСА ДЛЯ ВОССТАНОВЛЕНИЯ МИМИЧЕСКОЙ АКТИВНОСТИ ПРИ АФАЗИИ

Полищук А.А., Аполлонова И.А., Савченко А.Г.
МГТУ им. Н.Э. Баумана, gotikgit@mail.ru,
МГТУ им. Н.Э. Баумана, apollonova-i@yandex.ru,
МГТУ им. Н.Э. Баумана, aleksandr.savchenko.95@bk.ru

В связи с увеличением количества людей, страдающих афазией, и нехваткой врачей-логопедов, разработка АПК (аппаратно-программного комплекса), позволяющего пациенту самостоятельно без контроля лечащего врача развивать собственный артикуляционный аппарат, осуществляя простые мимические упражнения, способствующих ускорению процесса восстановления речи, является, безусловно, актуальной задачей [1]. Разрабатываемый аппаратно-программный комплекс предназначен реабилитации пациентов, перенесших в первую очередь инсульт, черепно-мозговые травмы, нейрохирургическое вмешательство, которые повлекли за собой развитие афазии. В данной статье рассматриваются существующие вспомогательные методики коррекции афазии, оценка правильности выбранной методики лечения, разработка и анализ основных элементов биотехнической системы, приведена структурная схема электрического мышечного стимулятора, который можно использовать для ускорения восстановления артикуляционного аппарата при афазии [2]. Целью работы является разработка аппаратно-программного комплекса (АПК) для восстановления мимической активности при афазии и разработка артикуляционного аппарата для ускорения восстановления речи у больного, в том числе, при постинсультной реабилитации [3].

Задача нашей работы обусловлена развитием предложенной тематики и разработкой элементов биотехнической системы, а также разработкой электрической принципиальной схемы электрического мышечного стимулятора. Распространённость инсультов в России за период с 1990 по 2010 гг. приведена в таблице (таблица 1) [2].

Таблица 1. Эпидемиология инсультов в России

Показатель	Год	2005	2010
Число больных	1990		
Число инсультов в течение года	760 817	884 885	1 066 029
Коэффициент летальность/заболеваемость	698 699	930 930	971 382
Число смертей в течение года	0.55	0.53	0.45

Можно также отметить, что за последние годы количество инсультов возросло, однако количество смертей от инсульта уменьшилось [4]. Исходя из этого можно сделать вывод, что вероятность развития афазии у пациента, перенесшего инсульт возрастет и, следовательно, возрастет и нагрузка на врачей, в частности на врачей-логопедов. Согласно Приложению № 11 Приказа Министерства здравоохранения РФ от 28.12.98 г. № 383 при индивидуальной работе с больными, имеющими тяжелые расстройства норма нагрузки на врача составляет — 1,5 посещения в час, при проведении групповых логопедических занятий — 8–10 посещений в час. При этом согласно Приложению № 8 Приказа Министерства здравоохранения РФ от 28.12.98 г. № 383 логопедические кабинеты организуются не менее одного на 100 тысяч человек взрослого населения [5]. Таким образом можно сказать, что существующего количества врачей-логопедов недостаточно для лечения всех больных, страдающих афазией, поэтому разработка данного АПК для восстановления мимической активности при афазии, поможет снизить нагрузку на все логопедическое отделение в целом, так как пациент сможет самостоятельно развивать свой артикуляционный аппарат, находясь вне медицинского учреждения [6]. В

случае тяжелой формы афазии АПК поможет ускорить процесс восстановления мимической активности больного благодаря одновременной проработке артикуляционных движений и электрической стимуляции оральной мускулатуры, что в свою очередь, увеличит пропускную способность логопедического отделения. Рассмотрим вспомогательные методики при лечении афазии. В качестве вспомогательной методики при лечении афазии известен метод воздействия на очаг заболевания при помощи ритмической трансканальной магнитной стимуляции переменным магнитным полем. Мембрана нервных клеток головного мозга деполяризуется под воздействием магнитного поля и происходит распространение возбуждения с возникновением ответа на периферии [7]. То есть изменяя параметры стимуляции можно оказывать сосредоточенное влияние на отдельные участки коры головного мозга, при этом изменяя ее функциональную активность. При афазии применяются следующие параметры: частота — от 1 до 4 Гц, длительность воздействия — от 20 до 40 минут [3].

Еще один популярный метод — иглоукалывание, производимое в оральные точки, сочетаясь с воздействием на точки общего действия, применяется тормозной метод в первом и втором варианте [4]. Основными задачами являются — коррекция нарушений тонуса мышц и болевых синдромов в определенной области локализации, нормализация вегетативно-трофических функций и общая активизация больных.

В качестве варианта дополнительного лечения афазии могут использоваться различного рода электромышечные стимуляции. Например, использование синусоидальные модулированные токи (СМТ) для электрической стимуляции ослабленных мышц гортани и мышц ротовой полости. Методика следующая: первый раздвоенный электрод располагают на боках шеи и у заднего края щитовидного хряща, впереди грудино-ключично-сосцевидной мышцы, второй электрод располагают на область верхне-грудных и нижнешейных отделов позвоночника.

Частота воздействия — от 80 до 100 Гц при умеренно выраженной судорожности, глубина модуляции от 50 до 75 %, сила тока от 30 до 40 мА, длительность импульса при резкой спастичности от 0.02 до 0.1 мс, при умеренной или малой спастичности от 0.5 до 1 мс [5].

Кроме того, иногда применяются такие методики для лечения афазии как [6]:

- электрофорез и электросон;
- низкоинтенсивное лазерное облучение;
- диадиномотерапия;
- озокеритотерапия и другие.

Оценим качество методик выбранного лечения. Афазия зачастую сопровождается параличом мимической активности или наоборот ее расслабленностью. Поэтому проверить выздоровел ли пациент, помогает ли ему выбранная методика лечения или нет, врач может следующими способами:

- а) непосредственно при общении, оценивая, как пациент произносит отдельные буквы, слова, предложения, интонационную их составляющую;
- б) по наличию или отсутствию синкинезий [7]:

- 1) веко-лобная — при закрывании глаз морщится лоб, приподнимается угол рта;
- 2) губо-пальпебральная — сужение глазной щели при раздувании щек;
- 3) лобно-губная — приподнимание угла рта при наморщивании лба;
- 4) веко-плетизмовая — зажмуривание глаз ведет к сокращению подкожной мышцы шеи;

- в) по наличию или отсутствию патологических рефлексов [8]:

- 1) хоботковый рефлекс — если постучать по основанию носа или по губам в ответ вытягиваются губы;
- 2) рефлекс Маринеска-Родовича — штриховое раздражение ладони в районе большого пальца приводит в движение подбородок;
- 3) сосательный рефлекс Оппенгейма — штриховое раздражение губ ведет к появлению сосательных движений;
- 4) рефлекс Аствацатурова — на постукивание молоточком по спинке носа сокращаются круговая мышца рта;
- 5) рефлекс Янишевского — в ответ на раздражение шпателем губ, твердого неба или десен возникает тоническое смыкание челюстей;
- 6) рефлекс Вюрпа-Тулуза — непроизвольное вытягивание губ в ответ на перкуссию верхней губы.

В процессе разработки и анализе основных элементов биотехнической системы предлагается заменить этап традиционного логопедического лечения афферентной моторной афазии средней или легкой тяжести на АПК для восстановления мимической активности при афазии, используя вспомогательную методику лечения в виде электрической мышечной стимуляции. Реализация схемы БТС (биотехнической системы) представлена на рисунке (рисунок 1).

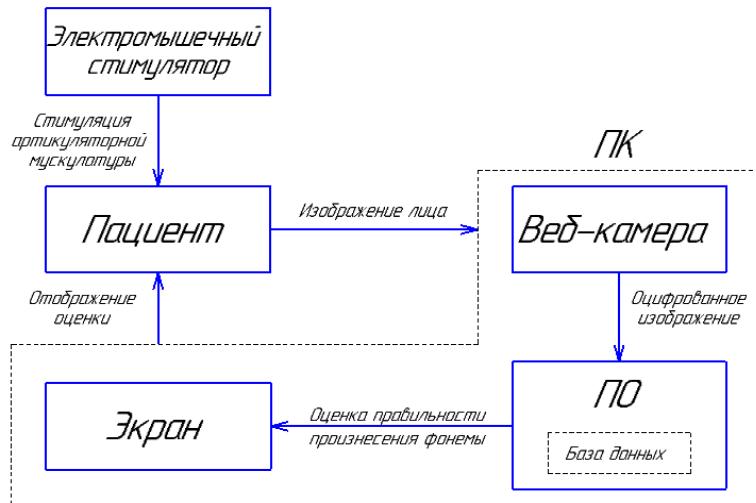


Рисунок 1 — Схема БТС

Принцип работы, согласно схеме БТС, следующий: пациент смотрит в веб-камеру, установленную на ПК (персональный компьютер) или встроенную в него, изображение лица пациента фиксируется веб-камерой и отсылается на ПК, где происходит оцифровка изображения и дальнейшая его обработка программного обеспечения (ПО). Программное обеспечение расставляет контрольные точки на поступившем оцифрованном изображении, сравнивает их положение с положением контрольных точек, имеющимся в базе данных, обрабатывает полученные данные и делает вывод о схожести или несхожести координат контрольных точек. После чего выводит на экран ПК сообщение о результате сравнения в виде оценки в баллах. Пациент видит результат и может еще раз произнести фонему, скорректировав свой первоначальный результат. Таким образом происходит постепенное восстановление мимической активности артикуляторного аппарата пациента, который в свою очередь получает дополнительную мотивацию от собственного прогресса в произнесении фонемы.

При этом предполагается стимулировать оральную мускулатуру пациента путем мышечной стимуляции одновременно или отдельно от основного процесса восстановления при помощи ПК. Разработка структурной схемы электрического мышечного стимулятора

В качестве варианта мышечного стимулятора, который бы соответствовал поставленной медико-биологической задаче, предлагается схема, представленная на рисунке (рисунок 2).

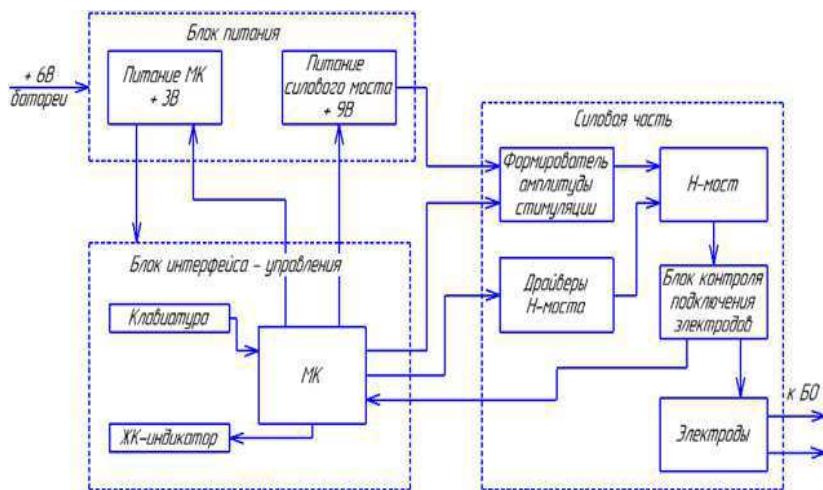


Рисунок 2 — Структурная схема электрического мышечного стимулятора

Питание электрического мышечного стимулятора происходит от батарей типа ААА, суммарное напряжение которых составляет 6 В (всего четыре батареи).

Структурная схема состоит из трех блоков. Блок питания обеспечивает питающее напряжение микроконтроллера и силовой части. Кроме того, в блоке питания предусмотрена возможность самоотключения по сигналу микроконтроллера (МК).

Блок управления (интерфейса) состоит из микроконтроллера, который представляет собой связующее звено между оператором и прибором. Непосредственное управление осуществляется при помощи 6 клавиш.

Информация о выбранном режиме длительности той или иной процедуры и об амплитуде воздействия отображается на знакосинтезирующем жидкокристаллическом индикаторе.

Силовая часть состоит из формирователя амплитуды (напряжения) стимуляции, которая управляет при помощи ШИМ-сигнала, исходящего от микроконтроллера, и Н-моста, который генерирует полярные импульсы на электродах, присоединяемых к артикуляторному аппарату пациента. Также предусмотрена система контроля наличия/отсутствия биологического объекта между электродами, которая служит для предотвращения возникновения импульсов слишком большой амплитуды, способных нанести вред здоровью.

Наложение электродов предлагается по методу, разработанному Л. А. Щербаковой: один из электродов (раздвоенный, площадью 0,8–1 см²) устанавливают в области проекции группы мышц, нуждающейся в коррекции, второй электрод (раздвоенный, площадью 2–3 см²) располагают в районе околоспinalной линии на расстоянии приблизительно 1,5–2 см друг от друга.

В заключении можно отметить, что в работе нами были рассмотрены вспомогательные методики для восстановления пациентов при афазии. В качестве дополнительной методики восстановления совместно с АПК для восстановления мимической активности при афазии возможно применение электромышечной стимуляции (для некоторых случаев тяжелой афазии). Было установлено, что оценить качество выбранной методики лечения для случаев, когда афазия сопровождается параличом или излишней расслабленностью может только врач, руководствуясь отсутствием/наличием у пациента синкинезий и/или патологических рефлексов. Предложена схема БТС с описанием ее структурных элементов и описан принцип работы АПК. Дополнительно приведена разработанная структурная схема электромышечного стимулятора, который можно использовать непосредственно для случая стимуляции при афазии.

Библиографический список

1. Аполлонова И. А., Полищук А. А. Разработка аппаратно-программного комплекса для восстановления мимической активности при афазии // Вестник Воронежского института высоких технологий. 2017. № 2 (21). С. 37-43.
2. Аполлонова И. А., Полищук А. А. Разработка аппаратно-программного комплекса для восстановления мимической активности при афазии // Молодежь и наука. 2017. № 4.2. С. 105.
3. Бикбов, Б.Т. Инсульты в России и мире: распространенность, заболеваемость, летальность, количество потерянных лет жизни с 1990 по 2010 гг. [Электронный ресурс] /Б.Т. Бикбов . – Электрон. текстовые дан. – Режим доступа: <http://boris.bikbov.ru/2013/10/29/insulityi-v-rossii-i-mire-rasprostranennost-zabolevayemost-letalnost-kolichestvo-poteryannyih-let-zhizni-s-1990-po-2010-gg/>, свободный.
4. Волотовская, А.В. Физиотерапия детских церебральных паралей [Текст]/Волотовская А.В., Шалькевич Л.В., Козловская Л.Е. — М: БелМАПО, 2013. — С. 19–20
5. Демиденко, Т.Д. Иглотерапия в лечении неврологических заболеваний [Электронный ресурс] / Демиденко Т.Д., Гольдблат Ю.В. – Электрон. текстовые дан. – Режим доступа: <https://medactiv.ru/yneuro/neuro-150071.shtml>, свободный.
6. Епифанов, В.А. Медицинская реабилитация [Текст]. — М: МЕДпресс-информ, 2005. — С. 110–111.
7. Транскринальная магнитная стимуляция при афазии [Электронный ресурс]. – Электрон. текстовые дан. – Режим доступа: <http://minutkoclinic.com/blog-doktora-minutko/transkriinalnaya-magnitnaya-stimulyaciya-pri-afazii>, свободный.

DEVELOPMENT OF HARDWARE-SOFTWARE SYSTEM FOR APHASIA'S MIMIC ACTIVITY RESTORATION

Polishchuk A.A., Apollonova I.A., Savchenko A.G.

Bauman Moscow State Technical University, gotikgit@mail.ru,

Bauman Moscow State Technical University, apollonova-i@yandex.ru,

Bauman Moscow State Technical University, aleksandr.savchenko.95@bk.ru

The developed hardware-software complex is intended for rehabilitation of patients came through stroke, craniocerebral injury and neurosurgical interference, which led to the aphasia establishment. This article including auxiliary methods of aphasia's correction. The evaluation of the correctness of the chosen treatment technique, the development and analysis of the basic elements of the biotechnical system. A schematic structure of the electric muscle stimulator is provided, which can be used to accelerate the recovery of the articulatory apparatus during aphasia.

РАЗРАБОТКА ЭЛЕКТРОИМПЕДАНСНОЙ СИСТЕМЫ ДЛЯ ДИАГНОСТИКИ СОСТОЯНИЙ ПОЗВОНОЧНОГО СТОЛБА

Ятчений О. С., Аполлонова И.А., Савченко А. Г.

Московский Государственный Технический Университет имени Н.Э. Баумана, e-mail: olenonok3@mail.ru

Московский Государственный Технический Университет имени Н.Э. Баумана, e-mail: apollonova-i@yandex.ru

Московский Государственный Технический Университет имени Н.Э. Баумана, e-mail: aleksandr.savchenko.95@bk.ru

В течение своей жизни от 60 до 80 % людей испытывают боли в спине. Зачастую причиной этих болей бывает грыжа межпозвоночного диска. Грыжа межпозвоночного диска – это состояние, которое характеризуется разрывом фиброзного кольца межпозвоночного диска, через который выпячивает часть студенистого пульпозного ядра диска. [4] Она обычно возникает в поясничном отделе позвоночника, но может встречаться и в других отделах. Эта патология, как правило, лежит в основе болей в пояснице и ишиаса. Если вовремя не обнаружить и не вылечить это опасное заболевание, можно серьезно усугубить ситуацию вплоть до инвалидности.

Методы диагностики межпозвоночной грыжи

Диагностика грыжи диска включает в себя неврологический осмотр и методы визуализации, такие как рентгенография, компьютерная и магнитно-резонансная томография. Простая рентгенография имеет малую ценность в диагностике грыж межпозвонковых дисков, так как она не позволяет увидеть мягкие ткани, в т. ч. диск и нервные корешки. Кроме того, врач собирает жалобы пациента и анамнез, то есть, как развивалась болезнь [3].

Неврологическое обследование включает в себя проверку сухожильных рефлексов, мышечной силы и кожной чувствительности. Снижение кожной чувствительности на ноге, слабость в ногах и снижение активности рефлексов может отмечаться при грыже диска. Для оценки мышечной силы врач может попросить пациента походить на пятках или пальцах ног. Кожная чувствительность проверяется покалыванием особой иголочки, а рефлексы - всем известным постукиванием молоточком.

Основным методом диагностики грыжи диска, таким образом, является компьютерная или магнитно-резонансная томография. КТ отличается от МРТ тем, что в нем применяется рентгеновское излучение. МРТ более безопасен в этом плане, но он противопоказан пациентам с имплантированными кардиостимуляторами, кохлеарными имплантатами и другими имплантированными металлическими конструкциями (искусственными суставами и т.д.), так как в нем используется мощное магнитное поле. МРТ и КТ - методы, которые позволяют увидеть послойно все ткани позвоночника, однако они имеют недостатки, такие как: энергозатратность, массогабаритные характеристики, стационарность и высокая стоимость оборудования. Электроимпедансная диагностика, являясь аналогом томографии, учитывает вышеперечисленные недостатки.

Проектирование электроимпедансной системы

С целью получения реографического сигнала и последующего его анализа для разработки более эффективной электроимпедансной БТС был проведен эксперимент с помощью многоканальной импедансной системой картирования деятельности сердца и головного мозга «РЕО-32». В ходе эксперимента были сняты сигналы у человека, имеющего межпозвоночную грыжу и не имеющего.

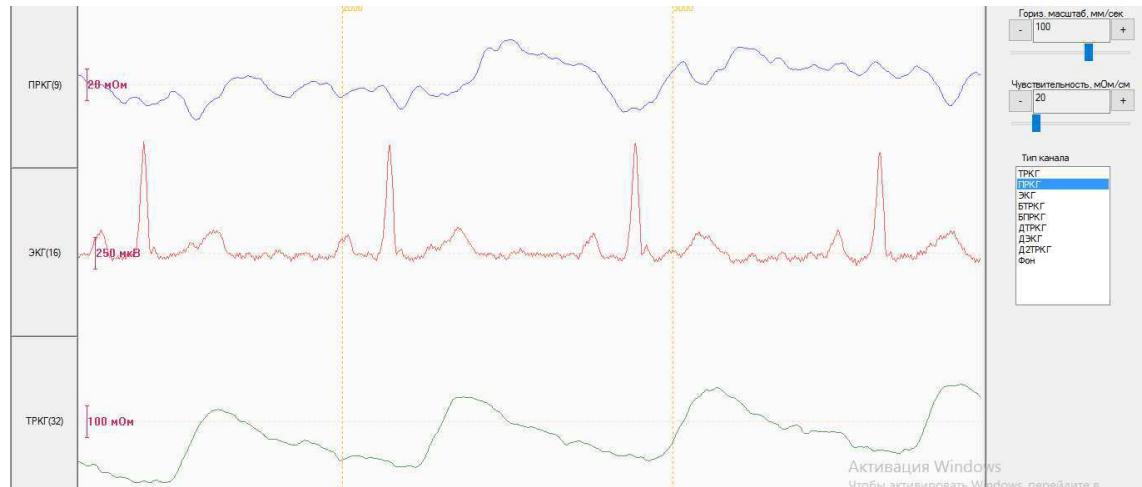


Рисунок 1 – Сигналы с РЕО-32, снятые с человека с межпозвоночной грыжей

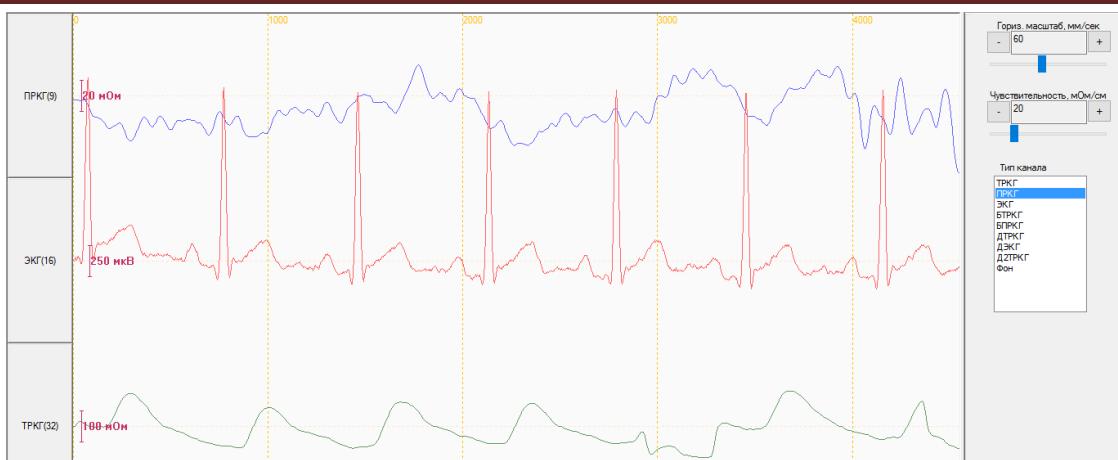


Рисунок 2 – Сигналы с PEO-32, снятые с человека без межпозвоночной грыжи

Выберем на сигнале с межпозвоночной грыжей области без артефактов и промоделируем этот сигнал в соответствии с сигналом ЭКГ.

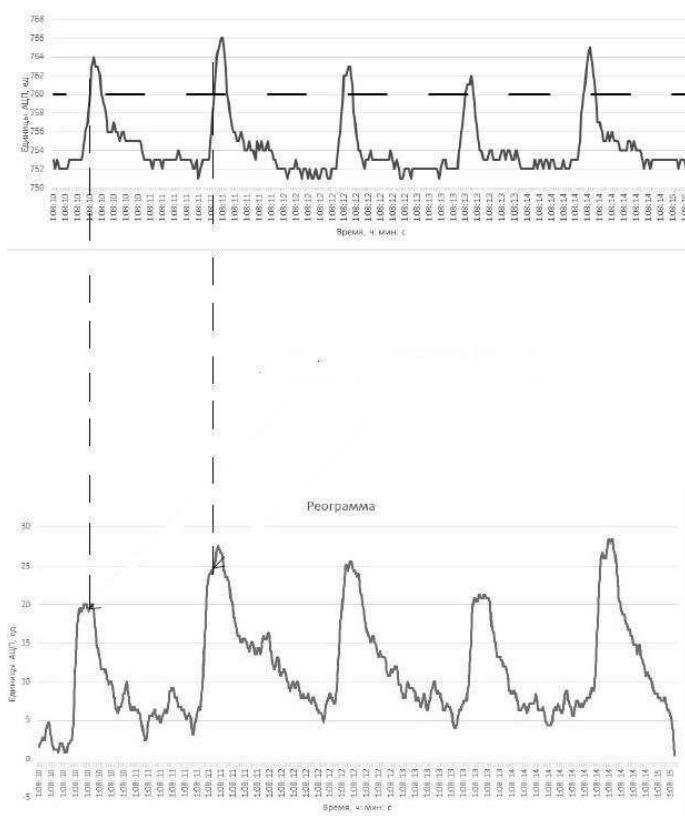


Рисунок 3 – Сигналы с PEO-32, снятые с человека с межпозвоночной грыжей без артефактов

Анализируя полученные результаты, которые представлены на рисунках 1, 2 и 3, представляется возможным сделать заключение о том, что на графике 3 без шумов прослеживается монотонная зависимость падения реоплетизмограммы после QRS-комплекса электрокардиографического сигнала, на основании этой зависимости можно судить о локализации грыжи в позвоночном столбе. На рисунке 2 представлен сигнал здорового человека. В отличие от графика 3, сигнал реоплетизмограммы, снятый с пациента без патологии, не имеет четкой зависимости от QRS-комплекса.

На основе экспериментальных характеристик и рекомендаций по биоимпедансометрии, к техническим характеристикам устройства предъявляются следующие требования.

Частота зондирующего тока – 100 кГц, т.к. именно вблизи этого значения удельное сопротивление крови значительно отличается от удельных сопротивлений остальных тканей. Амплитуда зондирующего тока должна выбираться из диапазона от 1,5 мА до 5 мА. Для повышения помехозащищенности входное сопротивление устройства также должно быть значительным. Особое внимание уделяется дискретизации сигнала, чтобы допустить потерю события-«скакчка».

Для разрабатывающего устройства на основе данных утверждений составим техническое задание:

1. Частота зондирующего тока: 100 кГц;
2. Амплитуда зондирующего тока: 3mA;
3. Частота дискретизации сигнала >100 Гц;
4. Электробезопасность BF;
5. Минимализация габаритов;
6. Внутренний источник питания.

На основе анализа экспериментальных данных была разработана структурная схема аппаратно-программного комплекса.

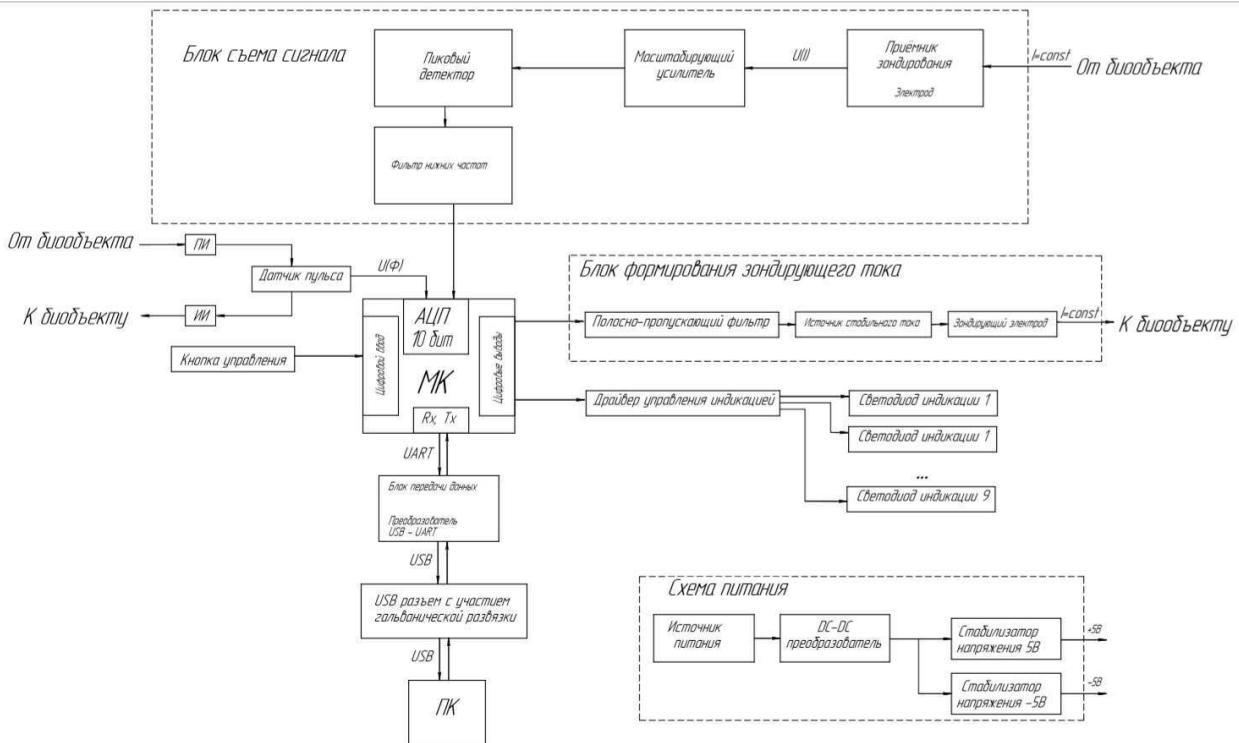


Рисунок 4 – Структурная схема аппаратно-программного комплекса

Назначение основных элементов в структурной схеме аппаратно-программного комплекса (рисунок 4):

1. Генератор прямоугольных импульсов – генерирует однополярную последовательность импульсов с частотой 100 кГц, амплитуда 5В скважность 2.
2. Полосно-пропускающий фильтр (формирователь формы) – убирает «лишние гармоники» из последовательности импульсов. На его выходе имеется синусоидальный сигнал с частотой 100 кГц, амплитудой 3В.
3. Источник стабильного тока – необходим, для поддержания стационарного тока амплитудой 3 mA в биологическом объекте.
4. Система электродов – служит для зондирования биологического объекта заданным током.
5. Предварительный усилитель – представляет собой инструментальный усилитель с коэффициентом усиления 12. Служит для гашения синфазной помехи и масштабирования сигнала к уровню АЦП
6. Пиковый детектор – регистрирует амплитуды АМ сигнала.
7. Фильтр низких частот – предотвращает наложение спектров при дискретизации сигнала.
8. АЦП служит для дискретизации сигнала.
9. Микроконтроллер – устройство для обработки сигнала.
10. Модуль преобразователя USB-UART – получение данных с микроконтроллера на ПК

11. Гальваническая развязка используются для передачи сигнала между электрическими цепями без электрического контакта между ними и для защиты оборудования и людей от поражения электрическим током.
12. Блок световой индикации необходим для отображения наличия грыжи или её отсутствия
13. Кварцевый резонатор тактирует частоту работы процессора
14. Датчик пульса снимает сигналы для построения плеотизограммы, чтобы определить момент начала сердечного сокращения.

Таким образом, были исследованы методы диагностики межпозвоночной грыжи, выявлены их преимущества и недостатки; приведены данные эксперимента с реографической системы РЕО-32, изложены и обоснованы основные требования к составляющим блокам. Задачами на будущее являются конструирование измерителя импеданса с низким энергопотреблением, удовлетворяющий стандартам безопасности и разработка программное обеспечение для персонального компьютера и микроконтроллера, позволяющее зондировать биоткань, получать сигнал и, обрабатывая его, локализовать о наличии межпозвоночной грыжи.

Библиографический список

1. «Frequency-Division Multiplexing for Electrical Impedance Tomography in Biomedical Applications», International Journal of Biomedical Imaging, Published 2007 Sep 6
2. Полищук В.И., Терехова Л.Г., Техника и методика реографии и реоплетизографии – Москва: Медицина 1983 – 173с
3. Научная статья «Грыжи межпозвоночных дисков поясничного отдела позвоночника: современные подходы в диагностике и лечении» Айрапетов Карен Георгиевич, заведующий нейрохирургическим отделением КБ№1 ФГУ ЮОМЦ ФМБА России, нейрохирург высшей категории, нейроонколог, доктор медицинских наук (статья опубликована в специализированном журнале МЕДИЦИНА №3 (13) сентябрь 2012).
4. Атлас анатомии человека: Учеб. пособие. — 2-е изд., стереотипное.— В 4 томах. Т. 4.— М.: Медицина, 1996.— 320 с.

DEVELOPMENT OF ELECTRICAL IMPEDANCE SYSTEM FOR DIAGNOSIS OF SPINAL COLUMN STATES

Yatcheny O.S., Apollonova I.A., Savchenko A.G.

Moscow State Technical University N.E. Bauman, e-mail: olenonok3@mail.ru

Moscow State Technical University N.E. Bauman, e-mail: apollonova-i@yandex.ru

Moscow State Technical University N.E. Bauman, e-mail: aleksandr.savchenko.95@bk.ru

An overview of the methods of diagnosis of the intervertebral hernia. A mathematical model of signal formation and a physical model of a biological object for bioimpedance diagnostics of the intervertebral hernia have been compiled, and a structural scheme for the development of the AIC has been compiled. The technical requirements and the structural-functional scheme of the hardware-software complex have been developed.



ПРИНЦИП ПОСТРОЕНИЯ АДАПТИВНОЙ БИОМЕХАНИЧЕСКОЙ МОДЕЛИ СЕГМЕНТА ПОЗВОНОЧНИКА

Дорофеев Н.В., Греченева А.В.

ФГБОУ ВО «Владимирский государственный университет им. А.Г. и Н.Г. Столетовых»,
dorofeev_nv@yandex.ru

В работе предлагается описание принципа построения адаптивной биомеханической модели сегмента позвоночника, позволяющего не только адекватно моделировать само геометрическое тело позвонков, но и осуществлять оценку напряженно-деформированного состояния нервной и костно-мышечной системы по данной модели. Модель позвоночника представляется набором элементарных составляющих – позвонков, которые описываются одной универсальной (адаптивной) моделью. Адаптивная модель позвонка на основании входных геометрических параметров, позволяет масштабировать отдельные участки позвонка и позвонка в целом, что позволяет получать весь набор сегментов позвоночника. Накладывая полученные модели на пространство точек КТ или МРТ возможно оценить нарушение структуры позвоночника, выявить степень его

разрушения и нахождения осколков позвонков. В результате предлагается производить оценку отклонений структуры позвоночника и геометрических параметров позвонков от допустимых значений на основании адаптивной математической модели позвоночника, описывающей пространственные параметры (границы).

Базовая модель позвонка

Моделирование биологических объектов и структур является сложной многопараметрической задачей, ввиду индивидуальных особенностей строения органов и тканей. Проектирование адекватной модели позвоночника обусловлено рядом сложностей, вызванных индивидуальными физиологическими факторами, влияющими на развитие и трансформацию органов и структур со временем. Таким примером может служить характерный тип походки, способствующий перераспределению масс и смещению оси опоры, которые организм пытается компенсировать разрастанием мягких и костных тканей за пределами статистической нормы. Это ведет к образованию остеохондроза и иных костных заболеваний.

В настоящее время существует множество подходов построения медицинских моделей позвоночника [1-3], однако существующие автоматизированные системы экспресс-диагностики и реабилитации позвоночника не имеют встроенных средств моделирования, которые позволили бы полностью в автоматическом режиме осуществлять построение модели с последующим определение напряженно-деформированного состояния её элементов. В связи с этим, в работе предлагается принцип построения адаптивной биомеханической модели сегмента позвоночника, позволяющего не только адекватно моделировать геометрическое тело позвонков, но и осуществлять оценку напряженно-деформированного состояния (НДС) нервной и костно-мышечной системы по данной модели.

Построение модели позвоночника осуществляется на основании компьютерной томографии, магнитно-резонансной томографии, гониометрических данных. Особую сложность на этапе построения модели позвоночника вызывают случаи с повреждением позвоночника (переломы, дробления). Адекватность моделей позвоночника пациентов определяется точностью описания их структуры. При этом необходимо обращать на следующие аспекты:

- целостность сегментов позвоночника;
- отклонение геометрических параметров сегментов позвоночника от нормы;
- осколки сегментов позвоночника;
- границы костно-хрящевой, мышечной и нервной системы;
- зоны минимально допустимого сближения костной, мышечной и нервной системы;
- повреждения, воспаление и патологии позвоночника оказывают влияние на ключевое звено – нервную и кровеносную систему.

Нарушение функционирования нервной системы, чрезмерное воздействие или повреждение вызывает болевые ощущения, вплоть до летального исхода, нарушение функционирования органов, опорно-двигательного аппарата и организма в целом. Поэтому точность модели, получение оценочных и прогнозных данных должны определяться точностью моделирования нервной системы, а именно максимально допустимой толщиной нейронов, участков нейронов и нервных волокон. Например, толщина нейронов варьируется от 0,005 до 0,1 мм, а пространственное разрешение компьютерных томографов в настоящее время составляет 0,5-1,5 мм для толщины среза с возможностью различения 4096 структур (по шкале Хаунсфилда).

При построении модели позвоночника на основании КТ и МРТ получают набор точек в пространстве (пространственных изображений), при обработке которых (оконтуривании и определении областей отдельных объектов) формируют пространственную модель позвоночника, на основании которой производят дальнейшие расчеты по напряженно-деформационным методикам и оценивают текущее состояние и формируют прогнозные оценки изменений параметров модели позвоночника [4].

Оценку отклонений структуры позвоночника и геометрических параметров позвонков от допустимых значений возможно производить на основании адаптивной математической модели позвоночника, описывающей пространственные параметры (границы). Модель позвоночника представляется набором элементарных составляющих – позвонков, которые описываются одной универсальной (адаптивной) моделью. Адаптивная модель позвонка на основании входных геометрических параметров, позволяет масштабировать отдельные участки позвонка и позвонка в целом, что позволяет получать весь набор сегментов позвоночника. Накладывая полученные модели на пространство точек КТ или МРТ возможно оценить нарушение структуры позвоночника, выявить степень его разрушения и нахождения осколков позвонков.

Проектирование модели позвонка начинается с определения геометрических примитивов, входящих в состав сегмента. Следует отметить, что разнообразие типов позвонков, входящих в состав позвоночника, обусловлено распределением физической нагрузки и требованием по обеспечению амплитуды движения. Позвонки по своему типу представляют короткие симметричные кости и в каждом отделе позвоночника имеют свои особенности строения. Как правило, позвонки представляют собой сочетание трех элементов: тела, дуги и отростков. В связи с этим необходимо определить базовый набор геометрических примитивов, определенная комбинация которых будет представлять собой позвоночный сегмент различного отдела позвоночника.

Геометрическая модель кости позвонка представляется в виде совокупности геометрических примитивов и операций над ними (рисунок 1):

1. Усеченный конус, радиус основания которого $r_1 > r_2$ радиуса сечения;
2. Цилиндр, радиусом r_2 равным малому радиусу усеченного конуса;
3. Усеченный конус, радиус основания которого $r_3 > r_2$ радиуса сечения;

4. Построим из осевого центра позвоночной кости треугольник с катетами l_1 и гипотенузой l_2 .

5. Далее, вычитаем из полученного треугольника эллипсоид радиусом r_1^4, r_2^4 .

6. Построив симметрично окружности радиусами r_1^3 возможно получить фигуру, описывающую базис расположения осевых отростков позвонка.

7. Между каждой парой позвонков расположены два фораминарных отверстия - по одному с каждой стороны. Фораминарные отверстия образованы ножками и суставными отростками двух соседних позвонков. Через фораминарные отверстия из позвоночного канала выходят нервные корешки и вены, а артерии входят в позвоночный канал для кровоснабжения нервных структур.

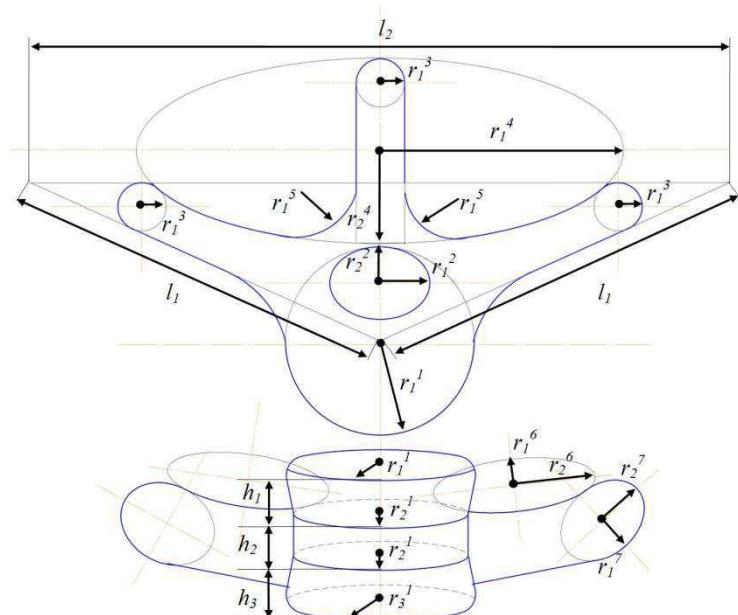


Рисунок 1 – Геометрическая модель кости позвонка в виде совокупности геометрических примитивов

В результате, на основе описанных примитивов, получена базовая модель позвонка (рисунок 2), позволяющая в дальнейшем, масштабируя геометрические размеры и углы расположения элементов, полученные в ходе распознавания данных томографии, проектировать адаптивные позвоночно-двигательные сегменты.

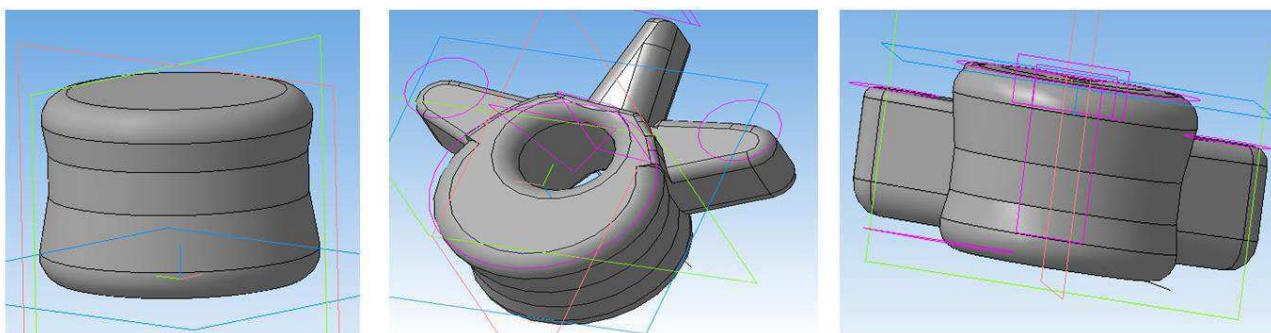


Рисунок 2 – Базовая модель каркаса позвонка

Далее, на спроектированный каркас модели позвонка происходит наложение поверхностей, характерных каждому позвонку определенного пациента. Структура позвонка определяется на основании данных КТ и МРТ и характеризует пористость, прочностные свойства (количество кальция), шероховатости, неровности и наросты. Построение поверхностей принято осуществлять с применением алгоритма построения триангулярных сеток (рисунок 3) [5-8].

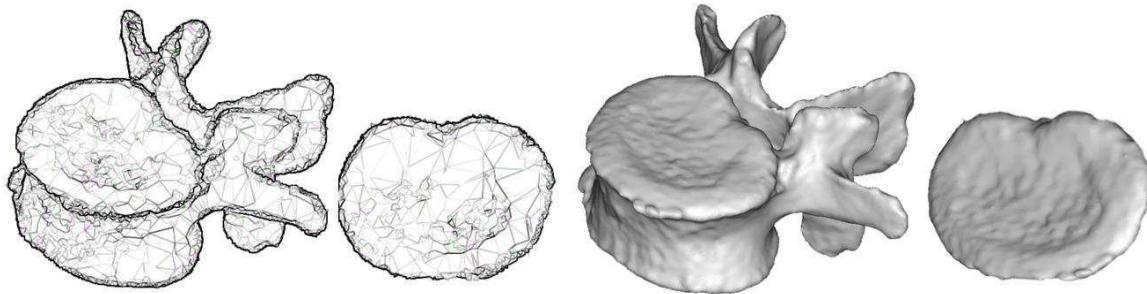


Рисунок 3 – Трехмерная модель позвонка

Моделирование напряженно-деформированного состояния позвоночного сегмента

Разработка конечно-элементной модели двигательного сегмента позвоночника, включающей одновременно расчет нагрузок на костную и хрящевую ткань позвоночного диска, является комплексной прикладной задачей. В настоящее время, для расчета напряженно-деформированного состояния (НДС) биологических материалов применяется метод конечных элементов [9], адекватность которого доказана и позволяет достичь высокой эффективности моделирования. Несмотря на сложную геометрию изучаемых объектов в биомеханике, он позволяет найти численное решение задачи деформации тел. Суть метода в том, что область исследования разбивается на конечное число областей (элементов) и в каждой области задается аппроксимирующая функция, которая вне элемента равна нулю. При этом значения в узлах соседних элементов должны совпадать. Затем задается система линейных алгебраических уравнений. Решение системы ищется в узлах элементов. Следовательно, варьируя количеством областей исследования (шагом триангуляции) можно получить с высокой степенью точности расчет показателей деформируемости тел в результате приложенной к ним нагрузки.

Комплексная модель НДС позвоночно-двигательного сегмента состоит из пары позвонков, соединенных межпозвоночным диском. В настоящее время в работах ученых было осуществлено моделирование НДС костной структуры позвонка и межпозвоночных дисков в отдельности [10]. Однако, вопрос моделирования комплексной деформируемости позвоночного сегмента является ещё не раскрытым. Анализ НДС позвоночно-двигательного сегмента позволяет не только определить пределы допустимых нагрузок и вызванные ими структурные изменения, но и определить области (участки или локальные точки) повышенного давления и трения в системе «кость позвонка - хрящевая ткань межпозвоночного диска – нервная система». Данные участки наиболее интересны с точки зрения развития суставных патологий и болевого синдрома.

Результаты исследований и выводы

Для построения комплексной конечно-элементной модели двигательного сегмента позвоночника применялся программный комплекс биомедицинского моделирования Mimics с последующим экспортом модели в программу ANSYS для численных расчетов.

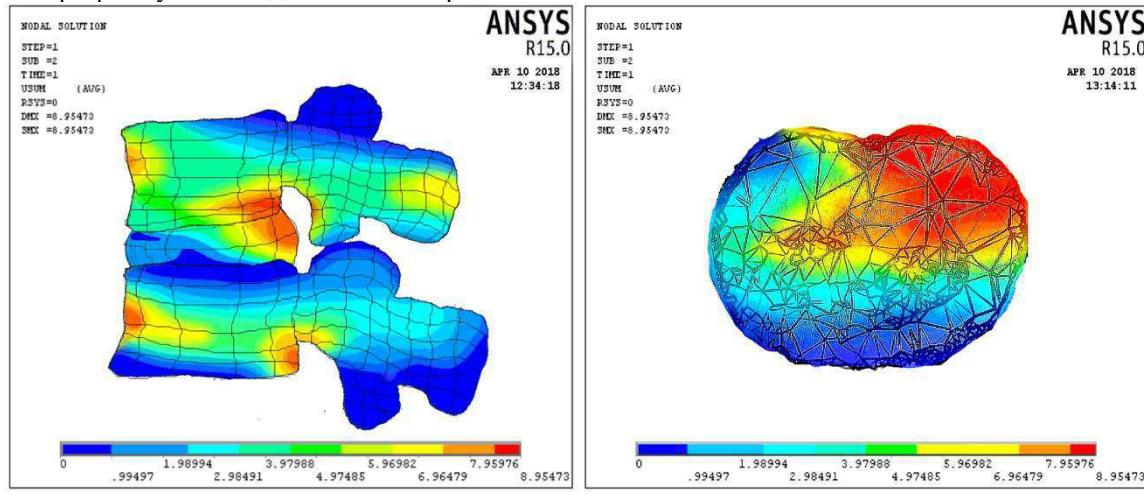


Рисунок 4 – а) Напряженно-деформируемая модель позвоночного сегмента C4-C5, б) поле деформации нижней части основания позвонка C4

Количество элементов комплексной модели позвоночно-двигательного сегмента (рисунок 4а) составляет 105 346, модели поверхности костной ткани позвоночного сегмента (рисунок 4б) – 14 937. Шаг моделей по сетке – 0,2 мм.

Поставленная задача решается как пороупругая задача теории упругости. По умолчанию материал костной ткани и ткани межпозвоночного диска считается изотропным. Рассматривается вариант нагрузки

позвонков, при котором происходит полное восстановление. Исследуется напряженно-деформированное состояние наиболее уязвимого и нагруженного позвоночного сегмента С4–С5 шейного отдела позвоночника.

На рисунках показано, что наиболее нагруженными участками позвоночно-двигательного сегмента является задняя поверхность межпозвоночного диска, прилегающая к каналу спинного мозга. Следовательно, наиболее деформируемые участки межпозвоночного диска находятся в местах соприкосновения с костной тканью. Степень деформируемости межпозвоночного диска обусловлена уровнем неровностей поверхности костной ткани (уровнем пиков). Определение области напряжений индивидуально и зависит от уровня нагрузки и угла её приложения, массы тела человека, и особенностей структурных особенностей костной и хрящевой тканей. Таким образом, построенная конечно-элементная модель позволяет с высокой степенью адекватности рассчитать поля перемещений, деформаций и напряжений.

Работа выполнена при поддержке гранта РФФИ 16-08-00992А.

Библиографический список

1. Авдеева К. Ю., Сивец Ю. В., Гладков Александр Вячеславович Новый подход в Использовании математического аппарата в построении трехмерной модели позвоночника // Хирургия позвоночника. 2005. №1.
2. Латышев К. С., Орлов С. В., Бобарыкин Н. Д., Иванов А. А., Кожуров И. М. Математическая модель нестабильности позвоночника при углообразной деформации позвонков // Вестник Балтийского федерального университета им. И. Канта. Серия: Физико-математические и технические науки. 2006. №10.
3. Орлов С. В., Седов Р. Л., Бобарыкин Н. Д., Аполлинариев В. И. Математическое моделирование нестабильности позвоночника и методов стабилизации // Российский журнал биомеханики. 2010. №3.
4. Масалитина Н.Н., Курочка К.С. Применение автоматизированного классификатора результатов компьютерной томографии для построения геометрической модели позвонка человека // Доклады БГУИР. 2017. №3 (105)
5. Yianilos P.N. Data structures and algorithms for nearest neighbor search in general metric spaces. Proc. fourth annual ACM-SIAM Symposium on Discrete algorithms, Austin, TX, USA, 1993, pp. 311–321.
6. Чугунов В. Н. Алгоритм построения конформной квази-иерархической треугольной сетки, слабо - аппроксимирующей заданные ломаные // Ж. Выч. Мат. и Мат. Физ. 2009. Т. 49, № 5. С. 874–878.
7. Скворцов А. В. Триангуляция Делоне и её применение. Томск: Изд-во Том. ун-та, 2002.
8. Тыртышников Е. Е. Методы численного анализа. М.: Издательский центр “Академия”, 2007.
9. Шлычков С. В., Иванов С. П., Кузовков С. Г., Лоскутов Ю. В. Расчет геометрически нелинейных конструкций методом конечных элементов // Известия ВУЗов. Поволжский регион. Технические науки. 2008. №4.
10. Чумаченко Е.Н., Логашина И.В. Расчет напряженно-деформированного состояния двигательного сегмента позвоночника при нагрузках / АВИАКОСМИЧЕСКАЯ И ЭКОЛОГИЧЕСКАЯ МЕДИЦИНА / ISSN: 0233-528X Стр 51-57

THE PRINCIPLE OF CONSTRUCTION OF THE ADAPTIVE BIOMECHANICAL MODEL OF THE SPINAL MOTION SEGMENT

Dorofeev N.V., Grecheneva A.V.

"Vladimir State University named after A.G. and N.G. Stoletovs"

e-mail: dorofeevnv@yandex.ru

The paper suggests a description of the principle of constructing an adaptive biomechanical model of the spinal segment that allows not only to adequately model the geometric body of the vertebrae, but also to assess the stress-strain state of the nervous and musculoskeletal system in this model. The spine model is represented by a set of elementary components - vertebrae, which are described by one universal (adaptive) model. The adaptive model of the vertebra on the basis of input geometric parameters, allows to scale individual parts of the vertebra, which allows to obtain the whole set of segments of the spine. Applying the obtained models to the space of points of CT or MRT it is possible to evaluate the violation of the structure of the spine, to reveal the degree of its destruction and the location of fragments of the vertebrae. As a result of research, it is proposed to assess the deviation of the spinal structure and the geometric parameters of the vertebrae from the permissible values on the basis of the adaptive model of the spine describing the spatial parameters (boundaries).

The work was supported by grant of the Russian Foundation for Basic Research No. 16-08-00992 _a

НЕЙРОБИОМЕХАНИЧЕСКАЯ МОДЕЛЬ ПОЗВОНОЧНОГО ДВИГАТЕЛЬНОГО СЕГМЕНТА

Греченева А.В., Дорофеев Н.В.

ФГБОУ ВО «Владимирский государственный университет им. А.Г. и Н.Г. Столетовых»,
nastena07_93@mail.ru

Описана напряженно-деформируемая модель позвоночно-двигательного сегмента, в которой проанализированы и добавлены аспекты нейромеханического взаимодействия. Систематизирован подход расчета взаимодеформаций костной ткани, хрящевой ткани, ткани нервных волокон передних и задних нервных корешков, внешней оболочки спинномозгового канала. Описаны механические свойства (модуль упругости, коэффициент Пуассона) биологических тканей, входящих в нейромеханический позвоночно-двигательный сегмент. Определение места расположения нервных корешков и спинномозгового канала позволяет рассчитать зависимость параметров напряженно-деформируемого состояния от прилагаемой нагрузки. Определены принципы перераспределения (компенсации) нагрузок, приводящего к увеличению или уменьшению степени механического давления на ткани. Комплексное нейромеханическое описание позвоночно-двигательного сегмента позволит в дальнейшем моделировать повреждение позвоночника, спинного мозга и нервных корешков, а так же рассчитать зависимость напряженно-деформируемого состояния тканей нервных корешков и оболочки спинномозгового канала от наличия болевого синдрома.

Нейробиомеханическая модель позвоночного двигательного сегмента

В настоящее время разработано и активно применяется множество биомеханических моделей напряженно-деформированного состояния позвоночника, в основе которых лежит учет механических свойств тканей костно-хрящевых образований [1-3]. Однако, допущения, на базе которых построены данные модели (строгая осевая симметричность, отсутствие адаптивности параметров и др.) ведут к недостатимости адекватности данных моделей реальной физиологической системе позвоночника человека. Основная идея разработки нейробиомеханической модели позвоночно-двигательного сегмента заключается в возможности учета и локализации болевого синдрома, возникающего вследствие деформации спинномозгового канала спинного нерва и его корешков. Это ставит задачу моделирования напряженно-деформированного состояния не только костно-хрящевого сегмента позвоночника, но и необходимости моделирования деформированного состояния структур нервных тканей, определения участка и площади деформации.

Сегмент позвоночника (рисунок 1) является составной конструкцией переменного сечения, состоящей из системы позвонков и межпозвонковых дисков, опирающейся краями нижнего торца на жесткое основание (средняя часть нагружена давлением от пульпозного ядра) и находящейся под действием внешних сил. В основу разрабатываемой нейробиомеханической модели позвоночно-двигательного сегмента легли базовые модели позвоночника, описанные в [4-8]. При этом компонентами разрабатываемой модели являются:

– Позвонок V - упругодеформируемое тело, ограниченное кортикальной костной пластинкой из изотропного компактного линейно-деформируемого материала. Пористость трабекулярного пространства максимальна в центральной части и стремится к минимуму в области, сопряженной с кортикальной костной пластинкой [8]. В модели губчатая костная ткань аппроксимируется как составная, с различными свойствами в центре и по контуру позвонка.

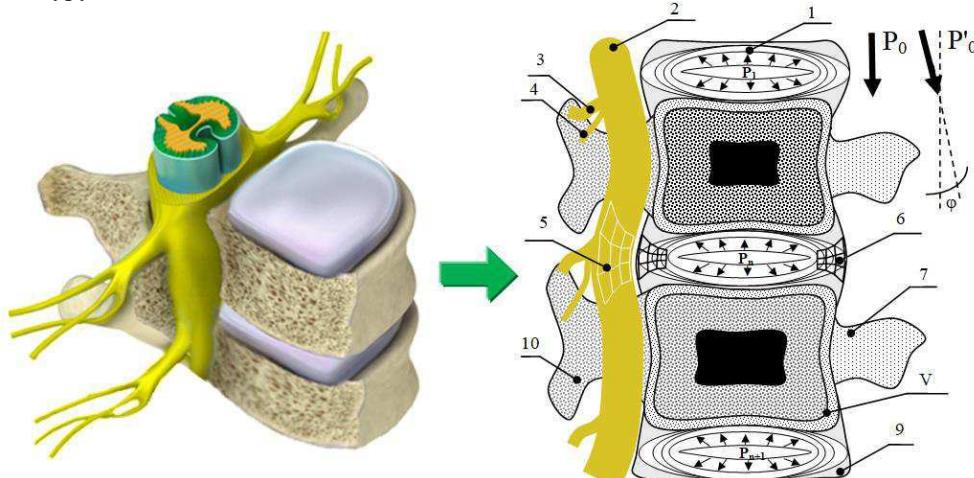


Рисунок 1 – а) Нейробиомеханическая модель позвоночно-двигательного сегмента в разрезе; б) Схема распределения нагрузки позвоночного сегмента, спинного мозга и нервных корешков.

1 – пульпозное ядро; 2 – твердая оболочка спинного мозга; 3 – передний корешок спинномозгового нерва; 4 – задний корешок спинномозгового нерва; 5 – поверхность деформации оболочки спинномозгового нерва; 6 – поверхность деформации изотропных составляющих ортотропного фиброзного кольца; 7 - осистый отросток позвонка; V – тело позвонка, состоящее из губчатой кости разной степени пористости; D - межпозвоночный диск; 10 – поперечный отросток позвонка; $P_1 \dots P_n \dots P_{n+1}$ – внутридисковое давление; P_0 – внешняя нормальная распределенная нагрузка; P'_0 – внешняя распределенная нагрузка с изгибающим моментом.

– Межпозвоночный диск D – торообразное тело, жестко сочлененное с костной концевой пластинкой позвонка посредством линейного упругодеформируемого хрящевого слоя – замыкательной гиалиновой пластиинки, переходящей в структуру фиброзного кольца. Предполагается, что по поверхности контакта с пульпозным ядром гиалиновая пластиинка пронизана питательными каналами для обеспечения процесса диффузии после достижения предельного уровня внутри дискового давления [7]. Волокна в фиброзном кольце пресекаются под углом $\pm 30^\circ$ к оси диска. Механические свойства фиброзного кольца не однородны по толщине и по радиусу. Модуль упругости ткани фиброзного кольца зависит от нагрузки.

– Пульпозное ядро 1, близкое по форме к эллипсоиду, считается идеальной, несжимаемой жидкостью, подчиняющейся гидростатическому закону. Давление пульпозного ядра зависит от величины внешней нагрузки и состояния костных тканей позвоночника.

– Оболочка спинномозгового нерва, передний и задний корешки - гомогенная упругодеформируемая ткань волокнистого типа [9].

Для исследования деформационных параметров неоднородного по объему биоматериала предлагается применять матрицу деформируемости, основные компоненты которой определяются исходя из расчетных моделей теории деформации биоматериалов (рисунок 2).

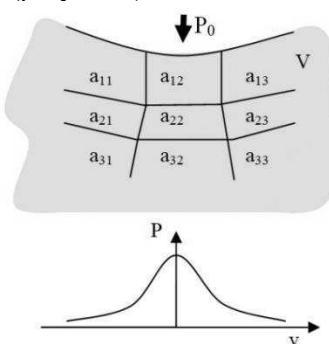


Рисунок 2 – Матрица деформируемости неоднородного биоматериала

Основные свойства биоматериалов, входящих в состав разрабатываемой нейробиомеханической модели приведены в таблице 1.

Таблица 1 - Механические свойства биологической ткани

Тип ткани		Коэффициент жесткости (модуль Юнга) E , Па	Коэффициент Пусаона, ν
Кортикальная костная ткань позвонка		$1.61 \cdot 10^8$	0.25
Губчатая костная ткань (по контуру)		$74 \cdot 10^6$	0.45
Губчатая костная ткань (по центру)		$28.93 \cdot 10^6$	0.44
Гиалиновая пластиинка межпозвоночного диска		$24.5 \cdot 10^6$	0.4
Межпозвоночный диск		$5 \cdot 10^6$	0.5
Изотропные сектора матрицы деформации фиброзного кольца	a_{11}, a_{31}	$13.5 \cdot 10^6$	0.44
	a_{12}, a_{32}	$17.3 \cdot 10^6$	0.44
	a_{22}	$25.4 \cdot 10^6$	0.44
	a_{23}	$35.1 \cdot 10^6$	0.44
	a_{13}, a_{21}, a_{33}	$21.3 \cdot 10^6$	0.44
Суставной хрящ		$11.3 \cdot 10^6$	0.5
Компоненты матрицы деформации ткани нервных волокон	a_{11}, a_{31}	$3.14 \cdot 10^6$	0.2
	a_{12}, a_{32}	$8 \cdot 10^6$	0.2
	a_{22}	$9.3 \cdot 10^6$	0.2
	a_{23}	10^7	0.2
	a_{13}, a_{21}, a_{33}	$9.7 \cdot 10^6$	0.2

Для оценки соотношений деформационных параметров, воспользуемся известными положениями механики и сопротивления материалов [4, 9]. В каждой из локально однородных односвязных подобластей, неоднородного многосвязного фрагмента позвоночника, должны выполняться [7]:

– уравнения равновесия $\sigma_{ij,j}^I = 0$ и экспериментально установленные соотношения $\sigma_u^I = F^I(\varepsilon_u)$, которые характеризуют физические инвариантные зависимости между интенсивностью напряжений и интенсивностью деформаций в костных тканях позвоночника
– соотношения, связывающие компоненты тензора напряжений и деформаций:

$$\sigma_{ij,j}^I = K^I \cdot \Theta^I \cdot \delta_{ij} + \frac{2\sigma_u^I}{2\varepsilon_u^I} (\varepsilon_{ij}^I - \varepsilon^I \cdot \delta_{ij}), \quad (1)$$

где $\varepsilon = \frac{1}{3} \varepsilon_{ij} \cdot \delta_{ij} = \frac{\Theta}{3}$; $\varepsilon_u = \sqrt{\frac{2}{3} \cdot \sqrt{(\varepsilon_{ij} - \varepsilon \delta_{ij})(\varepsilon_{ij} - \varepsilon \delta_{ij})}}$; K – коэффициент объемного сжатия; δ_{ij} – дельта Кронекера;

– соотношения Коши: $\varepsilon_{ij} = \frac{u_{i,j} + u_{j,i}}{2}$.

В каждой точке смежных границ соседних подобластей I и J принимаются специальные условия для функций перемещения:

$$u_i^I(x_j) = u_i^J(x_j) \quad (2)$$

обеспечивающие жесткое соединение костных тканей между собой и непрерывность поля деформаций при приложении нагрузки к моделируемому фрагменту.

Пусть сегмент позвоночника занимает объем V с внешней границей S в декартовой системе координат. Граница сегмента может быть разбита на 3 части, так что:

$$S = S_\sigma \cup S_u \cup S_{u\sigma} \quad (3)$$

На части границы действуют поверхностные силы

$$\vec{P}_n = P_{ni} \vec{k}_i : \sigma_{ij}(x_1, x_2, x_3) n_j |_{S\sigma} = P_{ni}(x_1, x_2, x_3) \quad (4)$$

На части границы S_u заданы перемещения

$$\vec{u}^* = u_i^* \vec{k}_i : u_i(x_1, x_2, x_3) n_j |_{Su} = u_i^*(x_1, x_2, x_3) \quad (5)$$

На части границы $S_{u\sigma}$ частично заданы оба вектора \vec{P}_n и \vec{u}^*

$$\sigma_{ij}(x_1, x_2, x_3) n_j |_{Su\sigma} = P_{ni}(x_1, x_2, x_3) \quad (6)$$

$$u_i(x_1, x_2, x_3) |_{Su\sigma} = u_i^*(x_1, x_2, x_3) \quad (7)$$

Искомыми величинами являются 3 функции перемещения:

$$u_1(x_1, x_2, x_3), u_2(x_1, x_2, x_3), u_3(x_1, x_2, x_3) \quad (8)$$

Для получения системы разрешающих уравнений относительно узловых перемещений используется принцип минимума полной энергии (принцип возможных изменений деформированного состояния). Один из способов реализации этого принципа состоит в задании произвольного (виртуального) перемещения и приравнивания внешней и внутренней работ, совершаемых различными силами и напряжениями на этом перемещении.

Результаты исследований и выводы

Для дальнейшей разработки нейробиомеханической модели необходимо определить, при каких критических нагрузках возможно возникновение напряженно-деформированного состояния в опорных костных тканях или межпозвоночном диске, приводящего к локальному разрушению, т.е. к перераспределению площади деформации нервов и спинномозгового канала.

Установлено, что изменения предельной нагрузки P и предела прочности σ межпозвоночных дисков в зависимости от их локализации в позвоночнике на протяжении жизни в среднем остается постоянным. Предельная нагрузка межпозвоночных дисков позвоночника увеличивается в направлении от шеи к пояснице. Предел прочности межпозвоночных дисков позвоночника увеличивается в направлении от поясницы к шее. Наибольших значений предел прочности достигает в дисках шейного отдела позвоночника. Предел прочности межпозвоночных дисков в большей степени отражает функцию движения.

Коэффициент запаса прочности межпозвоночных дисков шейного отдела значительно больше, чем дисков поясничного отдела. Предел прочности во второй половине жизни значительно уменьшается. Нагружение межпозвоночных дисков наиболее часто сопровождается повреждением терминальной пластинки тел позвонков и гиалиновых пластин дисков. Кроме того, следует отметить, что при изменении нагрузки на сегмент позвоночника в области нервных корешков и спинномозгового канала от 0,35кН до 1,3 кН модуль нормальной упругости E изменяется от 57 МПа до 105 МПа, а в поперечном направлении от 14,5 МПа до 26,2 МПа. Коэффициент Пуассона равен $\nu=0,4$.

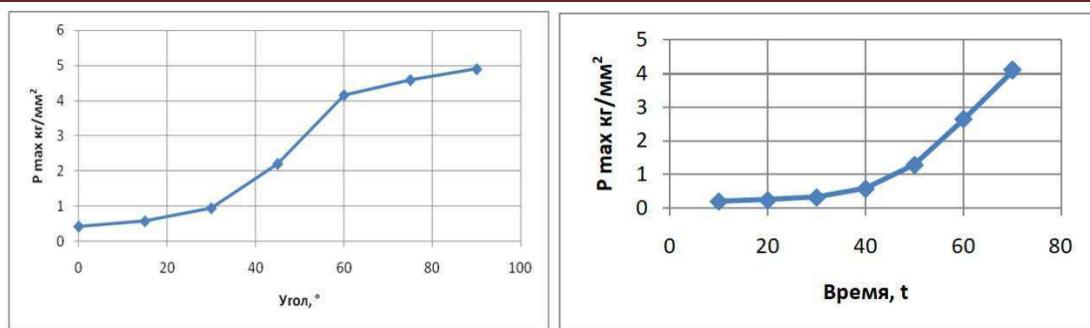


Рисунок 3 – График максимально допустимой нагрузки на сегмент позвоночника в зависимости от угла ее приложения: 1 – симметричная нагрузка; 2 – односторонняя с изгибающим моментом

Работа выполнена при поддержке гранта РФФИ 16-08-00992А.

Библиографический список

11. Авдеева К. Ю., Сивец Ю. В., Гладков Александр Вячеславович Новый подход в Использовании математического аппарата в построении трехмерной модели позвоночника / Хирургия позвоночника. 2005. №1.
12. Латышев К. С., Орлов С. В., Бобарыкин Н. Д., Иванов А. А., Кожуров И. М. Математическая модель нестабильности позвоночника при углообразной деформации позвонков // Вестник Балтийского федерального университета им. И. Канта. Серия: Физико-математические и технические науки. 2006. №10.
13. Орлов С. В., Седов Р. Л., Бобарыкин Н. Д., Аполлинариев В. И. Математическое моделирование нестабильности позвоночника и методов стабилизации // Российский журнал биомеханики. 2010. №3.
14. Кирилова И. А., Подорожная В. Т., Легостаева Е. В., Шаркес Ю. П., Уваркин П. В., Аронов А. М. Костнопластические биоматериалы и их физико-механические свойства // Хирургия позвоночника. 2010. №1
15. Колесников Г. Н. Биомеханическая модель скелетно-мышечной системы, построенная без субъективных критериев оптимальности // Российский журнал биомеханики. 2004. №3.
16. Бегун П.И., Афонин П.Н. Моделирование в биомеханике: Учебное пособие/ П.И. Бегун, П.Н. Афонин.-М.: Выш. шк., 2004.-390 с.
17. Чумаченко Е.Н., Логашина И.В. Расчет напряженно-деформированного состояния двигательного сегмента позвоночника при нагрузках/АВИАКОСМИЧЕСКАЯ И ЭКОЛОГИЧЕСКАЯ МЕДИЦИНА / Стр 51-57
18. Бублик Л.А., Лихолетов А.Н., Бейгельзимер Я.Е., Кулагин Р.Ю. Исследование напряженно-деформированного состояния конечно-элементной модели фрагмента позвоночного столба при сочетанном использовании транспедикулярных имплантов и вертебропластики // Журнал «Нейрохирургия и неврология Казахстана». 2013. №3 (32).
19. Бочкарева И. В. Сравнительный анализ прочностных параметров большеберцового и общего малоберцового нервов в зрелом возрасте // Вестник ПензГУ. 2013. №1

THE NEUROBIOMECHANICAL MODEL OF THE SPINE SEGMENT

Grecheneva A.V., Dorofeev N.V.

"Vladimir State University named after A.G. and N.G. Stoletovs"

e-mail: dorofeev_nv@yandex.ru

A load-deformable model of the vertebral segment is described, in which aspects of the neuromechanical interaction are analyzed and added. The approach of calculating the mutual deformations of bone tissue, cartilaginous tissue, nerve fibers of the anterior and posterior nerve roots, the outer shell of the spinal canal is systematized. Mechanical properties (modulus of elasticity, Poisson's ratio) of biological tissues entering the neuromechanical vertebral-motor segment are described. Determination of the location of the nerve roots and spinal canal allows us to calculate the dependence of the parameters of the stress-strain state on the applied load. The principles of redistribution (compensation) of loads, leading to an increase or decrease in the degree of mechanical pressure on the tissues, are determined. The complex neuromechanical description of the vertebral-motor segment will allow further modeling of spine, spinal cord and nerve root damage, and also calculate the dependence of the stress-strain state of the nerve root tissues and the spinal canal shell on the presence of pain syndrome.

The work was supported by grant of the Russian Foundation for Basic Research No. 16-08-00992 _a



ИЗМЕРЕНИЕ СКОРОСТИ СДВИГОВОЙ ВОЛНЫ В ФАНТОМЕ СКЕЛЕТНОЙ МЫШЦЫ НА АКУСТИЧЕСКОЙ СИСТЕМЕ VERASONICS

Шнейдман Д.Д., Лисин А.А., Спивак А.Е., Чукилева Л.А., Выогин П.Н., Демин И.Ю.

Национальный исследовательский

Нижегородский государственный университет им. Н.И. Лобачевского, sddm@inbox.ru

Ультразвуковая эластография на сегодняшний день является проверенным методом постановки диагноза онкологических заболеваний. Модуль Юнга и вязкость - измеряемые методом эластографии свойства среды - могут отличаться на порядки у здоровых и патологических тканей. В силу строения скелетных мышц, заболевания мышечной ткани связаны именно с изменением ее механических свойств. Вязкие свойства скелетных мышц проливают свет на вопросы биомеханики и спортивной медицины, поскольку вязкость показывает возможность мышцы поглощать удары. Упругие свойства могут рассказать о текущем состоянии мышцы и применяются в геронтологии, лечении двигательных заболеваний и дистрофии.

В работе [1] были обобщены результаты акустических измерений упругих характеристик в мышечной ткани и было показано, что диагностика состояния мышечной ткани возможна с помощью сдвиговых волн. Вязкоупругие свойства были описаны с помощью модели Дештеревского. В области высоких частот предложена модель мышцы как матрицы натянутых струн, испытывающих трение при контакте с жидкостью. В дальнейшем была изложена теория распространения сдвиговых волн в резиноподобной среде с анизотропией упругих и диссипативных свойств. Теоретически показана зависимость скорости сдвиговых волн от направления волнового вектора, вектора поляризации и направления мышечных волокон [2]. Также была развита теория композитного материала – фантома, имитирующего анизотропию мышечной ткани [3].

В данной работе изучались вязкоупругие свойства фантома, состоящего из желатиновой основы и замороженных в нее упругих струн (рис. 1). Для эксперимента была выбрана флюорокарбоновая (PVDF) леска Kroner Osprey диаметром 0.12 мм. Леска в фантоме была натянута между пластинами из стеклотекстолита. Каждая из стенок может быть снята, поэтому желатиновая основа фантома легко разрушается и может быть перезалита. Размер матрицы из струн – 50×50 мм; расстояние между струнами – 5 мм. Эксперимент проводились над фантомом, в котором использовался высококонцентрированный 15%-й раствор желатина, модуль сдвига которого составлял 4.05 кПа.

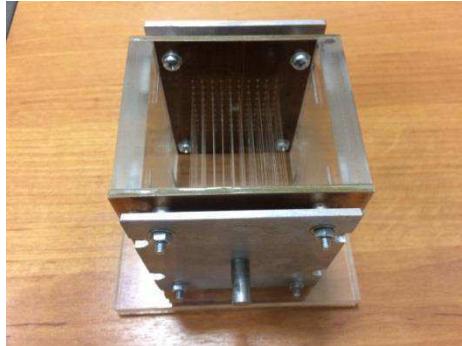


Рисунок 1- Фантом, до его заливки желатином

Исследования проводились на акустической системе Verasonics с открытой архитектурой, расположенной в лаборатории «МедЛаб» Нижегородского национального университета им. Н.И. Лобачевского. Использовался стандартный ультразвуковой линейный датчик L7-4. Сдвиговая волна возбуждалась фокусировкой ультразвукового пучка частотой 5 МГц. Сдвиговые импульсы регистрировались на нескольких расстояниях от места фокусировки. По скорости распространения этих импульсов рассчитывался модуль Юнга среды.

В ходе первого эксперимента была снята зависимость модуля Юнга при различных направлениях датчика относительно волокон (рис. 2). До угла 45° сдвиговые характеристики среды линейно спадают, далее начинают колебаться в некотором диапазоне значений.

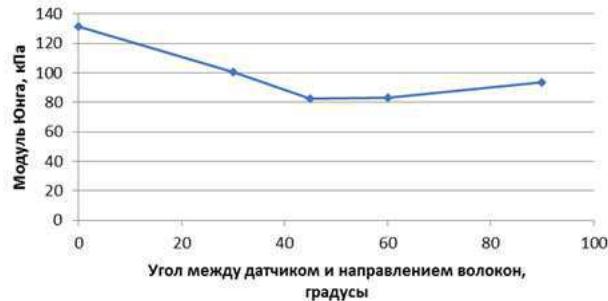


Рисунок 2- Значения модуля Юнга при разных положениях датчика в первом эксперименте

Во втором эксперименте снимались только значения вдоль, поперек, и под углом 45°. В ходе этого эксперимента в срезе фантома выделялся ROI (Region Of Interests) размером несколько мм., в котором измерялись скорости в девяти точках. Для сохранения постоянной температуры и, как следствие, вязкоупругих свойств фантома, использовалась сумка-холодильник. В таб. 1 приведены средние значения модуля Юнга в ROI в зависимости от положения датчика относительно волокон. Зафиксировано отличие значений вдоль и поперек волокон. В обоих экспериментах значения под углом 45° к волокнам схожи со значениями, измеренными поперек. Подобное наблюдалось и в измерении на системе Verasonics мяса говядины *in vitro* [4].

Положение датчика относительно волокон	Значение модуля Юнга, кПа
Вдоль	123.18
Поперек	98.19
Под углом 45°	94.21

Таб. 1. Значения модуля Юнга при разных положениях датчика во втором эксперименте

Кроме того, был рассмотрен случай с разрезом части струн в фантоме, что симулировало травму – разрыв мышцы (рис. 3). Теоретически, модуль Юнга деформированной таким образом мышцы мог как увеличиться из-за «большой» анизотропии измеряемого фантома, так и уменьшиться из-за ослабления натяжения. Разрез был осуществлен в средней части лески; согласно модели, это соответствует типичной травме разрыва мышцы, где терпят разрыв волокна, расположенные в середине пучка. Модуль Юнга в этом случае оказался равен 90.52 кПа при положении датчика вдоль волокон, что подтверждает предположение о уменьшении упругости травмированной мышцы и может быть использовано в диагностике.



Рисунок 3- Эксперимент с разрезом волокон

По итогам исследования можно сделать вывод о различии упругих свойств скелетных мышц в зависимости от положения датчика относительно волокон, а также от целостности матрицы из струн. Наиболее информативной УЗ диагностикой состояния мышцы оказалось измерение вдоль волокон.

Исследование выполнено при финансовой поддержке гранта РФФИ № 16-02-00719а.

Библиографический список

6. Руденко О.В., Сарвазян А.П. Волновая биомеханика скелетной мышцы. // Акустический журнал, 2006, том 52, № 6, с 833-846.
7. Руденко О.В., Сарвазян А.П. Волновая анизотропия сдвиговой вязкости и упругости скелетной мышцы. // Акустический журнал, 2014, том 60, № 6, с 679-687.
8. Руденко О.В., Цююпа С.Н., Сарвазян А.П. Скорость и затухание сдвиговых волн в фантоме мышцы – мягкой полимерной матрицы с вмороженными натянутыми волокнами // Акустический журнал, 2016, том 62, № 5, с 609-615.
9. Крит Т.Б., Сарапкин А.А., Шнейдман Д.Д., Дёмин И.Ю., Андреев В.Г. Измерение скоростей сдвиговых волн в мышечной ткани говядины // Труды школы-семинара «Волны-2016». Секция 8 - Акустика неоднородных сред. С. 60-63.

MEASURING THE VELOCITY OF A SHEAR WAVE IN THE PHANTOM OF A SKELETAL MUSCLE BY VERASONICS ACOUSTIC SYSTEM

Shneidman D.D, Lisin A.A., Spivak A.E., Chukileva L.A., Viugin P.N., Demin I.Yu.
Lobachevsky State University of Nizhny Novgorod – National Research University, sddm@inbox.ru

The article describes shear wave elastography of skeletal muscle using the example of a special phantom. Phantom technology is a fiber matrix encased in a gelatinous background. The experiment is done by a special research system Verasonics. The results show the difference in elasticity properties of the phantom as a function of the fibers direction.

РАЗРАБОТКА БЛОКА УПРАВЛЕНИЯ МЯГКИМ ЭКЗОСКЕЛЕТОМ ДЛЯ ВОССТАНОВЛЕНИЯ АТРОФИРОВАННЫХ МЫШЦ

Зеленский К.А.¹, Дмитриев А.В.^{1,2}, Косоруков А.Е.²

¹. Государственный Научный Центр Российской Федерации - Институт медико-биологических проблем Российской Академии Наук, ². Московский государственный технический университет имени Баумана, kzelbbc@gmail.com, dmitrievval@gmail.com, kosorukov@mail.ru

С развитием космонавтики время нахождения человека в условиях микрогравитации постепенно растет, что приводит к возникновению различных проблем со здоровьем. Например, было установлено, что после 17 суток на орбите позвоночник космонавтов заметно удлиняется, в некоторых случаях величина удлинения достигает 7 см. Это приводило к серьезному ущербу здоровью, в том числе и к инвалидности, при возвращении на Землю.

Решением данной проблемы стал костюм пассивной нагрузки «Пингвин», состоящий из тяжей, не дающих организму неконтролируемо расти в условиях невесомости и накладывающих нагрузку на некоторые движения, совершаемые космонавтом, что уменьшало эффект мышечной атрофии. [1]

Мышечная атрофия вторая по тяжести проблема опорно-двигательного аппарата, вызванная условиями микрогравитации. Для ее решения существует различные комплексы упражнений, выполнение которых препятствует потере мышечного тонуса космонавта. Однако, пребывание человека на орбите очень дорого, поэтому в качестве альтернативы длительным тренировкам была предложена электромиостимуляция. Ее использование заметно сокращало время, затрачиваемое космонавтом на тренировки, но создавало новую проблему – атрофию двигательных нервов, так как сигнал на сокращение мышца получала извне, а не из организма. [2]

Для решения данной проблемы предлагается разрабатываемое устройство – мягкий экзоскелет для восстановления атрофированных мышц. В нем для профилактически-реабилитационных целей так же используется электромиостимуляция, но, в отличие от обычного стимулятора, воздействие контролируется не только выбранным режимом работы устройства, но и движением космонавта. Такой метод работы является более оптимальным с точки зрения физиологии, что улучшает восстановительный эффект, а также уменьшает вероятность возникновения атрофии двигательных нервов.

Определение движения космонавта, приводящего к стимуляции соответствующих групп мышц, осуществляется с помощью тензодатчиков, подсоединеных к тяжам на костюме. Они регистрируют растяжение этих тяжей, что свидетельствует о совершении того или иного движения. Информация с датчиков поступает на микроконтроллер, и, в зависимости от выбранного режима работы, производится стимуляция задействованных в движении мышц.

За основу данного экзоскелета взят костюм «Регент», являющийся модернизированной версией костюма «Пингвин». Он позволяет методистам регулировать степень натяжения тяжей, а также легко совместим с другими технологиями двигательной реабилитации.

Для экспериментальной проверки состоятельности устройства был проведен ряд экспериментов, в которых использовалась следующая экспериментальная установка (рис.1).

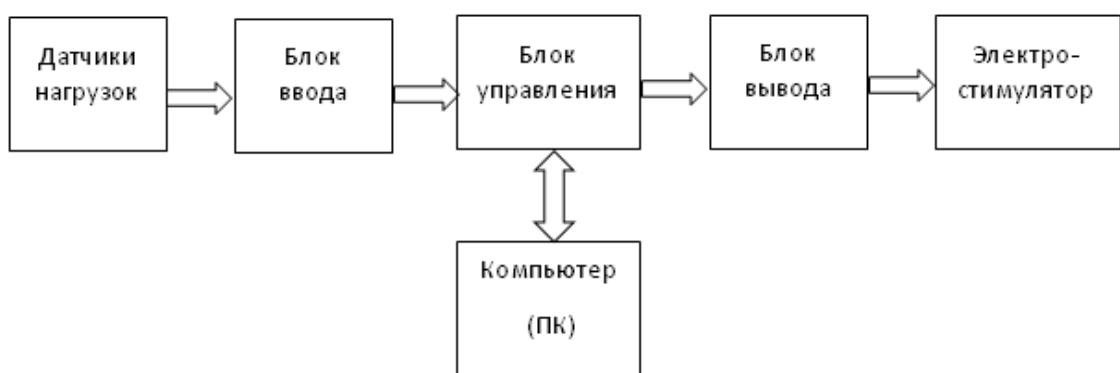


Рисунок 1 - Структурная схема Системы биологической обратной связи

Опытный образец Блока ввода поддерживает 32 тензометрических датчика. Тензодатчики преобразуют физическую величину растяжения тяжей в электрический сигнал. Блок ввода усиливает аналоговые выходные сигналы с тензодатчиков, преобразовывает их в цифровые величины, и передаёт данные о величинах нагрузок тензодатчиков по цифровой линии связи на Блок управления.

Блок управления принимает информацию о величинах нагрузок датчиков от Блока ввода, и ретранслирует их по беспроводному соединению Bluetooth на персональный компьютер оператора для отображения данных о величинах нагрузок в программе «Управление СИН».

Программное обеспечение «Управление СИН» позволяет наблюдать за значениями нагрузок тензодатчиков в реальном времени в виде графиков или в виде табличных значений. После окончания наблюдения за показаниями тензодатчиков в программе «Управление СИН» предусмотрено сохранение данных в текстовый файл для дальнейшей обработки.

Жилетка, разработанная для размещения электронных блоков. Размер жилетки можно регулировать на плечах и на боковых сторонах. По всей площади жилетки снаружи пришиты ленты-липучки (велкро) для закрепления излишков проводов.

Для электромиостимуляционного воздействия выбран прибор МНС-16 (фирма Косима, г. Санкт-Петербург). Он может производить стимуляцию по 16 каналам одновременно. С амплитудой стимуляции от 0 до 80 мА, и с частотой от 5 до 300 Гц. На данный момент, стимулятор используется отдельно для отработки параметров и алгоритмов воздействия.

Для определения параметров и алгоритмов стимуляционного воздействия, и степени их влияния на устойчивость в определенной позе испытателя по параметрам, регистрируемым СИН, на данном этапе, потребовалось проведение следующих экспериментов.

Эксперимент для определения степени воздействия сочетания аксиальной нагрузки и электромиостимуляции на устойчивость испытателя в вертикальном положении проводился на твёрдой и на мягкой опоре. В эксперименте приняли участие два испытателя-добровольца в возрасте 28 лет (± 1 год). На испытателя надевали комплект стимуляционных электродов на мышцы разгибатели спины, бёдер и голеней. Затем на испытателя надевали прототип экзоскелетона на базе костюма Регент. Показания нагрузки на каждом датчике были 1,85 кгс ($\pm 0,35$ кгс). Испытатель выполнял задание, удерживая стойку прямо с открытыми или закрытыми глазами. Стимуляция проводилась одновременно по всем мышцам с частотой 25 Гц, на каждом этапе эксперимента амплитуда имела значения от 5 до 20 мА с шагом 5 мА (четыре значения: 5 мА, 10 мА, 15 мА, 25 мА).

По результатам эксперимента был проведен анализ средних значений с передней и задней поверхностей, как туловища, так и ног. Было установлено, что у первого испытателя значения спереди (1.94 ± 0.02 кгс на туловище, 1.6 ± 0.12 кгс на ногах) выше, чем значения сзади (1.78 ± 0.03 кгс на туловище, ± 0.03 кгс на ногах). Можно предположить, что испытатель старался больше выпрямиться во время всех проведённых измерений. У второго испытателя наблюдается обратное поведение, видимо, он меньше сопротивлялся натяжению, спереди значения были ниже (1.4 ± 0.008 кгс на туловище, 1.49 ± 0.05 кгс на ногах), чем сзади (1.57 ± 0.04 кгс на туловище, 1.68 ± 0.01 кгс на ногах).

Если сравнить средние значения на твёрдой и на мягкой опоре, то значения на ногах у первого испытателя показывают наибольшую разницу (0.2 кгс). Это примерно в два раза больше по сравнению с остальными значениями первого и второго испытателя.

По показаниям отклонений значений на туловище можно отметить, что у второго испытателя значения отклонения заметно выше (± 0.05 кгс), чем у первого (± 0.03 кгс) спереди на туловище при измерениях на мягкой опоре. А у первого испытателя значения отклонения больше (± 0.04 кгс), чем у второго (± 0.02 кгс) также на мягкой опоре на задней части туловища.

При анализе отклонений на ногах у обоих испытателей спереди и сзади можно отметить, что значения отклонения на твёрдой опоре ниже значений отклонений на мягкой опоре. При этом, без стимуляции на твёрдой опоре значения отклонения при открытых глазах выше (спереди 0.03 ± 0.002 кгс, сзади 0.01 ± 0.004 кгс), чем при закрытых глазах (спереди 0.01 ± 0.002 кгс, сзади 0.008 ± 0.002 кгс).

Эксперименты показали, что созданный прототип мягкого экзоскелета способен принимать необходимые параметры от действий испытателей. И при этом стимуляционное воздействие экзоскелета способно оказывать поддержку испытателю в поддержании прямой стойки, а также оказывать трофический эффект.

Из результатов эксперимента видно, что параметры, регистрируемые системой измерения нагрузок, могут отражать поведение и позу испытателя, которое так же можно наблюдать на стабилоплатформе. Это означает, что экзоскелет имеет возможность адекватно принимать информацию от испытателя в условиях отсутствия иного источника информации о состоянии позы испытателя.

Для большей простоты в использовании, мобильности и отказа от оператора разрабатывается блок управления, который будет включать в себя:

-Блок измерения, определяющий степень растяжения тяжа по данным, полученным с тензодатчиков;

-Микроконтроллера, который получает цифровой сигнал от блока измерения, и в зависимости от выбранного космонавтом (пациентом) режима работы и степени растяжения тяжа, и управляет стимуляционной системой;

-Стимуляционной системы, которая оказывает воздействие на мышцы космонавта;

Данная система позволяет регулировать интенсивность электростимуляции в зависимости от интенсивности совершаемых движений.

Применение данной системы не ограничивается космической отраслью. Она может быть использована в реабилитации больных ДЦП, параличами, пациентов, переживших инсульт, травмы позвоночника и так далее.[3,4]

Библиографический список

- 1.Kozlovskaya, I.B. Erratum to: New approaches to countermeasures of the negative effects of micro-gravity in long-term space flights / I.B. Kozlovskaya [et al.] // Acta Astronautica. — 2007— V.60. — № 8-9. — P. 783 — 789.
- 2.Коряк, Ю.А. Влияние продолжительного космического полета на изокинетический концентрический и эксцентрический суставной момент разных мышц и концентрическую работоспособность мышц-разгибателей бедра / Ю.А. Коряк // Биологические науки. — 2015. — №10. — С. 624—687.
- 3.Bajd, T. Use of functional electrical stimulation in the rehabilitation of patients with incomplete spinal cord injuries / T. Bajd [et.al.] // Journal of Biomedical Engineering. — 1989. — №2. — P. 96—102.
- 4.Yamaguchi, T. Immediate effects of electrical stimulation combined with passive locomotion-like movement on gait velocity and spasticity in persons with hemiparetic stroke: a randomized controlled study / T. Yamaguchi [et al.] // Clinical Rehabilitation — 2012. — V.26. — №7. — P. 619—628.

DEVELOPMENT OF CONTROL BLOCK FOR SOFT EXOSKELETON FOR AMYOTROPHY REHABILITATION

Zelenskiy K.A., Dmitriev A.V., Kosorukov A.E.

SSC RF - Institute of Biomedical Problems of RAS, Bauman Moscow State Technical University,
kzelbbc@gmail.com, dmitrievval@gmail.com, kosorukov@mail.ru

The article describes new approach to amyotrophic patients' rehabilitation, including cosmonauts. This approach is based on combining of electromyostimulation and passive loading of human body muscles, using passive loading suit. Stretching of elastic rubber bands in the suit is used as information about pose and movement of patient, which controls the way of electrostimulation.



ИННОВАЦИОННЫЙ ПОДХОД К УМЕНЬШЕНИЮ ДОЗОВОЙ НАГРУЗКИ ПРИ РАДИАЦИОННОЙ СТЕРИЛИЗАЦИИ БИОИМПЛАНТАТОВ

^{1,2}Розанов В.В., ²Матвейчук И.В., ¹Черняев А.П., ³Пантелеев И.В., ²Литвинов Ю.Ю., ²Краснов В.В.

¹ФГБОУ ВО «Московский государственный университет имени М.В.Ломоносова»,

²ФГБНУ «Всероссийский научно-исследовательский институт лекарственных

и ароматических растений» ФАНО России, Москва,

³ООО «ВИП-ОЗОН», Киров, Россия

vrozanov@mail.ru.

Постоянно возрастающие потребности практической медицины в костном пластическом материале для осуществления реконструктивно-восстановительных оперативных вмешательств определяют необходимость совершенствования технологий изготовления костных имплантатов. Одной из важнейших стадий этого процесса является эффективная стерилизация имплантатов на всех этапах их изготовления, призванная гарантировать безопасность не только реципиента, хирургов и персонала тканевого банка [1]. Среди используемых в настоящее время технологий стерилизации костных имплантатов наибольшее распространение получила радиационная обработка потоком гамма-квантов или быстрых электронов [2, 3]. Эффективность процесса радиационной стерилизации определяется величиной дозы поглощения. В соответствии с рекомендациями МАГАТЭ в качестве стандартной дозы во многих странах принята величина 25 кГр [4, 5]. Однако, в ряде тканевых банков этот важнейший параметр варьирует в широких пределах – от 15 до 35 кГр. Это связано с необходимостью выполнения двух условий: с одной стороны, для обеспечения подавления всех возможных патогенов необходимо повышать дозу поглощения; с другой,- для сохранения биомеханических параметров и морфологических характеристик костной ткани, а также остеоиндуктивного потенциала костных имплантатов, следует максимально возможно снижать дозу поглощения.

Задача настоящего исследования – разработка комбинированной технологии стерилизации костных имплантатов, выбор необходимых и достаточных её параметров на основе первичной озоновой обработки костных фрагментов с последующим радиационным излучением.

В качестве материала для имплантатов были использованы фрагменты компактного вещества бедренной кости быка, из которого вырезали механическим способом фрагменты прямоугольной формы размером 18x8x6 мм. Фрагменты имели исходную контаминацию смешанной микрофлорой. Предварительную озоновую обработку осуществляли озона-кислородной смесью в концентрации 6-8 мг/л в течение 10-20 минут с последующей герметичной упаковкой в стерилизованную той же озона-кислородной смесью термопленку. Для получения озона-воздушной смеси использовали промышленный генератор медицинского озона типа А-с-ГОКФ-5-02-ОЗОН (производство ОАО «Электромашиностроительный завод «Лепсе» (г. Киров, Россия). Контроль текущей величины концентрации смеси производили измерителем концентрации озона ИКО – 50 (производство ОАО «Электромашиностроительный завод «Лепсе» (г. Киров, Россия). Радиационное облучение

образцов выполняли в Научно-исследовательском институте ядерной физики МГУ имени М.В. Ломоносова на линейном ускорителе электронов непрерывного действия на энергию 1 МэВ с мощностью пучка до 25 кВт. При облучении поглощенные дозы составляли 11, 15, 23 и 27 кГр. Все остальные процедуры осуществляли в совместной (МГУ-ВИЛАР) лаборатории биомедицинских технологий на базе НИЦ БМТ ФГБНУ ВИЛАР. Микробиологические исследования состояли в определении наличия на образцах костной ткани аэробных и анаэробных бактерий с использованием тиогликолевой среды и микроскопических грибов с использованием среды Сабуро.

В ходе микробиологических исследований установлено, что контрольные образцы, не прошедшие никакой обработки и упакованные в нестерильную пленку, а также экспериментальные образцы, подвергавшиеся только обработке озоно-кислородной смесью с указанными параметрами, характеризуются обсеменением уже на 3 сутки культивирования на выбранных культуральных средах.

Экспериментальные образцы, не подвергавшиеся озоновой обработке, но прошедшие процедуру радиационного облучения, показали наличие обсемененности на 6-14 сутки на одной или двух культуральных средах.

Полную стерильность на обеих культуральных средах через 14 суток эксперимента продемонстрировали только образцы, подвергавшиеся комбинированному воздействию – последовательной обработке озоно-кислородной смесью с концентрацией 6-8 мг/л в течение 10-20 мин и радиационному облучению с величинами использованных поглощенных доз - 11, 15 и 27 кГр.

Таким образом, показано, что раздельная обработка костных образцов только озоно-кислородной смесью, или только радиационным воздействием с указанными параметрами не обеспечивают полной 100% стерильности костного материала. Совместное использование указанных воздействий обеспечивает надежную стерилизацию при последовательной обработке озоно-кислородной смесью с концентрацией 6-8 мг/л в течение 10-20 мин и последующим радиационным облучением с величиной поглощенной дозы, начиная уже с 11 кГр. При этом отсутствует негативное воздействие на морфологию образцов, функциональный потенциал морфогенетических белков и остеоиндуктивные свойства костного материала. Структурно-функциональный анализ с использованием морфологических и биомеханических методов подтвердил отсутствие существенных морфологических изменений и физико-механических свойств исследуемых костных образцов.

На разработанную инновационную технологию комбинированной стерилизации костных имплантатов получен патент Российской Федерации [6].

Актуальные направления развития этих исследований заключаются в дальнейшем совершенствовании отдельных технологических этапов – от заготовки костных фрагментов и их механической обработки до автоматизации процесса озоновой обработки биоимплантатов. При этом важен постоянный комплексный контроль возможных изменений их структурно-функциональных и пластических свойств, т.к. именно это в конечном счете определяет эффективность использования имплантационного материала в реконструктивно-восстановительных операциях [7, 8].

Библиографический список

1. Матвейчук И.В., Розанов В.В., Пантелеев В.И., Агалакова Л.М., Кирилова И.А. Инновационные подходы к совершенствованию процесса стерилизации для решения задач биоимплантологии // Вопросы биологической, медицинской и фармацевтической химии. — 2013. — Т. 11. — № 11. — С. 92— 97.
2. Dziedzic-Goclawska A, Kaminski A, Uhrynowska-Tyszkiewicz I, Stachowicz W. Irradiation as a safety procedure in tissue banking // Cell Tissue Bank. — 2005. — 6. — P.201— 219.
3. Singh R, Singh D, Singh A. Radiation sterilization of tissue allografts: A review // World J. Radiol. — 2016. — 8(4). — P.355— 369.
4. Tallentire A. The Spectrum of Microbial Radiation Sensitivity // Radiat. Phys. Chem. — 1980. — 15. — P.83— 89.
5. Розанов В.В., Быков В.А., Матвейчук И.В., Лекишвили М.В., Пантелеев В.И., Шутеев С.А. Оптимизация технологий стерилизации и консервации костных имплантатов // Медицинский альманах. — 2013. — №3(27). — С. 24 — 25.
6. Матвейчук И.В., Розанов В.В., Гордонова И.К., Никитина З.К., Сидельников Н.И., Литвинов Ю.Ю., Николаева А.А., Черняев А.П., Пантелеев И.В. Комбинированный способ стерилизации костных имплантатов // Патент РФ № 2630464, заявл. 29.07.2016; опубл. 08.09.2017, Бюл. №25. Зс.
7. Матвейчук И.В., Розанов В.В., Литвинов Ю.Ю. Изучение биофизических свойств костной ткани для медико-биологических приложений // Альманах клинической медицины. — 2016. — Том 44. — № 2. — С. 193-202.
8. Розанов В.В., Матвейчук И.В., Денисов-Никольский Ю.И., Литвинов Ю.Ю. Костная ткань как объект биотехнологических исследований и разработок // Технологии живых систем. — 2016. — Том 12. — № 1. — С. 25-35.

**INNOVATIVE APPROACH TO REDUCTION OF DOSE LOADING
AT RADIATION STERILIZATION OF BIOIMPLANTS**

^{1,2}Rozanov V.V., ²Matveichuk I.V., ¹Chernyaev A.P.,
³Panteleev I.V., ²Litvinov Ju.Ju., ²Krasnov V.V.

¹Physical Faculty of Lomonosov Moscow State University,

²Scientific and Educational-Methodical Center of Biomedical Technology of the all-Russian
Research Institute of medicinal and aromatic plants, Moscow, Russia,

³“VIP-OZON” Ltd, Kirov, Russia

vrozanov@mail.ru

Among the techniques of sterilization of bone implants, the most widespread was the radiation treatment of bone fragments by a stream of gamma quanta or fast electrons. The determining parameter is the amount of the absorption dose. The problem of the maximum possible reduction of the radiation dose with the obligatory condition of ensuring a high degree of sterility of the implants is topical. To solve the problem, a new innovative technology of combined sterilization was proposed. At the first stage, bone fragments are treated with an ozone-oxygen mixture, which reduces the resistance of microorganisms to subsequent radiation exposure. Microbiological studies confirmed the effectiveness of the developed method, protected by a patent of the Russian Federation.



ОЗОНОВАЯ СТЕРИЛИЗАЦИЯ БИОИМПЛАНТАТОВ. НОВОЕ ТЕХНИЧЕСКОЕ РЕШЕНИЕ

^{1,2}Розанов В.В., ²Матвеичук И.В., ³Пантелейев И.В.

¹ФГБОУ ВО «Московский государственный университет имени М.В.Ломоносова»,

²ФГБНУ «Всероссийский научно-исследовательский институт лекарственных
и ароматических растений» ФАНО России, Москва,

³ООО «ВИП-ОЗОН», Киров, Россия

vrozanov@mail.ru.

Высокая степень стерильности необходима как на промежуточных, так и на завершающих стадиях изготовления костных имплантатов в тканевых банках. При использовании пластического материала должна быть исключена возможность инфицирования реципиентов бактериальными, грибковыми и вирусными инфекциями. Поэтому технологический процесс изготовления любых имплантатов биологической природы должен завершаться надежной и адекватной стерилизацией с максимально возможным сохранением их пластических свойств [1]. Отбор донорского материала, выбор технологии изготовления биологических имплантатов в мировой практике регулируется соответствующими стандартами и контролируется серологическими анализами.

Уникальные возможности озоновой стерилизации образцов биологических тканей экспериментально подтверждены авторами ранее, что позволило запатентовать технологию изготовления костных имплантатов. Составной её частью является осуществление предварительной и окончательной (финишной) стерилизации костных фрагментов озона-кислородной смесью [2]. Применение озоновой стерилизации на этапе заготовки и механической обработки фрагментов кости обусловлено необходимостью обеспечения безопасности персонала тканевого банка, контактирующего с биологическим материалом до завершающего этапа изготовления имплантатов. На основе анализа результатов собственных экспериментов, экономической и экологической целесообразности установлен оптимальный рабочий диапазон концентраций озона при стерилизации костного образца озона-воздушной смесью (5–10) мг/л при продолжительности воздействия (10–12) минут.

Все известные способы и устройства для газовой стерилизации медицинского инструментария, образцов биотканей, биоимплантатов работают в соответствии с заданным режимом обработки. Его параметры - концентрация реагентов, продолжительность обработки и др. устанавливаются на основе предварительных экспериментов, которые должны учитывать ряд факторов - особенности обрабатываемых объектов, виды и степень их обсеменённости, режимы температур, влажности, время обработки и прочее.

Учитывая возможность наличия на практике множества различных вариантов, для обеспечения гарантированно высокой степени эффективности процесса стерилизации параметры процесса необходимо выбирать с достаточным «запасом прочности». Это обуславливает дополнительные затраты времени, энергии, реагентов, создаёт неизбежную повышенную нагрузку на стерилизуемый объект, что может негативно отразиться на морфофункциональных характеристиках, остеоиндуктивных свойствах биоимплантатов.

Вместе с тем, в процессе газовой стерилизации изменяется концентрация стерилизующего реагента (в данном случае озона-кислородной смеси) за счет взаимодействия с объектом, естественной диссоциации (распада) молекул озона.

Таким образом, необходимо оптимизировать процесс озоновой стерилизации, что, с одной стороны, обеспечит эффективность процесса, с другой, – не нанесёт вреда обрабатываемому объекту избыточным озоновым воздействием, исключит лишние энерго- и временные затраты на процесс стерилизации.

Задачей настоящей разработки является повышение эффективности, оптимизация процесса стерилизации костных имплантатов при сохранении их остеоиндуктивных свойств, обеспечивающие сокращение времени подготовки имплантатов для клинического использования, строгий контроль за подаваемой озона-воздушной смесью в камеру стерилизации. В результате реализации разработки должна быть достигнута 100 % стерилизация костных имплантатов при сохранении остеоиндуктивных свойств образцов, обеспечена морфологическая и биопластическая сохранность стерилизуемых объектов, возможность использования её для массовой заготовки имплантатов из компактного и губчатого вещества кости под постоянным контролем разницы концентраций озона-кислородной смеси на входе и выходе из стерилизационной камеры. По достижении момента «насыщения», - т.е. равенства этих концентраций, озон в озона-кислородной смеси перестанет затрачиваться на взаимодействие со стерилизуемым объектом, и процесс автоматически прекратится путем выключения генератора озона. Допустимое значение пороговой разницы в концентрациях устанавливается с учетом скорости естественной диссоциации молекул озона.

Авторами разработано и создано устройство для газовой стерилизации, представляющее собой рабочий контур с обратной связью. Он содержит блок контроля и управления параметрами озона-кислородной смеси, генератор озона-кислородной смеси, соединенный с помощью запорного клапана, установленного на входной газовой магистрали, со стерилизационной камерой. Последняя соединена с нейтрализатором остатков озона с помощью запорного клапана, установленного на выходной газовой магистрали.

Устройство дополнительно содержит блок сравнения концентраций озона-кислородной смеси на входе и выходе из стерилизационной камеры, информация о которых поступает по входной и выходной газовым магистралью. В состав устройства входит блок коммутации и управления, выдающий команду на выключение генератора и завершение процесса стерилизации. Он соединен с телеметрическим блоком, фиксирующим основные параметры процесса, сигналы на который поступают и с блока контроля и управления параметрами озона-кислородной смеси.

Такое технологическое решение позволяет оптимизировать процесс стерилизации, не устанавливая конкретное время обработки, а определяя момент достижения стерильности объекта по мере приближения к запрограммированному значению концентраций на входе и выходе стерилизационной камеры. Предлагаемый подход позволяет, с одной стороны, автоматически учитывать влияние текущих внешних параметров – температуры, влажности, освещенности, флуктуации концентрации смеси, с другой, - обеспечить экономию временных и энергетических затрат в процессе стерилизации.

Общий принцип работы устройства состоит в том, что при озоновой стерилизации того или иного объекта (биологического субстрата) озон из озона-кислородной смеси взаимодействует с обрабатываемым объектом с имеющимися на нем патогенами. В результате такого контакта его концентрация в озона-кислородной смеси становится меньше. По мере осуществления процесса стерилизации озон «расходуется» все меньше и меньше, и при полной стерилизации концентрация озона-кислородной смеси на входе в стерилизационную камеру и на выходе из нее должны сравняться. Это служит индикатором степени завершенности процесса стерилизации и сигналом для остановки процесса. В результате достигается полная стерилизация, не расходуется излишняя озона-кислородная смесь, энергия для ее производства, снижается время обработки, что в целом обеспечивает оптимизацию всего процесса.

В качестве генератора озона-кислородной смеси использовали созданный ранее медицинский трубчатый озонатор с воздушным охлаждением, позволяющий получать чистую озона-кислородную смесь без токсичных примесей, пригодную для использования ее в медицинских целях [4].

На разработанное устройство подана заявка и получено решение о выдаче Патента Российской Федерации.

Библиографический список

1. Розанов В.В., Матвейчук И.В., Черняев А.П., Николаева А.А., Белоусов А.В., Юров Д.С. Экспериментальное подтверждение эффективности комбинированной стерилизации костных имплантатов // Технологии живых систем. 2018. -Т. 15.- №.- С. 41-48.
2. Быков В.А., Розанов В.В., Матвейчук И.В., Пантелеев В.И., Шутеев С.А., Литвинов Ю.Ю., Воротников А.И. Способ изготовления костных имплантатов. Патент РФ №2526429 от 28.09.2014 г.
3. Алимов А.С., Близнюк У.А., Борщеговская П.Ю., Варзарь С.М., Еланский С.Н., Ишханов Б.С., Литвинов Ю.Ю., Матвейчук И.В., Николаева А.А., Розанов В.В., Студеникин Ф.Р., Черняев А.П., Шведунов В.И., Юров Д.С. Применение пучков ускоренных электронов для радиационной обработки продуктов питания и биоматериалов // Известия Российской академии наук. Серия физическая. 2017. Т. 81. №6. С. 819-823.
4. Пантелеев В.И., Мамаев Г.А. Медицинский озонатор с воздушным охлаждением. Патент РФ на полезную модель № 43171, 2005 г.

OZONE STERILIZATION OF BIOIMPLANTS. NEW TECHNICAL SOLUTION

^{1,2}Rozanov V.V., ²Matveichuk I.V., ³Panteleev I.V.

¹Physical Faculty of Lomonosov Moscow State University,

²Scientific and Educational-Methodical Center of Biomedical Technology of the all-Russian

Research Institute of medicinal and aromatic plants, Moscow, Russia,

³“VIP-OZON” Ltd, Kirov, Russia

vrozhanov@mail.ru

The technology of optimization of the process of ozone sterilization of bioimplants under continuous control of the difference in the concentrations of the ozone-oxygen mixture at the inlet and outlet from the sterilization chamber has been developed. After reaching the moment of "saturation", i.e. equality of these concentrations, ozone in the ozone-oxygen mixture will cease to be spent on interaction with the sterilized object and the process will automatically stop by turning off the ozone generator. The permissible value of the threshold difference in the concentrations is established taking into account the rate of natural dissociation of the ozone molecules. The technology is implemented in the device for which the Patent of the Russian Federation is obtained.



**ВЛИЯНИЕ ОЗОНОВОЙ И РАДИАЦИОННОЙ СТЕРИЛИЗАЦИИ
НА ФИЗИКО-МЕХАНИЧЕСКИЕ ХАРАКТЕРИСТИКИ КОСТНОЙ ТКАНИ**

¹Матвеичук И.В., ^{1,2}Розанов В.В., ¹Литвинов Ю.Ю., ¹Краснов В.В.

¹ФГБНУ «Всероссийский научно-исследовательский институт лекарственных
и ароматических растений» ФАНО России, Москва,

²ФГБОУ ВО «Московский государственный университет имени М.В.Ломоносова»,
vrozhanov@mail.ru

Костные аллотрансплантаты успешно используются в реконструктивной хирургии для решения различных клинических задач в качестве альтернативы аутокости, которой свойственны важные преимущества с точки зрения биосовместимости. Однако, ее получение связано с травматичностью для пациента, ограниченным количеством доступного пластического материала. Применение аллотканей позволяет избежать указанные негативные моменты, но вызывает необходимость решения других актуальных проблем - биорезистентности и стерильности пересадочного материала. В этой связи вопросы безопасности приобретают первостепенную важность при трансплантации. Микробное обсеменение исходного пластического материала является неизбежным. Оно может быть связано как с наличием той или иной инфекции у донора, так и с загрязнением костных фрагментов при их заготовке и обработке в процессе получения будущего имплантата. Поэтому важно учитывать многие аспекты – от выбора донора до эффективной стерилизации не только конечного продукта на заключительном этапе его изготовления, но и на начальной стадии заготовки. Указанные аспекты должны неукоснительно приниматься во внимание. Это позволит обеспечить безопасность реципиента, персонала тканевого банка, непосредственно контактирующего с костными фрагментами на всех технологических этапах, а также медицинских специалистов, выполняющих реконструктивно-восстановительные операции.

Среди наиболее часто используемых методик стерилизации биоимплантатов следует, в первую очередь, отметить химическую обработку газообразной окисью этилена [1]. Этот метод, по данным ряда работ [1, 2], отличается эффективностью и нашел широкое распространение в практике тканевых банков. При этом, по мнению авторов [1], в процессе обработки не наблюдается изменения остеоиндуктивных свойств трансплантатов, хотя отмечено увеличение продолжительности их резорбции. Некоторые авторы придерживаются утверждения, что оксид этилена токсичен, обладает канцерогенными свойствами и вызывает мутагенные эффекты [2].

Существуют точки зрения, согласно которым эффективными считаются методики стерилизации с использованием обработки влажным теплом, химическими реагентами, микроволнами, парами перекиси водорода и даже антибиотическими впитывающими средствами [3]. Однако, наиболее распространенным в настоящее время является метод радиационной стерилизации [4]. Его проникающая способность, отсутствие значительного нагрева образцов, возможность обработки костных фрагментов, помещенных в герметичную упаковку, высокая эффективность стерилизации позволили сделать рассматриваемый метод весьма востребованным. В качестве «эталонной» принята величина дозы поглощения в 25 кГр. Считается, что такая доза обеспечивает достаточную степень стерильности имплантатов, хотя многие тканевые банки используют более высокие значения – до 35 кГр и выше для предотвращения заражения вирусом ВИЧ. Вместе с тем исследования показывают, что радиационное воздействие связано с возможностью изменения целого ряда характеристик биоимплантатов.

Костный имплантат при пересадке реципиенту выполняет роль матрицы, заполняющей дефект кости и по мере рассасывания замещающейся нативной костной тканью. Поэтому очень важными являются

остеоиндуктивные свойства имплантата. При радиационной обработке с высокой дозой поглощения может происходить разрушение морфогенетических белков, в результате чего остеоиндуктивный потенциал трансплантата может быть ослаблен, либо вообще сведен к нулю. При высоких дозах ионизирующего облучения (выше 50 кГр) могут отмечаться значительные физические и химические изменения, которые существенно влияют на биологические свойства тканевых аллотрансплантатов. Наряду с остеоиндуктивной способностью костной ткани может изменяться даже скорость резорбции трансплантата *in vivo* [4].

Нарушения возможны в структуре и механических свойствах образцов [4-6], причем степень выраженности изменений обусловлена величиной определяющего параметра - дозой. Так, при низких дозах (до 5 кГр) не отмечено существенных структурно-функциональных изменений. По мере возрастания дозы, начиная с 15 кГр, ряд исследователей указывают на изменения в структуре коллагеновых волокон, включая их набухание и разволокнение. Это неминуемо приводит к снижению механической прочности тканей. При дальнейшем повышении дозы в пределах 25 -50 кГр прочность при испытании на изгиб, к примеру, может снижаться почти на треть. Изменение жесткости, удлинения образцов, выражено в меньшей степени, хотя для таких трансплантатов, как передняя крестообразная связка, это может иметь критическое значение.

Следует в этой связи акцентировать внимание на предложенную в последние годы методику защиты биообразцов от ионизирующего воздействия [7], позволяющую сохранить прочностные свойства костных фрагментов при облучении с использованием высоких доз.

Исследования показывают, что не меньше оснований для широкого применения наряду с общепринятой радиационной обработкой имеет озоновая стерилизация [8]. Широкий спектр бактерицидного действия делает ее эффективной для воздействия на самые различные патогены, что позволяет реально минимизировать возможность инфицирования реципиентов бактериальными, грибковыми и вирусными инфекциями. При этом пока нет окончательных данных о существенных изменениях механических характеристик биотканей при озоновом воздействии. В то же время ряд исследователей [6] обращают внимание на тот факт, что наблюдаемые изменения могут зависеть от реализуемого в каждой конкретной технологии стерилизации порядка процедур обработки при комбинированном воздействии (лиофилизация, замораживание, озоновая, микроволновая обработка, ультрафиолетовое и радиационное облучение).

Библиографический список

1. Tshamala M., Cox E., De Cock H. et al. Antigenicity of cortical bone allografts in dogs and effect of ethylene oxide-sterilization // *Vet Immunol. Immunopathol.* – 1999. – V.69. - №1. – P. 47-59.
2. Danielson N.E. The use of ethylene oxide in the hospital setting // *Sterilization of medical products.* – 1991, Johnson&Johnson. – P. 194-200.
3. Пантелеев В.И., Розанов В.В., Матвейчук И.В., Лекишвили М.В., Сысоев Н.Н., Шутеев С.А., Альков С.В., Андреева Т.М. Медицинские озоновые технологии: новые задачи, возможности, оборудование // *Биомедицинская радиоэлектроника.* 2013. – № 2. - С.3-11.
4. Singh R, Singh D, Singh A. Radiation sterilization of tissue allografts: A review // *World J. Radiol.* – 2016. – 8(4) . – P.355-369.
5. Шангина О.Р., Нигматуллин Р.Т. Влияние радиационной стерилизации на структуру и свойства биоматериалов // *Морфология.* -2006.- Т. 129.- С. 44-47.
6. G. Voggenreiter, R. Ascherl, MA. Scherer, HJ. Früh, O. Balk, G. Blümel Effects of preservation and sterilization on the biomechanical properties of cortical bone grafts // *Journal of Biomechanics.* – v. 24, issue 6. – P 458
7. Seto AU, Culp BM, Gatt CJ, Dunn M. Radioprotection provides functional mechanics but delays healing of irradiated tendon allografts after ACL reconstruction in sheep // *Cell Tissue Bank.* – 2013. – №14. – P.655-665.
8. Быков В.А., Розанов В.В., Матвейчук И.В., Пантелеев В.И., Шутеев С.А., Литвинов Ю.Ю., Воротников А.И. Способ изготовления костных имплантатов // Патент РФ №2526429 от 28.09.2014.

EFFECT OF OZONE AND RADIATION STERILIZATION ON PHYSICAL AND MECHANICAL CHARACTERISTICS OF BONE TISSUE

¹Matveichuk I.V., ^{1,2}Rozanov V.V. ¹Litvinov Ju.Ju., ¹Krasnov V.V.

¹Scientific and Educational-Methodical Center of Biomedical Technology of the all-Russian

Research Institute of medicinal and aromatic plants,

²Physical Faculty of Lomonosov Moscow State University, Moscow, Russia,

vrozanov@mail.ru

The problems of changing of structure and various mechanical and biophysical characteristics of bioimplants during their sterilization are considered. The place and advantages of radiation and ozone sterilization are compared with other existing methods. Examples are given of the change in the strength parameters of biotissues during radiation exposure at various doses of absorption.



РАЗРАБОТКА ИМПЛАНТАЦИОННЫХ КОНСТРУКЦИЙ, ОБЛАДАЮЩИХ УЛУЧШЕННЫМИ ФУНКЦИОНАЛЬНЫМИ ХАРАКТЕРИСТИКАМИ ЗА СЧЕТ НАЛИЧИЯ НА ИХ ПОВЕРХНОСТИ БИОАКТИВНЫХ ПОКРЫТИЙ НА ОСНОВЕ ЗАМЕЩЕННЫХ КАЛЬЦИЙФОСФАТОВ

Лясникова А.В., Гришина И.П., Дударева О.А., Маркелова О.А.

Федеральное государственное бюджетное образовательное учреждение высшего образования
«Саратовский государственный технический университет имени Гагарина Ю.А.», kafbma2011@yandex.ru

В современной медицине широкое распространение получили заменители утраченных органов и тканей – имплантаты [1]. Обычно в качестве основы внутрикостного имплантата выступает компактный материал (титан, цирконий, tantal и т.д.), который обладает свойством биосовместимости [1, 2]. Для улучшения остеоинтеграционных свойств таких конструкций на их поверхность при помощи технологии плазменного напыления наносят биоактивные покрытия на основе различных порошков (гидроксиапатит (ГА), трикальцийфосфат (ТКФ), фторгидроксиапатит и др.) [2].

Технология плазменного напыления заключается в транспортировке и осаждении на подложку расплавленных под действием плазменной струи частиц (рис. 1).

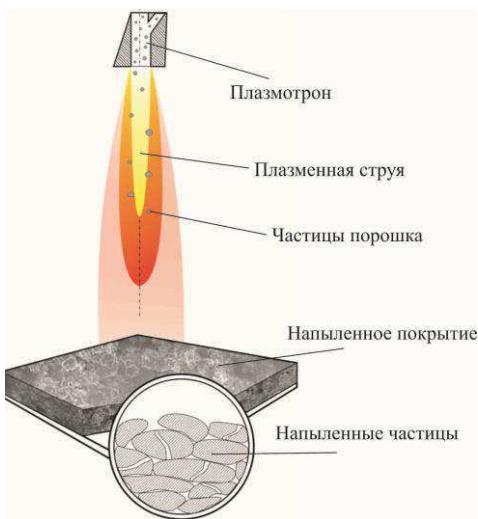


Рисунок 1 – Схема процесса плазменного напыления покрытий

Для придания покрытиям особых свойств (антибиотический эффект, улучшенные структурно-морфологические и механические характеристики и т.д.) перспективным является использование в качестве исходных порошков замещенных кальцийфосфатов [3, 4]. Особый интерес представляют порошки серебро-, магний-, цинкзамещенных ГА и ТКФ, а также плазменные покрытия на их основе [5-10]. Так, покрытия, содержащие в своем составе частицы серебра и цинка, обладают антибиотическим эффектом, а магний оказывает положительное влияние на рост костной ткани.

Синтез исходных порошков серебро-, магний-, цинкзамещенных ГА и ТКФ проводился в лаборатории кафедры ФМБИ по известным и оригинальным методикам.

Покрытие формировалось на полуавтоматической установке УПН-28. Для проведения сравнительного анализа основных физико-химических и механических свойств покрытия наносились при одинаковых режимах, а именно: ток дуги – 350 А, дисперсность порошка титана – 100-150 мкм, дисперсность замещенных порошков – 70-90 мкм, расход плазмообразующего газа (аргон) – 20 л/мин, дистанция напыления порошка титана 100-150 мм, дистанция напыления замещенных порошков 40-50 мм.

Покрытие формировалось на образцах из титана марки ВТ1-0, представляющих собой пластины размером 10×20×2 мм.

Перед плазменным напылением образцы подвергались очистке и обезжириванию в установке ультразвуковой обработки в течение 5 мин; последующей воздушно-абразивной обработке порошком электрокорунда в течение 10 мин.

Морфология поверхности образцов изучалась с помощью металлографического микроскопа МИМ-7 (рис. 2). Покрытие на основе серебрзамещенных ГА (рис. 2, а) и ТКФ (рис. 2, г) неравномерное, видны непокрытые участки подложки. Размеры отдельных образований порядка 50-90 мкм. Данный факт связан, предположительно, с высокой активностью порошка, который практически моментально собирается в крупные агломераты и при напылении поступает в струю неравномерно.

Покрытия, сформированные порошками цинкзамещенного ГА (рис. 2, б) и ТКФ (рис. 2, д) отличаются равномерностью и высокой плотностью с размером напыленных частиц порядка 40-80 мкм. Обнаружено также наличие скопления более крупных частиц размером более 80 мкм, равномерно расположенных по всему

образцу. Морфология данных покрытий практически идентична плазменным покрытиям, сформированным немодифицированными порошками ГА и ТКФ.

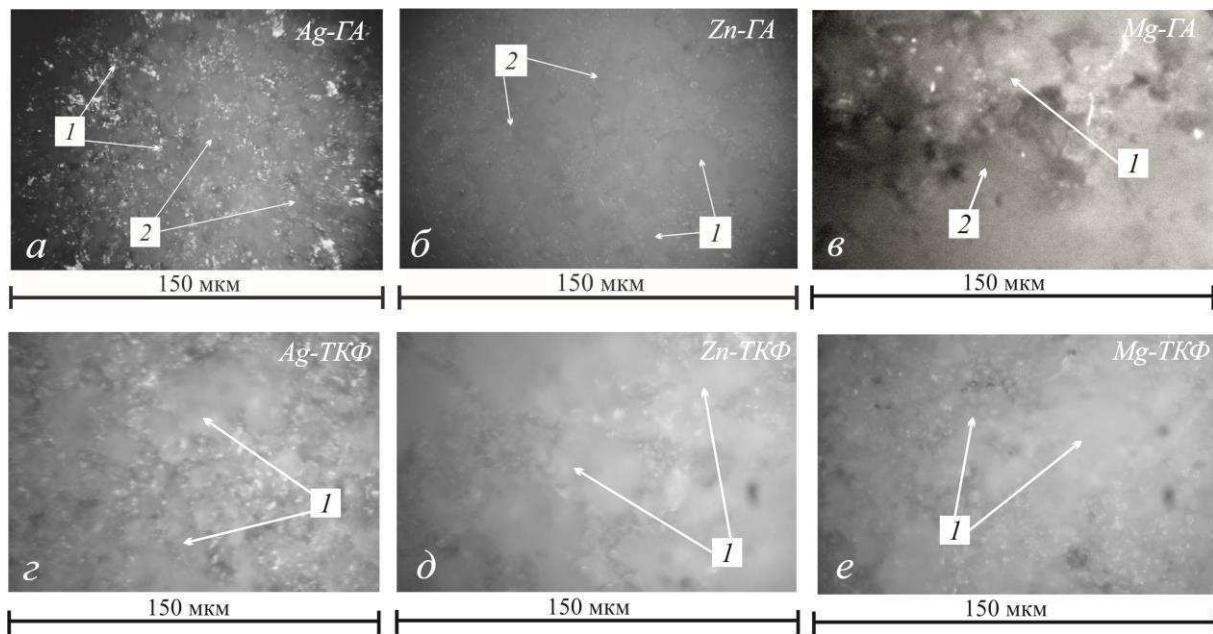


Рисунок 2- Микрофотографии поверхности плазменных покрытий на основе замещенных кальцийфосфатов:
1 – напыленные частицы, 2 – титановая подложка

Структура покрытий на основе магнийзамещенных ГА (рис. 2., в) и ТКФ (рис. 2., е) отличается равномерностью, размер отдельных частиц 40-50 мкм. Причем, покрытие на основе магнийзамещенного ТКФ сформировано мелкими частицами, на которых закреплены более крупные (размером более 60 мкм), обнаружено наличие частиц напыленного подслоя титана, что свидетельствует о не большой толщине кальцийфосфатного покрытия.

Анализируя полученные результаты можно сделать вывод, что формирование плазменных покрытий на поверхности внутренних имплантатов с использованием порошков замещенных кальцийфосфатов является перспективной технологией. Благодаря внедрению частиц металлов удается улучшить структурно-морфологические и механические характеристики покрытий.

Исследование выполнено при финансовой поддержке гранта РФФИ №18-38-00677 мол_а (в части исследования структурно-морфологических особенностей плазменных покрытий), гранта Президента для государственной поддержки молодых российских ученых РФ – докторов наук МД-1403.2017.8, стипендии Президента РФ для молодых ученых и аспирантов СП-5048.2018.4, а также Гранта РФФИ в рамках научного проекта № 16-08-01250 а.

Библиографический список

1. Dohan Ehrenfest D. M., Wang H.-L., Bernard J.-P., Sammartino G. New biomaterials and regenerative medicine strategies in periodontology, oral surgery, esthetic and implant dentistry / BioMed Research International. 2015. Vol. 2015. P. 1-3.
2. Ляспникова А.В., Дударева О.А. Медицинские имплантаты: учеб. пособие / А.В. Ляспникова, О.А. Дударева. Москва: Прондо, 2014. - 792 с.
3. Модифицированные гидроксиапатиты и нанокомпозитные плазменные покрытия на их основе : монография / А.В. Ляспникова, О. А. Дударева, О.А. Маркелова, И.П. Гришина, В.Н. Ляспников. Саратовский гос. техн. ун-т им. Гагарина Ю. А. - Саратов : СГТУ, 2016. - 124 с.
4. Модифицированные кальцийфосфаты и биокомпозитные плазменные покрытия на их основе: свойства, технологии, оборудование: монография / А.В. Ляспникова, В.Н. Ляспников, О.А. Дударева, И.П. Гришина, О.А. Маркелова. Саратовский гос. техн. ун-т им. Гагарина Ю. А. - Саратов : СГТУ, 2017. - 615 с.
5. Synthesis, Characterization of Silver Doped Hydroxyapatite Nanoparticles for Biomedical Applications / Sneha S Bandgar, Tanaji V Kolekar , Shailesh S Shirgupkar, Mahesh A Shinde , Rajendra V Shejawal , Sambhaji R Bamane // Der Pharma Chemica, 2017, 9(3):78-84.
6. Tricalcium Phosphate Ceramics Doped with Silver, Copper, Zinc, and Iron (III) Ions in Concentrations of Less Than 0.5 wt.% for Bone Tissue Regeneration / I.V. Fadeeva, M.R. Gafurov, I.A. Kiliaeva, S.B. Orlinskii, L.M. Kuznetsova, Ya.Yu. Filippov, A.S. Fomin, G.A. Davydova, I.I. Selezneva, S.M. Barinov // BioNanoScience 2017. – Vol.7. №2. – P. 434-438.

7. Zinc-substituted hydroxyapatite: a biomaterial with enhanced bioactivity and antibacterial properties / E. S. Thian, T. Konishi, Y. Kawanobe, P. N. Lim, C. Choong, B. Ho, M. Aizawa // Journal of Materials Science: Materials in Medicine. 2013. Vol. 24, Is. 2. – P. 437–445.
8. Фадеева И.В. Цинк и серебросодержащие гидроксиапатиты: синтез и свойства / И.В. Фадеева, Н.В. Бакунова, В.С. Комлев, Л. Медвецкий, А.С. Фомин, А.Н. Гурин, С.М. Баринов // Доклады академии наук, 2012. Т. 442. № 6. – С. 780-783.
9. Salma-Ancane K., Stipniece L., Putnins A., Berzina-Cimdina L. Development of Mg-containing porous β -tricalcium phosphate scaffolds for bone repair // Ceramics International. 2015. Vol.1. Is.3. Part B. PP. 4996-5004.
10. Zhang X., Takahashi T., Vecchio K.S. Development of bioresorbable Mg-substituted tricalcium phosphate scaffolds for bone tissue engineering // Mater. Sci. Eng, 2009. Vol. 29. PP. 2003-2010.

DEVELOPMENT OF IMPLANTATION STRUCTURES WITH IMPROVED FUNCTIONAL CHARACTERISTICS FOR THE ACCOUNT OF THE AVAILABILITY OF THEIR SURFACE OF BIOACTIVE COATINGS BASED ON SUBSTITUTED CALCIUMPHOSPHATES

Lyasnikova A.V., Grishina I.P., Dudareva O.A., Markelova O.A.

Yuri Gagarin State Technical University of Saratov, kafbma2011@yandex.ru

The urgency of the work is to create a new type of implantation structures that have improved functional characteristics due to the presence of a special coating based on substituted calcium phosphate powders. The results of a study of plasma coatings based on silver-, magnesium-, zinc-substituted hydroxyapatite and tricalcium phosphate powders, showing the effect of the composition of the initial calcium phosphate powders on the morphology of plasma coatings.

АППАРАТНО ПРОГРАММНЫЙ КОМПЛЕКС ДЛЯ ИССЛЕДОВАНИЯ ДВИЖЕНИЙ ЧЕЛОВЕКА

Хачатуян Д.А., Пеккер Я.С.

Государственное автономное образовательное учреждение высшего профессионального образования
«Национальный исследовательский Томский политехнический университет». Томск , pekker@ssmu.ru

Цель работы:

Разработка аппаратно программного комплекса для исследования движений человека

Введение.

Двигательные расстройства и патологии вестибулярного аппарата достаточно распространены, поэтому существует проблема раннего выявления нарушения движения и своевременного лечения. Особенno это важно из-за отдаленности специализированных центров, отсутствия компетентных специалистов и эффективного оборудования.

Регистрация пространственных и временных характеристик движений, дает возможность оценить степень двигательных расстройств, при различных заболеваниях, ход восстановления двигательных функций, предложить эффективные методы двигательной реабилитации.

Методика исследования:

Разработана виртуальная трехмерная зрительная среда.

В виртуальную среду интегрирована модель человека(скелетон).

Движения скелетона синхронизированы с движениями пациента, что делает возможным с помощью выбранных точек скелетона диагностировать и оценивать степень нарушений движений человека. Рис 1.

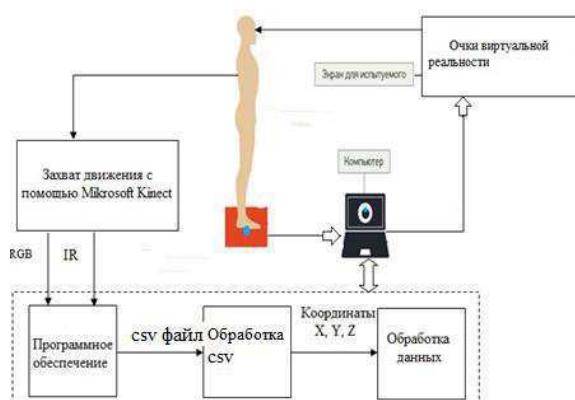


Рисунок 1- Методика исследования

- Для получения виртуального пространства создается комната в программе 3D-max.
 - В программе Unity создается игровой контроллер и в него импортируется комната, созданная в 3D-max.
 - В очках Oculus, с помощью программы Unity, формируется виртуальное пространство комнаты.
 - Создается в программе Unity 20-ти сегментная модель человека (скелетон).
 - Видеозахват движения человека осуществляется с помощью Kinect
 - Синхронизация полученных данных на компьютер в виде файла CSV, с координатами изменения движения.
 - С помощью языка C# в программе Visual Studio создается ПО для визуализации и обработки данных.
- Данный метод позволяет проводить исследования в любых условиях, при наличии необходимых средств.
- Необходимая комплектация для проведения исследования:
- персональный компьютер, с доступом в интернет
 - очки виртуальной реальности
 - прибор видеозахвата движения
 - наличие ПО, для проведение постуральных тестов.

Программное обеспечение

Программное аппаратный комплекс создан в среде разработки Visual Studio на языке программирования C#.

После проведения неврологических тестов, в условиях виртуальной реальности, получают данные движения человека помошью разработанного программного обеспечения интегрируются данные от 20-ти точек, расположенных на скелетоне, с координатами x, y, z для получения наглядных графиков движения. Рис 3. Рис.4

A	B	C	D	E
51 4.422	Knee_left	-0.177	-0.432	-0.225
52 4.422	Ankle_left	-0.232	-0.749	-0.295
53 4.422	Hip_right	0.031	-0.066	-0.204
54 4.422	Knee_Righ	0.079	-0.411	-0.163
55 4.422	Ankle_righ	0.133	-0.792	-0.107
56 4.515	Hip_center	-0.061	0.015	-0.235
57 4.515	Spine	-0.059	0.083	-0.226
58 4.515	Shoulder_c	-0.044	0.420	-0.184
59 4.515	Head	0.027	0.589	-0.133
60 4.515	Shoulder_l	-0.207	0.331	-0.142
61 4.515	Elbow_left	-0.364	0.083	-0.173
62 4.515	Wrist_left	-0.354	-0.207	-0.057
63 4.515	Hand_left	-0.333	-0.289	-0.032

Рисунок 2- Данные движения точек скелетона.

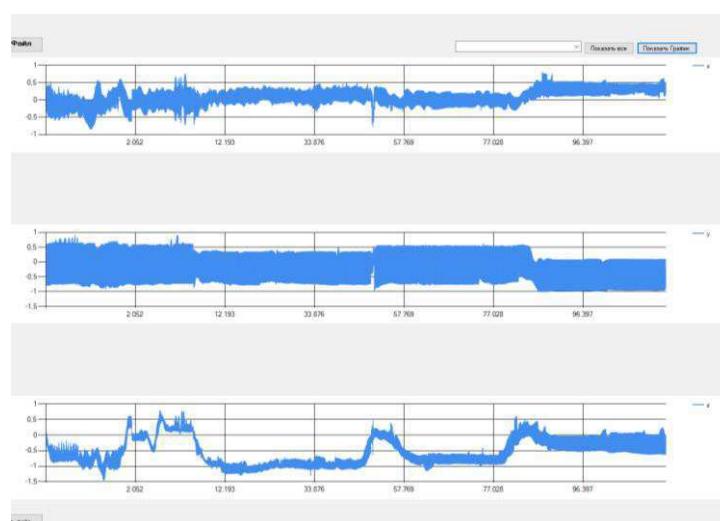


Рисунок 3- Графики движения

Неврологические тесты

Исследование включает в себя несколько этапов:

Этап без очков: открытые глаза, закрытые глаза.

Этап в очках виртуальной реальности: отслеживание метки взглядом влево на 90° за 10 с., отслеживание метки взглядом вправо на 90° за 10 с., отслеживание метки взглядом вверх на 1.75 м. за 10 с., отслеживание метки взглядом вниз на 1.75 м. за 10 с., наклон комнаты вперед на 30°, наклон комнаты назад на 30°, наклон комнаты влево на 30°, наклон комнаты вправо на 30°.

А также динамические движения: шаги на месте, бег на месте, поворот тела на 90° вправо и влево, проког вверх на 10 см.

Оценка траекторий перемещения точек тела проводилась при помощи метода интегральных оценок

Алгоритм обработки данных

Исходными данными для вычисления оценки являются траектории движения определенных точек тела и/или центра масс.

Из траектории движения выбранной точки тела выделяют фрагмент сигнала требуемой продолжительности t и сохраняют его в виде таблицы, каждая строка которой имеет структуру (t_i, x_i, y_i, z_i) , где t_i – момент времени регистрации координат $(0 \leq t_i \leq T)$.

Временной интервал T разбивается на k промежутков длительностью ΔT . В каждом из промежутков рассчитывается среднее значение координаты (дальнейшие формулы приведены на примере x координаты, для y и z координат все вычисления аналогичны):

$$\bar{x}_j = \frac{1}{n_j} \sum_{t_i \in [(j-1)\Delta T, j\Delta T]} x_i, \quad j = \overline{1, k}, \quad (1)$$

где n_j - количество измерений значений координаты в интервале $[(j-1)\Delta T, j\Delta T]$.

Полученные значения \bar{x}_j отображаются на единичный интервал $[0, 1]$:

$$\bar{x}_{j,norm} = \frac{\bar{x}_j - \bar{x}_{min}}{\bar{x}_{max} - \bar{x}_{min}}, \quad j = \overline{1, k}, \quad \text{где } \bar{x}_{min} = \min_{j=1, k} \{\bar{x}_j\}, \quad \bar{x}_{max} = \max_{j=1, k} \{\bar{x}_j\} \quad (2)$$

и рассматриваются как координаты вектора \vec{x}_{norm} , используемого для количественной оценки различий в движении испытуемого.

Оценка производится по отношению к пациентам заданной референтной группы, описываемой матрицей размерности $N_0 \times k$, где N_0 - объем референтной группы, а элементы строк представлены координатами векторов \vec{x}_l пациентов ($l = \overline{1, N_0}$), которые определяются аналогичным образом. Расчет производится по формуле, основанной на вычислении расстояния Махalanобиса:

$$I_d(\vec{x}) = \frac{1}{2k} \left[\frac{1}{N_0} \sum_{l=1}^{N_0} (\vec{x}_{norm} - \vec{x}_l) C^{-1} (\vec{x}_{norm} - \vec{x}_l)^T \right], \quad (3)$$

где $I_d(\vec{x})$ - интегральная оценка величины отклонений движения по сравнению с референтной группой, C - матрица ковариации признаков, характеризующих референтное состояние. Детальное описание алгоритма расчетов приведено в работе.

Для расчета I_d разработана компьютерная программа, входными данными для которой являются файлы, содержащие нормированные значения координат референтного и оцениваемого состояния, вычисленные по формуле (1). Желательно обеспечить минимально возможное значение внутригрупповой дисперсии, поскольку она напрямую влияет на абсолютную величину I_d .

Результаты исследования.

При выполнении теста Ромберга в обычных условиях и с использованием виртуальной реальности с открытыми глазами наблюдалась реакция зрительного анализатора. В обоих случаях осуществлялось воздействие на зрительный анализатор, причем, в первом случае это была виртуальная зрительная среда, а во втором – реальная комната. По сравнению с этапом тестирования с закрытыми глазами результаты этих исследований показали меньшее отклонение интегрального критерия.

P1-P9 –группа пациентов с неврологическим нарушениями.

Средняя скорость перемещения реперных точек на скелетоне и пациенте представлена в виде медианы и квартилей, поскольку эти параметры не подчиняются нормальному распределению. Результаты исследования приведены в таблице. Несмотря на то, что все пациенты имели отрицательный результат по тесту Ромберга, трое из них получили показатели по mini BEST test от 11 до 15.

Данные о движении точек тела регистрировались с помощью технологии захвата движений с использованием свободно распространяемого программного обеспечения. Эта технология позволяет

регистрировать трехмерные координаты положения 20 стандартных точек на теле пациента: с частотой 15 отсчетов в секунду. У каждого из них в течение 10с. были измерены трехмерные координаты движения точки тела человека, соответствующие центру масс (всего 150 значений). Вектор состояния рассчитывался для ΔT с.

Таблица 1. Показания исследований.

Испытуемые	miniBEST test scores	Средняя скорость перемещения ц.т., m/sec	Интегральный критерий Id
P1	13	0,083 [0,039-0,164]	6,97
P2	11	0,015 [0,010-0,022]	7,52
P3	28	0,015 [0,010-0,022]	3,07
P4	28	0,024 [0,014-0,058]	9,72
P5	15	0,040 [0,020-0,060]	2,33
P6	28	0,022 [0,012-0,041]	5,23
P7	26	0,030 [0,021-0,046]	2,92
P8	28	0,012 [0,008-0,020]	2,65
P9	28	0,020 [0,011-0,032]	3,46

Интерпретация данных о траектории движения точек на скелете и пациенте основывается на анализе реальных данными о пациентах с неврологическими нарушениями.

Библиографический список

1. Brazovskii K., Fokin V., Tolmachev I., Pekker J., Hachaturyan D. Computational approach to assess postural tests under microgravity conditions// IV Russian Forum for Young Scientists with International Participation "Space Engineering"5. Application of the Space Technologies in Biomedical Engineering and Environmental Monitoring. MATEC Web ofConferences Vol. 48 (2016) - Томск, 2016.
2. Андреев В.А. Видеозахват и анимация движений людей и роботов/ В.А. Андреев, И.Е. Гуленко, А.В. Тимофеев Санкт-Петербургский институт информатики и автоматизации РАН
3. Хачатуриян Д.А. Оценка функциональных состояний человека по параметрам движения. //Сборник трудов VI Всероссийской научно-практической конференции студентов, аспирантов и молодых ученых «Неразрушающий контроль: электронное приборостроение, технологии, безопасность». -Томск, 2015.- С.230-235.
4. Human postural responses to motion of real and virtual visual environments under different support base conditions / T. Mergner, G. Schweigart, C. Maurer, A. Blumle // Exp Brain Res. - 2005. - Т. 167, № 3. - С. 535-556.
5. Кнут Д.Э. Искусство программирования. Том 1. Выпуск 1. MMIX - RISC-компьютер для нового тысячелетия. [Djv- 1.3M] Автор: Кнут Дональд Эрвин (Donald Ervin Knuth). Перевод с английского Ю.Г. Гордиенко. (Москва: Издательский дом «Вильямс», 2007).

HARDWARE PROGRAM COMPLEX FOR THE STUDY OF THE HUMAN MOVEMENTS

Khachaturyan D.A. Pekker Y. S.

Tomsk, Tomsk polytechnical university, Siberian state medical university

e-mail:david.khachaturyan@yahoo.com, pekker@ssmu.ru

The motor disorders and pathologies of the vestibular apparatus are quite common, so there is a problem of early detection of movement disturbance and timely treatment. This is especially important because of the remoteness of specialized centers, the lack of competent specialists and efficient equipment.

Registration of spatial and temporal characteristics of movements makes it possible to assess the degree of motor disorders, for various diseases, the course of restoring motor functions, and to offer effective methods of motor rehabilitation.



АНАЛИТИЧЕСКИЙ ОБЗОР ФИЗИКИ ТРЕНИЯ

Легаев В.П., Генералов Л.К., Галковский О.А.

Владимирский государственный университет, legaev@vlsu.ru

В рамках выполнения научно исследовательской работы поставлена задача по определению законов изменения коэффициента трения и определения факторов влияющих на него.

Представления о природе трения формируются в мировом научном сообществе с конца XV века и условно могут быть разделены на четыре группы, соответствующие действующей парадигме: геометрическую, молекулярную (адгезионную), деформационную, комбинированную.[1]

Первые научные работы по трибологии обнаружены в записях Леонардо да Винчи, содержащих много правильных утверждений, таких как указание на пропорциональность сопротивления трения нагрузке на трущиеся поверхности тел и на наличие большего сопротивления трения шероховатых поверхностей. Таким образом закон, согласно которому сила трения прямо пропорциональна нагрузке, т. е. $F = fN$, был открыт Леонардо да Винчи, считавшим, что коэффициент трения f обычно равен 0,25.

В 1699 г. Г. Амтононом был переоткрыт закон трения и выведено утверждение о неизменности коэффициента трения, равного 0,3.[3]

В 1778 г. Д. Дезагулье первым предложил двухчленную формулу:

$$F = A + BN \quad (1)$$

где A – характеристика сцепленности, не зависящая от нагрузки.[3]

С середины XVIII века прослеживается идея о различии величины коэффициента трения для различных сочетаний металлов.

На данный момент распространенным является представление о адгезионно-деформационной природе трения.[1, 2, 4] и физика протекания процесса внешнего трения имеет следующий вид. При сдвиге контактирующих твердых тел, вследствие деформации этих тел происходит увеличение силы внешнего трения, данное явление названо предварительным смещением. Сила трения, соответствующая наибольшей величине предварительного смещения является силой трения покоя $F_{\text{пп}}$. При достижении силы трения покоя происходит необратимое перемещение (скольжение) одного из контактирующих твердых тел по поверхности другого, при этом внешняя сила по величине равна силе трения скольжения $F_{\text{тск}}$ (рис. 1.1)[2]

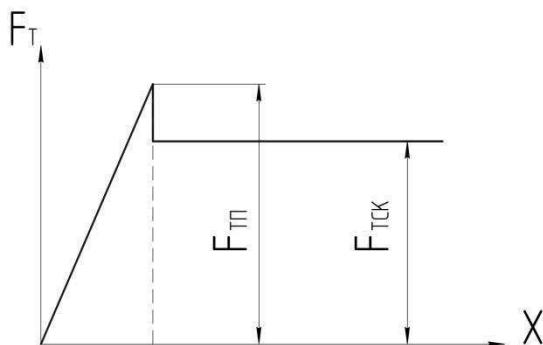


Рисунок 1- Зависимость силы внешнего трения F_t от перемещения x

Фрикционное взаимодействие происходит лишь в отдельных участках номинального контакта. Фрикционный контакт представляет собой третье тело. Общая совокупность одновременно существующих фрикционных связей образует фрикционный контакт, который большей частью бывает дискретным.[1]

Предварительное смещение обусловлено перераспределением в опорных поверхностях контактирующих неровностей.[1]

Полная сила трения покоя есть граничная точка перехода трения предварительного смещения в трение скольжения.

Трение движения есть трение двух тел, находящихся в движении относительно друг друга.[4]

Трение движения имеет двойственную молекулярно-механическую природу. Оно обусловлено объемным деформированием материала и преодолением межмолекулярных связей

$$F_t = F_{t \text{ мол}} + F_{t \text{ мех}} \quad (2)$$

где $F_{t \text{ мол}}$ - молекулярная составляющая силы трения; $F_{t \text{ мех}}$ - механическая (деформационная) составляющая силы трения.[2]

Если адгезионная связь менее прочна, чем нижележащие слои, то имеет место положительный градиент механических свойств по глубине, т. е.

$$\frac{d\sigma_x}{dz} > 0 \quad (3)$$

где σ_x — разрушающее напряжение в направлении плоскости касания;

z — координата, перпендикулярная к плоскости касания.

Если $\frac{d\sigma_x}{dz} > 0$, то трение перейдет в разрушение значительных толщин контактирующих тел.

Правило положительного градиента всегда осуществляется, при нормальном процессе трения.

При внешнем трении контакт всегда дискретен и площадь, на которой возникает внешнее трение, зависит от приложенной нагрузки. При внутреннем трении поверхность касания непрерывна и не зависит от нагрузки.

Коэффициент трения почти в равной мере зависит от трех факторов: сочетания материалов; конструкции фрикционной пары; режима работы.[1]

Для выполнение правила положительного градиента во фрикционном контакте должна присутствовать или пленка смазки, или пленка окисла, или пленка мягкой составляющей. [1]

С увеличением толщины пленки рост ее замедляется.[1]

С ростом пленки понижается до известного предела и коэффициент трения. Очень толстые пленки повышают коэффициент трения.[1]

Многие процессы, протекающие во фрикционном контакте и определяющие уровень трения и износа узлов, зависят от характера смачивания смазочным материалом поверхности трения. О характере смачивания твердых поверхностей судят по углу смачивания θ (рис. 1.3, а), который определяется как результат сложения векторов сил поверхностного натяжения на границах раздела фаз: $\bar{\sigma}_{12}$ твердое тело - жидкость, $\bar{\sigma}_{23}$ жидкость - газ и $\bar{\sigma}_{13}$ твердое тело - газ. Когда результирующая этих векторов становится равной нулю, система приобретает устойчивое положение.

Угол смачивания θ в этом случае определяется как угол между касательной к поверхности жидкости в точке касания ее с твердым телом, проведенной через слой жидкости. При $\theta < \pi/2$ считается, что поверхность твердого тела гидрофильная (хорошо смачивается жидкостью), а при углах $\theta > \pi/2$ - поверхность гидрофобная (плохо смачивается жидкостью). Угол θ является очень чувствительным к свойствам и состоянию поверхности как твердого тела, так и жидкости. Например, по углу смачивания чистой водой поверхности твердого тела можно с большой достоверностью судить о процессах, происходящих на поверхности твердого тела (например, степени ее окисления, загрязненности и т.п.).[10(65)]

При относительном скольжении двух тел в тонком поверхностном слое образуется тепло. Повышение температуры может привести к местному размягчению и расплавлению материала. Температурное поле, распространяясь вглубь материала, приводит к изменению механических свойств материала в тонком поверхностном слое. Интенсивность теплового потока зависит от работы трения и величины площадки, на которой она генерируется.[1]

Важной конструктивной характеристикой узла трения является коэффициент взаимного перекрытия, предложенный А.В. Чичинадзе,

$$K_{\text{вз}} = A_{a_1}/A_{a_2} \quad (4)$$

где A_{a_1} - номинальная площадь трения первого элемента; A_{a_2} - то же, второго элемента $A_{a_2} \leq A_{a_1}$.

Большое влияние на силу и коэффициент трения оказывают продукты износа и их нахождение или удаление с поверхности трения.[2]

Фрикционно-износные характеристики и механические свойства материалов пар трения находятся в различных нелинейных функциональных зависимостях. При этом эти зависимости могут существенно меняться от режима трения и, в первую очередь, от теплового режима работы пар трения.

Конструкция узла трения существенно влияет на силу и коэффициент трения. В связи с этим номинальная A_a , контурная A_c и фактическая площади трения A_r , коэффициент взаимного перекрытия $K_{\text{вз}}$, форма и размеры контактирующих элементов, их жесткость и эластичность выделяются в число основных параметров, определяющих трение.

Трение движения имеет двойственную молекулярно-механическую природу и вследствие того, что поверхности всегда волнисты, шероховаты и неоднородны по своим механическим свойствам, происходит внедрение более жестких элементов поверхностей в более мягкое контртело.

Соответственно, скорости и движения индентора определяет силу трения. При этом увеличение нагрузки на отдельно выбранный индентор приводит к увеличению силы трения, однако, в реальных условиях эксплуатации пары трения, силы реакции опоры N действуют по площади фактического контакта A_r , зависящей от нагрузки. Увеличение площади фактического контакта снижает удельное давление. Т.е. зависимость силы трения от скорости относительного движения пары трения и нагрузки не линейна и отличается для различных материалов.

Выводы:

- В основе исследования процессов трения полимерных и металлических материалов следует использовать адгезионно-деформационную теорию трения, включающую определение молекулярных и механических составляющие сил трения.
- По известной силе трения фрикционной пары определяют давление, скорость скольжения теплофизические и механические свойства материалов.
- Следует соблюдать правило положительного градиента и обеспечивать во фрикционном контакте пленки смазки, пленки окисла или пленки мягкой составляющей.
- Следует контролировать площадь контактирующих поверхностей при заданных микронеровностях и силы трения покоя для определения точки перехода к трению скольжения

5. Следует учитывать формы и размеры узла трения, а также коэффициента взаимного перекрытия при определении коэффициента трения.

Библиографический список

1. 1. – Крагельский И.В. Трение и износ / Изд. 2-е перераб. и доп. М.: Машиностроение, 1968. 480 с.
2. 2. – Чичинадзе А.В. Браун Э.Д., Буше Н.А. и др. Основы трибологии (трение, износ, смазка) / Под общ.ред. Чичинадзе А.В. М.: Машиностроение, 2001. – 664 с.
3. 3. – Чичинадзе А. В. Справочник по триботехнике / Под общ.ред. Хебы М. В 3 т. Т.1. М.: Машиностроение, 1989. 400 с.
4. 4. – Кузнецов В.Д., Лоскутов А.И., Коган Ю.И. Влияние смазок на процесс царапания металлов/ Известия вузов. Физика, №1, 1957, стр. 32-35.
5. 5 – ГОСТ 27674-88 Трение, изнашивание и смазка. Термины и определения. М.: Издательство стандартов, 1988.

ANALYTICAL REVIEW OF THE PHYSICS OF FRICTION

Legaev V. P., Generalov L. K., O. A. Galkovsky

Vladimir state University, legaev@vlsu.ru

Assigned the task to determine the laws of change in the coefficient of friction and determine the factors affecting it as part of the research work.

Physics of the external friction process has the next form. When the contacting solids are shifted, the external friction force increases due to deformation of these solids, this phenomenon is called preliminary displacement. Static friction force F_s is the force of friction, corresponds the highest value of the preliminary displacement. One of the contacting solids moves irreversibly (slides) across the surface of another solid after a static friction force has been achieved, in this case the external force is equal to the kinetic friction force F_k .

The friction force F_T of the friction pair is determined by: pressure, sliding velocity, thermophysical and mechanical properties of materials, meanwhile friction, wear and mechanical characteristics of the friction pair are in different nonlinear functional dependencies, which substantially modified of the friction mode and thermal condition friction pair operating mode.



СЕКЦИЯ 4

ИНФОКОММУНИКАЦИОННЫЕ ТЕХНОЛОГИИ В МЕДИЦИНЕ И ЭКОЛОГИИ

СИСТЕМНОЕ ВОСПРИЯТИЕ ЧЕЛОВЕКА И СОЦИУМА В ИНФОРМАЦИОННОМ ПОЛЕ

Кузнецов А.А., Палей М.С. *

Владимирский государственный университет, Владимир, Россия, e-mail: artemi-k@mail.ru

*Управление здравоохранения администрации, Челябинск, Россия

Рассмотрим некоторые признаки и аргументы в пользу подтверждения наличия того, что авторы называют информационным полем (ИП). Прежде всего, положим, что информационное поле имеет элементарный квант действия. Это удобно по аналогии с полем электромагнитного излучения. Однако, квант действия Планка является «ритмическим и энергетическим», а условный авторский «квант действия ИП» - также должен быть ритмическим, но фазовым, информационно-смысловым. Это «квант смысла» - идея. «Смысловые кванты» - длинные неделимые и воспринимаются только целиком. В рамках такого представления и продолжая аналогию, мозг человека следует уподобить в предельном представлении «абсолютно черному телу» в форме тела, поглощающего и неизлучающего идеи. Поведение квантов смысла, попавших внутрь, конвертируется в коллективные моды – соизмеримые или кратные гармоники.

В материальной сфере пространственно-событийные решения реализуются дискретно-непрерывно. Каждый системный субъект из огромного числа потенциально-возможных событий в материальной сфере и в каждое мгновение реализует лишь одно событие. Далее и дискретно-непрерывно – последующие – с «заданным длинным трендом» [1, 2]. Виртуальный (мнимый) мир превалирующе богаче материального. В материальном мире объективно редких событий для каждого субъекта неотъемлемо существует алгоритмическая цепочка мгновенных событий (временных меток), которую за неимением осмысленного иного выстраивают, выдают и принимают за рациональную (человеческую) логику. Смысл такой подмены определен как имманентный «принцип precedента», который во многих странах принят юристами за основу судебной деятельностью в социуме. Такой же принцип принят негласно крупным бизнесом, где «несколько условных человек» устанавливают и «логически» детально меняют правила игры. Мозг человека отстроен на ИП, но воспринимает иначе и «психическое поле» (ПП) социума. Поэтому для социума приходится устанавливать огромное количество правил. Однако, переходя от социума к отдельному человеку, возникает вопрос об организации и статусе каждого отдельного микро- и макро- события в их социальной совокупности. Принятие идеи означает ее осознание в мысль, реализуемую под человека в социуме. Мысль – «подправленная» идея, параметр порядка. Индивидуальная иррациональность конвертируется в рациональность. Набор (ансамбль) вновь организует некую систему с неизвестными параметрами порядка, и индивидуальная рациональность конвертируется в социальную иррациональность. И опять же в каждое мгновение при заданных условиях и длинном тренде на изменение может быть иррационально реализовано огромное множество событий. Но лишь одно реализуется – рационально. Этот выбор каждое мгновение встраивает новое звено в существующий алгоритм событий прошлого, формируя прогнозный длинный тренд на основе выстроенного тренда системной памяти. Выбор сделан в информационном поле мгновенных связей подмножества потенциальных событий с мгновенным (вне времени) перебором и выбором одного из них. Такие процедуры невозможно представить в материальной сфере, т.к. любой и каждый перебор огромного количества амплитудных (энергетических) событий потребовал бы бесконечно большой энергии, а из-за бесконечно малого интервала времени и бесконечно большой мощности. Указанные процессы – вне пределов априорных смыслов, понятий и логики материальной сферы, и их называют трансцендентными. В творчестве это интуитивное и дедуктивное мышление – «от конечного результата». Это возможно, если человек создает, общаясь с самим собой, т.е. с информационным полем.

Жить естественно – вне логики, социум не в состоянии из-за созданной ранее и рациональной по сути иерархии правил регуляций и управлений, ужесточаемой непрерывным гиперболическим ростом населения. В социуме принятая созданная им же на этих правилах рациональная логика, как достоверная технология внутреннего общения. Она-то и ведет социум по естественно «неверному пути», т.е. вне эволюции – к ре-эволюции. В экстремальных состояниях социума причинно-следственные отношения не работают. Говорить о смысловой социальной эволюции уже не приходится. Люди используют рациональную логику, которую можно с разным успехом лишь «шлифовать» риторику в процедурах общения устного и печатного формата. При отсутствии информации и профессионализма даже верный промежуточный результат «забалтывается»: чаще – естественно с уходом от верного тренда в боковые с выделением на первый план второстепенных деталей, реже – искусственно – лоббированием и уводом от верного тренда в боковые с меркантильными целями.

Вероятно, первый и основной детерминизм, закрепивший создание искусственной рациональной логики в социуме, это – деньги, как эквивалент выгоды. Поначалу нестандартное связующее решение развития

технологии торговли и потребления дискретно-непрерывно поправлялось перераспределением в пространстве-времени эквивалента – серебра и золота. При общении нарастающего числа людей такой обмен связывал их в социум. Но далее вместо благородных металлов появились их сертификаты – собственно бумажные деньги и их деривативные производные. Детерминизм логики стал настолько сильно выражен, что скорость ухода от эволюционной ветви социума резко выросла, а плотность проявлений ре-эволюционных эффектов обрела устойчивые признаки роста. Тогда же общение разума ученого с высшим разумом посредством информационного поля было подменено общением с иными учеными, а далее чиновниками от науки в «системе грантов» и режиме *«on line»*. Единичные натурфилософы были «деньгами» объединены в группы – академии. На этом «наука заканчивается, начинаются технологии», т.е. то, что необходимо государству. «Кто платит ученому, тот его танцует! Человек является частью природы. Если человек отдает предпочтение своему внутреннему миру, то он живет в своем собственном шуме быстрых случайных импульсных, апериодических или цуговых сигналов. Детерминистические относительно высокочастотные социальные сигналы в этом случае слабы, а информационные сильны и низкочастотны. Итак, есть два направления жизни: под внешним воздействием и в собственном внутреннем мире. Счастье, когда собственный внутренний не находится в длительном противоречии с внешним.

Уход от заданного поля комплексных и «размытых» эмоциональных трансцендентных решений к простому и жесткому детерминизму рациональной логики приводит к накоплению отрицательной потенциальной «информационной энергии», сопровождающейся падением информационной энтропии [2] искусственно выстраиваемого алгоритма событий (задаваемого «ближнего тренда»). Под термином потенциальной «информационной энергии» авторы понимают эмоциональную энергию восприятия социумом событий и тренда в их алгоритмах. Эта энергия может аккумулироваться в социуме: у одних групп апериодически «уходить в свисток», оставляя неизменным размер, и даже состав групп, у других – аккумулироваться, заставляя группы разрастаться, у третьих – не подчиняться заданным «правилам игры» и т.д. Так или иначе, управление группами упрощается, рассеяние больших энергетических событий, характерных только для больших групп людей, нивелируется. Количество вариантов уменьшается, морфогенез упрощается, механизм поиска сужается. Система «живет жизнь вне самой себя», уходя все дальше и дальше, но в рамках с сужающимся интервальным информативным размером. Это текущее состояние системного социума сопоставимо с векторным развитием к коматозному состоянию системного организма, если быстро, или к старению, если медленно. Минимум информационной энтропии I^*_{\min} не позволит далее с любой скоростью «сваливаться» по этому тренду. Системные процессы затормозятся с минимальным амплитудным проявлением. Такая ситуация аналогична слабому стохастическому режиму помехи – режиму нерегулярному, характеризуемому отсутствием автокорреляций составляющих гармоник, в отличие от хаоса, вызываемого детерминированными стимулами. «Ветвление» алгоритмической цепочки событий характеризует процесс поиска заданного «дальнего тренда», который на длинной волне определен максимальным значением информационной энтропии. Если же значение информационной энтропии локально падает, то система фиксирует это как отход от «дальнего тренда» на «боковую ветку», рост «боковой ветки», рост свободной энергии и достоверный прогноз включения соответствующих регуляторных структур для возврата системы на основную ветку тренда. Можно сказать иными словами: результат длинного тренда так или иначе задан, но не интервалом времени и не количеством «промежуточных вешек». К нему система придет «не оптимально» по времени и событийному пространству. Если жизнь системы ограничена рамками времени, то последнее замечание становится чрезвычайно существенным для смысловых не возобновляемых систем.

Очевидно, детерминизм воздействия не является губительным для социума, но способность к самоиндукции придает социуму функцию текущей цикличности. Основной системный признак самосохранения в режиме непрерывного существования социума, требует производного признака – цикличности, для обеспечения которого «включается» встроенный механизм в форме способности, как проводить внешний стимул (среда активная), так и противодействовать оному, как несвойственному среде – «враждебному» воздействию (среда реактивная). Вероятно, любой детерминизм (по природе заданного стимула) запускает общий процесс ре-эволюции системного социума и, таким образом, имеет системное характерное время, равное условному полупериоду характерного ритма. Реакция социума как проявление указанной способности с обратным знаком приводит к перезапуску процесса эволюции социума с интенсивным механизмом расширенного поиска длинного тренда. Так организуется апериодический автоколебательный процесс, если социум принять изолированным, т.е. с непрозрачными границами для внешних определенных стимулов, а, следовательно, сопровождающийся процессами поглощения и отражения (*re-entry* – отраженного эха) с эффектами стоячих волн (мод). Такое свойство масштабного подобия (скейлинга) предлагает концепция коллективных мод [3]. Максимальный период, которому оказываются соизмеримыми максимальное количество периодов почти периодических процессов иных детерминистических стимулов, становится характерным, задающим управляющий ритм, а остальные – его гармониками (функциональными ритмами в активной среде) существующими в системе и без соответствующих стимулов. При обмене информацией ее носителем является ритм [4].

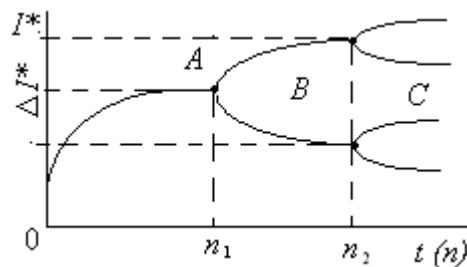


Рисунок 1- Изменение информационной энтропии I^* сигнала системы при смене качества в точках выбора n_1 и n_2 и на разных режимах A, B, C в текущем времени t или отсчетах n

Для глобальной пространственно-временной субстанции характерны непрерывные высокоамплитудные флуктуации с бесконечно большими для земного восприятия волновыми периодами. Большая амплитуда и большой период обеспечивают соизмеримые огромные пространственно-временные интервалы энергетической устойчивости. Мир выстроен и видоизменяется этим и под этот приходящий глобальный процесс в соответствии с его амплитудно-фазовыми характеристиками. Фазовая составляющая глобальной субстанции – информационное поле, является динамической связующей базой всех сгенерированных глобальных процессов. Все непрерывные процессы являются производными глобального процесса, а импульсные (дискретные) определяют пространственно-временной эффект их взаимодействия в материальной сфере.

Хотя энергия может подводиться к материальной системе в совершенно хаотической форме, система когерентно самоорганизуется вполне определенной макроскопической модой. Именно о таких системах с активно-реактивными средами идет речь. Возникновение кооперативного поведения в системе как реакции на внешний стимул означает наличие корреляции между случайными процессами в ней. В этом случае критерием кооперативного поведения выступает невыполнимость центральной предельной теоремы [5]. Моды колебаний могут или конкурировать, так что выживают не все, а иногда и только одна, или сосуществовать, стабилизируя друг друга. Требуется знать только один или несколько параметров, например амплитуду моды, определяющую тип и степень упорядоченности. Пространственно-временные структуры могут быть подобны, отличаясь только величиной (масштабом) амплитуды, поэтому их называют параметрами порядка [6]. Точно также пространственно-временные структуры могут быть «мгновенно заморожены» и в модельном, и в реальном отображениях. В модельном (виртуальном) представлении это может быть огромное число образов перебора вариантов для решения каждой данной задачи. В реальном представлении материальной сферы – обычно говорят о фрактальной структуре [7, 8].

Кооперативные процессы – объемные, но генерируются спонтанно локально-детальными взаимодействиями одного сорта типа самосборки или самораспада по принципу «все или ничего» при неограниченной длине алгоритма. Система обретает детально-функциональные признаки диссоциации и ассоциации, осмыслиенные и регулируемые для всех уровней системной иерархии. Все процессы в природе кооперативные и универсальные в обладании указанными признаками близких корреляций. Коллективные взаимодействия также определяют внутренние процессы в системном социуме, но требуют осмыслиенных дальних корреляций, и, следовательно, нового понятия – социального поля, посредством которого происходит системное управление, при котором система становится системно-функциональной. Индивидуальность строится на тонких (дальних) связях и определяется степенью, полнотой компенсации признаков при внутренних взаимодействиях. Именно при этих взаимодействиях проявляются ранее скрытые дополнительные (индивидуальные) качества.

В материальной сфере сорта веществ объединяются коллективными взаимодействиями по «полям сродства». Вероятно, при классификации следует предлагать категорию значимости свойств сорта вещества среди прочих. Она может быть основана на том, что «управляющее вещество» непрерывно дает знать другим составляющим о себе, своих характеристиках и их изменчивости, задавая в слабой или сильной степени ближнее функциональное и дальнее системное взаимодействия. Однако, если уровень этого непрерывного «вклада» становится относительно низок, то вещество начинает концентрировать энергию сигналов в гармонических импульсах с периодом, вероятно, кратным (уменьшенным вдвое, вчетверо и т.д.) периоду исходного непрерывного сигнала (суперкритическая бифуркация [9, 10]). Вещество теряет качество в некоторой количественной фазовой информации во временной категории, стараясь сохранить основные признаки пространственной категории. Под указанный ритм система функционально строится (на основной ветви) или перестраивается (мутирует) по механизму самосборки на переходном режиме в точке бифуркации (рис. 1).

Внутренняя структура системы, ее внутренняя подвижность и динамика определена внешними экзортмами (гармониками), а устойчивость структуры – внутренними эндоритмами [11]. Однако, более понятна такая «технология» выстраивается для открытой системы (социум) и полуоткрытой системы, которой и является организм человека [12]. Границы имеют признаки селективного выбора для длин волн, соизмеримых с размерами частей тела, но не имеют «противоядия» против очень длинных волн. Именно эти волны, по мнению автора, и являются информационными, запускающими и поддерживающими основные ритмы организма человека. Кроме этого следует различать сами процессы и параметрические отклики (волновые цуги) среды на

дискретные процессы. Локализованные процессы – высокочастотные и мало-амплитудные. Непрерывность, вероятно, является базовым признаком, а дискретность появляется при потере значимости объекта для информационного поля.

Заключение

Организм человека представляется полуоткрытым системным процессом, существующим в заданных и рамках переменных информационных, физических и психических параметров, соответственно информационного поля, внешней среды и социума. Любой системный процесс состоит из огромного множества разносортных по времени и пространству процессов, генерируемыми и управляемыми соответствующими гармониками (модами). Если по какой-либо причине подавляющее число их нивелируется – «затихает», то наряду с процессами полной компенсации – уничтожения сопутствующего процесса исходным, в системном процессе возможна компенсация полным сопряжением – с незаметным проявлением сопряженного процесса. Тогда выделяемая энергия сопрягающего процесса полностью и детально соответствует энергии развития сопряженного процесса.

В материальной сфере для передачи информации используют энергетические носители, которые и регистрируют при исследованиях. В таком случае совокупный информационный сигнал функционально задан амплитудой и фазой. Но носителем информации является фаза. Приходится для ее передачи (обмена) «гонять энергию туда-сюда», переводя ее в потери тепловой формы. Задача состоит в отделении фазовой составляющей используемого сигнала от амплитудной составляющей. Как обычно, при такой постановке вопроса исследователь обращается к природе (подсмотреть) в поисках прецедента. По мнению авторов, такой сорт сигнала существует, реализуясь у человека в формах идей, предчувствий и иных тонких проявлений, накладываясь на отложенную память в результирующий сигнал интуиции. Некоторые люди (близкие родственники, близнецы) такими сигналами, вероятно, обмениваются. Это мнение очень спорно и идет в противоречие общепринятым убеждениям, что в нашем материальном мире ритм не может существовать отдельно от энергетического носителя. Однако, если предположить существование неэнергетического «пространства – времени», в котором существуют информационные ритмы (информационное поле [13]), то само пространство-время без энергоносителей становится одинаково малым и большим. В таком случае предположение о связи двух миров посредством мозга уже не становится фантастическим. Резонно предположить наличие самого распространенного на Земле физически и химически активного материального посредника – воды. Реакционная готовность мозга, состоящего на 90 % из воды, воспринимать и конвертировать естественные внешние ритмы информационной, физической и социальной природы характеризуется состоянием динамической готовности с пульсациями малой амплитуды (флуктуациями) [12]. Если амплитуда пульсаций падает локально, то мозг «засыпает» – чувствительная реакционная способность падает. Если амплитуда пульсаций возрастает, то возникает «излишняя» чувствительность, выводящая сердце из режима автоматии с переходным режимом кратковременной аритмии. Например, после стресса (Они «исчезают» малыми односортными группами (ансамблями), так как принято групповое управление и регуляция). Чаще всего после стресса (депрессии) на интервале времени остается несколько выраженных процессов, поддерживающих работу информационно ослабленной системы. Любая попытка поддержать ее энергетически: таблетками, алкоголем, избытком еды, приведет с большой вероятностью к сдвигу одного процесса относительно другого до асинхронности работы мозга и сердца и внезапной остановке того или иного.

В рамках принятого в работе научного подхода, авторы предлагают несколько определений: иммунитет – полный набор гармоник (мод), соответствующим действующим процессам, составляющих системный процесс. Иммунитет становится способностью мозга принимать и конвертировать смысловые кванты. Адаптация – ритмическая подстройка одних процессов за счет других (нивелируемых) к внешнему ритмическому стимулу.

Библиографический список

1. Кузнецов, А. А. Методы анализа и обработки электрокардиографических сигналов: Новые подходы к выделению информации: монография/ А.А. Кузнецов. – Владимир: ВлГУ. 2008. 140 с.
2. Кузнецов, А. А. Энтропия ритма сердца: монография/ А.А. Кузнецов. – Владимир: Изд-во Владим. гос. ун-та. 2009. 172 с
3. Матвеев, А. Н. Молекулярная физика: Учеб. пособие для физ. спец. вузов / А.Н. Матвеев. – М.: Высш. шк. 1987. – 360 с
4. Глас, Л. От часов к хаосу. Ритмы жизни/ Л. Глас, М. Мэки. – М.: 1991. 145 с.
5. Вентцель Е.С. Теория вероятностей: учеб. для вузов/ Е.С. Вентцель. – М.: Высш. шк., 1999. 576 с.
6. Хакен, Г. Синергетика/ Г. Хакен. – М.: Мир. 1980. 404 с.
7. Федер, Е. Фракталь/ Е. Федер: пер. с англ. – М.: Мир. 1991. – 254 с.
8. Кузнецов, А. А. О технике оценки фрактальной размерности фазовых портретов динамических систем / А.А. Кузнецов, А.А. Плеханов// Физика и радиоэлектроника в медицине и экологии. ФРЭМЭ'2008. В 2-х кн. Кн. 1. – Владимир-Сузdal: ВлГУ. 2008. С. 152 – 157.
9. Биофизика: Учеб. /Под общ. ред. акад. АН СССР П. Г. Костюка. – Киев: Выща шк., 1988. 504 с.
10. Пределы предсказуемости / Под ред. Ю.А. Кравцова. – М.: ЦентрКом, 1997 – 256 с.
11. Биологические ритмы. В 2 т. Т. 1 : пер. с англ.; под ред. Ю. Ашоффа. – М.: Мир. 1984. 414 с.
12. Физиология человека: В 3 томах. Т.2. Пер. с англ./ Под ред. Р. Шмидта и Г. Тевса. – М.: Мир. 1996. 313 с.

13. Кузнецов, А.А. Естественные информационные ритмы неидентифицируемой природы/ А.А. Кузнецов // XII Международная научная конференция «Физика и радиоэлектроника в медицине и экологии» - ФРЭМЭ-2016. Труды в 2-х книгах. Книга 2. – Владимир-Сузdalь. 2016. С. 288 – 292.

SYSTEM PERCEPTION OF THE PERSON AND A SOCIETY IN AN INFORMATION FIELD

Kuznetsov A.A., Palej M.S.*

The Vladimir state university of a name of Alexander Grigor'evicha and Nikolay Grigor'evicha Stoletovyh, Russia

* Management of administration public health services, Chelyabinsk, Russia

The outlook of authors on the person and a society in the assumption of their existence and active unilateral influence is given on the part of an information field. Within the framework of this assumption possible characteristic aspects and laws of activity and reactions of the person and a society on determinism of an environment are considered. It is applied as the mechanism the mode concept. The parameter of actions fixings – Information entropy is offered.



К ОБСУЖДЕНИЮ ПРИМЕНЕНИЯ ТЕХНОЛОГИИ ИНФОРМАЦИОННОЙ ЭНТРОПИИ

Кузнецов А.А., Палей М.С. *

Владимирский государственный университет, Владимир, Россия, e-mail: artemi-k@mail.ru

*Управление здравоохранения администрации, Челябинск, Россия

Введение. По содержанию известного спора Нильса Бора и Альберта Эйнштейна по сценарию устройства микромира и природы: по стохастическому сценарию взаимодействия случайных процессов или по детерминистическому сценарию взаимодействия процессов, следует признать, что и макромир включает в себя и тот, и другой сценарий эволюции и ре-эволюции. Каждый системный объект непрерывно-дискретно подчиняется в той или иной переменной мере обоим сценариям. Условно-детерминистскую сторону Эйнштейна можно представить его же «формулой»: «Бог в кости не играет», вероятно, основанной на визуально очевидной данности последовательности превалирующие редких событий, представляющих логику реализуемого сценарного алгоритма. В материальном макромире доказательным становится распределение сортов энергий, действий и веществ (элементов и соединений) в коре, на поверхности и в атмосфере Земли. Так, например, местонахождению или месторождению одних веществ обязательно в окрестности сопутствуют спутники, или «знаки» - повышенного содержания от небольших концентраций до месторождений других. В самом системном процессе организации месторождения существует несколько стадий, которые и определяют наличие спутников. На этом же принципе основана работа гальванического элемента: вещество одного из электродов обладает большим электрохимическим сродством к определенным сортам ионов, чем вещество иного электрода. При этом каждый ион ведет себя достаточно непредсказуемо. И лишь по коллективу ионов можно сделать вывод о предпочтении им того или иного вещества. Определенный сорт ионов «желает» находится рядом с определенным веществом, а потому задерживается около него. Средний интервал времени задержки по статистическому ансамблю ионов и есть проявление этого сродства.

Электрохимическое сродство веществ оказывает глобальное влияние на распределение веществ в природной системе и, в частности, на системные процессы эволюции и ре-эволюции «живой и неживой материи». Гравитационные поля и активность Солнца лишь создают исходную суммарную ситуативную матрицу, в которой система осуществляет перебор вариантов с выбором определенных веществ, энергий и действий по сродству уже в текущей метаболической ситуации. Рецепторы на мембранах клеток корневых систем растений подбирают лишь определенные ионы и молекулы. Организм человека получает в качестве еды то, что он «хочет», оказывая предпочтение одним продуктам по сравнению с другими. Сопутствующие вещества выводятся из организма. Можно уверенно предположить, что и биополе организма формирует «поле электромагнитного сродства» и является им же, как желание существовать, самосохраняться (эффект Кирлиан) в электромагнитном поле внешней среды. Так при высокой активности Солнца суточная магнитная вариабельность электромагнитного поля Земли возрастает, кластерная составляющая воздуха пограничного слоя меняется скачком, что приводит к резкому изменению интенсивности информационного обмена, осознанию неопределенности, и, в свою очередь, к тревоге и эмоциональному стрессу. При этом большие группы «одинаковых» людей становятся каскадными усилителями таких, казалось бы, слабых и малозаметных начальных процессов [1, 2].

Условно-вероятностная сторона Бора может быть представлена для макромира следующим аргументированным логическим построением. Каждый объект является времененным составляющим внешнего мира, и к нему (и от него) поступают сигналы. И внешний мир, и сам объект имеют собственные системы устойчивости и самосохранения, работающие по сценарию «встроенного» генератора стохастического процесса – «дрожащего» подстраиваемого. Совокупность внешних детерминистических сигналов (разной амплитуды, частоты, фазы, поляризации и природы) предопределяет принимаемый результирующий сигнал, реализуемый в форме хаотического процесса. И даже если логикой предыдущих событий «результат предписан», то интервал

времени до этого результата не предопределен, а, следовательно, не прогнозируем ни путь, ни момент времени упомянутой реализации. Здесь реализуемая потенциальная энергия и интервал времени – комплементарные параметры. Но здесь же возникают вопросы к механизму поиска наиболее вероятного состояния, или самонастройки на меняющийся ритмический диапазон внешнего стимула, т.е. к форме функции распределения вероятности. Переход системного процесса, состоящего из множества независимых случайных процессов (нормальное распределение [3, 4]) к пуассоновскому распределению может означать, например, выделение процессом полосы состояний его устойчивости трансформированием передаточной функцией измененных внешних условий. Это утверждение спорное. Авторы сами ранее применяли похожее по форме логнормальное распределение для асимметричных распределений ритмограмм [5 – 9]. Здесь следует обратить внимание, что условно-вероятностная сторона Бора представлена как неопределенностью событийных интервалов времени, так и неопределенностью моментов времени начала событий на шкале времени («горизонт предсказуемости» [10]). Сопоставление информационного и материального заставляет резонно принимать за исходную – информационную шкалу алгоритма событий на том основании, что перебор вариантов и выбор – вневременные процедурные категории. Шкала времени становится производной и формируется в материальной сфере по заданной информационной стреле, которую обычно называют «стрелой времени». Время нельзя повернуть вспять и войти в него дважды потому, что так его выстраивает информация. Информационный поток непрерывно достраивает цепь событий с переменным «горизонтом предсказуемости» на искусственно равномерной шкале времени.

Объект исследования. Для оценки уровня функционального состояния организма (ФСО) человека применяется в качестве реактивной сердечно-сосудистая система, и в частности, работа сердца, реализованная в записи посредством электрокардиограммы (ЭКГ), представляющей все функции сердца, кроме сократительной функции [3 – 5]. В этой части эффективным параметрическим инструментом оценки уровня ФСО оказалась диаграмма зависимости среднеквадратического значения, или стандартного отклонения σ от информационной энтропии I^* цифрового ряда диаграммы ритма сердца (ДРС) в рамках 20-минутной записи ЭКГ в покое [5 – 9].

При неинвазивной регистрации ЭКГ каждый кардиоцикл представлен графической реализацией из последовательностей точечных значений суммарного потенциала клеток электропроводящей системы сердца (ЭПСС) при регистрации с малой площади поверхности тела, равной площади электрода. Каждое мгновение времени каждая клетка ЭПСС в норме генерирует электрический потенциал с формой отклика, адекватной потенциалу действия известной формы импульса с последующим развитым участком «плато» [4]. Проходя по активной среде ЭПСС, форма данного сигнала непрерывно дублируется и количественно трансформируется учетом потерь, сохраняя качество. В рамках шага дискретизации приемника регистрируется суммарный электрический потенциал, сформированный от каждой клетки ЭПСС в форме совокупной по интервалу времени электрической реакции на потенциал действия. Каждый точечный результат на ЭКГ напоминает текущую свертку огромного числа распределенных точечных генераторов электрического синцития, последовательно реагирующих электрическим полем на единый проходящий электрический сигнал сложной формы. Процесс проведения характеризуется системной связью направленности и возобновляемости, определяемой чередованием процедур деполяризации и реполяризации миокарда [4]. Как это принято говорить «наступление плюса» и «отступление минуса» проходит по одним и тем же группам клеток. При известном двустороннем проведении резонно предположить, что эти группы одинаково проводят ток в обе стороны: «сверху вниз и наружу» и «снизу вверх и внутрь».

Как известно, окончание деполяризации в норме выделяется на ЭКГ сегментом RS-T: от начала зубца Р до конца сегмента RS-T. Интервал времени реполяризации выделяется на ЭКГ протяженным сглаженным зубцом Т: от конца сегмента RS-T до начала интервала общей паузы. Возникает трактовка упомянутых процедур и соответствующих интервалов на ЭКГ, отличная от общепринятой [4]. Так весь условный «путь деполяризации» (от зубца Р до сегмента RS-T) миокарда проходит под действием внешнего стимула и может трактоваться как текущая «электрическая рабочая реакция сердца под нагрузкой». Тогда как интервал зубца Т характеризует время проведения электрического сигнала собственно сердца («без нагрузки»). В рамках такого толкования зубец Т, характеризующий полностью процедуру реполяризации миокарда и восстановления «по знаку заряда», определяет проведение обратного сигнала «в чистом виде». Это означает, что этот зубец несет информацию о состоянии ЭПСС проведением сигнала по тому же пути, но в обратном порядке и характеризует работу восстановления электрического проведения сердца. Следовательно, о состоянии ЭПСС и связи с миокардом следует судить, прежде всего, по характеристикам этого зубца. Тем не менее, кардиологи настойчиво утверждают о его не специфичности и замедленности проведения реполяризации относительно деполяризации [4]. Авторы не раз и не два проверяли эти утверждения и пришли к выводу, что для сохранения цикличности участок реполяризации не может быть меньше участка деполяризации. Реполяризация миокарда обязана закончиться до начала его последующей деполяризации. В норме участок реполяризации больше участка деполяризации. При росте частоты сокращения сердца первым в составе кардиоцикла «выбирается» интервал общей паузы. Только после этого медленно сокращается интервал Т зубца с изменением его формы (альтернации) до равенства по интервалу времени с участком деполяризации. В норме все эти процессы обратимы. Следовательно, участок реполяризации в норме больше по одной причине – реполяризацию «ни что не подгоняет». Она развивается с той скоростью, с какой ей позволяет состояние активной среды ЭПСС и миокарда. Если бы ничто не подгоняло бы деполяризацию (режим автоматии), то и ее участок был бы

естественно увеличен [11]. Вероятно, для сердца *in vivo* так и происходит. Также вероятно, если деполяризация проходит с запаздыванием (от нормы) или с опережением, то точно такие же изменения будут возникать при последующей реполяризации. Эти две процедуры существуют как бы «одной монетой»: после «орла» следует «соответствующая решка»...

Итак, кардиоциклы представлены на ЭКГ двумя разнородными участками: реакции на внешний стимул активацией миокарда до систол предсердий и желудочков, далее – восстановления и подготовка к приему последующего «разряда». Первый участок представляет первичную реакцию – реакцию ЭПСС, второй участок представляет вторичную пост-реакцию восстановления электрического заряда активной среды. Таким образом, интервал кардиоцикла не однороден. «Напрягает» активную среду ЭПСС и миокард – «самостоятельно». В указанных рамках обратимых процессов, вероятно, уместна механическая аналогия с упругими колебаниями пружины.

С учетом того, что каждому изменению интервала или сегмента сопутствует изменение амплитуды соответствующих им зубцов, становится очевидным, что к многочисленным объектам потенциального исследования относятся ортогональные фазовые и амплитудные объекты на ЭКГ. К первым относят последовательность RR интервалов (ритмограмма), последовательности участков деполяризации и реполяризации, а также более мелкие специфические сегменты желудочкового комплекса QRS и QRS-T. Ко вторым относят амплитудные значения кардиоциклов и участков, соответствующих указанным интервалам и сегментам. При клинических исследованиях наиболее популярным (информационным) у кардиологов являются характерные амплитудные изменения желудочкового комплекса QRS в устойчивых временных рамках сегмента комплекса.

Результаты исследования ритмограмм молодых здоровых людей. На данный момент авторами проведены обширные (более 1000 однородных записей ЭКГ) экспериментальные регистрации и статистические исследования в профилактической области в поисках понятия и содержания «нормы» только цифровых последовательностей RR интервалов (ритмограмм) здоровых молодых людей [3, 5 – 9]. Цифровой ряд RR интервалов с 20-минутной записи ЭКГ молодых и здоровых людей позволяет построить (сформировать), или нормализовать распределение в рамках 3σ , т.е. захватывая 95 % возможных событий (цифровых значений). Все данные информационной энтропии укладываются на «линию здоровья», заданную в рамках 3σ . Такая закономерность нарушается при росте σ , начиная со значений 85 – 90 мс, а на уровне 100 мс отходят от линии значительно – 0,5 бит/отсчет. Очевидно, что для «наполнения» широкого поля ритмограммы требуется большее число отсчетов. Но оно ограничено 20-тью минутами записи. И при данности их числа нарушается сама закономерность – среднее расстояние между ярусными значениями растет, а число комбинаций падает, а значит, падает и величина информационной энтропии I^* цифрового ряда RR интервалов, формирующего в графическом формате диаграмму ритма сердца (ДРС) [5 – 9].

Криволинейное распределение отходит от линейного распределения постепенно с ростом σ ритмограммы (рис. 1). Это означает, что рост σ сопровождается ускоренно падающим ростом I^* . Величина I^* отвечает за структурно-топологическое (ярусное) распределение точечных значений RR интервалов на ДРС. Следовательно, с ростом σ следует ожидать уменьшения числа ярусов и рост среднего межярусного промежутка $\langle \Delta_y \rangle$. Как известно, минимальное значение $\langle \Delta_y \rangle_{\min} = \Delta x = 1$ мс, т.е. шагу дискретизации, заданного приборной частотой $f_d = 1000$ Гц. Рост σ приводит к росту $\langle \Delta_y \rangle$. Ритм сердца стремится заполнить все поле ДРС при том же заданном числе отсчетов. Итак, длина ритмограммы не меняется, а ширина растет. Чтобы сохранить однородное распределение обязано расти и $\langle \Delta_y \rangle$. Но тогда число ярусов соответственно уменьшится. В первом случае в формулу расчета информационной энтропии под знаком логарифма в числителе необходимо вместо неизменного Δx подставлять растущее $\langle \Delta_y \rangle$. Во втором случае, при использовании формулы комбинаторики число сомножителей в знаменателе будет уменьшаться, а величина знаменателя соответственно будет расти как $\langle \Delta_y \rangle$. Приведенная выше логика и ее результаты справедливы при прочих равных условиях, т.е. тогда, когда не существует «запретных» значений ритма, и точечная ДРС – однородна по наполнению. Это и считается авторами нормой.

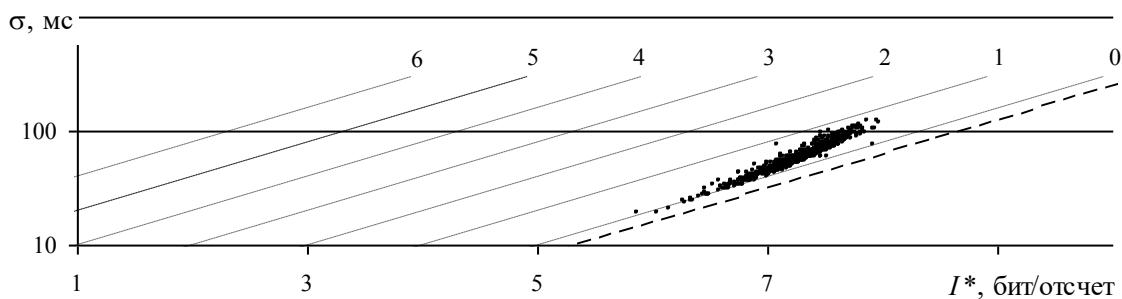


Рисунок 1- Распределение точечных данных 670 двадцатиминутных регистраций на диаграмме $\sigma(I^*)$ в полулогарифмическом масштабе с сеткой линий ФСО: 0 (штриховая) – эталонная, 0 (пунктирная) – идеализированная и линия здоровья, 1 – до-нозологическая, 2 – преморбидная, 3 – патогенная, 4 – экстремальная, 5 – терминальная, 6 – критическая

Рост значений I^* означает рост степени нормализации распределения точечных значений RR-интервалов на ДРС. Это распределение реализуется на прямоугольном поле ДРС в рамках значений σ , вариационного размаха и времени измерений. Если информационная энтропия выросла на ΔI^* , а стандартное отклонение тех же данных выросло на $\Delta\sigma$, при котором $H(X)$ выросло соответственно на $\Delta H(X) > \Delta I^*$, то это достоверно означает, что предоставляемый ресурс (размах на ДРС) системой регуляции превышает используемый ритмом сердца. Итак, величина σ может только опережать потребности по величине I^* ритма, отставать она не может. В причинно-следственной логике нормы ФСО она первая – причинная.

На диаграмме $\log_2(I^*)$ параллельные линии соответствуют устойчивым режимам, удовлетворяющим стабильным состояниям: эталона, идеализации, здоровья, до-нозологии, преморбидности и нозологии, клинических патогенных и реанимационных экстремальных, терминальных и критических состояний. Каждая линия читается графически сдвигом предыдущей линии на единицу по шкале $0I^*$. Параметр назван избытком информационной энтропии (i , бит/отсчет) [4, 8]. Первая линия – эталонная, построенная по расчетной функции [12]: $H(X) = \log_2\left(\frac{\sqrt{2\pi e\sigma}}{\Delta x}\right) \approx \log_2(4,127\sigma)$ при шаге дискретизации $\Delta x = 1$ мс ($f_d = 10^3$ Гц) для бесконечных

дискретно-непрерывных нормализованных цифровых данных. Вторая линия идеализированного ритма, построена по расчетным данным конечных цифровых рядов размером $n = 1200$ отсчетов, или 20 минут записи, сгенерированных по нормальному закону для постоянной $\Delta x = 1$ мс и разных значениях σ . Линия тренда для этой линии $I^* = \log_2(3\sigma)$ при достоверности $R^2 = 0,98$. Для этой же линии принято $i = 0$, тогда первая эталонная линия, параллельна данной второй и отстоит от нее на $\Delta i = -0,462$ бит, что легко проверить по двум приведенным выше формулам. Величина информационного «недостатка» $\Delta i = -0,462$ бит медленно падает при росте n и при $n \rightarrow \infty$ обращается в ноль.

Распространение вышеуказанного анализа на ритмограммы больных людей показало с одной стороны его эффективность [7, 14, 15], а с другой – проблемную сторону исследований. Механизм разряжения ДРС действует и для ДРС больных людей, но проанализировать это разряжение крайне затруднительно по той простой причине, что больные люди – клинические и находятся под влиянием терапевтических процедур той или иной интенсивности, сильно «искажающих» распределение данных на диаграмме $\log_2\sigma(I^*)$ по линиям сетки. В части фундаментальных исследований – это представляет значительную трудность, а в части контроля над квалификацией врача – значительную выгоду. Например, в результате мероприятий по интенсивной терапии (ИТ) больного, находящегося в терминальном состоянии, удалось вывести на линию до-нозологии и стабилизировать местоположение изображающей уровень ФСО точки на этой линии. Это означает, что врач квалифицирован. Если в результате ИТ точка на диаграмме $\log_2\sigma(I^*)$ «прыгает» с одной линии на другую, указывая на не установление стабилизации состояния, то врач проводит не верно клинические процедуры для данного человека.

Библиографический список

1. Чижевский, А. Л. Земное эхо солнечных бурь / А.Л. Чижевский. – М.: Мысль. 1976. 202 с.
2. Кузнецов, А.А. Биополе как вариационный ряд форм материи/ А.А. Кузнецов, М.С. Палей// Слабые и сверхслабые поля и излучения в биологии и медицине. Форум идей. II межд. конгресс, С.-Петербург, 2000. С. 47.
3. *Heart rate variability. Standards of measurement, physiological interpretation, and clinical use // European Heart Journal.* 1996. V.17. P. 354 – 381.
4. Физиология человека. В 3 томах. Т.2/ Под ред. Р. Шмидта и Г. Тевса: пер. с англ.– М.: Мир. 1996. 313 с.
5. Кузнецов, А.А. Системный анализ и обработка электрокардиографической информации. Дисс... д.т.н./ А.А. Кузнецов. – Н.Новгород: 2012. 297 с.
6. *Kuznetsov, A.A. The Distribution Functions of the Parameters of the Rhythmograms of Healthy Individuals/ A.A. Kuznetsov, S.A. Permyakov // Measurement Technique.* 2014. V. 57, Issue 9. P. 1088 – 1095.
7. *Kuznetsov, A.A. Distribution Functions for Patient Heart Rate Parameters/ A.A. Kuznetsov, S.A. Permyakov // Measurement Techniques.* 2015. V. 58, Issue 5. P. 567 – 573.
8. Кузнецов, А. А. Методы анализа и обработки электрокардиографических сигналов: Новые подходы к выделению информации: монография/ А.А. Кузнецов. – Владимир: ВлГУ. 2008. 140 с.
9. Кузнецов, А.А. Энтропия ритма сердца: монография / А.А. Кузнецов. – Владимир: Изд-во ВлГУ. 2009. 172 с
10. Пределы предсказуемости / Под ред. Ю.А. Кравцова. – М.: ЦентрКом, 1997. 256 с
11. Кузнецов, А.А. Определяющие явления активности материи/ А.А. Кузнецов, М.С. Палей // Слабые и сверхслабые поля и излучения в биологии и медицине. Форум идей. II межд. конгресс, С.-Петербург, 2000. С. 48.
12. Вентцель, Е.С. Теория вероятностей: учеб. для вузов/ Е.С. Вентцель. – М.: Высшая школа. 1999. 576 с.
13. Баевский, Р. М. Введение в до-нозологическую диагностику/ Р.М. Баевский, А.П. Берсенева. – М.: Слово. 2008. 176 с.
14. *Kuznetsov, A.A. Numerical Classifier of the Functional State of the Human Body/ A.A. Kuznetsov // Measurement Techniques.* 2013, V. 56, Issue 8. P. 928 – 934.

15. Kuznetsov, A.A. Structure-Frequency Analysis of the Rhythmogram of Sick People/ A.A. Kuznetsov // Measurement Techniques, 2014, Volume 57, Issue 4. P. 439 – 445.

TO DISCUSSION OF INFORMATION ENTROPY TECHNOLOGY APPLICATION

Kuznetsov A.A. , Palej M.S.*

The Vladimir state university of a name of Alexander Grigor'evicha and Nikolay Grigor'evich Stoletovyh, Vladimir, Russia, e-mail: artemi-k@mail.ru

* Management of public health services of administration, Chelyabinsk, Russia

World outlook aspects and arguments for the benefit of application scale of events are given at the analysis of cyclic processes realizations. On an example of electrocardiograms existence of several characteristic objects of the analysis is shown. The data of results of the structural - topological analysis of healthy people heart rhythm diagrams are given. The technique of the preventive control by healthy people is offered.

ИНТЕЛЛЕКТУАЛЬНАЯ ПОДДЕРЖКА ВЕДЕНИЯ БОЛЬНЫХ С СИСТЕМНЫМИ ИШЕМИЧЕСКИМИ ПОРАЖЕНИЯМИ

¹Быков А.В., ¹Кореневская С.Н., ²Пархоменко С.А., ¹Родионов Д.С.

¹ ФГБОУ ВО Юго-Западный государственный университет, г. Курск, kstu-bmi@yandex.ru

²ФГБУ «3 Центральный военный клинический госпиталь им. А.А. Вишневского», г. Москва kstu-bmi@yandex.ru

Несмотря на значительные усилия мировой медицины проблема успешного лечения сердечно-сосудистых заболеваний далека от своего эффективного решения. Одним из широко распространённых заболеваний сердечно-сосудистой системы является ишемия различных органов и систем.

Специалисты, решающие задачи повышения качества оказания медицинской помощи населению, включая больных страдающих сердечно-сосудистыми заболеваниями, в том числе ишемией, одной из важных составляющих в общем процессе совершенствования методов управления лечебно-диагностическим процессом называют использование современных информационных и интеллектуальных технологий, реализуемых с помощью соответствующих систем поддержки принятия решений.

Результаты, предлагаемые в данной работе, основываются на шестилетнем (с 2011 года) наблюдением за 400 больными с хроническими облитерирующими заболеваниями артерий нижних конечностей, у части которых имелись сочетания ишемического поражения центральной гемодинамической системы, сердца и головного мозга. Пациенты имели различные стадии заболевания, вплоть до критической ишемии, требующей ампутации нижних конечностей.

В ходе проведенных исследований был определен набор задач, которые надо решать для построения системы поддержки принятия решений врачей, ведущих пациентов с ишемией нижних конечностей. В состав прогностических задач вошли: прогнозирование динамики развития КИНК; прогнозирование риска развития гангрены нижних конечностей (УО); оценка коэффициента вариабельности (KV); обратимость ишемического процесса (OI); прогнозирование исхода ишемии нижних конечностей по показателям УО, KV, OI; прогнозирование исхода ишемии нижних конечностей с учетом степени декомпенсации системы сердце-головной мозг (С-ГМ); прогнозирование течения хронической ишемии нижних конечностей и оценки степени ее тяжести (ST); оценка степени тяжести ишемического поражения центральной гемодинамической системы (ЦГС) ST_ц; оценка степени тяжести ишемического поражения нижних конечностей (НК) ST_к; оценка степени тяжести ишемического поражения сердца (С) ST_с; оценка степени тяжести ишемического поражения головного мозга (ГМ) ST_м; аппаратная оценка кровоснабжения стопы ноги по данным фотоплетизмограммы; комплексная оценка степени тяжести ишемического процесса организма с учетом ЦГС, НК, С, ГМ; оценка степени тяжести ишемических процессов с учетом системных взаимосвязей центральной и региональной гемодинамики; оценка степени декомпенсации региональной гемодинамики большого круга кровообращения; выбор базовых схем лечения; коррекция схем профилактики и лечения

Все перечисленные выше задачи решаются с использованием разнородного (гетерогенного) признакового пространства, формируемого в результате: опросов и осмотров (качество жизни, болевые ощущения в статике и динамике, образ жизни и т.д.); инструментальных исследований (доплеровские ультразвуковые исследования, электроокардиография, реография и др.); лабораторных исследований (гемостазиограмма, общий анализ крови и т.д.).

Учитывая большой положительный опыт кафедры БМИ ЮЗГУ в решении аналогичного класса задач в качестве базового математического аппарата был выбран метод синтеза гибридных нечетких решающих правил в гетерогенном пространстве признаков [1,2,3,4,5,6,7].

В качестве примера в таблице 1 представлен фрагмент алгоритма выбора схем лечения снижающих риск развития гангрены по показателю UO.

Таблица 1. Алгоритм выбора схем лечения

Уверенность в развитии гангрены (диапазон UO)	Схемы лечения
<0,25 (класс ω_1 , низкая уверенность)	Физ. р-р 200,0+5,0 в/в.к. – Трентал Физ. р-р 200,0+2,0 – Сулодексид
0,25-0,55 (класс ω_2 , средняя уверенность)	Физ. р-р 200,0+1 г – Неотон Физ. р-р 200,0+4,0 – Сулодексид
0,55-0,65 (класс ω_3 , высокая уверенность)	0,6 мл п/к – Низкомолекулярные гепарины (НМГ), Фраксипарин Физ. р-р 200,0+1 г в/в.к.– Неотон Физ. р-р 200,0+100 мкг Алипростана
>0,651 (класс ω_4 , очень высокая уверенность)	0,6 мл п/к – Низкомолекулярные гепарины (НМГ), Фраксипарин Физ. р-р 200,0+100 мкг Алипростана 6% – 500,0 в/в.к. – Рефортан Физ. р-р 200,0+800 мг – Актовегин

Сравнение эффективности результатов традиционных схем лечения со схемой, реализуемой в соответствии с предложенным алгоритмом (по таблице 2) показало, что скорость достижения положительных результатов увеличивается в 3,4 раза (на 68,3%), что уменьшает риск развития гангрены нижних конечностей в 2,8 раза (на 61,6%) и риск ампутации конечностей снижается в 4,1 раза (на 68,1%).

Перечисленные задачи, реализуемые системой нечетких гибридных моделей могут быть решены с использованием универсальной оболочки экспертовой системы (ЭС), разработанной на кафедре БМИ ЮЗГУ [5, 7].

В качестве внешнего дополнительного оборудования к ЭС может подключаться анализатор электрических характеристик, прибор для оценки параметров внимания и памяти, для вычисления уровней психоэмоционального напряжения и утомления, приборы оценки кровенаполнения сосудов ног пациента на основе аналоговых интерфейсов типа AFE с радиомодулями Bluetooth и GPS [6].

Разработанное математическое и программное обеспечение может быть реализовано не только с использованием достаточно мощных ПЭВМ, но и как приложения для смартфонов и планшетных компьютеров, что значительно расширяет возможности врачей сосудистых хирургов и ангиологов.

Библиографический список

1. Быков А.В. Прогнозирование степени тяжести развития ишемического процесса в сердце, головном мозге и нижних конечностях на основе нечетких моделей / А.В. Быков, Н.А. Кореневский, С.Г. Емельянов // Биомедицинская радиоэлектроника, 2016. - №9. - С. 4-9.
2. Кореневский Н.А. Оценка и управление состоянием здоровья на основе моделей Г. Раша. / Н.А. Кореневский, А.Н. Шуткин, Е.А. Бойцова, В.В. Дмитриева // Медицинская техника, 2015. - №6. - С. 37-40.
3. Кореневский Н.А. Метод синтеза нечетких решающих правил на основе моделей системных взаимосвязей для решения задач прогнозирования и диагностики заболеваний / Н.А. Кореневский, М.В. Артеменко, В.Я. Провоторов, Л.А. Новикова //Системный анализ и управление в биомедицинских системах. 2014. Т. 13. № 4. С. 881-886.
4. Кореневский Н.А, Использование нечеткой логики принятия решений для медицинских экспертных систем / Медицинская техника. – 2015ю - №1. – с.33-35.
5. Кореневский Н.А., Шуткин А.Н., Горбатенко С.А., Серебровский В.И. Оценка и управление состояния здоровья обучающихся на основе гибридных интеллектуальных технологий: монография, 2016. – Старый Оскол: ТНТ. – 472 С.
6. Кореневский Н.А. Метод синтеза гетерогенных нечетких правил для анализа и управления за состоянием биотехнических систем. Известия Юго-Западного государственного университета. Серия: управление, вычислительная техника, информатика. Медицинское приборостроение. - 2013– - №2. – С.99-103.
7. Быков А.В., Кореневская С.Н., Пархоменко С.А., Стародубцева Л.В, , Хрипина И.И. Прогнозирование развития гангрены нижних конечностей с использованием нечетких интеллектуальных технологий: монография, 2017. – Курск: «Издательский дом ВИП». – 420 с.

**INTELLECTUAL SUPPORT SYSTEM FOR THE MANAGEMENT OF PATIENTS WITH SYSTEMIC
ISCHEMIC LESIONS**

¹Bykov A.V., ¹Korenevskaya S.N., ²Parkhomenko S.A., ¹Rodionov D.S.

¹ Southwest State University, Kursk, kstu-bmi@yandex.ru

² Central Military Clinical Hospital named after A.A. Vishnevsky, Moscow, kstu-bmi@yandex.ru

The paper deals with the decision-making support system of a doctor, leading patients with ischemic lesions of various organs and systems, which is based on the application of the method of synthesis of hybrid fuzzy decision rules in the heterogeneous feature space formed by the expert group.

**ИСПОЛЬЗОВАНИЕ ТЕХНОЛОГИИ МЯГКИХ ВЫЧИСЛЕНИЙ ДЛЯ ВЕДЕНИЯ БОЛЬНЫХ С
ХРОНИЧЕСКИМИ ОБЛИТЕРИРУЮЩИМИ ЗАБОЛЕВАНИЯМИ АРТЕРИЙ НИЖНИХ
КОНЕЧНОСТЕЙ**

¹Кореневский Н.А., ¹Быков А.В., ¹Хрипина И.И., ²Пархоменко С.А., ³Гривачев Е.А.

¹ ФГБОУ ВО Юго-Западный государственный университет, г. Курск, kstu-bmi@yandex.ru

²ФГБУ «З Центральный военный клинический госпиталь им. А.А. Вишневского», г. Москва kstu-bmi@yandex.ru

³Первый Московский государственный медицинский университет им. И.М. Сеченова, г. Москва kstu-bmi@yandex.ru

Работами многочисленных отечественных и зарубежных ученых было убедительно показано, что для целого ряда заболеваний, включая хронические облитерирующие заболевания артерий нижних конечностей (ХОЗАНК), можно повысить достоверность прогнозирования и диагностики с учетом ограничений на оперативность и технико-экономические затраты, используя комплекс показателей, характеризующих различные проявления жизнедеятельности, количество и состав которых оптимизируется с помощью соответствующих математических методов.

Сложность этой проблемы заключается в том, что в целом ряде практических приложений факторы риска и другие информативные признаки имеют разнородную структуру и носят неполный и нечеткий характер, а структура классов не имеет четких границ, которые могут сильно пересекаться. Эти ограничения, а также требования оперативности и экономичности используемых методов и средств, создают предпосылки к поиску адекватных медико-технических методов и математических моделей, обеспечивающих приемлемое качество решения выбранного класса задач.

Анализ задач прогнозирования, донозологической диагностики, дифференциальной диагностики выбора рациональных схем профилактики и лечения сосудистой патологии стадий некоторых урологических заболеваний показал, что используемые признаки, как правило, носят нечеткий и разнородный характер. Структура классов при плохой формализации не имеет четких границ, которые к тому же имеют значительные области пересечения.

Учитывая нечеткую природу структуры данных, присущую выбранному классу задач, в качестве основного математического аппарата была выбрана технология мягких вычислений и, в частности, метод синтеза коллективов гибридных нечетких решающих правил, разработанный на кафедре БМИ ЮЗГУ [3,4,5,6].

Эффективность использования выбранной нечеткой технологии неоднократно применялась при решении сложных плохоинформализуемых медицинских задач [1,2,3,4,5,6,7].

В качестве основного элемента нечетких решающих правил выбрана функция принадлежности $\mu_{\omega_l}(x_i)$ к исследуемому классу состояний пациента ω_l с базовой переменной x_l , определяемой в пространстве информативных признаков $X = \{x_1, x_2, \dots, x_i, \dots, x_n\}$ размерностью n .

Из всего многообразия математических моделей, использующихся при синтезе коллективов гибридных нечетких решающих правил для решения поставленных в данной работе задач, был выбран следующий их набор.

1. Операции нечеткого сложения и умножения в терминологии Л.Заде:

$$YR_{\omega_l} = \min[(\mu_{\omega_l}(x_1), \mu_{\omega_l}(x_2), \dots, \mu_{\omega_l}(x_n)], \quad (1)$$

$$YR_{\omega_l} = \max[(\mu_{\omega_l}(x_1), \mu_{\omega_l}(x_2), \dots, \mu_{\omega_l}(x_n)], \quad (2)$$

где YR_{ω_l} - уверенность в принимаемом решении по классу ω_l

2. Модификация накопительной модели Е. Шортлифа:

$$YR_{\omega_l}(j+1) = YR_{\omega_l}(j) + \mu_{\omega_l}(x_{i+1})[1 - YR_{\omega_l}(j)], \quad (3)$$

$$YR_{\omega_l}(j+1) = YR_{\omega_l}(j) + YR^*_{\omega_l}(j+1)[1 - YR_{\omega_l}(j)], \quad (4)$$

где j – номер итерации; $YR_{\omega_l}(1) = \mu_{\omega_l}(x_1)$; $YR^*_{\omega_l}(j+1)$ - уверенность в решении от свидетельства с номером $j+1$:

3. Комбинированные правила продукций типа:

$$\text{ЕСЛИ } Q \text{ ТО } [YR_{\omega_l} = F_1(X)] \text{ ИНАЧЕ } [YR_{\omega_l} = F_2(X)], \quad (5)$$

где Q – четкое или нечеткое логическое условие; $F_1(X)$ и $F_2(X)$ четкие или нечеткие агрегаторы; X – вектор исходных признаков.

Важным этапом синтеза моделей принятия решений является формирование пространства информативных признаков и оценки эффективности выбираемых схем профилактики и лечения. В контексте данной работы эти задачи затрудняются отсутствием статистического материала достаточного объема и неоднородностью структуры данных. Одним из путей преодоления этих затруднений является использование теории измерения латентных переменных, которая разрабатывалась для исследования взаимосвязей переменных имеющих скрытую (латентную) природу по отношению к плохо формализуемым понятиям типа психоэмоциональное напряжение, утомление, функциональное состояние, прогноз появления и развития заболеваний, ранняя стадия заболевания и др.

В теории измерения латентных переменных ItemResponseTheory (IRT) устанавливается связь между двумя множествами значений латентных переменных [2,5,7]. Первое множество – значения латентных переменных, характеризующих уровень качества объектов наблюдения θ_i , где i – номер объекта и $i=1,2, \dots, n$. Второе множество – значения латентных переменных, определяющих значимость j -го индикатора β_j , $j=1,2, \dots, m$.

Для математической модели Г. Раша, связывающего «успех» объекта с уровнем его качества и значимостью индикатора принятая логистическая функция, имеющая вид:

$$P_{ij} = \frac{e^{\theta_i - \beta_j}}{1 + e^{\theta_i - \beta_j}}, \quad (6)$$

где P_{ij} - вероятность достижения i -м объектом значения латентного переменного θ_i при значении j -ой индикаторной переменной β_j .

Для реализации модели Г. Раша используется RUMM 2020 [].

Общая методология синтеза гибридных нечетких моделей, используемая для создания базы знаний системы поддержки принятия решений сосудистых хирургов и врачей ангиологов ведущих пациентов с ХОЗАНК описана в работах [].

В соответствии с этой технологией на первом этапе синтеза нечетких правил принятия решений было сформировано пространство информативных признаков, состоящих из трех основных блоков: «опрос» и осмотр (качество жизни, болевые ощущения в статике и динамике, образ жизни и т.д.); инструментальные исследования (доплеровские ультразвуковые исследования, эхо- и электрокардиограмма, реография и др.); лабораторные исследования (гемостазиограмма, общий анализ крови и т.д.)

На втором этапе исследований для каждого из информативных признаков были определены нечеткие функции, характеризующие тяжесть ХОЗАНК. На третьем этапе с использованием нечеткой агрегирующей функции была определена непрерывная шкала степени тяжести исследуемого заболевания на которой было определено четыре класса: норма, латентное состояние, реверсивное состояние, критическое состояние. На пятом этапе для каждого из классов состояний с использованием методов экспертного оценивания и теории измерения латентных переменных с моделью Г. Раша были оптимизированы схемы лечения. В качестве примера таблицей 1 представлен фрагмент алгоритма схем лечения при такой опасной разновидности ХОЗАНК как критическая ишемия нижних конечностей, осложнённая сахарным диабетом.

Таблица 1-Алгоритм выбора схем лечения

Класс состояний	Схема лечения
Норма	вессел-дуэф (в/м + таблетирование) этоксидол 2,0 (в/м + таблетирование)
Латентное состояние	1) физ. р-р 200,0 вессел-дуэф (инфузии + таблетирование) 2) физ. р-р 200,0 этоксидол (инфузии + таблетирование) 3) физ. р-р 200,0 цитофлавин (инфузии)
Реверсивное состояние	1) физ. р-р 200,0 вессел-дуэф (инфузии + таблетирование) 2) физ. р-р 200,0 цитофлавин (инфузии + таблетирование) 3) физ. р-р 200,0 алпростан (инфузии) 4) деринат (в/м)
Критическое состояние	1) физ. р-р 200,0 (вессел-дуэф) (инфузии) 2) физ. р-р + алпростан (инфузии) 3) антибиотикотерапия (парентерально) 4) деринат (в/м) 5) хир. санация 6) этокидол (в/м + таблетирование)

Библиографический список

1. Быков А.В. Прогнозирование степени тяжести развития ишемического процесса в сердце, головном мозге и нижних конечностях на основе нечетких моделей / А.В. Быков, Н.А. Кореневский, С.Г. Емельянов // Биомедицинская радиоэлектроника, 2016. - №9. - С. 4-9.
2. Кореневский Н.А. Оценка и управление состоянием здоровья на основе моделей Г. Раша / Н.А. Кореневский, А.Н. Шуткин, Е.А. Бойцова, В.В. Дмитриева // Медицинская техника, 2015. - №6. - С.37-40.
3. Метод синтеза нечетких решающих правил на основе моделей системных взаимосвязей для решения задач прогнозирования и диагностики заболеваний. Кореневский Н.А., Артеменко М.В., Провоторов В.Я., Новикова Л.А. Системный анализ и управление в биомедицинских системах. 2014. - Т. 13. - № 4. - С. 881-886.
4. Кореневский Н.А. Использование нечеткой логики принятия решений для медицинских экспертных систем / Н.А. Кореневский // Медицинская техника. – 2015. – №1. – С.33-35.
5. Кореневский Н.А. Оценка и управление состоянием здоровья обучающихся на основе гибридных интеллектуальных технологий: монография / А.Н. Шуткин, С.А. Горбатенко, В.И. Серебровский. – Старый Оскол: ТНТ, 2016. – 472 с.
6. Кореневский Н.А. Метод синтеза гетерогенных нечетких правил для анализа и управления состоянием биотехнических систем / Н.А. Кореневский // Известия Юго-Западного государственного университета. Серия: управление, вычислительная техника, информатика. Медицинское приборостроение. – 2013. – №2. – С.99-103.
7. Прогнозирование появления и развития гангрены нижних конечностей с использованием нечетких интеллектуальных технологий: монография / А.В. Быков, С.Н. Кореневская, С.А. Пархоменко, Л.В. Стародубцева, И.И. Хрипина. – Курск: «Издательский дом ВИП», 2017. -420 с.

USE OF TECHNOLOGY OF SOFT CALCULATIONS FOR THE MANAGEMENT OF PATIENTS WITH CHRONIC OBLITERATING DISEASES OF LOWER LIMB ARTERIES

¹N.A Korenevskiy, ¹Bykov A.V., ¹Khripina I.I., ²Parkhomenko S.A., ³Grivachev E.A.

¹Southwest State University, Kursk, kstu-bmi@yandex.ru

² Central Military Clinical Hospital named after A.A. Vishnevsky, Moscow, kstu-bmi@yandex.ru

³First Moscow State Medical University named after I.M. Sechenova, Moscow, kstu-bmi@yandex.ru

In this paper we show that a number of medical problems for forecasting, early and differential diagnosis in the construction of the relevant expert systems appropriately addressed using the methods of fuzzy logic decision adapted to the classification problems .

To select the shape and parameters of membership functions to the studied classes of states and how they are encouraged to use the aggregation methodology exploratory analysis. Recommendations are given for the synthesis of fuzzy decision rules for constructing the knowledge base of medical decision support systems.



УВЕЛИЧЕНИЕ НАДЕЖНОСТИ ПЕРЕДАЧИ БИОМЕДИЦИНСКОЙ ИНФОРМАЦИИ ПУТЕМ ИСПОЛЬЗОВАНИЯ ЛОГИЧЕСКИХ ПРЕДЫСКАЖЕНИЙ ЦИФРОВЫХ СИГНАЛОВ

Полушкин П.А., Белов А.Д., Лось В.О.

Владимирский государственный университет имени Александра Григорьевича и Николая Григорьевича Столетовых, pap@vlsu.ru

Современные тенденции развития средств передачи информации во многом заключаются в значительном росте ее объемов. Это в полной мере относится и к различным видам медицинской и биологической информации, что обусловлено расширением диагностических возможностей соответствующей аппаратуры. Это, в свою очередь, требует использования высокоскоростных методов и широкополосных каналов передачи.

К сожалению, с расширением используемой полосы частот появляются дополнительные специфические искажения сигналов, вызванные неравномерностью частотной характеристики $K(f)$ (ЧХ) канала передачи ([1,2]). В системах, использующих аналоговые сигналы, это проявляется в появлении частотно-селективных замираний. В цифровых системах, которые характерны для высокоскоростной передачи, неравномерность ЧХ

приводит к межсимвольным искажениям соседних передаваемых символов. Искажения вызваны тем, что при передаче по каналу с неравномерной ЧХ энергия каждого символа рассеивается по времени на определенном интервале. Если этот интервал времени соизмерим с длительностью нескольких символов, то компоненты каждого символа при приеме накладываются на соседние символы и интерферируют с ними, т.о. появляется межсимвольная интерференция (МСИ). Наличие МСИ значительно ухудшает качественные показатели системы передачи информации вплоть до полного ее срыва. Неприятной особенностью МСИ является то, что увеличение мощности передатчика (в отличие от соотношения «сигнал/шум») здесь отнюдь не улучшает условия передачи и не снижает негативных последствий МСИ.

Известны и используются различные методы борьбы с МСИ ([1,2]). Во многих случаях применение коррекции различного вида может уменьшить ее негативное влияние. Используются корректирующие фильтры, имеющие частотную характеристику, близкую к $1/K(f)$. В результате использования такого корректирующего фильтра неравномерность ЧХ в значительной степени ослабевает, соответственно, уменьшается и МСИ.

Использовать корректирующие фильтры возможно как на приемной, так и на передающей сторонах, что имеет свои недостатки. Использование корректирующего фильтра в приемнике позволяет считать форму ЧХ полезного сигнала после фильтра в достаточной степени восстановленной. В то же время, если до фильтра энергетический спектр шумов был достаточно равномерным, то после фильтра его равномерность нарушается. При этом в некоторых участках рабочей полосы частот в частотной характеристике $K_I(f)$ канала могут появляться значительные провалы, вплоть до уровней, близких к нулевым. Это приводит к тому, что в обратной характеристике $1/K_I(f)$ в этих местах полосы мощность шумов будет возрастать очень значительно. Отношение «сигнал/шум» падает, что компенсирует улучшение общей помехоустойчивости за счет нейтрализации действия МСИ (которая может в принципе даже снижаться).

Если в системе используется двухсторонняя передача, то возможно корректировать спектр передаваемого сигнала. Для этого необходимая информация транслируется обратно на передатчик по служебному каналу обратной связи. Коррекция также заключается в пропускании передаваемого сигнала через фильтр с ЧХ, близкой к $1/K_I(f)$. В результате на приемник приходит сигнал, спектр которого искажен МСИ в гораздо меньшей степени, чем без коррекции. Шумовая составляющая приемника в этом случае не меняется, однако подобный подход также не свободен от недостатков. Они заключаются в том, что после прохождения корректирующего фильтра при любом исходном спектре ухудшается пик-фактор сигнала. А, поскольку, обычно стремятся использовать все возможности каскадов передатчика и работают на мощности, близкой к максимальной, то с ухудшением пик-фактора снижается средняя мощность передаваемого (а значит и принимаемого) сигнала, т.е., среднее отношение «сигнал/шум». В то же время оно определяет средний уровень вероятности ошибки и его снижение может значительно ухудшить помехоустойчивость.

Используется также модифицированный вариант процедуры Витерби («эквалайзер Витерби»), основанный на «мягком» сверточном декодировании и базирующийся на схожести механизмов воздействия МСИ и процедуры сверточного кодирования ([1,2]). Недостатком метода может служить значительная зависимость его эффективности от уровня шумов приемника.

Предлагается другой путь реализации предварительной коррекции передаваемого сигнала ([3]). Он состоит не в физической, а в логической коррекции передаваемой информационной последовательности. Действительно, если в приемнике заранее известно, как в результате действия МСИ исказится принятый сигнал, то можно передавать не исходную логическую последовательность символов x_1 , которая после воздействия МСИ в приемнике превратится в y_1 (причем $x_1 \neq y_1$), а некоторую другую последовательность x_q , которая превратится в некоторую последовательность y_q . Возможно подобрать такую последовательность x_q , чтобы полученная y_q была существенно ближе к x_1 или вообще с ней совпадала ([3]). При этом действие МСИ будет значительно ослаблено. Поскольку передаваемая последовательность x_q не совпадает с исходной информационной последовательностью x_1 , то использование данного метода эквивалентно внесению логических предыскажений в передаваемый сигнал. Метод может быть использован совместно с другими методами повышения помехоустойчивости (например, совместно с методами помехоустойчивого кодирования и независимо от них). Стоит вопрос, как получить требуемую последовательность x_q . Для этого предлагается также использовать модифицированный алгоритм Витерби, но применять его не в приемнике, а в передатчике.

Как известно, сверточное декодирование по алгоритму Витерби представляет собой анализ возможных траекторий (путей) по решетке, которые строятся по определенным правилам. Такая решетка состоит из повторяющихся однотипных ячеек, имеющих одинаковую структуру, которые последовательно примыкают своими сторонами одна к другой, так, что правая сторона одной ячейки является левой стороной последующей ячейки, при этом каждая ячейка соответствует одному переданному информационному символу. Из каждого состояния левой стороны ячейки возможны два перехода в два состояния правой стороны, соответствующие значениям логических нуля или единицы данного символа. Когда приемник принимает кодовые символы, то определяются метрики каждого перехода как расстояния между значениями принятых символов и значениями переходов. На их основе рассчитываются суммарные метрики различных вариантов путей по решетке, часть путей отбрасывается, а оставшийся путь определяет декодируемый сигнал.

Структура «эквалайзера Витерби» и предлагаемого метода в основном совпадают с описанной. На рисунках 1 и 2 приведены только их отличающиеся фрагменты. При воздействии МСИ происходит алгебраическое суммирование арифметических значений, соответствующих взвешенным значениям нескольких соседних символов. В связи с этим на каждом шаге по решетке обрабатывается только один

принятый символ. Алгоритм «эквалайзера Витерби» отличается тем, что в операции формирования значений переходов формируются по принципу воздействия МСИ. Отличия структурной схемы предлагаемого алгоритма приведены также в виде фрагмента отличающейся части на рисунке 2. Отличия заключаются в том, что данная схема используется в передатчике. При вычислении метрик переходов в качестве образца используется не принятый сигнал u , имеющий дробные значения, а исходный информационный сигнал x , имеющий логические значения и расстояния вычисляются не по правилу Эвклида, а по правилу Хемминга, т.е. как модули арифметических разностей.



Рисунок 1 – Фрагмент схемы алгоритма «эквалайзера Витерби»



Рисунок 2 – Фрагмент схемы с алгоритмом с логическими предыскажениями.

Таким образом, использование предложенного метода уменьшает негативное воздействие межсимвольной интерференции и повышает помехоустойчивость передачи цифровых сигналов.

Библиографический список

1. Скляр Б. Цифровая связь. Теоретические основы и практическое применение/ пер. с англ. – М.: Изд. дом “Вильямс”, 2003. – 1104с.
2. Полушин П.А. Методы борьбы с помехами и искажениями – LAP LAMBERT Academic Publishing, Saarbrucken, Germany, 2011. – 341 пр.
3. Полушин, П.А. Применение логических предыскажений для борьбы с межсимвольной интерференцией цифровых сигналов / П.А.Полушин, В.О. Лось, А.Д.Белов. 12-я МНТК «Перспективные технологии в средствах передачи информации», Владимир: ВлГУ. – 2017. Том II. – С.8-10.

INCREASE OF RELIABILITY OF BIOMEDICAL INFORMATION TRANSMITTING BY MEANS OF USE OF LOGICAL PREDISTORTION OF DIGITAL SIGNALS

Polushin P.A., Belov A.D., Los V.O.

Method of logical predistortion of transmitted digital signals is described. Method gives possibility to decrease negative influence of intersymbol interference.

ВОЗМОЖНОСТИ ПРИМЕНЕНИЯ ДИАГНОСТИКИ НЕДВОИЧНЫХ БЛОКОВЫХ КОДОВ ДЛЯ УСТРАНЕНИЯ СРЫВОВ ПЕРЕДАЧИ СИГНАЛОВ В МЕДИЦИНСКИХ КАНАЛАХ

Полушин П.А., Никитин О.Р., Катков Д.В.

Владимирский государственный университет имени Александра Григорьевича и Николая Григорьевича Столетовых, pap@vlsu.ru

В настоящее время определенная часть общего объема медицинской информации передается по радиоканалам, причем доля такой информации имеет тенденцию возрастать. Поскольку помехоустойчивость передачи сигналов зачастую является недостаточной, то широко используются такие средства ее повышения, как помехоустойчивое кодирование. Различные виды помехоустойчивого кодирования достаточно эффективны для повышения помехоустойчивости, однако возможны различные ситуации, приводящие к срыву работы декодеров ([1,2]).

Для нормальной работы средств декодирования на приемной стороне должна быть точно известна структура и параметры используемого кода. В то же время требуется учитывать, что возможные условия работы системы передачи могут быть достаточно разнообразными. Например, требуемые для декодирования

параметры применяемого кодера известны не полностью или неизвестны вообще, в частности в случае быстрой смены передатчиком характеристик используемого кода, передача информации о которых в приемник может задерживаться. Возможно также, что при смене канала передачи или системы передачи требуемая информация будет утеряна.

Естественно, в отсутствие требуемой информации о кодере декодирование либо невозможно в принципе, либо возможно только частичное декодирование. Когда применяются систематические коды, то исходную передаваемую информационную последовательность часто можно восстановить, но исправление ошибок невозможно. Это приводит к тому, что исправляющая способность декодера полностью утрачивается, как и смысл использования кодов, и помехоустойчивость передачи падает значительно ниже требуемого предельного минимума. В том случае, если используется несистематическое кодирование, восстановление передаваемой информационной последовательности (пусть с низкими показателями помехоустойчивости) вообще невозможно, при этом передаваемая информация теряется безвозвратно. Таким образом, в целом ряде ситуаций показатели помехоустойчивости передачи, становятся недопустимо низкими.

В то же время сущность процедуры кодирования содержит возможности получения необходимой информации о параметрах кодера. Она заключается в том, что при кодировании в закодированную последовательность символов по определенному правилу вносятся взаимосвязи между символами, при этом получаемая кодовая последовательность становится структурированной. Такие взаимосвязи определяются методом кодирования и несут информацию о его параметрах. Выявление и анализ этих связей (диагностика кодовой последовательности) позволяет определить необходимые параметры.

Среди используемых кодов большую часть занимают блоковые коды. При их использовании исходная последовательность, содержащая информацию, которую требуется передать по системе связи, разбивается на группы одинаковой длины (информационная часть блока длиной k символов). К ним последовательно добавляются дополнительные символы, полученные по определенному правилу на основе информационных символов (проверочная часть блока длиной b символов). Вместе они образуют передаваемый кодовый блок, состоящий из $n=k+b$ символов.

По ряду причин очень часто используются циклические блоковые коды в систематической форме. Для диагностики таких видов двоичных кодов в [3,4] предложены различные методы. Однако они могут быть расширены и на недвоичные блоковые коды. Расширение связано с использованием аппарата конечной алгебры ([1]). В недвоичных кодах блок формируется не из отдельных бит, а из символов, содержащих несколько бит. Недвоичные блоковые коды (коды Рида-Соломона) приобрели широкое распространение в связи со значительными преимуществами перед другими кодами. Они заключаются в том, что в блоке при декодировании может быть исправлено $b/2$ произвольно расположенных поврежденных символов. Кроме этого, поврежденный символ исправляется независимо от того, сколько бит в нем повреждено, т.о. они эффективны для борьбы с короткими импульсными помехами. Параметры кода n и k связаны соотношением $(n,k)=(2^m-1, 2^m-1-b)$, где m – некоторое целое число, большее двух. Обработка недвоичных кодов в математическом плане существенно сложнее, чем двоичных кодов, поскольку здесь используется аппарат конечной алгебры, существенно отличающийся от привычной линейной алгебры. Вкратце они заключаются в следующем.

Объекты составляют конечное поле, т.е. набор конечного размера (поле Галуа – GF). Конечность поля заключается в том, что если операция над объектом порождает новый объект, то этот объект также обязательно принадлежит тому же набору. Любому простому числу p ставится в соответствие конечное поле. Оно обычно обозначается, как $GF(p)$ и содержит p элементов. На его основе строится поле расширения $GF(p^m)$, где m – целое положительное число. Символы такого поля при $p=2$ используются для построения недвоичных кодов, в частности, кодов Рида-Соломона. В этом поле кроме элементов 0 и 1 вводятся новые элементы, которые обозначаются некоторым символом a или α в определенной степени. Каждый символ недвоичного кода содержит m бит, т.о. возможны 2^m-1 вариантов m -битовых символов. Количество различных элементов в конечном поле также равно 2^m-1 , при этом каждый элемент a с определенным показателем степени соответствует конкретному варианту битового содержания одного из возможных вариантов символа.

Действия над элементами фактически сводятся к действиями над показателями степеней. Степень любого элемента, равную или большую, чем 2^m-1 , понижают до степени, меньшей, чем 2^m-1 в соответствии с правилом: $a^{(2^m+n)} = a^{(2^m-1)} a^{n+1} = 1 \cdot a^{n+1} = a^{n+1}$. Правила действия с элементами конечного поля основываются на их представлении в виде определенных полиномов (двоичных полиномов) $P(X)$ от числа X , где число X может принимать значения 0 или 1. Степени числа X – это базисные элементы. При них стоят некоторые коэффициенты, которые тоже равны нулю или единице. (Если какой-либо из них равен нулю, то в данном полиномиальном представлении данная степень X отсутствует).

Умножение элементов a представляет собой простое сложение по модулю 2^m-1 их степеней. Сложение элементов с любыми степенями производится по более сложному правилу. Для сложения коэффициентов a складываются соответствующие им полиномы по степеням X , причем коэффициенты при одинаковых степенях X складываются по модулю 2. Полученный в результате такого сложения полином соответствует одному из элементов a с определенным показателем степени, причем в достаточно сложной зависимости от исходных степеней складываемых коэффициентов. Используется также операция деления полиномов с учетом того, что в правилах операции по модулю 2 сложение эквивалентно вычитанию.

Для диагностики используются следующие свойства кодовых блоков. Кодирование производится с использованием некоторого полинома $g(X)$, называемого полиномиальным генератором. (Цель диагностики –

определить вид используемого полиномиального генератора.) Максимальная степень полиномиального генератора равна $n-k=b$. Передаваемая информационная последовательность представляется вектором $\mathbf{m}(X)$, где умножение на X соответствует сдвигу по времени на интервал длительности символа, т.е. к следующему символу. Элементы a используются, как коэффициенты при различных степенях X .

При кодировании вектор $\mathbf{m}(X)$ умножается X^{n-k} , что соответствует сдвигу вверх на b разрядов. Далее полученный полином $X^{n-k} \mathbf{m}(X)$ делится на полиномиальный генератор $\mathbf{g}(X)$, в результате получается частное от деления $\mathbf{q}(X)$ и остаток от деления $\mathbf{p}(X)$. Это можно записать, как:

$$X^{n-k} \mathbf{m}(X) = \mathbf{q}(X)\mathbf{g}(X) + \mathbf{p}(X).$$

После этого для получения искомого кодового слова $\mathbf{U}(X)$ к делимому прибавляется полученный остаток, в результате получается (с учетом эквивалентности сложения и вычитания):

$$\mathbf{U}(X) = X^{n-k} \mathbf{m}(X) + \mathbf{p}(X) = \mathbf{q}(X)\mathbf{g}(X) + \mathbf{p}(X) + \mathbf{p}(X) = \mathbf{q}(X)\mathbf{g}(X). \quad (1)$$

Из (1) следует, что независимо от содержания передаваемой информационной последовательности, *все* кодовые блоки обязательно содержат некоторый *одинаковый* общий множитель, равный полиномиальному генератору. Отсюда следует предлагаемый принцип диагностики – рассмотрение некоторого количества принятых кодовых блоков и анализ полиномиальных множителей, на которые можно разложить каждый принятый кодовый блок и на основе этого определение того, какие из них являются одинаковыми для всех кодовых блоков.

Естественно, если сравнивать, только два кодовых блока, то одинаковыми в них кроме полиномиального генератора могут оказаться и еще какие-либо полиномиальные множители. Однако если производить последовательный анализ достаточно большого их числа с оставлением только замеченных одинаковых полиномов, то количество подобных «оставленных» полиномов будет уменьшаться, пока не останется полином, равный искомому полиномиальному генератору.

Библиографический список

1. Скляр Б. Цифровая связь. Теоретические основы и практическое применение/ пер. с англ. – М.: Изд. дом “Вильямс”, 2003. – 1104с.
2. Полушин П.А. Методы борьбы с помехами и искажениями – LAP LAMBERT Academic Publishing, Saarbrucken, Germany, 2011. – 341 pp.
3. Корнеева, Н.Н. Алгоритм диагностики циклических кодов на основе непосредственного вычисления простых полиномов [Текст] / Н.Н. Корнеева, О.Р. Никитин, П.А.Полушин // Радиотехнические и телекоммуникационные системы. – 2017. – №1. – С. 62-68.
4. Корнеева, Н.Н. Декодирование циклических кодов при неизвестной структуре кодера [Текст] / Н.Н.Корнеева, О.Р.Никитин // 11-я МНТК «Перспективные технологии в средствах передачи информации – ПТСПИ-2015» – Владимир–ВлГУ–2015. – С.156-158.

POSIBILITIES OF NONBINARY BLOCK CODE DIAGNOSTICS FOR ELIMINATION OF SIGNAL TRANSMISSION INTERRUPTIONS IN MEDICAL CHANNELS

Polushin P.A., Nikitin O.R., Katkov D.V.

Method of block code diagnostics is described. It is based on specific ties between various blocs. Ties are evinced in common parts of each block.



АЛГОРИТМ ОБРАБОТКИ И АНАЛИЗА СИГНАЛОВ В СИСТЕМЕ УДАЛЕННОГО МОНИТОРИНГА ФИБРИЛЛЯЦИИ ПРЕДСЕРДИЙ

Нгуен Туен Чонг

Санкт-Петербургский государственный электротехнический университет «ЛЭТИ» им. В.И. Ульянова (Ленина), nguyentuyen1988@gmail.com

Введение. Фибрилляция предсердий (ФП) является одним из распространенных видов нарушений сердечной деятельности. Согласно статистике, ФП увеличивает риск развития инсульта примерно в 5 раз, а у каждого шестого больного данным заболеванием встречается острое нарушение мозгового кровообращения. Вероятность развития ФП у людей, достигающих возраста 40 лет, составляет 25 %. Для диагностики ФП в клинических условиях широко используется метод холтеровского мониторирования ХМ. Однако метод ХМ не всегда поможет выявлять эпизодов ФП за время регистрации ЭКГ сигналов, так как, эпизод ФП может

наступать внезапно и продолжается в течении от нескольких секунд до часов, симптомы заболевания могут быть не явны (бессимптомный) и эпизоды аритмии могут появляться в любое время суток. Часто возникает необходимость в удаленном мониторинге в онлайн режиме состояния здоровья пациентов, которые находятся вне лечебного учреждения и продолжают наблюдаться у врача, для оказания им экстренной медицинской помощи при обострении заболевания. Лечащий врач получает подробную информацию о текущем состоянии пациента, динамике изменения состояния пациента в процессе длительного мониторинга. При частом повторении критических состояний у пациента, врачом принимается решение о медицинской экстренной помощи.

В настоящее время, с развитием современной компьютерной и телекоммуникационной технологии, применение телемедицинской системы обеспечивает возможность удаленной тревожной сигнализации для повышения достоверности выявления эпизодов ФП в онлайн режиме, так и, повышения эффективности и надежности системы удаленного мониторинга состояния пациента при критических условиях.

Цель работы – разработка метода и алгоритма для выявления эпизодов ФП в условиях жизнедеятельности для повышения достоверности диагностики ФП, анализ способа применения в системе удаленного мониторинга у пациента с ФП.

Алгоритма для выявления эпизодов ФП. Задача выявления эпизодов ФП в условиях жизнедеятельности является достаточно сложной из-за влияния факторов, усложняющих достоверную оценку диагностически значимых показателей ДЗП ЭКГ сигнала. Этим объясняется низкая эффективность выявления ФП с помощью известных носимых систем мониторинга. Так как система предназначается для непрерывного мониторинга состояния пациента, как в состоянии покоя, так и в движении, то оценка состояния пациента осложняется наличием различных помех, такие как, миографические помехи, двигательные артефакты. Это, безусловно сказывается на надежности оценки сердечного ритма и достоверности выявления ФП. Поэтому для снижения влияния помех на ЭКГ сигнал предлагается нами использовать грудное отведение для выявления эпизодов ФП.

При нарастании ФП, как правило, в ЭКГ сигнале увеличивается вариабельность сердечного ритма ВСР, и присутствует предсердная f волна с различной амплитудой и формой вместо Р волн и наиболее видно регистрируется в отведениях II, III, V1, V2 и aVR. Для выявления эпизодов ФП предложены различные методы и алгоритмы [1-4]. Первая группа методов обуславливается на основе нерегулярности RR интервалов [1, 2]. Во второй группе методов оценивается хаотичность f волн с помощью спектрального анализа [3]. В третьей группе методов на основе обоих признаков нарастания ФП – нерегулярность RR интервалов и отсутствие Р волн [4]. Полученные результаты показали, что для повышения достоверности диагностики ФП необходимо учитывать и оценивать комплекс показателей, характеризующих нарастание ФП: увеличение ВСР, отсутствие Р волн и присутствие f волн. Разработанный нами модифицированный алгоритм учитывает изменение целого ряда показателей: вариационный размах ВСР dRR , среднее значение ВСР $RRmean$, стандартное квадратное отклонение ВСР $dispRR$ и вариабельность ТQ сегментов $VarDe$ с исключением различных видов аритмий, не связанных с ФП (предсердные и желудочковые экстрасистолы). При этом состояние пациента с ФП определяется логической функцией $F_S = S_1 \circ S_2 \circ S_3$, где событие S_1 – увеличение ВСР, S_2 – отсутствие Р волн и S_3 – присутствие f волн [5]. Для выявления эпизодов ФП необходимо осуществлять следующие этапы преобразования.

На первом этапе обработки сигналов осуществляется фильтрация ЭКГ сигналов. В условиях активной жизнедеятельности в регистрируемом ЭКГ сигнале появляется дрейф изолинии. Для его устранения, сравнивая с различными методами, здесь используются медианные фильтры. Далее для удаления высокочастотных составляющих ЭКГ сигнала используется фильтр Савицкого-Голея.

Второй этап – выделение характерных точек ЭКГ сигнала. Наиболее важное имеет место выделение Р зубцов ЭКГ сигнала. Для этого был использован алгоритм Пана-Томпкинса [6], состоящий из следующих этапов: полосовой фильтрации, дифференцирования, возведения в квадрат, интегрирования сигнала, адаптивной пороговой процедуры и процедуры поиска. Далее, определяются границы QRS комплекса с помощью окна шириной 120 мс относительно Р зубцов. Окончание Т волны определяется с помощью алгоритма Zhang [7].

На третьем этапе обработки осуществляется выделения предсердных и желудочковых экстрасистол. При непрерывной длительной регистрации ЭКГ сигнала у пациента с ФП часто встречаются виды аритмий, такие как, одиночные или групповые экстрасистолы. Для повышения обнаружения эпизодов ФП (повышение специфичности S_p и чувствительности S_e), необходимо исключить все эти виды аритмий, несвязанных с ФП.

С учетом того, что RR интервал при экстрасистолии достаточно малый ($RR \leq 0,45$ с), нами предложен следующий алгоритм. Сравнивая с средним значением RR интервалов скользящего окна обработки, определяется пороговое значение $Thr = \frac{N_B}{1,25N_B - 0,34M} \overline{RR}$, где N_B - количество кардиоциклов в окне

обработки, M - количество RR интервалов, которые имеют неравенство $RR \leq 0,45$ с. Если значение RR интервала меньше значения порога Thr , комплекс включается в групповые экстрасистолы.

На четвертом этапе формируется комплекс ДЗП для выявления эпизодов ФП. Здесь осуществляются вычисление показателей с учетом исключения сказанных аритмий. Статистические показатели ВСР

вычисляются по формуле (RR_{max} , RR_{min} – максимальное и минимальное значение RR интервалов, N'_B – общее количество кардиоциклов после исключения видов аритмий).

$$\begin{cases} dRR = RR_{max} - RR_{min}; \\ RR_{mean} = \sum RR / N'_B; \\ dispRR = \sqrt{\sum (RR - RR_{mean})^2 / (N'_B - 1)}. \end{cases}$$

При ФП, предсердная f волна появляется по всему кардиоциклу и амплитуда предсердной f волны может быть крупной (амплитудой больше 0,1 мВ) и мелкой (амплитуда меньше 0,1 мВ). При норме, сегменты PR не изменяются по циклам и продолжительность QT стабильна. Для оценки отсутствия P волн при ФП и присутствия хаотичной f волны, выделяем TQ сегменты ЭКГ сигнала скользящего окна. При этом, осуществляется синхронизация TQ сегментов по максимальной длине их продолжительности и вычисляется отношение Эвклидово расстояний между рассматриваемым TQ_j сегментом и усредненным TQ сегментом \overline{TQ} по следующей формуле ($\|X\|$ - длина вектора X).

$$De = \frac{\|TQ_j - \overline{TQ}\|}{\|TQ_j\|}.$$

При нарастании ФП, увеличивается изменчивость TQ сегмента в следствии появления f волн на участках ЭКГ сигнала. Задаем некоторый порог D_ϕ и вычисляем отношение ($N_{De \geq D_\phi}$ - количество значений De больше чем D_ϕ).

$$VarDe = \frac{N_{De \geq D_\phi}}{N'_B}.$$

Для выявления эпизодов ФП сформируем комплекс показателей $\Theta_1 = \{\Pi_{BCP}, Var_{TQ}\}$, где Π_{BCP} – показатели ВСР (dRR , RR_{mean} , $dispRR$) и Var_{TQ} – показатели вариабельности TQ сегментов (De и $VarDe$). Если значения показателей превышают значения порогов, событие рассматривается как эпизод ФП.

Модифицированный комплекс показателей для дифференциации фибрилляции-трепетания предсердий. Пациенты, страдающие ФП, часто сопровождаются трепетанием предсердий. При трепетании предсердий в ЭКГ сигнале зубец P отсутствует, но видны правильное чередование крупных F волн с частотой 220-350 ударов в минуту. В атриовентикулярном узле часть импульсов блокируется и желудочки могут возбуждаться и сокращаться ритмично с определенным соотношением к предсердным волнам.

Для дифференцирования трех классов «норма», «фибрилляции предсердий» и «трепетание предсердий» рассматриваем дополнительную характеристику спектральной плотности мощности предсердной активности СПМ, полученной путем удаления QRST комплексов из ЭКГ сигнала [8]. Отмечается, что при ФП наблюдается изменяющаяся доминантная частота f_d СПМ в диапазоне от 3 Гц до 12 Гц с более шире полосой пропускания, а при трепетании предсердий, доминантная частота f_d СПМ стабильна и находится в диапазоне от 4 до 6 Гц с узкой полосой пропускания. При норме, СПМ состоит из нескольких составляющих гармоник в диапазоне от 1 Гц до 10 Гц и в том случае нельзя утверждать о наличии доминантной частоты.

Для дифференцирования этих состояний пациента, проводим расчеты добротности Q и показателя концентрации по доминантной частоте на определенном уровне СПМ SC и также количество пиков СПМ N_p .

$$Q = \frac{f_d}{\Delta f},$$

$$SC = \frac{\int\limits_{0.82f_d}^{1.18f_d} P(f) df}{\int\limits_{f_d/2}^{f_d} P(f) df}.$$

Составим модифицированный комплекс показателей $\Theta_2 = \{\Pi_{BCP}, Var_{TQ}, \Pi_{FW}\}$, где Π_{FW} – показатель СПМ (Q , SC , N_p). Задавая пороговые значения для всех этих показателей, можно дифференцировать три данных классов по линейной классификации.

Проверка алгоритма. Для оценки эффективности разработанного алгоритма были использованы базы данных MIT BIH AF Database Массачусетского технологического института и базы данных Национального Исследовательского Медицинского Центра им. В.А. Алмазова (г. Санкт-Петербург) с верифицированными записями ЭКГ сигналов. Первая база данных содержит 25 записи с продолжительностью регистрации около 10

часов, по каждой включаются 2 ЭКГ сигнала с частотой дискретизации 250 Гц и 10-разрядным аналого-цифровым преобразователем АЦП, все записи имеют пароксизмальную форму ФП. Вторая база содержит 6 записи с продолжительностью около 24 часов с частотой дискретизации 257 Гц и 16-разрядный АЦП, в том числе, 1 из них – постоянная ФП, 1 – постоянное трепетание предсердий, 4 – пароксизмальная ФП. С применением разработанного алгоритма, показатель специфичности Sp , чувствительности Se и точности Acc выявления ФП составили, соответственно, 95 %, 94 % и 94,5 %, и для дифференциации фибрилляции-тревожного предсердий полученная точность составляет 95 %.

Экспериментальные исследования. Для проверки эффективности разработанного алгоритма для выявления эпизодов ФП в онлайн режиме в системе удаленного непрерывного мониторинга состояния пациента была разработана нами носимая система (рис. 1) [8]. Носимое устройство пациента предназначается для регистрации ЭКГ сигнала грудного отведения, реализующее на базе усилителя биопотенциалов (УБП) микросхемы AD8232, 32-разрядного микроконтроллера (МК) STM32F407VG с 12-разрядным АЦП, контроллера Bluetooth (КБТ) для надежной передачи данных на расстоянии до 15 м. Сигнал далее поступает на носимый компьютер пациента (СМП) (смартфон, планшет и персональный компьютер) для мониторинга ДЗП, выявления эпизодов ФП и оповещения критических состояний здоровья пациента. Далее биомедицинская информация передается по каналу WLAN или WWAN на сервер лечебного учреждения (СЛУ), осуществляющего мониторинг состояния здоровья и прогнозирования обострения ФП. Врач получает подробнейшую информацию состояния пациента в процессе длительного мониторинга на смартфоне врача или стационарном компьютере (СМВ), прогноз состояния здоровья на ближайшие дни, пациенты могут быть рекомендованы врачом по оказанию медицинской помощи.

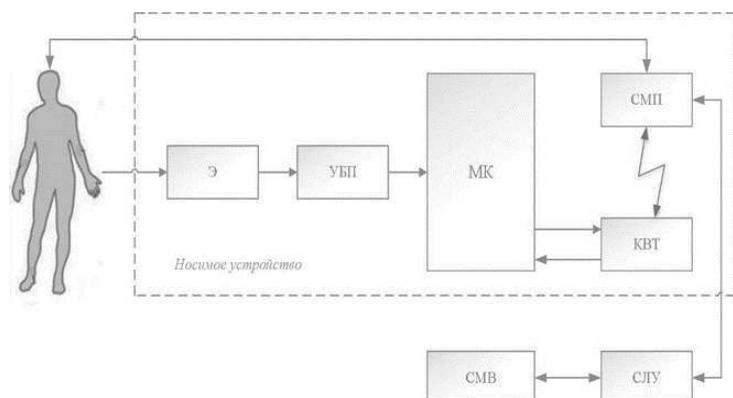


Рисунок 1- Структура носимой системы для удаленной тревожной сигнализации эпизодов ФП

Реализация разработанного алгоритма выявления эпизодов ФП осуществляется на смартфоне (планшете). В данной работе используется операционная система Android с программным обеспечением, разработанным на языках С / С++ (Android NDK). Алгоритм обработки ЭКГ сигнала осуществляется по скользящему окну продолжительностью 10 с. Данное окно сдвигается дискретно с шагом 300 отсчетов с частотой дискретизации 250 Гц. При наступлении ЭКГ сигнала в СМП, на экране смартфона отображаются ДЗП и текущее состояние пациента (рис. 2).

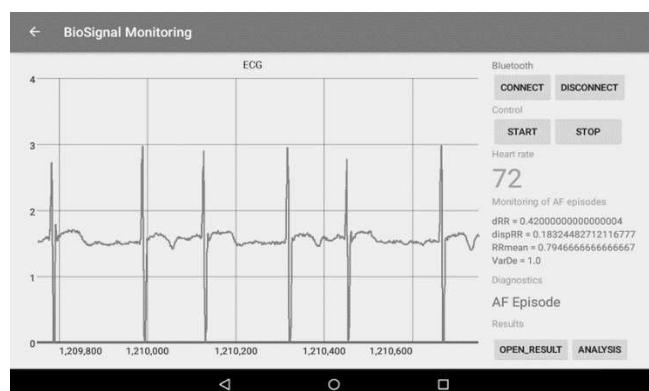


Рисунок 2- Мобильное приложение для выявления эпизодов ФП

Выводы. Для повышения достоверности выявления эпизодов ФП и дифференцирования фибрилляции-тревожного предсердий необходимо оценивать и учитывать комплекс показателей, отражающих нарастание ФП: увеличение ВСР, отсутствие Р волн и присутствие f волн. Экспериментальные исследования показали, что разработанный алгоритм имеет перспективы для внедрения в системе удаленной тревожной сигнализации эпизодов ФП.

Библиографический список

1. Moody G.B., Mark R.G. A new method for detecting atrial fibrillation using R-R intervals // Computers in Cardiology. 1983. Vol. 10. PP. 227-230.
2. Logan B., Healey J. Robust detection of atrial fibrillation for a long term telemonitoring system // Computers in Cardiology. 2005. Vol. 32. PP. 619-622.
3. Slocum J., Sahakian A., Swiryn S. Diagnosis of Atrial Fibrillation from Surface Electrocardiograms Based on Computer-detected Atrial Activity // Journal of Electrocardiology. 1992. № 25. PP. 1-8.
4. Babaeizadeh S., Gregg R., Helfenbein E. et al. Improvements in atrial fibrillation detection for real-time monitoring // Journal of Electrocardiology. 2009. № 42. PP. 522-526.
5. Нгуен Ч.Т., Юлдашев З.М., Садыкова Е.В. Система удаленного мониторинга сердечного ритма для выявления эпизодов фибрилляции предсердий // Медицинская техника. 2017. № 3(303). С. 28-31.
6. Pan J. and Tompkins W.J. A real-time QRS detection algorithm // IEEE Trans. Biomed. Eng. 1985. Vol. 32. PP. 230-236.
7. Zhang Q., Manriquez A. I., Medigue C., Papelier Y., and Sorine M. An algorithm for robust and efficient location of T-wave ends in electrocardiograms // IEEE Trans. Biomed. Eng. 2006. Vol. 53. № 12. PP. 2544-2552.
8. Нгуен Ч.Т., Юлдашев З.М. Алгоритм выявления фибрилляции предсердий и формирования тревожного сигнала в системе удаленного мониторинга ЭКГ // Медицинская техника. 2018. № 1 (307). С. 37-40.

**DIGITAL SIGNAL PROCESSING FOR THE REMOTE MONITORING SYSTEM OF
ATRIAL FIBRILLATION**

Nguyen Trong Tuyen

Saint-Petersburg State Electrotechnical University

nguyentuyen1988@gmail.com

The aim of this work is to develop an algorithm for improving reliability of atrial fibrillation episodes detection. The algorithm, based on the rising of atrial fibrillation: irregularity of heart rate variability, absence of P wave and appearance of chaotic f waves by using the methods of analyzing signal in time-frequency domain was proposed. A wearable system for remote real-time of atrial fibrillation episodes detection was proposed.



**ЦИФРОВЫЕ ТЕХНОЛОГИИ ДЛЯ РЕАЛИЗАЦИИ ПЕРСОНИФИЦИРОВАННЫХ РЕКОМЕНДАЦИЙ
ПО ЛЕЧЕНИЮ СЕРДЕЧНОЙ НЕДОСТАТОЧНОСТИ**

Сазыкина Л.В.

ПК «Медицинская и биологическая информатика и кибернетика», ФГБУ «НМИЦ ССХ им. А.Н.

Бакулева» Минздрава РФ, 1_saz@rambler.ru

Цель исследования: разработка и применение цифровых технологий для реализации персонализированных рекомендаций по лечению острой сердечной недостаточности. Это позволит кардинально улучшить диагностику и терапию, используя методы аналитического и цифрового моделирования и анализа, средства управления и организации лечебно-диагностического процесса, представляемые оперативно интерфейсом, организованным в соответствии с динамическими оценками больного и психофизиологическими характеристиками врача.

Начиная с середины 90-х годов прошлого столетия знания по диагностике и лечению сердечной недостаточности стали организовываться в виде протоколов лечения и рекомендаций (guidelines, см., например, сайт Российского кардиологического общества www.scardio.ru) [1]. Они обобщали накопленный опыт, включая средства статистического анализа, прогноза, оценок риска и обоснования рекомендаций (МОДД-медицины обоснованной доказательными данными), и дополняли и объединяли его со знаниями по генетике, цитологии, морфологии, физиологии, биофизике и биохимии. Эта «стандартизация» знаний, хотя и имела рекомендательный характер, принесла большую пользу, позволила распространить накопленный опыт, уменьшить необоснованные подходы к диагностике и лечению.

Вместе с тем формирование персонализированных рекомендаций, выбор лечения расстройств системы кровообращения индивидуального больного этот поход не обеспечивал. Необходимость индивидуального подхода к лечению определяется, как правило, сложностью и комбинаторностью расстройств, связанных как с патологическими процессами, так и с адаптивными регуляторными реакциями организма на патологию и лечение [2].

Методы. Попытки применить цифровые мониторно-компьютерные технологии для диагностики и лечения больного предпринимались с середины прошлого века - в нашей стране коллективом Н.М. Амосова, за рубежом коллективом Д. Кирклина и др.

В Институте сердечно-сосудистой хирургии им. А.Н. Бакулева АМН под руководством и при поддержке директора, академика АМН В.И. Бураковского в лаборатории математического моделирования и мониторинга физиологических систем организма в 1974 г. впервые в мире была создана автоматизированная система обеспечения решений врача, реализующая индивидуальный подход к лечению больного на базе мониторно-компьютерной системы реального времени Хьюлетт-Паккард 9600, названная «Гарвей». Идея, научное руководство, разработка и клиническое внедрение проекта принадлежало руководителю лаборатории профессору В.А. Лищуку. Была написана первая статья по принципам индивидуальной терапии при использовании цифровых технологий [3]. Развитием этого подхода стала разработка цифровых мониторно-компьютерных технологий для анализа состояния сердечно-сосудистой системы при острых расстройствах и выбора адекватной терапии. Такая технология представляла замкнутый цикл. Непрерывное наблюдение (мониторинг) за состоянием пациента и организованная на основе математической модели система закономерностей кровообращения позволяли с помощью методов идентификации получить модель индивидуального состояния. Далее на ее основе находилось наиболее слабое звено, ответственное за патологический сдвиг и выделялись регуляторные реакции. По результатам анализа выбиралось лечение, эффективность которого проверялась каждые 3-5 минут в соответствии с психофизиологическим состоянием врача, и осуществлялась его коррекция (см. подробно [2]).

В НЦССХ им. А.Н. Бакулева разработаны такие системы: 70-е годы «Гарвей», 80-е – «Айболит», «Респ», «Индекс», 90-е – «Миррор». Технологии сертифицированы, основные методы запатентованы. Продолжается их усовершенствование. Опыт, полученный при их применении для ведения больных в кардиохирургических операционных и периоперационном периоде в отделениях реанимации и интенсивной терапии (более 20 тыс. больных) опубликован и дополняет принятые методики диагностики и лечения. Подробное представление цифровых технологий дано в работах В.И. Бураковского, В.А. Лищука, Д.Ш. Газизовой и др. (1973-2009), Бокерия Л.А., Лищук В.А., 2006 – 2015, Лищука В.А. и др. 1974-2017. Библиография и подробное описание технологии приведены в монографии «Технология индивидуальной терапии» [2].

Приведем некоторые значимые характеристики этого подхода.

Применение цифровых технологий позволило:

- обеспечить адекватный мониторный контроль, сбор, хранение и корректное усреднение его данных;
- обрабатывать в режиме реального времени (RTE) показатели, характеризующие текущее состояние сердечно-сосудистой системы;
- дополнить оценки патологических состояний оценками адаптивных изменений, реакций сердечно-сосудистой системы на лечебные и медикаментозные воздействия;
- обеспечить количественную оценку состояния сердечно-сосудистой системы при ОНК;
- сформировать нозологические нормы на этапах лечения;
- сравнить состояния больных с разной степенью тяжести;
- оценить качество отдельных этапов лечения и результаты лечения в целом.

Результаты. Ранее разработанный макет «Интегрированных интеллектуальных рекомендаций по лечению острой сердечной недостаточности после операций на сердце и сосудах» [4] был дополнен цифровыми технологиями. Макет интегрированных рекомендаций включал две части: собственно, сами рекомендации, сформированные специалистами (Российские рекомендации по лечению острой сердечной недостаточности 2006 -2014 гг., дополненные рекомендациями Европейского общества кардиологов (ESC) и Американской ассоциацией сердца (АНА) 2008-2016 гг [5, 6] и др.) и цифровую технологию, позволяющую провести персонифицированную диагностику, опережающую имитацию и выбор лечения.

В первой части верbalное представление знаний специалистов в рекомендациях было преобразовано в гипертекст, уточнены и дополнены рубрики (рис. 1). В рамках этого проекта было разработано, например, программное обеспечение I-REC-INFO [8], позволяющее удобно работать с гипертекстом.

Вторая часть (рис. 2), включала в себя знания, методики, математические модели, алгоритмы, позволяющие провести дифференцированную диагностику состояния, разгрузку сердца при острой

недостаточности левого желудочка сердца, выбор лечения при различных расстройствах, например, таких как спазм периферических сосудов большого круга кровообращения, правожелудочковая недостаточность и др. (рис. 3, 4, 5).

Профессиональные разделы части I
Содержание Российских рекомендаций «Диагностика и лечение ОСН»
Список сокращений и условных обозначений, используемых в Российских рекомендациях
1. Введение к рекомендациям ВНОК
2. <u>Эпидемиология и этиология</u>
Табл. 1. Основные причины и факторы, способствующие развитию ОСН
3. <u>Определение и клиническая классификация ОСН</u>
3.1. <u>Клинические варианты ОСН</u>
Табл. 2. Клинические и гемодинамические признаки при разных вариантах ОСН
Классификация Killip T.
Классификация Forrester JS
Классификация "клинической тяжести"
Классификация В.И. Бураковского
Клинико-математическая классификация
3.2. <u>Клинические синдромы при ОСН и основные способы лечения</u>
ОСН с низким СВ
Левожелудочковая недостаточность с симптомами застоя
Правожелудочковая недостаточность с симптомами застоя
...

Рисунок 1- Фрагмент оглавления гипертекстовых рекомендаций острой сердечной недостаточности (часть 1)

Исходные посылки
<u>Вводный пример работы интеллектуальной технологии (общее знакомство)</u>
<u>Острая левожелудочковая недостаточность</u>
• разгрузка левого желудочка,
• кардиотоническая поддержка,
• вазопрессорная терапия,
<u>Острая правожелудочковая недостаточность</u>
<u>Левожелудочковая гиперфункция</u>
<u>Правожелудочковая гиперфункция</u>
<u>Гиповолемия</u>
<u>Гиперволемия</u>
<u>Спазм периферических сосудов большого круга кровообращения</u>
<u>Дилатация периферических сосудов большого круга кровообращения</u>
<u>Спазм резистивных легочных сосудов</u>
<u>Дилатация резистивных легочных сосудов</u>
<u>К оглавлению описания метода синтеза индивидуальных рекомендаций</u>
...

Рисунок 2- Фрагмент оглавления гипертекстовых рекомендаций по лечению острой сердечной недостаточности (часть 2)

Оглавление описания метода синтеза индивидуальных рекомендаций
<u>Абсолютные и относительные величины</u>
<u>Адекватность</u>
<u>Виды расстройств, классификации</u>
<u>Выбор и настройка модели</u>
<u>Выделение компенсаторных, защитных и гомеостатических реакций организма</u>
<u>Выделение наиболее изменяющейся в сторону патологии функции и ранжирование остальных</u>
<u>Выделение свойства, ответственного за изменение наиболее отклонение в сторону патологии функции</u>
<u>Диалог врач – ЭВМ</u>
<u>Измерения, оперативный мониторный контроль</u>
<u>Имитация</u>
<u>Индексы</u>
<u>Идентифицируемость</u>
<u>Индивидуализация</u>
<u>Интернет</u>
...

Рисунок 3- Фрагмент оглавления описания метода синтеза индивидуальных рекомендаций

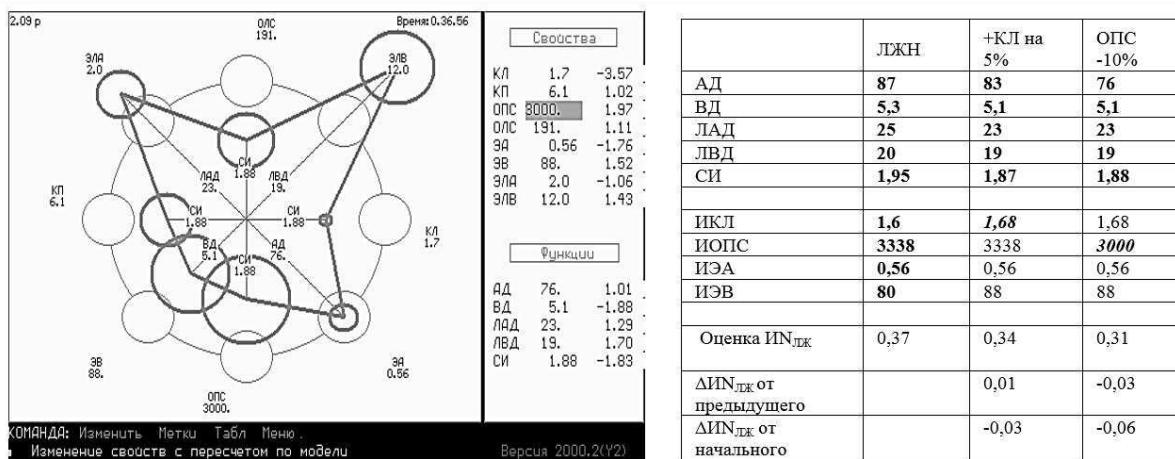


Рисунок 4- Пример имитационного исследования разгрузки левого желудочка сердца. Слева – образ сердечно-сосудистой системы при левожелудочковой недостаточности; справа таблица имитационного исследования состояния сердечно-сосудистой системы. Исходное состояние левожелудочковой недостаточности представлено в столбце 2. Имитация состояния сердечно-сосудистой системы при введении кардиотоника, КЛ повысилось с 1,6 до 1,68 (5%, столбец 3) и вазодилататора, общее периферическое сопротивление снизилось на 10% с 3338 до 3000 (столбец 4). Здесь: СИ – сердечный индекс, АД, ВД, ЛАД, ЛВД – артериальное, венозное, легочное артериальное и левопредсердное давления, соответственно, КЛ, КП – насосная способность левого и правого желудочков соответственно, ОПС, ОЛС – общее периферическое и общее легочное сопротивления, ЭА, ЭВ, ЭЛА, ЭЛВ – эластичности артерий, вен, легочных артерий и легочных вен. В таблице: ИКЛ=КЛ, ИОПС=ОПС, ИЭА=ЭА, ИЭВ=ЭВ, все показатели индексированы относительно площади поверхности тела. НЛЖ - индекс левожелудочковой нагрузки в Вт, Δ ИЛЖ от предыдущего – разница между значением нагрузки на предыдущем этапе исследования с текущим значением нагрузки, Δ ИЛЖ от начального – разница между значением нагрузки при ЛЖ недостаточности с текущим значением нагрузки.

Заключение. Возможность формировать персонализированные рекомендации благодаря использованию интеллектуальных технологий, обеспечивающий индивидуальную терапию, основанных на методах аналитического и цифрового моделирования и анализа позволит обеспечить наилучшее для каждого больного лечение и поможет устранить жизнеугрожающие ошибки [9]. Это будет существенным расширением возможностей интеллектуальных рекомендаций дающих возможность врачу принимать обоснованные решения по выбору и коррекции лечения.

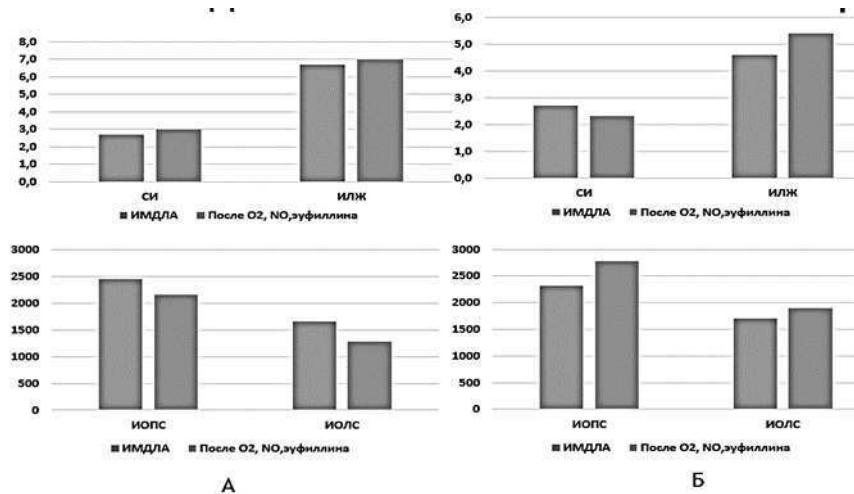


Рисунок 5- Изменение показателей гемодинамики больных с идиопатической легочной гипертензией при teste на вазореактивность. Левые столбки исходное состояние до проведения теста. Правые столбки – показатели после применения вазодилататоров (O_2 , NO). А. У 19 больных СИ возрастало при teste на вазореактивность, ИОПС и ИОЛС снижались на 13 и 23%, соответственно. Б. У 11 больных СИ снижалось при teste на вазореактивность, ИОПС и ИОЛС повышались на 20 и 11% соответственно. Здесь СИ – сердечный индекс, ИЛЖ – насосный индекс левого желудочка, ИОПС – индекс общего периферического сопротивления, ИОЛС индекс общего легочного сопротивления.

Библиографический список

- Лищук В.А., Ступаков И.Н., Газизова Д.Ш., Сазыкина Л.В., Юрлов И.А. Интеграция медицинских протоколов, рекомендаций, стандартов, пособий, контролирующей и исполнительной техники, ИМИС, а также врачебного искусства в медицинские технологии. В кн.: Физика и радиоэлектроника в медицине и экологии: Труды 11-й межд. науч.-техн. конф. с элем. научн. молод. школы. Книга 1. – Владимир, 2014. - С. 313-315.
- Технология индивидуальной терапии / Под научной редакцией В.А. Лищука и Д.Ш. Газизовой. - М: ООО «ПРИНТ ПРО». – 2016. - 249 с.
- Бураковский В.И., Лищук В.А., Подгорный В.Ф., Соколов М.В. Принципы индивидуальной терапии на основе электронно-вычислительной техники// Вестник АМН СССР. – 1974., №6. С. 31-40.
- Газизова Д.Ш., Бокерия Л.А., Лищук В.А., Ступаков И.Н., Сазыкина Л.В., Шевченко Г.В., Юрлов И.И. Интегрированные интеллектуальные рекомендации по лечению острой сердечной недостаточности после операций на сердце и сосудах//ХII Международная научная конференция «Физика и радиоэлектроника в медицине и экологии», 2016. – Т. 1. – С. 50-54.
- Рекомендации ESC по диагностике и лечению острой и хронической сердечной недостаточности 2016/ Российский кардиологический журнал 2017, 1 (141): 7–81 <http://dx.doi.org/10.15829/1560-4071-2017-1-7-81>.
- Pediatric Pulmonary Hypertension/Guidelines From the American Heart Association and American Thoracic Society Circulation. 2015;132:00-00. DOI: 10.1161/CIR.0000000000000329.
- Алюшин М.В., Колобашкина Л.В. Мониторинг биопараметров человека на основе дистанционных технологий // Вопр. психол. 2014. № 6. С.135–144.
- Шевченко Г.В. Технико-математическое обеспечение интеллектуальных рекомендаций. В кн.: Математическая кардиология. Теория, клинические результаты, рекомендации, перспективы. М.:ООО «ПРИНТПРО». – 2015. С.121-131.
- Лищук В.А., Газизова Д.Ш., Сазыкина Л.В., Шевченко Г.В. Многолетние ошибки лечения критической сердечной недостаточности и актуальные меры по их предупреждению. - М.: Изд-во "Ким Л.А." – 2017. - 188 с.

DIGITAL TECHNOLOGY TO IMPLEMENT PERSONALIZED TREATMENT RECOMMENDATIONS FOR ACUTE HEART FAILURE

Sazykina L. V.

The Problem commission “Medical and biological informatics and cybernetics”, A.N. Bakoulev Scientific Center for Cardiovascular Surgery, Moscow

1_saz@rambler.ru

Digital technologies allow us to move from the use of average recommendations for the treatment of acute heart failure to the synthesis of personalized diagnosis and therapy.

ИНТЕРНЕТ-ИНТЕРЬЕРЫ ДЛЯ МЕТА-АНАЛИЗА ЭФФЕКТИВНОСТИ ЛЕКАРСТВЕННЫХ НАЗНАЧЕНИЙ И ТЕРАПЕВТИЧЕСКИХ ПРОЦЕДУР

Комлев И.А., Петрова Т.В., Савинов Д.Ю.

Федеральное государственное бюджетное образовательное учреждение высшего образования «Юго-Западный государственный университет», SFilist@gmail.com

В настоящее время растет сегмент комплексных ИТ-продуктов в клинической практике (медицинская аналитика, обучение, big-data, медицинские, информационные, навигационные, правовые, финансовые услуги в одном пакете). Новая модель информационного сопровождения медицинской помощи предполагает наличие постоянной квалифицированной поддержки практикующего «врача с планшетом»; наличие консультативного сопровождения действий медицинского персонала и пациента, то есть использование мощных систем поддержки принятия клинических и организационных решений [1].

В российском здравоохранении, существует ряд проблем, для разрешения которых могут быть привлечены интеллектуальные системы поддержки принятия решений. К таким проблемам следует в первую очередь отнести чисто российские: относительно низкий уровень профессиональной подготовки врачей и дефицит оцифрованных данных в области медицинских исследований. Еще одна проблема связана с недобросовестностью фармацевтических компаний или лечащих врачей, когда больному назначаются не прошедшие проверку по стандартам доказательной медицины лекарственные средства или терапевтические процедуры. Эта проблема может быть решена посредством современных информационных технологий, в частности, посредством интернет технологий [1, 2].

Внедрение интернет-технологий с соответствующим инструментарием анализа большого объема физиологических параметров пациентов позволит осуществлять контроль результатов терапевтических процедур не только лечащему врачу, но и самому пациенту. При этом решение проблемы контроля эффективности лекарственных назначений связано с поиском суррогатных маркеров и является частью задачи анализа больших данных (big data). Интеллектуальные технологии позволяют выявить непрофессионализм врача или его ошибку на начальной стадии процесса лечения; прогнозировать состояние здоровья больного до появления клинических показаний; выявить побочные реакции (ПР) на доклиническом уровне или обнаружить не совместимость/индивидуальную несовместимость назначенных препаратов; реализовать технологию «второе медицинское мнение» [2, 3].

Основным структурным элементом предлагаемой информационной технологии является «интерьер». Интерьер – это компьютерная программа, предназначен для лица, принимающего решения (ЛПР), позволяющая в интерактивном режиме осуществлять экспериментальные исследования по мета-анализу эффективности управляющих воздействий на живые объекты посредством интернет-технологий. Следовательно, в него должны входить инструментальные средства для мета-анализа.

Структуру интерьера и его назначение поясняет рисунок 1.

Контроль эффективности терапевтических процедур посредством интерьера реализуется в три этапа. На первом этапе выбираются суррогатные маркеры, на основе мониторинга которых принимается решение об эффективности терапевтической процедуры. Выбор суррогатных маркеров и план эксперимента осуществляются ЛПР вне интерьера. На втором этапе создается распределенная база данных, которая позволяет собирать сырье данные и формировать из них суррогатные маркеры, предназначенные для мониторинга эффективности терапевтических процедур. На третьем этапе осуществляется мета-анализ собранных в распределенной базе информации о суррогатных маркерах, по результатам которого принимается решение об эффективности терапевтической процедуры.

Инструментальные средства для мета-анализа должны позволять обеспечивать для ЛПР возможность получения сырьих данных и реализовать их математическую обработку с целью получения необходимой информации для поддержки принятия решений. Проблема заключается в том, что для создания программной реализации интерьера согласно структуре, приведенной на рисунке 1, необходимы различные программные продукты, используемые в качестве инструментария. Кроме того, интерьер должен иметь доступ к ним в процессе выполнения программных процедур.

Так как интерьер связан с внешним миром через Интернет, то эти инструментальные средства должны быть доступны через Интернет, то есть находиться на веб-сервисе (рисунок 2). Кроме того, на веб-сервисе может находиться часть баз данных интерьера.

Таким образом, при помощи программных средств веб-сервиса ЛПР создает сообщество удаленных пользователей, которые могут предоставить ему информацию о суррогатных маркерах, измеренных в процессе управляющих воздействий. На основе этой информации оценивается динамика функционального состояния человека в процессе управляющего воздействия на него. Тем самым реализуется цепочка: патология - терапевтическая процедура - суррогатный маркер - мета-анализ. Программное обеспечение интерьера предназначено для работы с веб-сервисом, который является менеджером как распределенной базы данных, так и сообщества интерьера.

В качестве примера рассмотрим Веб-сервис, позволяющий контролировать эффективность лекарственных назначений на основе суррогатных маркеров, полученных посредством мониторинга межклеточных соотношений в мазках периферической крови [2, 3, 4].

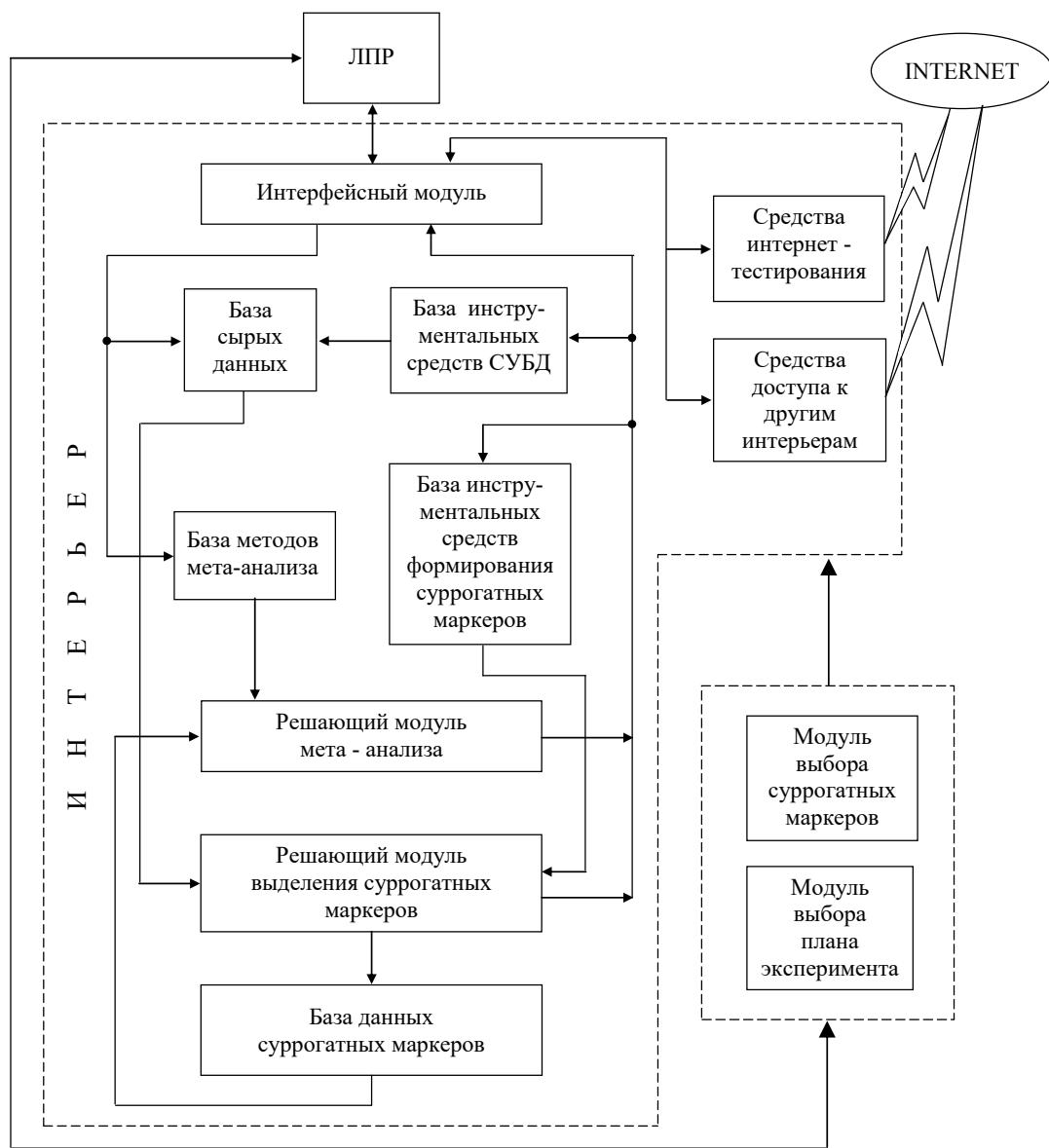


Рисунок 1 – Структура интернет-интерьера

Структура Веб-сервиса, обеспечивающего мета-анализ микроскопических изображений мазков периферической крови и хранение информации о виде лекарственных воздействий и форменных элементов крови, вовлеченных в развитие патологических состояний, представлена на рисунке 2.

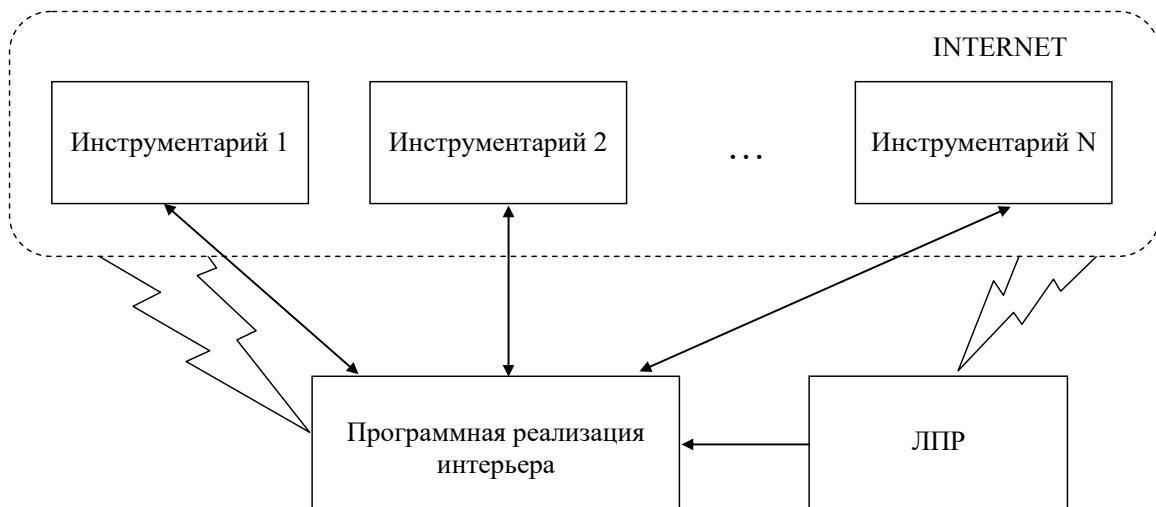


Рисунок 2 - Структура Веб-сервиса и его основные модули

В качестве программной платформы была выбрана следующая конфигурация:

- фреймворк Spring с языком программирования Java на основе веб-сервера Apache Tomcat – используется в качестве контроллера HTTP-запросов с возможностью формирования ответов-представлений пользователю, обеспечивающих отображение поведения модели предметной области;
- СУБД MySQL для хранения данных модели предметной области;
- программная платформа MATLAB для обработки изображений на основе многоуровневых моделей нейронных сетей, которые могут состоять из последовательно соединенных макрослой;
- самые распространенные веб-браузеры, например как Mozilla Firefox или Google Chrome в качестве программ-клиентов пользователей.

Системный скрипт-сервис осуществляет основные системные функции по вводу-выводу, реализует бизнес-логику сервиса, а также формирует вычислительные запросы к прикладному скрипт-сервису, который отвечает за алгоритмическое обеспечение основных вычислений. Уровни представлений, бизнес-логики и вычислений, доступа к данным вместе представляют из себя шаблон проектирования систем «модель-представление-контроллер» (MVC).

Уровень вычислений в основном осуществляет обработку микроскопических изображений мазков периферической крови. Обработка изображений включает в себя идентификацию, анализ и классификацию форменных элементов крови. Соответственно этот уровень должен осуществлять процессы сегментации и классификации сложноструктурных изображений на основе полного технологического цикла синтеза многоуровневых моделей нейронных сетей, включающего процессы формирования обучающих выборок, вычисления параметров нейронных сетей и определения диагностической эффективности полученных решающих модулей.

Программные модули для реализации предлагаемых алгоритмических решений представлены в структуре Веб-сервиса на рисунке 3.

Мониторинг эффективности лекарственных назначений на основе контроля межклеточных соотношений в мазках периферической крови

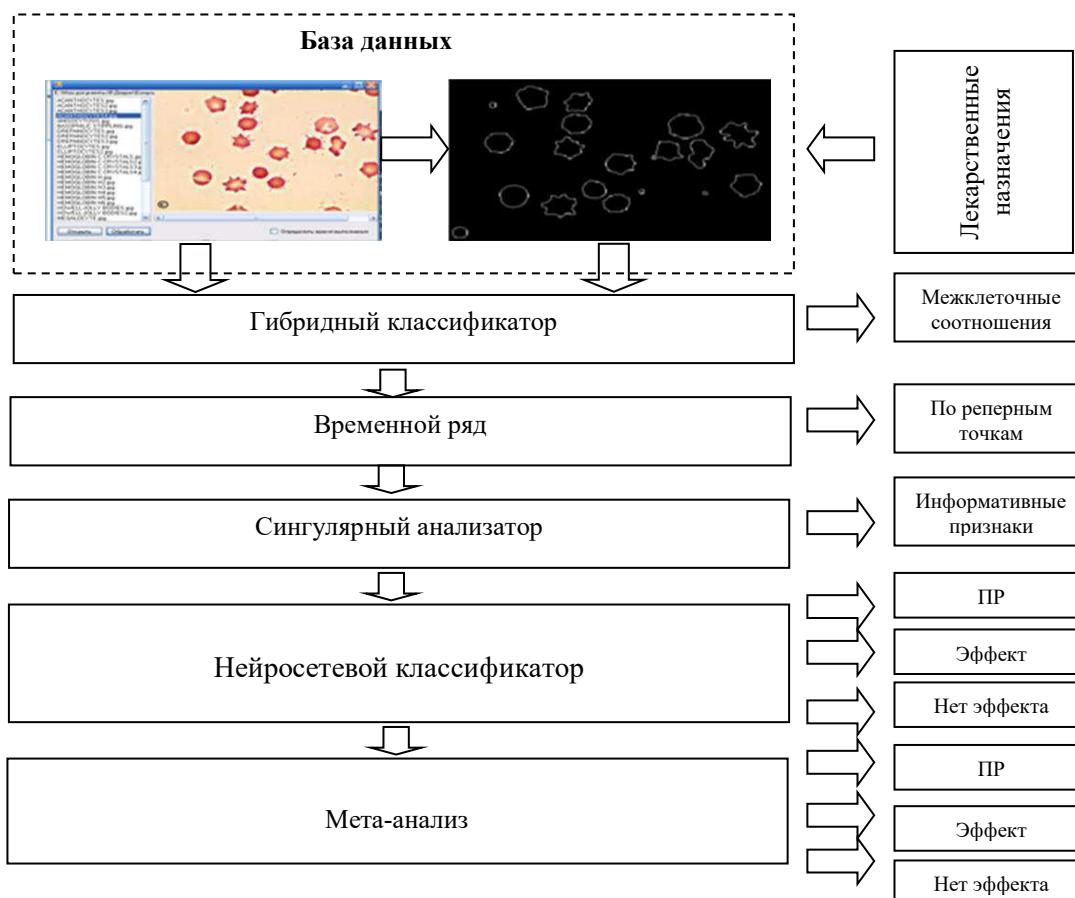


Рисунок 3 - Структура Веб-сервиса и его основные программные модули

Программное обеспечение веб-сервиса реализует алгоритмы определения межклеточных соотношений в периферической крови; осуществляет мониторинг динамики межклеточных соотношений на микроизображениях мазков периферической крови; идентифицирует эритроциты, лейкоциты, тромбоциты и розеточные структуры.

Задача модуля «Гибридный классификатор» (рисунок 3) состоит в анализе межклеточных соотношений в мазках периферической крови на апертуре терапевтических процедур. Следующий модуль осуществляет построение временного ряда, что позволяет оценить эволюции межклеточных соотношений в период терапевтического воздействия с учетом возможного лага, например, посредством модулей сингулярного анализа и нейросетевого классификатора. Анализ результатов классификации временных рядов характеристик крови в различных экспериментах от различных источников данных позволяет оценить модуль мета-анализа.

Для обеспечения работы модуля необходимы пользовательский интерфейс, программный комплекс цифровой обработки изображений, база данных.

Для обеспечения функционирования модуля, предназначенному для анализа динамики межклеточных соотношений в процессе лекарственных назначений, выполнены следующие работы:

- выбраны процедуры предварительной обработки изображений (цветного и полутонового) и включены в соответствующие оконные меню программного модуля;
- сформированы и включены в соответствующие оконные меню программного модуля процедуры морфологической обработки изображений мазков периферической крови и их сегментов;
- разработаны процедуры формирования записей для включения в базу данных межклеточных соотношений в реперных точках;
- разработаны процедуры формирования записей базы данных моделей нейронных сетей, предназначенных для сегментации изображений мазков периферической крови;
- разработаны процедуры формирования записей базы данных моделей нейронных сетей для классификации сегментов изображений мазков периферической крови.

Форменные элементы крови могут быть классифицированы по двум независимым группам признаков. К первой группе относятся цветовые показатели; ко второй – геометрические параметры элементов (размер и форма). Поэтому алгоритм классификации построен по гибридному принципу, учитывающему как геометрические, так и цветовые характеристики форменных элементов крови [5].

Для настройки программных модулей веб-сервиса использовались аннотированные изображения мазков периферической крови, представленные на сайте <http://hematologyatlas.com/>.

Выводы. Одним из наиболее важных применений результатов исследования является алгоритмы мониторинга эффективности лекарственных воздействий и побочных реакций на основе соответствующих суррогатных маркеров, например, межклеточных соотношений в периферической крови. Научно-технические результаты могут быть использованы при клинической диагностике различных заболеваний, формировании атласов эталонных изображений клеток крови в процессе лекарственного воздействия на них. Предоставляя соответствующие услуги удаленному пользователю, веб-сервис наращивает собственную базу данных изображений мазков периферической крови, которая используется как для получения (обучения) решающих модулей собственного программного обеспечения, так и для оказания услуг по обучению классифицирующих или диагностических моделей удаленного пользователя. Используя возможности работы с удаленными пользователями, веб-сервис позволит получить для своей базы данных информацию о влиянии лекарственного воздействия на величину межклеточных соотношений и форменные элементы крови, вовлеченные в развитие патологических состояний.

Полученные результаты будут способствовать расширению объемов дистанционных профилактических, амбулаторных и стационарно замещающих моделей оказания медицинских услуг, а также виртуализации медицинских сервисов на основе облачных платформ и технологий BigData. В свою очередь это будет способствовать повышению эффективности методов и инструментов индустрии здоровья – за счет ускоренного развития персонифицированной модели организации медицинских услуг на основе использования актуальных информационно-коммуникационных технологий.

Библиографический список

5. Курочкин, А.Г. Многоуровневый мета-анализ для прогнозирования функционального состояния по суррогатным маркерам / А.Г. Курочкин, Е.С. Шкатова, А.Н. Шуткин // Биомедицинская радиоэлектроника. – 2016. – №9. – С. 25-31.
6. Курочкин, А.Г. Использование гибридных нейросетевых моделей для многоагентных систем классификации в гетерогенном пространстве информативных признаков / А.Г. Курочкин, В.В. Жилин, С.А. Филист, С.А. Суржикова // Прикаспийский журнал: управление и высокие технологии. – Астрахань: ФГБОУ ВО «Астраханский государственный университет», 2015. - №3 (31). – С. 85 – 95.
7. Курочкин, А.Г. Нейросетевые модели для мета-анализа медико-экологических данных / А.Г. Курочкин, В.В. Протасова, С.А. Филист, А.Н. Шуткин // Нейрокомпьютеры. Разработка, применение. – М.: Радиотехника, 2015. - №6. – С. 42 – 48.
8. Филист, С.А. Структурно-функциональная модель мета-анализа медико-экологических данных / С.А. Филист, В.В. Уварова, А.Н. Шуткин // Вопросы радиоэлектроники. Серия «Общетехническая» (ОТ), 2015. - Выпуск 7. – С. 102 – 110.
9. Томакова, Р.А. Метод обработки и анализа сложноструктурируемых изображений на основе встроенных функций среды MATLAB / Р.А. Томакова, С.А. Филист // Вестник Забайкальского государственного университета. - Чита: Забайкальский государственный университет, 2012. - №1 (80). – С. 3 – 9.

**INTERNET-INTERIORS FOR METHOD-ANALYSIS OF EFFECTIVENESS OF MEDICINAL PURPOSES
AND THERAPEUTIC PROCEDURES**

Komlev I.A., Petrova T.V., Savinov D.Yu.

Federal state budgetary educational institution of higher education "Southwest state University", SFilist@gmail.com

An Internet technology is proposed for meta-analysis of the effectiveness of medicinal prescriptions and therapeutic procedures. The main structural unit of Internet technology is the interior, which is a distributed network structure that makes the connection between the web service and the person making the decision. A structural diagram of the Internet interior is presented and an example of web service software for surrogate markers based on the determination of intercellular relationships in peripheral blood is given.



**СИСТЕМА ПОДДЕРЖКИ ПРИНЯТИЯ РЕШЕНИЙ ПРИ ПЕРВИЧНОЙ ДИАГНОСТИКЕ В ОБЛАСТИ
АБДОМИНАЛЬНОЙ ХИРУРГИИ**

Виноградова Н.А., Соловьев Д.А., Бурневич С.З.

Московский государственный технический университет им. Н.Э. Баумана
winogradova1805@gmail.com, dmtr.solovyev@gmail.com, burnslavomir@mail.ru

По статистике две трети пациентов по профилю абдоминальная хирургия доставляются и оперируются по направлению скорой помощи. И даже для пациентов стационаров больше половины операций в области абдоминальной хирургии проводятся в экстренном порядке, а в ряде случаев количество экстренных операций превышает количество плановых в разы [18]. В медицине принятие верных решений обычно затруднено из-за того, что возникновение заболевания может быть вызвано множеством факторов, а сам процесс диагностики может осложниться множеством противоречивых или схожих проявлений [4]. В некоторых случаях получение полных диагностических данных может быть затруднено рядом обстоятельств [15]. Но даже при полном описании врачу-клиницисту обработать большое количество информации, чтобы в кратчайшие сроки выявить определенные закономерности, часто не представляется возможным [8]. В области неотложной хирургии врачу для сохранения здоровья и жизни пациента критически важно оперативно принимать решения, особенно на стадии первичной диагностики [2]. Точность принятых решений зависит от опыта врача, состояния пациента на момент постановки диагноза и ряда внешних факторов, в той или иной мере влияющих на процесс диагностирования имеющих схожие проявления заболеваний [5].

На сегодняшний день применение систем поддержки принятия решений как существующих, так и разрабатываемых, направлено на использование в достаточно узких профильных областях [9, 17], и подобная специфичность особенно выражена в области систем, применяемых непосредственно в клинической практике [2, 6, 16]. В настоящее время пристальное внимание уделяется разработке и оптимизации применения систем поддержки принятия решений в ситуациях неоднозначности клинической диагностики с целью предупреждения возможных осложнений состояния пациента, либо ограниченности временных ресурсов [1, 2].

По данным Росстата количество заболеваний желудочно-кишечного тракта возросло за последние годы, смертность от данных видов заболеваний остается на достаточно высоком уровне: порядка 40 тысяч человек ежегодно [19]. Для оценки возможностей организации системы поддержки принятия решений в области абдоминальной хирургии рассмотрены ограниченное число наиболее часто встречающиеся заболевания желудочно-кишечного тракта, требующие хирургического вмешательства, и соответствующие им группы симптомов, регистрируемых при постановке диагноза, в том числе данные опроса, обследования, а также тех анализов, которые возможно получить сразу при поступлении пациента.

Отдельно взятый симптом может быть специфическим и неспецифическим [12]. Если провести дифференциацию степени соответствия неспецифических симптомов заболеванию в диапазоне от «типового» до «не встречающегося», это позволит присвоить каждому значению числовые коэффициенты соответствия, пример приведен в таблице (таблица 1).

Таблица 1 – Числовое выражение степени соответствия симптома заболеванию

Степень соответствия симптома заболеванию	Коэффициент соответствия
«типовый»	K=3
«вероятный»	K=2
«вероятность низкая»	K=1
«не встречается»	K=0

Коэффициенты соответствия служат для проведения численной оценки как набора заболеваний, проявлением которых является отдельно взятый симптом, так и характеристики отдельно взятого заболевания группой симптомов. На основе анкетированного опроса среди врачей, имеющих соответствующую квалификацию и многолетний практический опыт, производится создание базы данных с числовым описанием симптоматики заболеваний, выраженным весовыми коэффициентами степени соответствия симптомов заболеванию. Анализ собранных данных показывает, что, несмотря на общий тренд соответствия симптом-заболевание, по характеристике некоторых заболеваний мнения расходятся. Полученные значения в числовом выражении составляют единую базу данных соответствия множества проявлений определенным заболеваниям. Учитывая зависимость представления базы данных от симптомокомплекса рассматриваемых заболеваний, при разработке данной системы поддержки принятия решений важно принимать во внимание ограничения предметной области и возможности представления данных для их дальнейшей обработки [3]. Благодаря числовому выражению соответствия симптомов заболеванию, становится возможным проведение математической обработки и вычисления экспертного мнения группы специалистов по отдельно взятой ситуации [14].

Таким образом, предлагаемую систему поддержки принятия решений следует рассматривать как экспертную информационно-аналитическую, которая, объединяя возможности компьютерной обработки и хранения данных со знанием и опытом экспертов, может предложить разумный совет или иметь функцию напоминания в критических ситуациях [10, 11]. Структурная схема функционирования системы поддержки принятия решений в общем виде представлена на рисунке (рисунок 1).

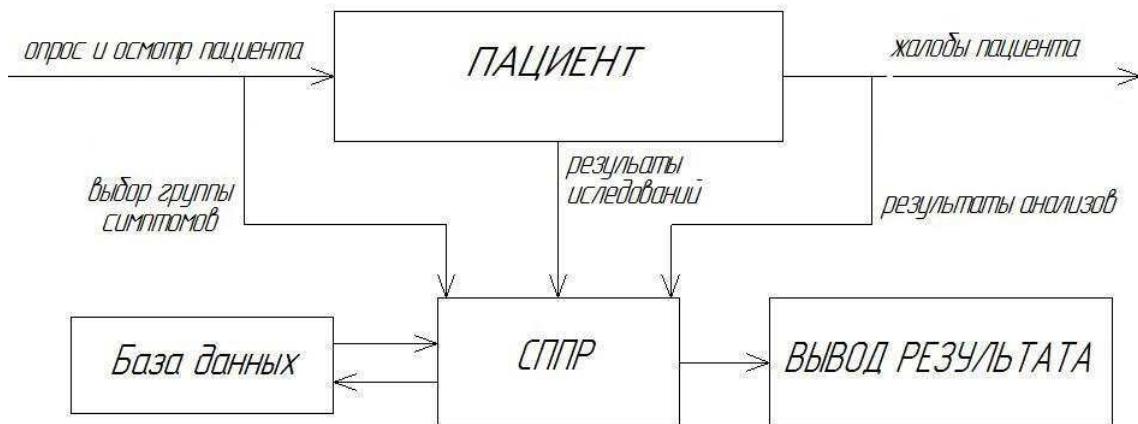


Рисунок 1 – Структурная схема функционирования диагностической системы поддержки принятия решений

Процесс функционирования данной системы рассматривается как часть взаимодействия врача с пациентом. Входные и выходные данные можно представить в виде информационных потоков, являющихся управляющими параметрами [14], которые система получает, обрабатывает и выдает в качестве результата. При выборе определенной группы симптомов врач ограничивает область принятия решений [18]. В качестве входных данных в представленной выше структурной схеме выступают результаты осмотра и опроса пациента. В абдоминальной хирургии эту информацию можно получить в ходе проведения аусcultации, пальпации и перкуссии живота пациента, получения данных анамнеза заболеваний, уточнения наличия определенных симптомов. Непосредственно от пациента в систему передаются значения результатов исследований, полученные в ходе осмотра, такие как температурные данные, полученные данные параметров системной гемодинамики, проведение ультразвуковых исследований и т.д. В качестве результата система в ходе обработки введенных данных и сравнения их соответствия определенным патологическим состояниям, содержащимся в числовом выражении в базе данных, вычисляет процентное соотношение вероятности определенного диагноза, что и является выводимыми данными. Для уточнения вероятности заболевания также возможен вывод рекомендаций дополнительных диагностических процедур, если они не были проведены в силу обстоятельств. Реализованная в программном интерфейсе и основанная на базе данных по отдельным заболеваниям данная система поддержки принятия решений, представляет собой заочный консилиум специалистов узкого профиля и позволяет врачу, почти не отвлекаясь от диагностики пациента, провести оценку вероятности определенного набора заболеваний, что может оказать решающую роль в критических обстоятельствах. Интеграция рассматриваемой системы с электронной медицинской картой пациента позволит врачу ввести все необходимые данные и получить результат в процессе заполнения карты при опросе и осмотре пациента, что не окажет влияния на процесс диагностики с точки зрения отвлечения внимания врача или дополнительных временных затрат [13]. База данных по соответствию диагностических вероятностей симптомов конкретным заболеваниям также может уточняться в автономном режиме при учете итогов

результатов лечения пациента за счет привлечения информации о состоянии и здоровье пациентов в анонимной форме из электронных медицинских карт.

В перспективе своего развития, при расширении базы данных по заболеваниям за счет увеличения числа видов заболеваний и экспертной информации по симптомам, система поддержки принятия решений должна выполнять следующие функции [7, 15]:

- проведение дифференциальной диагностики в большом спектре заболеваний, в том числе редких;
- обеспечение высокой точности предложенных вариантов диагноза вне зависимости от выраженности клинических проявлений патологического состояния;
- проведение анализа динамики патологического процесса и предлагать прогноз потенциально возможных неблагоприятных ситуаций;
- проведение оценки состояния пациента в режиме «реального» времени за счет информации, поступающей с мониторно-приборных комплексов.

Следует отметить, что данная система не проводит диагностику, а составляет вероятностное ранжирование заболеваний и уточнение аспектов, на которые следует обратить внимание при возможных схожих проявлениях. Принятие решения при постановке диагноза остается ответственным решением врача. Предлагаемая система поможет сократить время постановки диагноза, уменьшить вероятность врачебной ошибки на ранних этапах диагностики заболевания, эффективно распределить ресурсы в процессе лечения и, как следствие, снизить смертность пациентов.

Библиографический список

1. Богданова Ю. А. Современные модели экспертных медицинских систем в прогнозировании операционного риска при наиболее распространенных интраабдоминальных вмешательствах (обзор) / Ю. А. Богданова, и др. // Медицинский альманах. 2017. № 1 (46). С. 9-12.
2. Богданова Ю. А. Экспертные системы в прогнозировании операционного риска при наиболее распространенных хирургических вмешательствах (обзор) / Ю. А. Богданова, и др. // Врач и информационные технологии. 2017. № 1. С. 40-48.
3. Гончарова А.Б., Сергеева Е.И. Система поддержки принятия решений в медицине для диагностики заболеваний // Инновации в науке: научный журнал. – № 1(62). – Новосибирск., Изд. АНС «СибАК», 2017. – С. 23-25.
4. Долженков В.С. Интеллектуальная система поддержки принятия решений в хирургии / В. С. Долженков // В сборнике: Горизонты биофармацевтики – 2017. Сборник материалов Международной научно-практической молодежной конференции, посвященной 25-летию биотехнологического факультета, 2017. С. 45-47.
5. Ефимова Е.К. Основные аспекты разработки медицинских информационных систем / Е.К. Ефимова, И.А. Аполовонова // Молодой ученый. 2017. № 16 (150). С. 169-173.
6. Жариков О.Г. Экспертные системы в медицине / О.Г. Жариков, А.А. Литвин, В.А. Ковалев // Медицинские новости. – 2008 – №10. – С.15-18
7. Кобринский Б.А. Системы поддержки принятия решений в здравоохранении и обучении / Б.А. Кобринский // Врач и информационные технологии. – 2010. – №2. – С.39-45
8. Кореневский Н.А. Прогнозирование, ранняя диагностика и оценка степени тяжести острого холецистита на основе нечеткой логики принятия решений / Н.А. Кореневский // Вестн. Воронеж. гос. техн. ун-та, 2009. – Т. 5, № 11. – С.150-155
9. Литвин А.А. Системы поддержки принятия решений в хирургии / А.А. Литвин, В.А. Литвин // Новости хирургии. – 2014. – Т.22, №1. – С.96-98
10. Мартемьянов Ю.Ф., Лазарева Т.Я. Экспертные методы принятия решений. Учебное пособие. Тамбов: Изд-во Тамбовского государственного технического университета, 2010, – 80 с.
11. Нейлор К. Как построить свою экспертную систему: пер. с англ. – М.: Энергоатомиздат, 1991. – 286 с.
12. Патология: учебник. В 2-х томах. Том 1 / Под ред. В.А. Черешнева, В.В. Давыдова. – М.: ГЭОТАР-Медиа, 2009. – 608 с.
13. Писарева А.В. Оценка эффективности применения медицинских информационных систем в учреждениях здравоохранения / А.В. Писарева, И.Б. Писарева // В сборнике: Состояние и перспективы развития экономики в условиях неопределенности. Сборник статей Международной научно-практической конференции. 2014. С. 216-223.
14. Рейзлин В.И. Численные методы оптимизации: учебное пособие / В.И. Рейзлин; Томский политехнический университет. – Томск: Изд-во Томского политехнического университета, 2011 – 105 с.
15. Симанков В.С. Системный анализ и современные информационные технологии в медицинских системах поддержки принятия решений / В. С. Симанков, А.А. Халафян. – М.: БиномПресс, 2009. – 362 с.
16. Тонеева Д.В., Гончарова А.Б., Сергеева Е.И. Алгоритм построения экспертной системы диагностики заболеваний на основе дифференциально-диагностических признаков // Технические науки - от

теории к практике: сб. ст. по матер. LXIV междунар. науч. -практ. конф. № 11(59). – Новосибирск: СибАК, 2016. – С. 37-43.

17. Черноруцкий И.Г. Методы принятия решений / И.Г. Черноруцкий. – СПб. : БХВ-Петербург, 2005. – 274 с.

18. Яблонский П.К., Кабушка Я.С., Орлов Г.М., Скрябин О.Н., Хижа В.В., Вельшикаев Р.К. Возможности использования элементов управленческого учета при оценке эффективности деятельности хирургической службы крупного города (на примере Санкт-Петербурга) // Вестник СПбГУ. Серия 11. Медицина. 2016. Вып. 4. С. 62-75

19. http://www.gks.ru/wps/wcm/connect/rosstat_main/rosstat/ru/statistics/population/healthcare/# [электронный ресурс] – дата обращения 21.02.2018

DECISION SUPPORT SYSTEM FOR PRIMARY DIAGNOSTICS IN THE FIELD OF ABDOMINAL SURGERY

Vinogradova N.A., Solovyev D.A., Burnevich S.Z.

Bauman Moscow State Technical University, winogradova1805@gmail.com

Operations in the field of abdominal surgery are often an emergency. In emergency surgery to the doctor for maintaining health and the patient's life crucially quickly to make decisions, especially at a stage of primary diagnosis. The accuracy of decision-making depends on the experience of the doctor, the condition of the patient at the time of diagnosis and a number of external factors that affect the diagnostic process in one way or another. Advisory decision support system will help to reduce the time of diagnosis, to reduce the probability of medical errors in the early stages of diagnosis of the disease, effectively allocate resources and, consequently, to reduce mortality of patients.



КЛАССИФИКАЦИЯ ДИАЛЕКТОВ РЕСПУБЛИКИ ЙЕМЕН ДЛЯ ПОВЫШЕНИЯ ТОЧНОСТИ РАСПОЗНАВАНИЯ РЕЧИ

Аль-Дайбани А.М.

Владимирский государственный университет, г. Владимир, abdulghaniyalhaibani@gmail.com

Одной из причин, значительно снижающих точность распознавания арабской речи, является многообразие диалектов разговорной речи [1, 3, 6]. Поэтому важной является задача классификации диалектов. По результатам классификации систему распознавания речи можно в ходе эксплуатации настраивать на диалект пользователя. При этом уменьшается число ошибок распознавания.

Распознаванию диалектов и национальных языков посвящено много работ [1, 3]. Главное внимание в этих работах сосредоточено на выявлении отличительных признаков, характеризующих языки и диалекты. В качестве признаков, которые потом используются в алгоритмах классификации, широко используются мел-частотные кепстральные коэффициенты, результаты вейвлет-преобразования. В указанных работах для классификации используются нейронные сети.

Автору не известны публикации, касающиеся распознавания разговорных диалектов, которые используются населением республики Йемен. В данной работе рассмотрена возможность автоматической классификации указанных диалектов применительно к задаче автоматического распознавания арабских названий цифр в телефонии. Эта задача актуальна при обращении пользователя к справочным телефонным службам. В связи со сложностью сбора звукового материала рассматриваются только три диалекта: северо-йеменский, южно-йеменский (таизско-аденский) и тихамейский (Tihamiyya Arabic) [5]. В таблице 1 указаны транскрипции произнесений названий цифр для указанных диалектов. Здесь первая слева транскрипция относится к северо-йеменскому диалекту, вторая – к южно-йеменскому диалекту, третья – к тихамейскому диалекту.

Таблица 1. Транскрипции произнесений цифр для трех диалектов

Название цифры			
Русское	Арабский алфавит	Фонетический алфавит	Английский алфавит
0 ("ноль")	صفر / صِفْر / صِفْر	[sifr] / [sifr] / [sifr]	Sifr / Sifr / Sifr
1 ("один")	واحد / واحد / واحد	[wahid] / [wahid] / [wahid]	Wahid / Wahid / Wahid
2 ("два")	اثنين / اثْنَيْن / اثْنَيْن	[?iθnajn] / [?iθnijn] / [?iθnijn]	Ithnajn / Ithnijn / Ithnijn
3 ("три")	ثلاثة / ثَلَاثَة / ثَلَاثَة	[θala:θih] / [θalə:θah] / [θalə:θah]	θalaθih/θalaθah/θalaθah
4 ("четыре")	أربعة / أَرْبَعَة / أَرْبَعَة	[?arbFah] / [?arbFih] / [?arbFih]	Arbaah / Arbaah / Arbaah
5 ("пять")	خمسة / خَمْسَة / خَمْسَة	[xamsih] / [xamsah] / [xamsih]	Khamsih / Khamsah / Khamsih
6 ("шесть")	ستة / سَتَة / سَتَة	[sittih] / [sittah] / [sittih]	Sittih / Sittah / Sittih
7 ("семь")	سبعة / سَبْعَة / سَبْعَة	[sabFah] / [sabFih] / [sabFih]	Sabaah / Sabaah / Sabaih
8 ("восемь")	ثمانية / ثَمَانِيَة / ثَمَانِيَة	[θamanijh] / [θamanijh] / [θamanijh]	θamanijh/θamanijh/θamanijh
9 ("девять")	تسعة / تَسْعَة / تَسْعَة	[tissFah] / [tissFih] / [tiss?ih]	Tisaah/Tissih/Tissih

В таблице используются знаки транскрипции (?, ؟), которые обозначают звуки арабской речи, отсутствующие в системе звуков английской речи. Им соответствуют арабские буквы (ء, ؤ), обозначающие гортанные звуки с твердым приступом.

Анализ транскрипций показывает, что наиболее сильно по диалектам различаются произнесения цифры 9. Поэтому для классификации диалектов – идентификации одного из трех диалектов – было решено использовать указанное произнесение. Для каждого диалекта была создавана своя акустическая модель данного произнесения. Причем для повышения точности идентификации акустическая модель создавалась только для второй половины произнесения, где отличия произнесений проявляются наиболее ярко. Для создания акустической модели использована теория скрытых марковских процессов (Hidden Markov Models – HMM) [1, 3, 4]. Произнесение цифры 9 сопоставлялось с тремя акустическими моделями этой цифры, которые относились к соответствующему диалекту. В результате сопоставления определялась наиболее близкая данному произнесению модель – осуществлялась идентификация диалекта.

Условия и результаты эксперимента

Для построения системы распознавания названий цифр был использован набор функций HMM Toolbox системы Matlab [7]. Использование системы Matlab в данном случае дает возможность детального исследования влияния различных факторов на результат распознавания. Созданная система распознавания произнесений названий арабских цифр характеризуется следующими параметрами.

- ❖ Акустические модели произносимых названий используют модели скрытых марковских процессов (МСМП) [9].
- ❖ Каждое состояние МСМП характеризуется одномерным гауссовым распределением.
- ❖ В качестве параметров сегментов речевого сигнала (РС) используется 12 мелочастотных кепстральных коэффициентов (Mel Frequency Cepstral Coefficients - MFCC) [8].
- ❖ Частота дискретизации речевых сигналов - 16кГц, количество разрядов квантования 16.
- ❖ Размер сегмента речевого сигнала равен 256 отсчетам, величина перекрытия сегментов составляет 128 отсчетов.
- ❖ Количество точек быстрого преобразования Фурье - 256.

Для выбранных диалектов были собраны 2145 звуковых записей (*.wav, частота дискретизации 16кГц) голосов 45 дикторов – носителей языка. В зависимости от произнесения носителя были простираны диакритические знаки у арабских букв и построены фонетические модели для всех звукозаписей с использованием международного фонетического алфавита, как показано в таблице 1 [2]. Половина записей использовалась для создания акустических моделей (HMM) названий цифр, другая половина – для тестирования системы классификации и оценки эффективности использования классификации диалектов в задаче распознавания названий цифр.

Решались две задачи. Сначала решалась задача оценки целесообразности автоматической классификации диалектов. Затем решалась задача собственно классификации диалектов. При решении первой задачи проводилось тестирование системы распознавания названий арабских цифр, в которой использовались акустические модели – общие для трех диалектов, созданные для каждого названия цифры. Результаты тестирования системы приведены в таблице 2. Название каждой цифры произносилось 300 раз. Пустые ячейки таблицы соответствуют нулевым значениям.

Таблица 2. Результаты тестирования системы распознавания произнесений названий цифр (акустическая модель каждого названия является общей для всех диалектов)

Название цифры	0	1	2	3	4	5	6	7	8	9
0 ("ноль")	99,7			0,3				2,0		
1("один")		99,4		0,3	3,3	0,7		0,7		
2("два")			96,7				1,3		2,3	0,3
3("три")	0,3	0,3		85,3						
4("четыре")		0,3		3,0	96,4	0,7				
5("пять")				0,7		96,3				
6("шесть")						1,0	97,0	3,3		7,3
7("семь")				8,0	0,3			90,3		
8("восемь")			3,0	0,7		1,3			97,7	
9("девять")			0,3	1,7			1,7	3,7		92,4

Видно, что ошибки присутствуют при распознавании произнесений каждой цифры. Наибольшее количество ошибок (100% – 85,3% = 14,7%) соответствует распознаванию названия цифры 3.

Далее проводилось распознавание произнесений всех цифр для каждого диалекта в отдельности. Акустические модели произнесений цифр создавались для каждого диалекта в отдельности. При создании каждой модели использовались звукозаписи, полученные от всех дикторов для данного диалекта. Для тестирования системы распознавания использовались другие звукозаписи тех же дикторов. Результаты тестирования приведены в таблице 3. Столбцы, соответствующие стопроцентному распознаванию (названия цифр: 1, 2, 4, 5), условно не показаны, так как содержат нулевые значения за исключением диагонали матрицы, на которой расположены значения 100%.

Таблица 3. Результаты тестирования системы распознавания произнесений названий цифр (акустическая модель каждого названия создана отдельно для каждого диалекта)

Название цифры	3	6	7	8	9
0 ("ноль")			0/0/1		
1("один")	0/0/3				
2("два")				3/0/0	
3("три")	100/100/95				
4("четыре")	0/0/1				
5("пять")	0/0/1				
6("шесть")		100/99/98			0/0/2
7("семь")			97/100/98		
8("восемь")				97/100/100	
9("девять")		0/1/2	3/0/1		100/100/98

В таблице результаты распознавания расположены так, что севернойеменскому диалекту соответствует самое левое значение результата распознавания, затем следует результат, соответствующий южнойеменскому диалекту. Видно, что идентификация диалектов позволяет значительно уменьшить число ошибок распознавания. Самое большое количество ошибок распознавания соответствует 5%, что намного меньше ранее полученного результата распознавания 14,7%.

Далее решалась задача идентификации диалекта. При создании модели произнесения цифры 9 использовались произнесения цифры 9 не от всех дикторов, а только от половины их общего количества. Произнесения от другой половины использовались для тестирования классификатора. Такой подход к созданию моделей для классификатора позволяет избежать ошибочной настройки модели на индивидуальные особенности произнесения названия цифры для данной группы дикторов. Учитываются лишь особенности диалекта. В таблице 4 представлены результаты тестирования классификатора диалектов.

Таблица 4. Результаты тестирования классификатора диалектов

	Произнесения первого диалекта	Произнесения второго диалекта	Произнесения третьего диалекта
Первый диалект [tissfah]	68%	9%	9%
Второй диалект [tissfih]	32%	58%	27%
Третий диалект [tiss?ih]	0%	33%	64%

Количество произнесений названия цифры 9 для каждого диалекта равно 175. Относительная частота правильной идентификации (точность идентификации) первого диалекта (севернойеменского) составила 68%, второго (южнойеменского) - 58%, а третьего - 64%. Данные результаты сопоставимы с результатами других исследований.

Заключение

В данной работе рассмотрена проблема классификации арабских диалектов. В качестве первой попытки решить эту проблему рассматриваются только три диалекта, существующие в республике Йемен, а именно: севернойеменский диалект, южнойеменский диалект (таизско-аденский) и тихамейский диалект (Tihamiyya Arabic).

Использование идентификации рассмотренных диалектов позволяет сократить число ошибок распознавания – повысить точность распознавания названий цифр. Наименьшее значение точности распознавания названий цифр в случае создания отдельных моделей для каждого диалекта составляет 95%, а в случае общих моделей для трех диалектов - 85,3%. Рассмотренный подход к созданию идентификатора диалектов в самом лучшем случае обеспечивает точность идентификации равную 68%, а в наихудшем – 58%.

Направления дальнейших исследований

Для повышения точности идентификации целесообразно увеличить объем звукового материала. Кроме того, следует оптимизировать состав групп дикторов, звукозаписи голосов которых используются для формирования акустических моделей названия цифры 9 и тестирования идентификатора диалектов. Практически важной задачей является классификация диалектов в условиях действия помех.

Библиографический список

1. Mahmoud Al-Ayyoub, Marwan K. Rihani, Nidal I. Dalgamoni and Nawaf A. Abdulla, Spoken Arabic Dialects Identification: The Case of Egyptian and Jordanian Dialects / [Электронный ресурс]/ Information and Communication Systems (ICICS), 2014 5th International Conference on. - 26 June 2014, стр.1-6. Режим доступа: <http://ieeexplore.ieee.org/document/6841970/>. дата обращения: январь 2017.
2. Majdi Sawalha, Claire Brierley, Eric Atwell, Automatically generated, phonemic Arabic-IPA pronunciation tiers for the Boundary AnnotatedQur'an Dataset for Machine Learning (version 2.0) / [Электронный ресурс]/ Majdi Sawalha. Computer Information Systems. - LREC 2014 post-conference workshop 31st May 2014, Reykjavik, Iceland. Режим доступа: https://www.researchgate.net/publication/267586066_Automatically_generated_phonemic_Arabic-IPA_pronunciation_tiers_for_the_Boundary_Annotated_Qur%27an_Dataset_for_Machine_Learning_version_20. дата обращения: октябрь 2017.
3. Hmad N. F., Deep Neural Network Acoustic models for Multi-dialect Arabic Speech Recognition/ [Электронный ресурс]/ N. F. Hmad. Graduate Department of School of Science and Technology Nottingham Trent University. – 2015. – стр. 154. Режим доступа: <http://irep.ntu.ac.uk/id/eprint/27934/> дата обращения: октябрь 2017.
4. Левин, Е.К., Разработка средств исследования и повышения помехоустойчивости систем автоматического распознавания голосовых команд в телефонии: диссертация ... доктор технических наук: 05.12.13 / Е.К. Левин. – Владимир: Владимирский государственный университет имени Александра Григорьевича и Николая Григорьевича Столетовых. 2014. стр. 257. Режим доступа: <http://e.lib.vlsu.ru/handle/123456789/3948>. Дата обращения: февраль – 2016.
5. Диалекты в республике Йемен [Электронный ресурс] – режим доступа: https://en.wikipedia.org/wiki/Yemeni_Arabic. дата обращения: октябрь 2017.
6. Yousef Ajami, Comparative Study of ANN and HMM to ArabicDigits Recognition Systems/ [Электронный ресурс]/ Ajami Yousef. JKAU 19/01- 2008.- pp:43:60- Режим доступа: http://www.kau.edu.sa/Files/320/Researches/36990_Comparative%20Study%20of%20ANN%20and%20HM_M.pdf. Дата обращения: февраль – 2016.
7. Kevin Murphy,2005. Hidden Markov Model (HMM) Toolbox for Matlab. [Электронный ресурс]/ Murphy Kevin.-2005- Режим доступа: <https://www.cs.ubc.ca/~murphyk/Software/HMM/hmm.html>. Дата обращения: февраль – 2016.
8. Huang, X. Spoken language Processing: A guide to theory, algorithm and system development [Электронный ресурс] / X. Huang, A. Acero, H.-W. Hon // Prentice Hall PTR, Englewood Cliffs, NJ 07632, 2002. — 960р. режим доступа; <http://booksee.org/book/436952> Дата обращения: февраль – 2016.

IDENTIFICATION OF DIALECTS OF THE REPUBLIC OF YEMEN TO INCREASE THE ACCURACY OF RECOGNITION OF SPEECH

Al-Dhaibani A.M.

Vladimir State University, Vladimir. abdulghaniyalahaibani@gmail.com

In this work, the problem of classification of Arabic dialects was considered. As a first attempt to solve this problem, only three dialects existing in the Republic of Yemen (the Yemeni Arabic dialect) are considered, namely, the san'ani arabic dialect, ta'izzi-adeni arabic dialect and the tihamiyya arabic. Also, the method of sound processing was used to extract informative features, and they were tested with a classifier based on HMM and MFCC. Although this result is satisfying, it is not conclusive due to the limitations in the data set such as small size, imbalance, limited coverage of speakers, etc. For further investigation, we intend to increase the size of the data set, cover more Arabic dialects and test the system in noisy conditions, close to reality.



ЗАВИСИМОСТЬ РЕЗУЛЬТАТОВ НОРМАЛИЗАЦИИ MFCC ОТ ВИДА ИСПОЛЬЗУЕМОЙ ОКОННОЙ ФУНКЦИИ

Аль-Дайбани А.М

Владимирский государственный университет, г. Владимир, abdulghaniyalahaibani@gmail.com

Использование систем автоматического распознавания речи (САР) в телефонных справочных системах медицинских учреждений значительно сокращает время получения необходимой для пользователя информации. Однако применение таких систем сдерживается большим количеством ошибок распознавания речи. Одной из причин появления ошибок является отличие значений параметров речевых сигналов, которые были использованы при обучении САР от значений аналогичных параметров, поступающие на вход САР при ее эксплуатации [1]. Отличие параметров вызвано многими причинами, в частности, оно вызвано отличием

частотной характеристики канала связи между диктором и звукозаписывающей аппаратурой, который используется для создания звукозаписей при обучении САР от частотной характеристики канала связи между пользователем и САР.

С целью снижения степени отличий параметров сигналов, используемых при обучении и при эксплуатации САР, проводится нормализация параметров речевого сигнала по их среднему значению. При этом влияние различий частотных характеристик каналов связи на значения параметров речевых сигналов, указанных выше, снижается. Однако полностью устранить это влияние не удается. Нормализованные параметры одного и того же речевого сигнала, прошедшего каналы связи с разными частотными характеристиками, хотя и в меньшей степени, но все-таки отличаются.

Наиболее часто в качестве параметров речевого сигнала, используемых при распознавании речи, используются мел-частотные кепстральные коэффициенты (Mel-Frequency Cepstral Coefficients – MFCC) [1]. При определении указанных коэффициентов применяется быстрое преобразование Фурье (БПФ) с последующим преобразованием частотной шкалы в мел-шкалу для учета особенностей слуха человека. Преобразованные коэффициенты БПФ пропускаются через банк полосовых фильтров, логарифмируются, и к ним применяется дискретное косинусное преобразование – формируются мел-частотные кепстральные коэффициенты. В данной работе экспериментально исследовано влияние формы оконной функции, используемой при БПФ, на указанное отличие. Реализован следующий порядок проведения эксперимента.

Звукозаписи произнесений арабских названий цифр пропускались через фильтр, частотная характеристика которого имитирует различие частотных характеристик каналов связи, используемых при обучении и эксплуатации САР. К сигналам на входе и выходе фильтра применялось БПФ – формировался кратковременный спектр сигнала для каждого сегмента сигнала. Определялись логарифмы абсолютных значений коэффициентов БПФ. Полученные логарифмы выходного сигнала фильтра содержат сумму логарифмов коэффициентов БПФ входного сигнала фильтра и логарифма амплитудно-частотной характеристики фильтра.

Далее логарифмы коэффициентов БПФ усреднялись во времени, и полученное среднее вычиталось из исходных значений логарифмов – формировались нормализованные значения логарифмов для коэффициентов БПФ. При этом влияние частотной характеристики фильтра на значения логарифмов подавляется. Определялась разность нормализованных значений логарифмов БПФ для входного и выходного сигналов фильтра. Далее вычислялось среднеквадратическое значение разности (СКЗР) для каждого значения частоты по всем сегментам сигнала. Затем определялось среднее значение СКЗР по всем частотам (СКЗРЧ). Полученное значение СКЗРЧ рассматривается как мера отличий нормализованных параметров речевого сигнала на входе и выходе фильтра.

Исследование проведено в среде системы Matlab. На основе визуализатора оконных функций wvtool (Window Visualization Tool) разработана программа для исследования влияния формы окна на значения СКЗР и СКЗРЧ [2]. Окно программы представлено на рисунке 1.

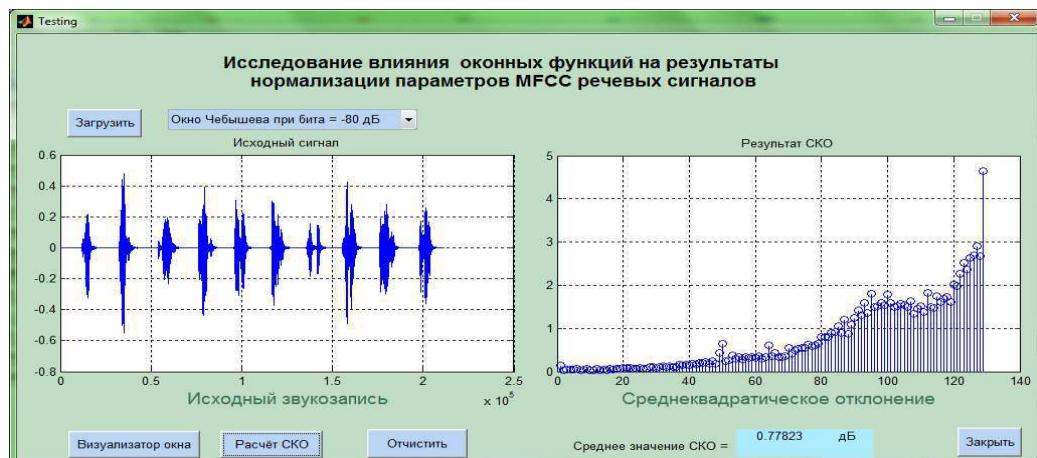


Рисунок 1 – Окно программы

При нажатии на кнопку **Загрузить** загружается звуковой файл, и на графике отображается временная диаграмма звукозаписи. После загрузки звукозаписи можно определить СКЗРЧ для соответствующей оконной функции. С помощью кнопки **Окно Чебышева при бите = -80 дБ** выбирается одно из окон. Нажатием на кнопку **Расчет СКО** запускается расчет СКЗР – определяется среднеквадратическое значение разности нормализованных логарифмов на входе и выходе фильтра для каждого значения частоты по всем сегментам сигнала. В правой половине окна появляется изображение графика зависимости СКЗР от частоты. В нижней части окна выводится значение СКЗРЧ – среднее значение СКЗР по всем значениям частоты. Чтобы удалить изображения графиков следует нажать на кнопку **Отчистить**. Для выхода из программы служит кнопка **Закрыть**.

Для просмотра временных и амплитудных характеристик выбранного окна, следует нажать на кнопку **Визуализатор окна**. Появляется окно визуализатора, в котором отображаются параметры оконной функции, а также графики отображения окна во временной и частотной областях. В качестве примера на рисунке 2 показано окно Чебышева для уровня боковых лепестков -80 дБ (слева – отображение во временной области, справа – в частотной области).

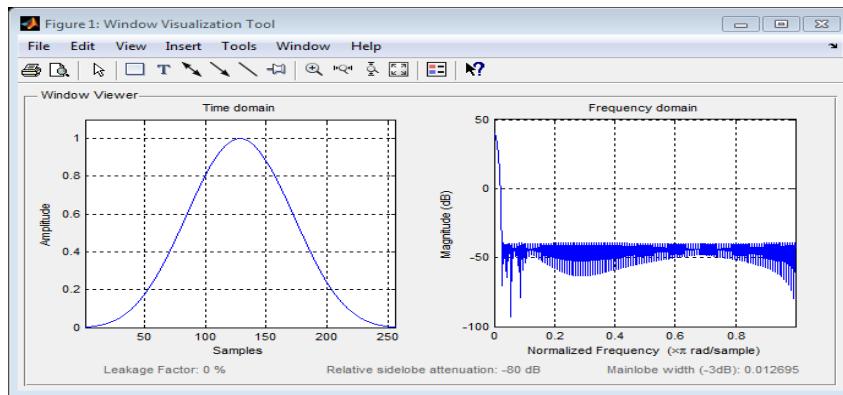


Рисунок 2 – Окно Чебышева для уровня боковых лепестков -80 дБ

С помощью созданной программы исследована возможность использования различных оконных функций при вычислении нормализованных логарифмических значений модулей коэффициентов БПФ. В результате проведения эксперимента определены значения СКЗРЧ для звукозаписей арабских произнесений названий цифр. Параметры звукозаписей: частота дискретизации 16 кГц, число разрядов квантования 16. Параметры БПФ: размер сегмента речевого сигнала 256 отсчетов, размер перекрытия сегментов 128, число коэффициентов БПФ 256. Для имитации различий частотных характеристик каналов связи, используемых при обучении и эксплуатации САР, применялся нерекурсивный фильтр восьмого порядка, амплитудно-частотная характеристика (АЧХ) которого представлена на рисунке 3. Фильтр соответствует разбросу значений АЧХ электретных микрофонов, применяемых в телефонии [3].

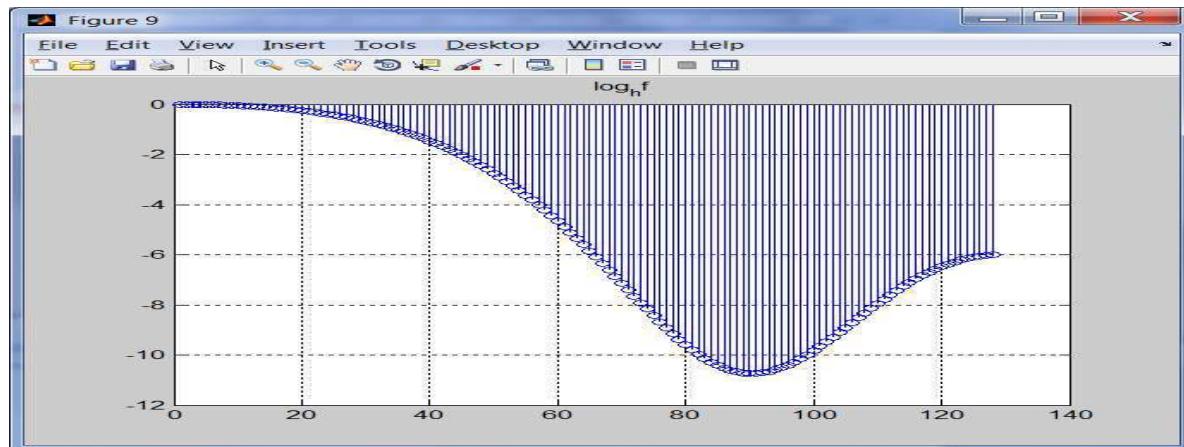


Рисунок 3- АЧХ фильтра – имитатора различий частотных характеристик каналов связи

На рисунке максимальное значение индекса коэффициента БПФ соответствует 4 кГц. По оси ординат отложены значения АЧХ в дБ. В таблице 1 приведены результаты проведенного эксперимента.

Таблица 1. Результаты эксперимента

№ п/п	Окно функция – "окно"	Цифры										
		0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	0-9
1	Прямоугольное	3,8	2,48	2,51	2,51	2,18	3,33	3,48	3,62	2,52	2,92	2,85
2	Треугольное	0,38	0,88	0,43	0,68	0,81	0,61	0,28	0,47	0,54	0,33	0,45
3	Бартлетта	0,51	1,21	0,76	0,91	1,29	0,97	0,41	0,69	0,91	0,43	0,62
4	Ханна	0,15	0,13	0,12	0,13	0,12	0,15	0,12	0,12	0,14	0,13	0,16
5	Хэмминга	1,93	2,3	2	2,13	2,53	2,15	1,47	2,32	2,09	1,44	1,69
6	Блэкмена	0,14	0,13	0,16	0,14	0,15	0,16	0,15	0,14	0,15	0,15	0,18
7	Блэкмена- Харриса	0,19	0,2	0,18	0,19	0,22	0,17	0,18	0,18	0,22	0,18	0,21
8	Наттолла	0,25	0,4	0,26	0,29	0,29	0,27	0,21	0,24	0,31	0,23	0,26
9	С плоской вершиной	0,32	0,43	0,38	0,46	0,45	0,41	0,34	0,36	0,41	0,31	0,37
10	Бартлетта-Ханна	0,26	0,58	0,34	0,39	0,42	0,42	0,2	0,33	0,38	0,24	0,31
11	Бомена	0,14	0,13	0,14	0,14	0,15	0,16	0,17	0,15	0,16	0,15	0,18
12	Тьюки при $\alpha=0.5$	0,2	0,2	0,19	0,21	0,18	0,18	0,17	0,17	0,19	0,19	0,19
13	Кайзера при $\beta=4$	1,92	2,33	2,02	2,09	2,52	2,13	1,54	2,28	2,06	1,47	1,69
14	Кайзера при $\beta=9$	0,28	0,48	0,34	0,33	0,37	0,39	0,26	0,3	0,34	0,22	0,29
15	Чебышева при $\beta=40$дБ	3,96	2,1	2,03	2,26	1,86	3,49	3,53	3,62	2,25	3,2	3,12
16	Чебышева при $\beta=80$дБ	0,63	1,43	0,98	1,18	1,41	1,13	0,51	0,84	1,15	0,49	0,78
17	Гауссово при $\alpha=2.5$	1,43	2,08	1,71	1,89	2,37	1,79	1,12	1,78	1,81	1	1,39
18	Парзена	0,17	0,17	0,15	0,17	0,17	0,17	0,18	0,16	0,16	0,17	0,19

Из данных таблицы следует, что малым значениям СКЗРЧ соответствуют оконные функции: Ханна, Блэкмена, Бомена, Тьюки при $\alpha=0.5$, Парзена. Большим значениям СКЗРЧ соответствуют оконные функции: Чебышева при $\beta=40$ дБ, Прямоугольная, Кайзера при $\beta=4$, Гауссова при $\alpha=2.5$. Параметры рассмотренных оконных функций показаны в таблице 2 [2].

Таблица 2. Параметры оконных функций

"Окно"	Коэффициент утечки,	Уровень боковых лепестков, дБ	Ширина главного лепестка по уровню -3 дБ
Прямоугольное	9.15	-13.3	0.00683
Треугольное	0.28	-26.5	0.009765
Бартлетта	0.28	-26.5	0.009765
Ханна	0.05	-31.5	0.010742
Хэмминга	0.03	-42.7	0.009765
Блэкмена	0	-58.1	0.012695
Блэкмена- Харриса	0	-92.1	0.014648
Наттолла	0	-97.9	0.014648
С плоской вершиной	96.75	-93	0.023438
Бартлетта-Ханна	0.03	-35.9	0.010742
Бомена	0	-46	0.012695
Тьюки при $\alpha=0.5$	3.57	-15.1	0.008789
Кайзера при $\beta=4$	0.13	-30.1	0.008789
Кайзера при $\beta=9$	0.13	-30.1	0.008789
Чебышева при $\beta=40$дБ	0.95	-40	0.008789
Чебышева при $\beta=80$дБ	0	-80	0.012695
Гауссово при $\alpha=2.5$	0.01	-43.5	0.010742
Парзена	0	-53.1	0.013672

В таблице указаны следующие числовые характеристики оконных функций [2].

- Коэффициент утечки - показывает, какая доля общей мощности окна сосредоточена в боковых лепестках его спектра.
- Уровень максимального из боковых лепестков спектра относительно значения спектра на нулевой частоте.
- Ширина главного лепестка по уровню -3дБ (с учетом отрицательных частот).

Заключение

С помощью разработанной программы экспериментально исследовано влияние формы оконной функции на результаты нормализации логарифмов коэффициентов быстрого преобразования Фурье. Проанализировано 18 функций, рассмотрено их влияние на параметры речевых сигналов, соответствующие произнесениям арабских названий цифр. Установлено, что выбор оконной функции значительно влияет на результаты нормализации параметров речевых сигналов по их среднему значению. Выделены функции, которые обеспечивают наименьшее влияние на результат нормализации.

Библиографический список

1. Huang, X. Spoken language Processing: A guide to theory, algorithm and system development [Text] / X. Huang, A. Acero, H.-W. Hon // Prentice Hall PTR, Englewood Cliffs, NJ 07632, 2002. — 960p.
2. Сергиенко, А. Б. Цифровая обработка сигналов : учебное пособие для вузов по направлению 210300 "Радиотехника" [Text] / А. Б. Сергиенко . – 2-е изд . – СПб. : БХВ-Петербург, 2006 . – 751 с. – (Учебная литература для вузов) . - ISBN 978-5-9775-0915-2
3. ИНТУИТ (национальный открытый университет). Потребительские свойства телефонных аппаратов. Принципы построения микрофона и телефона. <http://www.intuit.ru/studies/courses/1077/211/lecture/5449>

DEPENDENCE OF RESULTS OF NORMALIZATION OF MFCC ON THE TYPE OF THE USED WINDOW FUNCTION

Al-Dhaibani A.M.

Vladimir State University, Vladimir. abdulghanialdhaibani@gmail.com

By means of the developed program the influence of the form of window function on results of normalization of logarithms of coefficients of fast Fourier transform experimentally is probed. 18 functions are analyzed, their influence on the parameters of voice signals corresponding to pronouncings the Arab names of digits is considered. It is set that the choice of window function considerably influences results of normalization of parameters of voice signals on their mean value. Functions which provide the smallest influence on result of normalization are set.



АНАЛИЗ ФАКТОРОВ, ВЛИЯЮЩИХ НА РЕЗУЛЬТАТ НОРМАЛИЗАЦИИ ПАРАМЕТРОВ РЕЧЕВОГО СИГНАЛА ПО СРЕДНЕМУ ЗНАЧЕНИЮ

Аль-Дайбани А.М., Левин Е. К

Владимирский государственный университет, г. Владимир, abdulghanialdhaibani@gmail.com, eklevi@gmail.com

Системы автоматического распознавания речи находят все большее распространение в справочных системах медицинских учреждениях. Однако широкому их использованию препятствует большое количество ошибок распознавания, что затрудняет взаимодействие пользователя с автоматической справочной системой. Одной из причин появления ошибок при автоматическом распознавании речи является отличие условий формирования акустических моделей звуков (обучения системы распознавания) от условий эксплуатации системы [1].

В частности, различаются частотные характеристики звуковых трактов, используемых при формировании акустических моделей звуков, и при распознавании речи в рамках «общения» пользователя с системой. Для уменьшения числа ошибок распознавания подобного рода используется нормализация по среднему значению (во времени) мел-частотных кепстральных коэффициентов (Mel-Frequency Cepstral Coefficients - MFCC) – параметров речевого сигнала (РС), наиболее часто применяемых при распознавании речи [1]. Нормализация подавляет влияние частотной характеристики микрофона на параметры РС.

В работах различных авторов [1] отмечается, что наличие аддитивной помехи в речевом сигнале, а также ограниченность интервала времени усреднения коэффициентов снижают эффект нормализации. Нормализованные параметры одного и того же звукового речевого сигнала на выходах различных звуковых трактов отличаются друг от друга. В данной работе исследуется возможность уменьшения указанных отличий.

Рассмотрим основные этапы обработки сигнала при формировании MFCC.

Звуковые колебания посредством микрофона преобразуются в РС.

После аналого-цифрового преобразования проводится сегментация РС.

Каждый сегмент РС взвешивается оконной функцией.

Взвешенные сегменты подвергаются быстрому преобразованию Фурье (БПФ) – формируется кратковременный спектр сигнала.

Для учета особенностей человеческого слуха частотная шкала преобразуется в мел-шкалу согласно следующему выражению [1] $m = 1125 \ln \left(1 + \frac{f}{700} \right)$.

Мел-частотный спектр каждого сегмента равномерно разбивается на отдельные полосы набором полосовых фильтров.

Определяется мощность сигнала на выходе каждого фильтра.

Полученный набор значений мощностей сигналов логарифмируется.

К результату логарифмирования каждого сегмента применяется дискретное косинусное преобразование (ДКП) – формируется кепстр РС.

Несколько первых коэффициентов ДКП оставляются, остальные коэффициенты удаляются.

По полученной временной последовательности наборов (векторов) MFCC определяется среднее значение вектора во времени. Среднее значение вычитается из каждого вектора – последовательность векторов нормализуется по среднему значению. На рисунке 1. отражены указанные этапы обработки речевого сигнала.



Рисунок 1- Этапы обработки речевого сигнала при формировании MFCC

Так как процедура ДКП линейна, то проанализируем нормализацию до проведения ДКП. Рассмотрим этап создания выборки звуковых сигналов, используемых для обучения системы распознавания – формирования акустических моделей звуков. Пусть $Y_L(p, f)$ – значение мощности сигнала на выходе одного из полосовых фильтров, настроенного на частоту f , для p -го сегмента речевого сигнала.

$$Y_L(p, f) = X_L(p, f)|H_L(f)|^2,$$

где $X_L(p, f)$ – значение мощности сигнала на выходе одного из полосовых фильтров, настроенного на частоту f , для p -го сегмента речевого сигнала в идеальном случае, когда амплитудно-частотная характеристика микрофона равномерна в полосе частот РС, $H_L(f)$ – частотная характеристика (ЧХ) микрофона, практически используемого при создании обучающей выборки речевых сигналов. После логарифмирования имеем

$$\log(Y_L(p, f)) = \log(X_L(p, f)) + \log(|H_L(f)|^2)$$

После процедуры усреднения результата логарифмирования по всем сегментам (во времени) получаем

$$\overline{\log(Y_L(p, f))} = \overline{\log(X_L(p, f))} + \log(|H_L(f)|^2).$$

В результате нормализации величины $\log(Y_L(p, f))$ по среднему значению получаем нормализованное значение мощности сигнала на выходе полосового фильтра

$$Y_{LN}(p, f) = \log(Y_L(p, f)) - \overline{\log(Y_L(p, f))} = \log(X_L(p, f)) - \overline{\log(X(p, f))}$$

Видно, что влияние АЧХ микрофона на нормализованное значение мощности сигнала на выходе полосового фильтра устраняется. При обращении пользователя к системе (случай распознавания речи) имеем

$$Y_T(p, f) = X_T(p, f)|H_T(f)|^2,$$

где $Y_T(p, f)$ – значение мощности сигнала на выходе одного из полосовых фильтров, настроенного на частоту f , для p -го сегмента речевого сигнала. Повторяя рассуждения, приведенные выше, получаем нормализованные значения мощности сигнала на выходе полосового фильтра.

$$Y_{TN}(p, f) = \log(Y_T(p, f)) - \log(\overline{Y_T(p, f)}) = \log(X_T(p, f)) - \log(\overline{X(p, f)}).$$

Однако приведенные выше рассуждения не учитывали наличие аддитивной помехи на выходе звукового тракта, во-вторых, предполагалось, что результат $\log(\overline{X(p, f)})$ усреднения одинаков, как в случае обучения системы, так и в случае распознавания. Как указывалось выше, на практике влияние АЧХ микрофона подавляется не полностью. Во-первых, из-за ограниченного интервала времени, на котором происходит усреднение, вместо величины $\log(\overline{X(p, f)})$ имеем лишь ее оценки, которые являются случайными величинами, на стадиях обучения и распознавания. Во-вторых, наличие фоновой помехи на выходе звукового тракта также приводит к неполному подавлению влияния микрофона.

Кроме указанных причин, снижение эффекта нормализации обусловлено, во-первых, из-за различий результатов кратковременного дискретного преобразования Фурье, которое проводится на четвертом этапе формирования MFCC. Во-вторых, из-за различных величин запаздывания сигнала во времени при прохождении его через звуковые тракты. Рассмотрим сначала первую из двух последних указанных причин.

При проведении кратковременного преобразования Фурье производится свертка спектра сигнала с частотной характеристикой используемой оконной функции. В результате на результаты спектрального анализа накладывается влияние боковых лепестков частотной характеристики оконной функции. В частности, если один из компонентов спектра намного больше других компонентов, то наличие боковых лепестков оконной функции может привести к сильному искажению результатов преобразования Фурье для более слабых спектральных компонентов.

Рассмотрим случай, когда спектр сегмента состоит из двух спектральных компонентов. Меньший по уровню компонент находится на уровне бокового лепестка преобразования Фурье сильного компонента. Каждый из компонентов состоит из двух составляющих: постоянной и переменной во времени. Боковой лепесток также содержит переменную и постоянную во времени составляющие. Постоянная составляющая бокового лепестка суммируется с постоянной составляющей слабого спектрального компонента.

Рассмотрим сначала этап обучения системы. Выделим среди коэффициентов БПФ каждого сегмента речевого сигнала два спектральных компонента: $S_1(p, f_1)$ и $S_2(p, f_2)$, где $S_1(p, f_1)$, $S_2(p, f_2)$ - модули компонентов на частотах f_1 и f_2 . Считаем, что фаза компонента на частоте f_1 равна фазе коэффициента БПФ, относящегося к спектральному компоненту на частоте f_2 . Компонент $S_1(p, f_1)$ с учетом влияния боковых лепестков оконной функции

$$S_1(p, f_1) = u(p, f_1) \cdot m_1(f_1) + k_{f_2}(f_1) \cdot u(p, f_2) \cdot m_1(f_2), \quad (1)$$

где $u(p, f_1)$ и $u(p, f_2)$ - модули коэффициентов БПФ на частотах f_1 и f_2 ; $m_1(f_1)$ и $m_1(f_2)$ - модули коэффициентов передачи микрофонов на частотах f_1 и f_2 ; $k_{f_2}(f_1)$ - коэффициент ослабления боковых лепестков оконной функции на частоте f_1 при применении БПФ к спектральному компоненту на частоте f_2 . Преобразуем полученное выражение к виду:

$$S_1(p, f_1) = u(p, f_1) \cdot m_1(f_1) \left[1 + \frac{k_{f_2}(f_1)u(p, f_2) \cdot m_1(f_2)}{u(p, f_1) \cdot m_1(f_1)} \right] \quad (2)$$

Учтем, что второе слагаемое в квадратных скобках намного меньше единицы (это следует из малости боковых лепестков применяемых при БПФ оконных функций). После логарифмирования имеем

$$\begin{aligned} \log[S_1(p, f_1)] &= \log[u(p, f_1)] + \log[m_1(f_1)] + \log \left[\left(1 + \frac{k_{f_2}(f_1)u(p, f_2) \cdot m_1(f_2)}{u(p, f_1) \cdot m_1(f_1)} \right) \right] \approx \\ &\log[u(p, f_1)] + \log[m_1(f_1)] + \frac{k_{f_2}(f_1)u(p, f_2) \cdot m_1(f_2)}{u(p, f_1) \cdot m_1(f_1)}, \end{aligned} \quad (3)$$

После усреднения по всем сегментам получаем:

$$\overline{\log[S_1(p, f_1)]} \approx \overline{\log[u(p, f_1)]} + \log[m_1(f_1)] + k_{f_2}(f_1) \frac{m_1(f_2)}{m_1(f_1)} \cdot \overline{\left(\frac{u(p, f_2)}{u(p, f_1)} \right)}. \quad (4)$$

После нормализации по среднему получаем

$$\begin{aligned} Y_{LN1}(p, f_1) &= \log[S_1(p, f_1)] - \overline{\log[S_1(p, f_1)]} \approx \log[u(p, f_1)] - \overline{\log[u(p, f_1)]} + k_{f_2}(f_1) \frac{m_1(f_2)}{m_1(f_1)} \cdot \\ &\left[\frac{u(p, f_2)}{u(p, f_1)} - \overline{\left(\frac{u(p, f_2)}{u(p, f_1)} \right)} \right]. \end{aligned} \quad (5)$$

Аналогично рассуждая для случая распознавания речи, получаем

$$Y_{TN1}(p, f_1) = \log[S_1(f_1)] - \overline{\log[S_1(f_1)]} \approx \\ \log[u(p, f_1)] - \overline{\log[u(p, f_1)]} + k_{f2}(f_1) \frac{m_2(f_2)}{m_2(f_1)} \cdot \left[\frac{u(p, f_2)}{u(p, f_1)} - \overline{\left(\frac{u(p, f_2)}{u(p, f_1)} \right)} \right]. \quad (6)$$

Разность нормированных логарифмов спектров для случаев обучения и тестирования

$$\text{delta}(p, f_1) = Y_{LN1}(p, f_1) - Y_{TN1}(p, f_1) \approx \\ k_{f2}(f_1) \cdot \left[\frac{u(p, f_2)}{u(p, f_1)} - \overline{\left(\frac{u(p, f_2)}{u(p, f_1)} \right)} \right] \cdot \left[\frac{m_1(f_2)}{m_1(f_1)} - \frac{m_2(f_2)}{m_2(f_1)} \right]. \quad (7)$$

Здесь выражения: $\frac{m_1(f_2)}{m_1(f_1)}$ и $\frac{m_2(f_2)}{m_2(f_1)}$ - характеризуют неравномерности амплитудно-частотных характеристик звуковых трактов, используемых при обучении системы распознавания речи и при ее тестировании, соответственно. Видно, что, чем меньше отличаются частотные характеристики микрофонов и меньше уровень боковых лепестков оконной функции, тем меньше отличий в нормализованных коэффициентах для случаев обучения и тестирования САР. Если спектральный компонент $u(p, f_1) \ll u(p, f_2)$, то при малом изменении от сегмента к сегменту компонента $u(p, f_1)$ и при малой постоянной составляющей $\overline{u(p, f_2)}$ разность нормализованных коэффициентов становится большой. Поэтому целесообразно при усреднении, в первую очередь, учитывать сегменты, где соотношения между различными спектральными компонентами невелики. К таким сегментам относятся сегменты с широкополосными, в частности, с невокализованными звуками.

Условия проведения эксперимента

С целью проверки полученных выше соотношений проведено имитационное моделирование основных процессов формирования MFCC на этапах создания обучающей и тестирующей выборок данных звука. Этапы обработки сигнала при проведении экспериментов следующие. Специально сформированный тестовый сигнал сначала подвергается сегментированию, и для каждого сегмента проводится БПФ. Затем коэффициенты БПФ подвергаются логарифмированию – формируются параметры речевого сигнала для данного эксперимента. Для полученных параметров сигнала проводится процедура их усреднения по всем сегментам (параметры сигнала усредняются во времени). Полученное среднее вычитается из всех параметров сигнала – формируются нормализованные по среднему параметры сигнала.

Тестовый сигнал пропускается также через фильтр, логарифм частотной характеристики которой равен разности логарифмов амплитудно-частотных характеристик (АЧХ) микрофонов, используемых для формирования обучающих и тестовых выборок звуковых файлов [2]. В данном эксперименте использовался нерекурсивный фильтр восьмого порядка. АЧХ и фазо-частотная характеристика (ФЧХ) фильтра представлены на рисунке 2. Из анализа ФЧХ следует, что при прохождении сигнала через фильтр он задерживается примерно на четыре периода дискретизации.

Сигнал на выходе фильтра подвергается обработке, которая полностью повторяет обработку сигнала, описанную выше. Нормализованные параметры сигнала на выходе фильтра сравниваются с аналогичными параметрами на входе фильтра.

Тестовый сигнал, является суммой амплитудно-модулированного гармонического колебания и белого гауссова шума. Отношение сигнал-шум равно 10 дБ. Параметры колебания: частота $F=2$ кГц, частота модуляции $F=1.25$ Гц; коэффициент модуляции $m=0.3$. Частота дискретизации сигнала $fs = 8$ кГц, длительность колебания $T = 12800/fs$. Размер сегмента сигнала – 256 отсчетов, величина перекрытия сегментов – 128 отсчетов, число точек быстрого преобразования Фурье- 256.

В качестве меры близости нормализованных параметров сигнала на входе и выходе фильтра рассматривается величина среднеквадратического значения их разности на каждой частоте (для каждого индекса коэффициента БПФ).

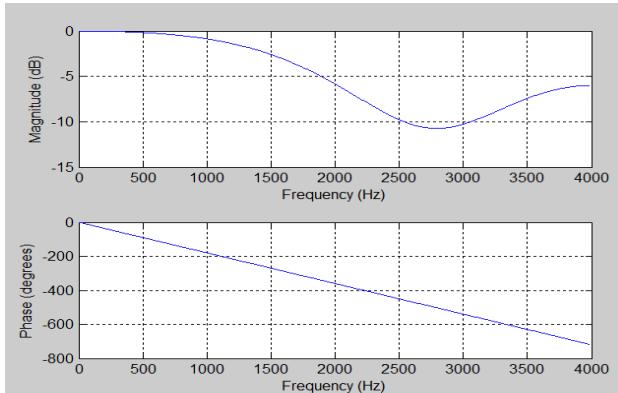


Рисунок 2-АЧХ и ФЧХ фильтра

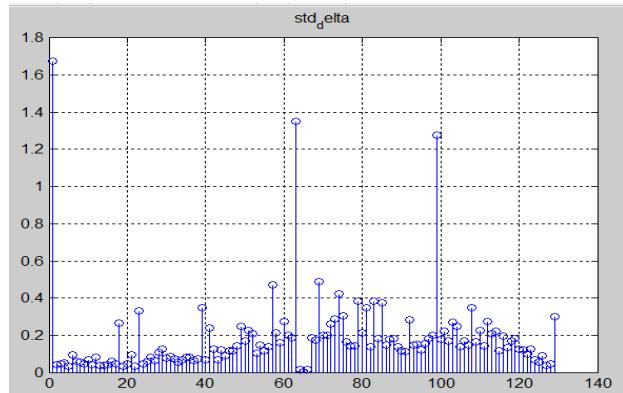


Рисунок 3- Зависимость СКЗ от индекса коэффициента БПФ

На рисунке 3 представлена зависимость СКЗ от индекса коэффициента БПФ при использовании оконной функции Хэмминга при БПФ. Видно, что для индексов 65, 66 соответствующих частоте сигнала 2000 Гц нормализованные параметры на входе и выходе фильтра отличаются мало. В качестве обобщенной меры близости нормализованных параметров сигнала используется среднее по всем индексам значение СКЗ. Для окна Хэмминга с уровнем подавления боковых лепестков частотной характеристики равным 43 дБ она равна 0,18 дБ. При использовании окна Чебышева с относительным уровнем подавления боковых лепестков более 80 дБ обобщенная мера близости нормализованных параметров сигнала становится меньше, она равна 0,16 дБ.

Библиографический список

1. Huang, X. Spoken language Processing: A guide to theory, algorithm and system development [Text] / X. Huang, A. Acero, H.-W. Hon // Prentice Hall PTR, Englewood Cliffs, NJ 07632, 2002. — 960p.
2. ИНТУИТ (национальный открытый университет). Потребительские свойства телефонных аппаратов. Принципы построения микрофона и телефона. <http://www.intuit.ru/studies/courses/1077/211/lecture/5449>.

THE ANALYSIS OF THE FACTORS INFLUENCING RESULT OF NORMALIZATION OF THE VOICE SIGNAL PARAMETERS ON MEAN VALUE

Al-Dhaibani A.M., Levin E.K.

Vladimir State University, Vladimir. abdulghaniabdhaibani@gmail.com, eklevi@gmail.com

Normalization of parameters of a voice signal on mean value suppresses influence of the frequency response of communication link on the specified parameters. In case of normalization the number of errors of automatic speech recognition is reduced. The analysis of the factors influencing result of normalization of parameters of a voice signal on mean value is carried out. Results of the made experiment, demonstrate reduction of influence of the frequency response of communication link by the normalized parameters of a test signal when using window functions with the small level of side lobes of their frequency response.



МЕТОД АНАЛИЗА ЭНДОКАРДИАЛЬНЫХ СИГНАЛОВ ПРИ ФИБРИЛЛЯЦИИ ПРЕДСЕРДИЙ НА ОСНОВЕ МНОЖЕСТВЕННОЙ ЭМПИРИЧЕСКОЙ ДЕКОМПОЗИЦИИ

К.С. Митягин¹, А.П. Зарецкий¹, А.Ю. Тычков², А.К. Алимурадов², Г.А. Громыко³

¹ Московский физико-технический институт (государственный университет), mityagin@phystech.edu

² Пензенский государственный университет

³ ФКГУ “Главный военный госпиталь имени Н.Н. Бурденко”

Фибрилляция предсердий (ФП) является наиболее распространенным типом сердечной аритмии, встречающейся в клинической практике, которая приводит к нарушению общей гемодинамики, снижению толерантности к физическим нагрузкам и ухудшает качество жизни человека. По данным статистики [1], данный вид сердечной патологии поражает свыше 15 % пациентов в возрасте старше 70 лет и повышает риск смертности в 1,5-2 раза. Наиболее частыми последствиями ФП являются такие заболевания как инсульт, возникающий в результате тромбоэмболии с локализацией тромба в области предсердий, или хроническая сердечная недостаточность.

При лечении ФП на первый план выходит медикаментозная терапия с применением антиаритмических препаратов и созданием искусственной атриовентрикулярной блокады, однако подобный подход не позволяет устраниить клинические проявления в полной мере. Механизмы возникновения ФП исследуются с начала XX века, но единого представления об электрофизиологической этиологии не сформировано, поскольку данный вид аритмии имеет комплексные паттерны активации. Например, ряд исследователей [2] полагает, что основным механизмом ФП являются возникающие множественные волны ре-ентри, которые поддерживают фибрилляторную активность предсердий и вызывают асинхронный ритм работы сердца.

В настоящее время существует несколько интервенционных методов лечения сердечных аритмий, одним из которых является радиочастотная абляция (РА). Данная процедура направлена на нахождение триггеров и выявление их структуры с помощью эндокардиального катетера для дальнейшего радиочастотного воздействия с помощью высокочастотного тока с целью стабилизации сердечного ритма. Радиочастотная абляция является продолжительной операцией (2-4 часа) и эффективна лишь в 60-75% случаев при первичном проведении [3]. Для повышения эффективности РА используется картирование патологических участков, основанное на регистрации поверхностных эндокардиальных сигналов с помощью специального катетера. Последующая обработка зарегистрированных сигналов позволяет локализовать независимые источники биоэлектрической активности в желудочковых и предсердных областях и выбрать оптимальную стратегию проведения процедуры РА.

При картировании часто используется метод, основанный на анализе доминирующих частот эндокардиальных сигналов [4, 5]. Карта распределения доминирующих частот позволяет оценить вклад каждой спектральной компоненты в обобщенный результирующий сигнал. Согласно исследованиям Lee [6], доминирующие частоты в спектре сигнала могут быть связаны с наличием микророторов – основных источников аномальной сердечной активности. В исследовании [5] картирование высоких доминирующих частот было выполнено с помощью анализа комплексных фракционных предсердных электрограмм, однако подобная активность была обнаружена только у 3 из 18 пациентов с ФП. Обзор источников показывает, что анализ доминирующих частот может быть полезен для оценки градиента частоты сигнала вдоль поверхности сердца, но не всегда позволяет однозначно локализовать наличие микророторов. Таким образом, разработка новых математических методов и подходов для картирования участков фибрилляторной активности является крайне актуальной задачей, решение которой позволит существенно повысить эффективность интервенционного лечения ФП.

В данной работе мы предлагаем новый метод картирования, основанный на декомпозиции эндокардиальных сигналов с помощью преобразования Гильберта-Хуанга. Данный подход представляет собой комбинацию метода эмпирического разложения сигнала на модовые функции (компоненты), а также спектрального анализа с помощью преобразования Гильберта и используется для анализа частотно-временного распределения энергии нестационарных временных рядов с нелинейными зависимостями [7]. Эмпирическое разложение позволяет аддитивно представлять нестационарный сигнал в виде суперпозиции собственных мод, которые являются взаимно ортогональными и полными в построенной базисной системе. Преобразование Гильберта-Хуанга принципиально отличается от других методов высоким частотно-временным разрешением, а также полной аддитивностью при построении модального ряда, поскольку разложение определяется исключительно локальными свойствами сигнала. Число модовых компонент при этом зависит от характеристик исходного сигнала, а также от заданной точности аппроксимации. Пример разложения эндокардиального сигнала на ортогональные модовые функции и остаточной ошибки представлен на рис. 1 и 2.

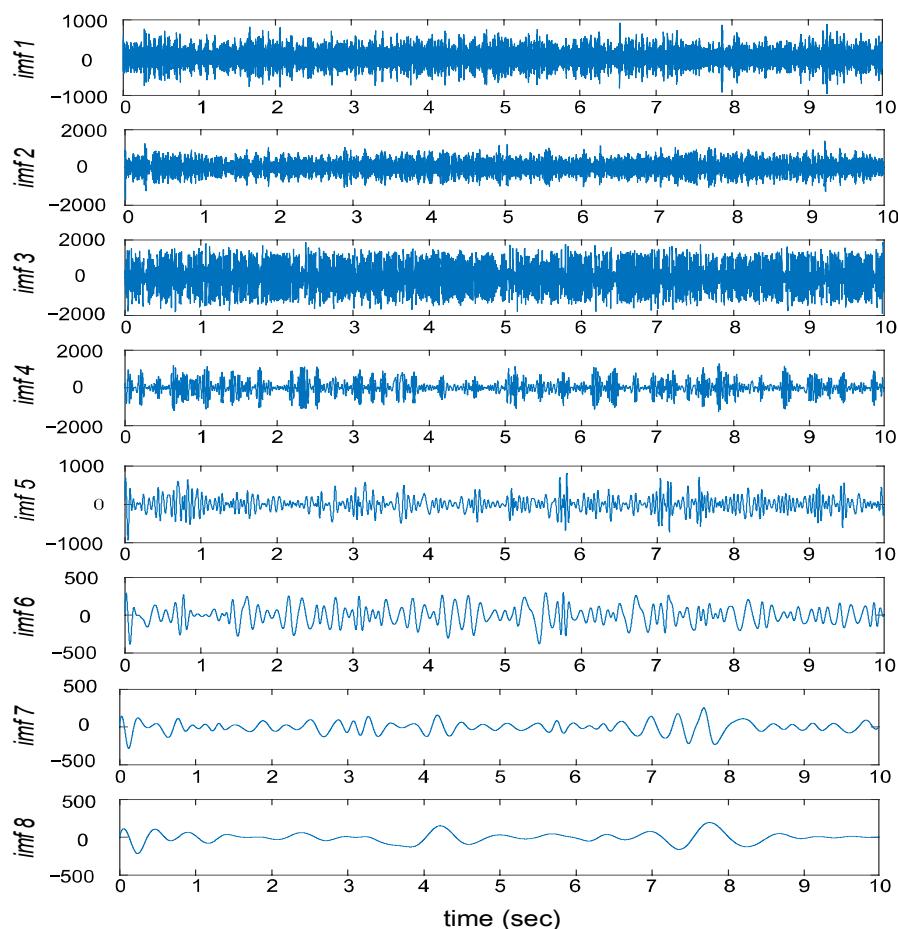


Рисунок 1 – Эмпирическое разложение эндокардиального сигнала на модовые компоненты по методу Хуанга

Анализ частотно-временных характеристик эндокардиальных сигналов выполнялся с помощью разработанного алгоритма, состоящего из последовательности операций:

- 1) Фильтрация аддитивной помехи оцифрованного сигнала с помощью фильтра Баттервортса с полосой пропускания от 20 до 250 Гц;
- 2) Нормализация средней мощности отфильтрованного сигнала;

- 3) Применение эмпирической декомпозиции сигнала с разложением на модовые компоненты по методу Хуанга [7];
- 4) Вычисление мгновенной фазы, частоты и амплитуды каждой модовой компоненты в соответствие с преобразованием Гильберта;
- 5) Расчет обобщенной мгновенной фазы сигнала путем усреднения по всем модовым компонентам;
- 6) Сглаживание значений обобщенной мгновенной фазы сигнала с помощью скользящего усредняющего окна;
- 7) Расчет параметра R вариации изменений обобщенной мгновенной фазы (отношение максимального значения модуля разностного ряда к среднему значению).

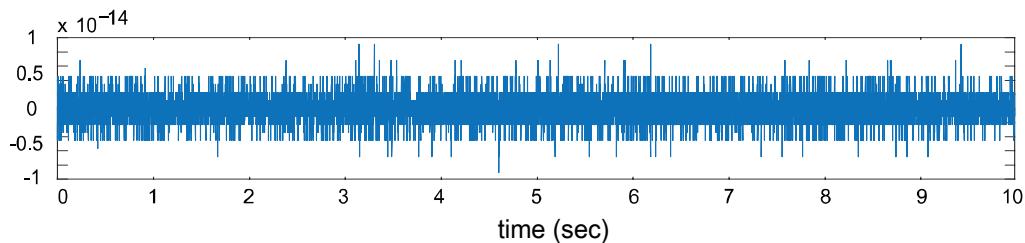


Рисунок 2 – Остаточная ошибка после эмпирического разложения эндокардиального сигнала

Расчет значений мгновенной фазы и амплитуды модовых компонент производится на основе комплексного аналитического сигнала, действительная часть которого совпадает с исходным сигналом, а мнимая часть вычисляется с помощью преобразования Гильберта. При фибрилляции предсердий фронт возбуждения волны электрической активности имеет характерный фазовый разрыв (phase singularity), так как фаза активности в области регенерации импульсов не определена, т.е. сингулярна. Некоторые исследователи [8] полагают, что точки фазовой сингулярности служат местом зарождения волн микроре-ентри и началом аритмогенеза. Для выявления возможных областей фибрилляторной активности мы ввели параметр R вариации изменений обобщенной мгновенной фазы, поиск аномальных значений которого позволяет локализовать участки регистрации сигналов с отличительными частотно-временными свойствами.

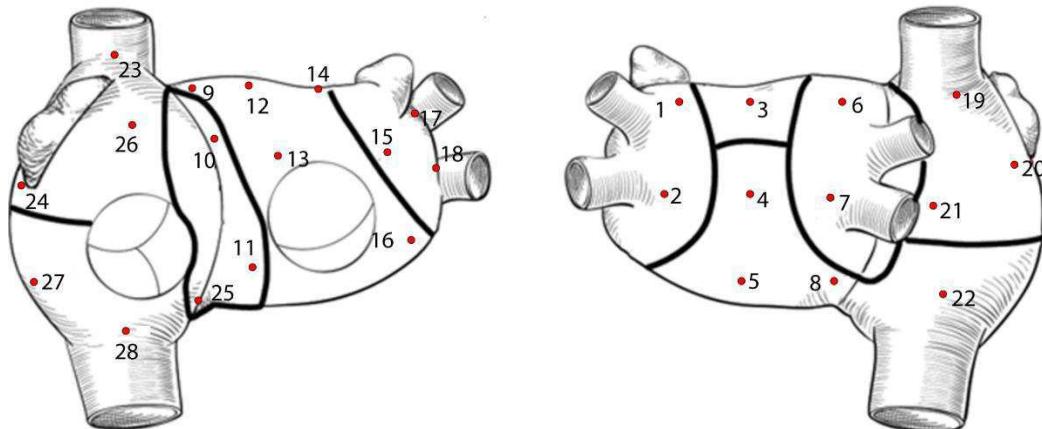


Рисунок 3 – Карта точек регистрации сигналов с помощью эндокардиального катетера

Для оценки эффективности разработанного метода мы провели анализ поверхностных эндокардиальных сигналов, записанных по 25 пациентам с персистирующей формой ФП при помощи электрофизиологической системы Bard, тип абляционного катетера – NaviStar. На входе тракта обработки сигнала использовался режекторный фильтр с полосой пропускания от 10 до 350 Гц, частота дискретизации сигнала составляла 1500 Гц, дополнительно применялся цифровой фильтр Баттервортса с полосой пропускания от 20 до 250 Гц. Для каждого пациента последовательно в 28 точках (рис. 3) записывались сигналы длительностью 10 секунд.

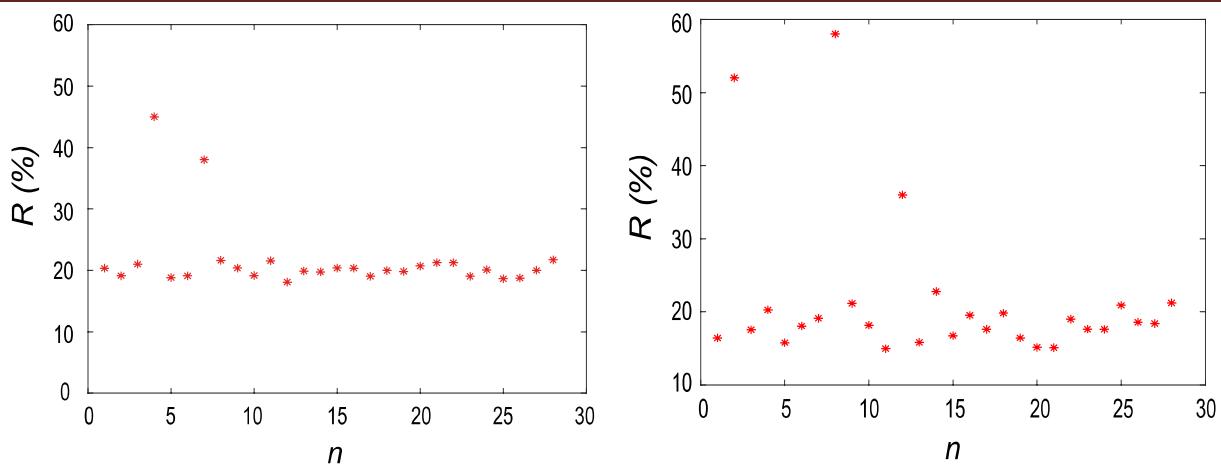


Рисунок 4 – Значение параметра R относительного изменения обобщенной фазы сигнала для двух выборочных пациентов

Проведенный с помощью разработанного метода анализ частотно-временных свойств поверхностных эндокардиальных сигналов показал, что для 17 из 25 пациентов имеются некоторые точки с характерными выбросами значений параметра R вариации изменений обобщенной фазы (рис. 4). Данный признак свидетельствует о наличии областей со значительными разрывами фазы фронта волны электрофизиологического возбуждения, что может использоваться в качестве диагностического критерия для автоматической локализации микророторов при проведении РА. Дальнейшая работа коллектива будет направлена на разработку программно-аппаратного комплекса для картирования участков фибрилляторной активности при РА и проведение клинических испытаний.

Работа выполнена при поддержке гранта РФФИ № 16-37-60012.

Библиографический список

1. Moreira W., Timmermans C., Wellens Hein J.J., Mizusawa Y., Philippens S., Perez D., Rodriguez L.M. Can Common Type Atrial Flutter Be a Sign of an Arrhythmogenic Substrate in Paroxysmal Atrial Fibrillation? // Circulation. – 2007. – V. 116: P.2786-2792
2. Jalife J, Berenfeld O, Mansour M et al. Mother rotors and fi fibrillatory conduction: a mechanism of atrial fi fibrillation // Cardiovasc Res. – 2002. – V. 54: P.204-216.
3. Oral H, Chugh A, Good E, et al. A tailored approach to catheter ablation of paroxysmal atrial fibrillation. // Circulation. – 2006. – V. 113: P. 1824-1831.
4. Mandapati R., Skanes A., Chen J., Berenfeld O., Jalife J. Stable microreentrant sources as a mechanism of atrial fibrillation in the isolated sheep heart // Circulation. – 2000. – V. 101(2): P. 194-199.
5. Rappel W.J., Narayan S.M. Theoretical considerations for mapping activation in human cardiac fibrillation // Chaos: An Interdisciplinary Journal of Nonlinear Science. – 2013. – V. 23(2): P. 113.
6. Lee G. Epicardial wave mapping in human long-lasting persistent atrial fibrillation: transient rotational circuits, complex wavefronts, and disorganized activity // European heart journal. – 2013. – V. 32(2): P. 86-97.
7. Lin C. F., Zhu J. D. Hilbert–Huang transformation-based time-frequency analysis methods in biomedical signal applications // Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine. – 2012. – V. 226 (3): P. 208-216.
8. Umapathy K., Nair K. Phase mapping of cardiac fibrillation // Circulation: Arrhythmia and Electrophysiology. – 2010. – V. 3(1): P. 105-114.

METHOD FOR ANALYSIS OF ENDOCARDIAL SIGNALS WITH ATRIAL FIBRILLATION BASED ON EMPIRICAL MODE DECOMPOSITION

Mityagin K.S.¹, Zaretskiy A.P.¹, Tychkov A.Y.², Alimuradov A.K.², Gromyko G.A.³

¹ Moscow Institute of Physics and Technology (State University), mityagin@phystech.edu

² Penza State University

³ Main Military Clinical Hospital named after N.N. Burdenko

Atrial fibrillation (AF) is the common type of cardiac arrhythmia that occurs in clinical cases, which leads to hemodynamic disorders, reduced tolerance to physical activity and impairs the quality of life of a person. Interventional method for treatment is radiofrequency ablation, which is aimed at finding of triggers and revealing their structure with endocardial catheter for further radiofrequency exposure with high-frequency current in order to stabilize the heart rhythm. In this paper, we propose a new mapping method of fibrillation's activity sources based on empirical mode

decomposition with Hilbert-Huang transform. The analysis based on clinical data of 25 patients showed applicability of the proposed method.



РАЗРАБОТКА ЧАТ-БОТА МЕДИЦИНСКОГО ПОМОЩНИКА НА БАЗЕ LOW-CODE ПЛАТФОРМЫ

Шапотько Т. Д., Жуков К. Н.

МГТУ имени Н.Э. Баумана, НУК РЛМ, кафедра медико-технического менеджмента,
taisiyashapotko@gmail.com, zhukovkn@yandex.ru

В настоящее время в нашей стране происходит модернизация различных сфер общества, к примеру, образование, культура, здравоохранение и другие. Но все же основным параметром для модернизации становится внедрение различных информационных технологий, чтобы облегчить множество процессов. Сфера здравоохранения особо нуждается в информатизации множества процессов, чтобы гуманизировать процесс оказания медицинской помощи, когда будет уделяться время пациенту, а не заполнению основных бумаг по его приему. В здравоохранении сейчас все же крайне много бюрократии, которая отнимает столь нужное для пациентов время. Например, в бумажном виде печатаются талоны на прием, зачастую в медицинских учреждениях России заполняются амбулаторные карты больных от руки, а также много прочих проблем, которые должны быть опционально быстро решены.

Не секрет, что сейчас в Интернете почти на каждом сайте есть чат-бот, причем он может не содержать за собой живого человека, предоставляя только форму для обратной связи. Чат-боты в сфере здравоохранения могут значительно облегчить работу медицинскому персоналу, отвечая на следующие категории вопросов: [2]

1. Вопросы, связанные с приемом пациентов;
2. Вопросы, связанные с графиком работы врачей;
3. Вопросы, связанные с перечнем необходимых анализов;
4. Вопросы, связанные с оплатой прохождения медицинских услуг;
5. Вопросы, связанные с автоматизированной записью на прием;
6. Вопросы, связанные с функциональным состоянием здоровья и др.

В РФ в сфере здравоохранения несколько лет назад появилась опция «Электронная регистратура», с помощью которой пациент может сам записаться к врачу, минуя регистратуру и непосредственно личное общение, что увеличивает полезность труда медицинских работников, учитывая, что они занимаются меньше бюрократией. Более того, автоматизированная нейросеть сама подбирает все условия для приема. Более того, в 2017 году появился проект «Бережливая поликлиника», запущенный Министерством здравоохранения РФ, отчего очереди в российских больницах сократились в 8 раз за пробный период [1]. Это вновь является примером онлайн-записи и электронной очереди, что уменьшило время ожидания приема. Также произошло разделение на здоровых и больных пациентов путем онлайн-решений с помощью терминала в больницах рядом с регистратурой. Обе группы должны посещать разных специалистов, чтобы здоровые пациенты как можно меньше контактировали с больными. Отметим, что практика разделения на здоровых и больных пациентов уже давно существует в странах Запада. К примеру, в Австрии в детской поликлинике есть комнаты для здоровых и отдельно больных детей, что не позволяет распространяться процессу заражения. [5]

Но в нашей стране все же не особо распространены пока что тенденции информатизации сферы здравоохранения из-за общей отсталости технологичного порядка в этой сфере. Однако в некоторых странах появились различные приложения наподобие интеллектуальных чат-ботов, всецело функционирующие и пользующиеся спросом.

Чат-бот - это программа, способная имитировать заданную деятельность человека, боты, живущие в чате, создают иллюзию общения с живым человеком. Работа в этом направлении началась давно, на заре развития, более полвека назад уже существовали примеры применения ботов в ICQ, которые присыпали по запросу прогнозы погоды или курсы валют. Сейчас боты чаще всего используются как первая линия приема звонков в поддержке либо также обитают в распространенных мессенджерах. Боты-помощники общаются с пользователем через сообщения. Бот понимает, что говорит собеседник и отвечает соответствующим действием: ответным сообщением либо выполнением действия. Использование чат-ботов на сайтах и в различных мессенджерах поможет улучшить связь с клиентом при этом, сократив его ожидание ответа от поддержки. Также чат-боты отлично справляются с первой линией звонков в колл-центр. Они могут сортировать позвонивших на категории и организовывать переадресацию к нужным специалистам. [2]

Система общественного здравоохранения Китая, как известно, устарела. В целях содействия быстрому, эффективному и содержательному потоку информации между врачами и пациентами, Baidu уже интегрировал свой чат-бот Melody AI в популярное приложение для iOS и Android Baidu Doctor, которое позволяет пациентам задавать вопросы врачам, получать в качестве рекомендации медицинские книги или консультироваться о состоянии здоровья в режиме реального времени. Этот чат-бот дополняет это приложение для врачей, поскольку Baidu разработала его, чтобы напрямую общаться с пациентами и собирать данные об их медицинском состоянии. Чат-бот также способен запрашивать информацию у пациентов в такой сфере, как

продолжительность, тяжесть и частота их симптомов. Это позволит переслать эти данные врачам, которые затем принимают обоснованное решение о вариантах лечения. [3]

В основе системы Melody лежит разработанное Baidu программное обеспечение для глубокого обучения и обработки естественного языка (NLP). «Чат-бот Melody предназначен для врачей и пациентов. Сосредоточив внимание на свободном пространстве врачей, мы создали разговорчивый бот, который может предложить индивидуальные и адекватные ситуативные ответы на каждый запрос пациента», - сказал главный медицинский консультант Baidu доктор Эндрю Нг в своем заявлении. «Поскольку у Melody формат общения больше разговорный, он будет учиться и улучшаться. Это всего лишь начало гораздо более масштабной трансформации в области здравоохранения».

В настоящее время бот Baidu Melody доступен только в Китае, но Baidu ведет переговоры с медицинскими службами по всему миру, включая Европу и США, в стремлении выйти на новые рынки. Безусловно, стоит оценить преимущества для клиентов (пациентов) в использовании этого чата: [4]

1. Позволяет узнать, нужна ли непосредственная помощь врача;

2. Создать более информативные файлы пациента, включающие в себя его состояние и основные показатели перед фактической консультацией с врачом;

3. Экономия времени, что делает медицинские консультации более доступными.

Несмотря на то, что Melody предназначен для устранения острого дефицита врача и не имеет прямого влияния на страховой сектор на данный момент времени, данный чат-бот имеет большой потенциал для создания совершенно нового канала продаж и сбыта, который управляется в режиме реального времени. В конечном счете, страховая отрасль и сфера здравоохранения, похоже, ощутила потенциал чат-ботов в качестве стартапа в Великобритании. Spixii уже создал автоматизированный страховой агент, который позволяет страховщикам продавать политики через мобильные и чат-приложения.

В странах Запада также становятся распространенными еще некоторые чат-боты в медицинской сфере. Например, ELIZA – это первый бот, который подражал роботизированному терапевту, причем он продолжает функционировать и сейчас. Его можно скачать как приложение узнать о своем возможном диагнозе, методах лечения и многом другом. Некоторые из чат-ботов помогают записывать пациента на прием к врачу, другие напоминают о том, что следует принять лекарство, а также они могут помочь записать рецепт на медикаменты. Вот несколько примеров того, что они могут сделать: [5]

1. Florencs - эта чат-бот-медсестра просит человека принять лекарство, дает инструкции, если он забыл принять таблетку, помогает контролировать свое здоровье (и параметр критических дней у женщин), и еще он может помочь найти специалистов и записаться к ним на прием.

2. Your.MD – этот чат-бот заменяет помощника врача общей практики, спрашивает о симптомах и ставит достаточно вопросов, одобренных специалистами здравоохранения, чтобы определить состояние вероятностной болезни, а затем он может назначить прием у врача. [7]

3. Safedrugbot - это чат-бот приложение для обмена сообщениями, Safedrugbot - это приложение для обмена сообщениями помогает врачам обратить внимание на возможные побочные эффекты лекарств во время грудного вскармливания и помогает сохранить здоровье матерей.

4. Babylon Health - еще один помощник в медицине с функцией записи к врачу на прием.

5. SimSensei – чат-бот на все еще экспериментальной стадии, которые использует голос и функцию распознавания лица, чтобы имитировать живое присутствие терапевта, помогая взаимодействовать с пациентом на более доверительных отношениях.

Чат-боты сейчас становятся все более популярными в различных сферах общества, что и видно на примере медицинской сферы. Но все важно узнать, какими преимуществами они обладают, например, перед приложениями, чтобы это в дальнейшем определило их широту использования: [2]

1. Первое преимущество — установка. В отличие от приложения, которое требует системного места и установки чат-боты в этом не нуждаются. Для того чтобы начать пользоваться чат-ботом достаточно найти его в мессенджере, добавить в контакты и начать диалог. Весь процесс организации взаимодействия занимает несколько секунд в сравнении с длительностью установки.

2. Распространять чат-ботов среди пользователей значительно легче, чем приложение. Люди охотнее добавляют в контакты оригинального помощника, чем скачивают очередную программу на устройство. Кроме того, боты быстро распространяются при помощи «сарафанного радио», когда друзья могут просто поделиться его контактами прямо внутри мессенджера.

3. Хорошее приложение требует не только много времени для разработки и создания, но и немало денежных вложений. После разработки и создания нужны тесты и отладка. С ботом все дело обстоит проще, платформы давно разработаны и уже имеют базу пользователей, а само создание бота не требует средств и не занимает настолько много времени.

4. Больше новых сценариев для использования. Как пример можно рассмотреть услуги парикмахера. Клиент вряд ли будет устанавливать приложение для создания коммуникаций, а вот в список контактов добавит с удовольствием. Поэтому получается, что применение чат-ботов гораздо обширнее.

5. Мобильные приложения теряют свою популярность, количество системной памяти на устройстве ограничено, поэтому пользователи ограничиваются использованием нескольких особо важных, среди которых, как правило, присутствует мессенджеры. При этом мессенджеры удерживают аудиторию более чем в пять раз эффективнее, чем приложения.

6. Использование ботов экономит время пользователя, которое ранее могло быть потрачено на поиск информации в Яндекс или Google, просмотр ссылок и сравнение информации. Гораздо проще, когда то же самое выполнит специальный бот, предназначенный для этого, подобное очень удобно, особенно в ситуациях острой нехватки времени.

7. Чат-боты обладают высокой степенью портативности, они могут жить не только в мессенджерах, но и в программе личного помощника, или в навигаторе. Есть масса устройств и программ способных разместить на своей платформе умного чат-бота.

Именно поэтому можно сделать вывод, что чат-боты являются тенденцией будущего, особенно в сфере медицины, учитывая количество их преимуществ. Но перед разработчиками одновременно встает вопрос: на какой платформе стоит разрабатывать чат-бот? Одним из ответов является low-code платформа, которая является платформой разработки с минимальным количеством кода (LCDP), которые позволяют создавать прикладное программное обеспечение через графические пользовательские интерфейсы и конфигурацию вместо традиционного процедурного компьютерного программирования. Платформы могут сосредоточиться на разработке и разработке баз данных, бизнес-процессов или пользовательских интерфейсов, таких как веб-приложения. Такие платформы могут создавать полностью оперативные приложения или требовать минимального кодирования для обеспечения возможности использования приложений или для необычных ситуаций. Платформы разработки low-code уменьшают количество традиционного ручного кодирования, что позволяет ускорить доставку бизнес-приложений (в частности в сфере медицины). Общим преимуществом является то, что более широкий круг людей может внести вклад в развитие приложения, а не только с более формальным опытом программирования. Чат-боты на данной платформе также снижают первоначальные затраты на установку, обучение и развертывание. [6]

Независимо от того, создают ли пользователи бизнес-приложения сами или упрощают процесс разработки для кодеров, автоматизируя ручные процессы, разработка чат-ботов low-code делает его проще, чем когда-либо, позволяя создавать гибкие приложения для выполнения конкретных задач (к примеру, в сфере здравоохранения). Теперь хотелось бы перечислить основные преимущества, которые выделяют чат-боты на платформе разработки с low-code: [6]

1. Улучшенное быстродействие.

В конечном итоге приложения, созданные с использованием low-code платформ, помогают организациям в сфере здравоохранения стать более гибкими. Визуальный дизайн, который позволяет рисовать вместо кодирования, может экспоненциально ускорить разработку. Объединить меньше кодирования с автоматическим тестированием? Вот как вы можете создавать приложения быстрее, чем когда-либо прежде.

2. Снижение затрат.

Благодаря возможности создавать больше приложений за меньшее время затраты снижаются. Но это не единственный драйвер. Разработка low-code чат-ботов или приложений сокращает потребность в большем количестве разработчиков, что снижает затраты на найм сотрудников.

3. Высокая производительность.

Разработка low-code позволяет создавать больше приложений за меньшее время. То, что раньше занимало месяцы, можно сократить до нескольких дней или даже минут. Благодаря разработке low-code время больше не является препятствием для внедрения реальных инноваций.

4. Легкость изменения.

Разработка с low-code позволяет изменить приложения или чат-боты, а также адаптировать их в соответствии с новыми требованиями. Без необходимости сложного кодирования, разработка без написания кода способствует немедленному изменению конфигурации приложения или чат-бота, когда оно требуется.

5. Быстрая трансформация.

В современном цифровом мире необходима трансформация. Разработка без кода снижает сложность создания современных бизнес-приложений. От разработки до развертывания среда разработки без написания кода значительно сокращает время, затрачиваемое на сбор, развертывание и изменение передовых, мощных корпоративных приложений или чат-ботов.

6. Визуальное моделирование.

Разработка приложений ускоряется с визуальными представлениями процессов. Эти визуальные модели легче понять, чем традиционные дисплеи, что позволяет разработчикам легко понять дизайн чат-бота.

7. Декларативные инструменты.

Благодаря программному обеспечению на платформе с минимальным использованием программного кода, декларативные инструменты реализуются через такие вещи, как визуальные модели и бизнес-правила. Удаление необходимости написания пользовательского кодирования для них смягчает трудности будущих изменений или дополнений и ускоряет время разработки.

8. Безопасность и масштабируемость.

На правильной платформе low-code имеются все необходимые сертификаты безопасности и доказанный опыт в широкомасштабных инициативах.

Руководствуясь вышеупомянутыми преимуществами, можно понять, что разработка чат-ботов на low-code платформе будет действительно эффективной и передовой.

Таким образом, можно сделать вывод, что сфера медицины подвергается тенденции информатизации, когда в нее активно внедряются информационные технологии, призванные облегчить течение деятельности для

врачей, медсестер и прочих работников. В России сейчас работает сервис «Электронная регистратура», однако чат-боты пока что не внедрены, что нельзя сказать про западные страны, где такая практика уже имеется. Однако, как и любое приложение, чат-бот должен быть как можно более продвинутым с точки зрения технологий, отчего решением для его создания может быть разработка чат-бота на low-code платформе. Она имеет множество преимуществ, как, например, безопасность, визуальное моделирование, легкость изменения, быстрая трансформация, снижение затрат и высокая производительность, что позволит и дальше развивать парадигму построения чат-ботов на low-code платформе.

Библиографический список

1. Минздрав сократил очереди в больницах в восемь раз [Электронный ресурс] / Режим доступа: <https://progorod33.ru/news/41063>
2. Чат-боты — за ними будущее [Электронный ресурс] / Режим доступа: https://livesurf.ru/chat-boty/6042-chat-botyza-nimi-budushhee.html#preimushhestva-chat-botov-nad-mobilnymi-prilozheniyami_6
3. Baidu запустила медицинский чат-бот Melody для упрощения диагностирования болезней [Электронный ресурс] / Режим доступа: <https://itc.ua/news/baidu-zapustila-meditsinskiy-chat-bot-melody-dlya-uproshcheniya-diagnostirovaniya-bolezney/>
4. Baidu's Melody – AI Powered Conversational Bot for Doctors and Patients [Электронный ресурс] / Режим доступа: <https://www.the-digital-insurer.com/dia/baidus-melody-ai-powered-conversational-bot-for-doctors-and-patients-1/>
5. How Chatbots Will Shape the Future of Healthcare [Электронный ресурс] / Режим доступа: <https://chatbotsmagazine.com/how-chatbots-will-shape-the-future-of-healthcare-fa8e30cebb1c>
6. Low-Code Features [Электронный ресурс] / Режим доступа: <https://www.appian.com/low-code-basics/features/>
7. What is Your.MD [Электронный ресурс] / Режим доступа: <https://www.your.md/about/>

DEVELOPMENT CHAT-BOT OF A MEDICAL ASSISTANT ON THE BASIS OF LOW-CODE PLATFOR

Shapotko T. D., Zhukov K. N.

Moscow State Technical University named after NE Bauman (National Research University), Moscow,
taisiyashapotko@gmail.com

In the article the tendency of informatization of the medical sphere is considered. In particular, the author discusses the use of electronic services in the healthcare system of Russia, such as «Electronic Reception» and «Lean Polyclinic», but chat bots have not yet received their distribution. But in Western countries, for example, in China and the United States, applications and chat bots on medical topics appeared that can write to the doctor, remind you of taking the medication, and also suggest which one the diagnosis is based on accurate and common questions about his condition.

A new trend in the design of chat bots can be the low-code platform, which has many positive aspects for developers, for example, security and scalability, visual modeling, ease of change, rapid transformation, cost reduction and high performance, and much more, which will allow the development of chat rooms, bots only on this platform, as on one of the most effective.



ОСНОВНЫЕ НАПРАВЛЕНИЯ ФОРМИРОВАНИЯ ТЕЛЕМЕДИЦИНСКИХ СИСТЕМ СВЯЗИ ЭКВАДОРА

Велос Льяно Хуан Габриель

Владимирский государственный университет им А.Г. и Н.Г. Столетовых, j.gabrielveloz@gmail.com

Введение

Учет территориально-административного деления республики Эквадор на урбанизированные города, провинции с невысокой уровнем развития городской инфраструктуры и обособленные Галапагосские острова (5 из 12 населены) указывает на неравномерность распределения центров оказания социально значимых услуг, в частности, медицинской помощи. Медицинские центры в крупных городах, таких как Кито или Гуаякиле, оснащены современным диагностическим оборудованием и располагают высококвалифицированным персоналом, учреждения здравоохранения в сельской местности (провинциальные города или кантоны) представлены самыми базовыми услугами и дефицитом узкоспециализированных специалистов. Крайне ограничено оказание медицинской помощи на Галапагосских островах, поэтому, в случае необходимости хирургического вмешательства или срочных терапевтических, мер требуется госпитализация в медицинские центры крупных городов, осуществляемая авиатранспортом. Согласно статистическим данным [1] на одного врача-терапевта приходится около 980 пациентов, что приводит к затруднительности процедуры очного приема.

Проблема может быть разрешима с переходом к консультированию и диагностике в удаленном режиме, реализация которых возможна в рамках инфокоммуникационной системы телемедицины [2]. Развитие системы телемедицины ставит ряд задач, связанных с возможностями распределения базовых станций, составляющих основу распределительной сети, расчета их характеристик с учетом особенностей местности (что будет представлено в данной работе), а также подбор алгоритмов масштабирования медицинских снимков при передаче визуальной информации по каналам телекоммуникационной системы.

Оценка характеристик базовых станций

При оценке зоны покрытия базовой станции необходимо произвести расчет уровня потерь на радиотрассе, который включает в себя показатель степени затухания, зависящий от особенностей местности [3]:

$$\gamma = a - b \cdot hb + \frac{c}{hb},$$

где $hb = [10;80]$ – высота базовой станции, (м); a, b, c – константы, зависящие от типа местности. Дифференциация типов местности с соответствующими параметрами приведена в таблице 1.

Таблица 1. Типы местности и их характеристики [4].

Местность	Описание	a	b	c	S
C	В основном плоский ландшафт, с небольшой плотностью застройки	3,6	0,0065	20	8,2 dB
B	Территория достаточно гладкая, плотность застройки невелика.	4,0	0,007	17,1	9,6 dB
A	Неравномерный холмистый рельеф с умеренной плотностью.	4,6	0,007	12,6	10,6 dB

На рисунке 1 проиллюстрирована зависимость затухания сигнала от высоты станции для различных типов местности.

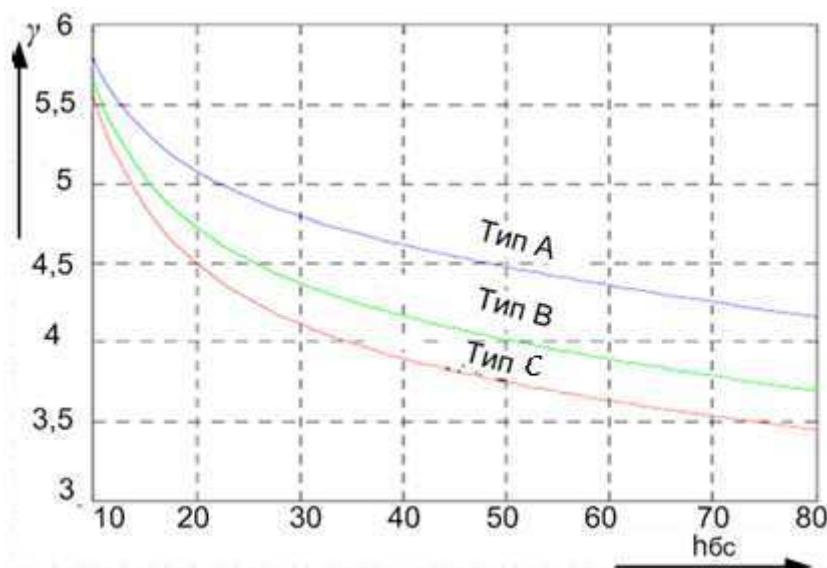


Рисунок 1- График зависимости экспоненциальных потерь от высоты базовой станции по различным типам территории.

Учитывая возможную высоту базовой станции 30 метров (коэффициент затухания лежит в пределах 5), а также тип местности, характеризующийся неравномерным ландшафтом (что обусловлено наличием холмов и действующих вулканов, например, Пичинча в межгорной котловине Анд), рассчитаем коэффициент затухания для предположительных базовых станций инфокоммуникационной системы телемедицины для Эквадора [5]:

$$\gamma = 4,6 - 0,007 \cdot 30 + \frac{12,6}{30} = 4,81$$

Коэффициент затухания необходим при расчете уровня потерь:

$$L = A + 10\gamma \lg \frac{d}{d_0} + X_f + X_h + S,$$

где $d_0 = 100$ м; d - расстояние между абонентской и базовой станциями, при $d > d_0$ (м); γ – показатель степени затухания радиоволн (экспоненциальных потерь); A — потери мощности сигнала в свободном пространстве; X_f — корректирующий фактор частоты; X_h — корректирующий фактор высоты; S — корректирующий фактор затенения.

А также при расчете радиуса базовой станции:

$$d = 10^\sigma \cdot d_0$$

$$\sigma = \frac{MAPL - A - X_f - X_h - S}{10\gamma}$$

$MAPL$ – потери на пути распространения радиоволн на дальность d км, (дБ).

Заключение

Создание системы телемедицины в Эквадоре обусловлено рядом факторов: малое количество узких специалистов, диагностические центры сосредоточены в основном в крупных городах, имеется территориальная удаленность отдельных районов республики. Разработка такой системы в первую очередь зависит от возможности рассредоточения ретрансляторов, образующих единую сеть по передаче пакетов данных. Для этого необходимо производить расчет потерь на радиотрассе и оценку рабочих размеров (радиуса) базовых станций. Эмпирические модели для таких расчетов опираются на характеристики типа местности и должны учитывать неравномерный ландшафт территории Эквадора. При построении системы телемедицины важно также обратить внимание на статистику заболеваний, наиболее часто встречающихся в данном регионе мира, чтобы иметь возможность равномерно распределить нагрузку по диагностике и консультированию пациентов в удалённом режиме между специалистами, а также учесть это при создании автоматизированных рабочих мест. Важным аспектом является и разработка электронных ресурсов для масштабных преобразований медицинской пиксельной графики, которые в реальном времени позволяли бы производить изменение размеров изображений без появления значительных артефактов.

Библиографический список

- [1] Sistema de Salud de Ecuador. Salud pública / vol. 53, suplemento 2 de 2011, p.178
- [2] Brauchli K et al. iPath: a telemedicine platform to support health providers in low resource settings. Journal on Information Technology in Healthcare, 2005, 3(4):227–235
- [3] Маковеева М.М., Шинаков Ю.С. Системы связи с подвижными объектами: Учебное пособие для вузов. - Г.: Радио и связь, 2002. - 440 с.
- [4] Журкин И.Г. Методы вычислений в геодезии : учебное пособие / И.Г. Журкин, Ю.М. Нейман. – М. : Недра, 1988. –304 с.
- [5] Беленький В.Г. Расчёт зоны покрытия базовых станций в системах связи с подвижными объектами. Методические указания/ СибГУТИ – Новосибирск, 2003.

THE MAIN DIRECTIONS FOR FORMATION OF THE TELE-MEDICAL COMMUNICATION SYSTEMS ECUADOR

Juan Gabriel Veloz Llano

Vladimir State University n.a. A.G. and N.G. Stoletovs

Bearing in mind the administrative as well as the territorial division of the Republic of Ecuador, that is the urbaistic zones, provincial areas with accordingly under-developed infrastructure and the 12 Galápagos Islands, located about 1000 km west of mainland, of which only 5 are inhabited, one sees the objective reasons for unequal partition of service centers of the Republic, specially those of the medical service. Medical aid in the main cities, such as Quito and Guayaquil, is provided on the high level, the institutions are equipped with the up-to-date diagnostic apparatuses and qualified personnel. at the same time the provincial medical institutions possess only very limited amount of apparatuses, suffer from the shortage of qualified physicians and thereafter offer only very basic aid. Extremely limited medical aid is being offered on the Galápagos Islands, where the emergency cases of surgical nature can only be treated through transportation to the medical centers in the larger cities by means of air traffic. Statistic data suggests that one physician must attend to 980 patients, in fact the personal medical attendance is extremely difficult. This problem could be partially solved through usage of the tele-medecine, offering in frames of the informative communications' systems

diagnostical and consulting measures. The development of such systems depends most of all upon the dissemination of re-translators, forming an unified network used for data transfer. Thereafter one has to calculate the rate of loss during the radio-transmission and the working parameters (radius) of the basis stations. The scientific modelling has to take into consideration the extremely varied landscape character of the Republic of Ecuador. One also has to consider the medical statistics for working out the tele-medecine, i.e. the disease rate of the particular regions, so that the division between the consultants and the automatic processes can be kept in good proportions. Also of importance is the development of electronic means, that would provide in real time the augmentation of the medical graphics without the appearance of additional arte-facts.

ТЕЛЕМЕДИИНСКАЯ СЕТЬ РЕГИОНА

Уланов Е.А., Велос Льяно Х.Г. (Эквадор)

Владимирский государственный университет, evgeniyulnv@rambler.ru

Телемедицина — это применение информационных и телекоммуникационных технологий в здравоохранении. Телемедицина предоставляет возможность повысить эффективность диагностики патологий и качество лечения. С помощью ее технологий пациенты, находящиеся на «удаленном» лечении, могут получать высококвалифицированную медицинскую помощь, а врачам для постановки диагноза достаточно использовать полученные через электронную почту или Интернет изображения рентгеновских снимков, томограмм, кардиограмм, энцефалограмм или других данных. В настоящее время основная часть узких медицинских специалистов работает в специализированных центрах в крупных городах. Достижения телемедицины сводят на нет необходимость в присутствии специалиста на месте, устранивая таким образом проблему централизации медицинской помощи.

Современные достижения телемедицины позволяют проводить онлайн консультации врачей и их пациентов, находящихся в самых удаленных районах. При этом для проведения консультации тяжелого больного врач может полагаться не только на собственный опыт, а еще и поддерживать профессиональные связи с ведущими медицинскими центрами, а также со своими коллегами из больниц соседних городов, при этом обмениваясь медицинской документацией, снимками, видеоизображениями. Благодаря использованию технологий видеоконференций, стороны могут практиковать живое общение.

Таким образом, основная цель телемедицины - предоставление высококвалифицированной медицинской помощи любому человеку независимо от его местонахождения и социального положения.

Предмет телемедицины - передача медицинской информации между удаленными друг от друга субъектами (пациентами и врачами, медицинскими центрами) посредством информационных и телекоммуникационных технологий. [2]

Особо актуальным является применение телемедицинских технологий на региональном уровне, где между региональным центром и периферией наблюдается ярко выраженный дисбаланс в уровне материального оснащения и подготовки специалистов лечебно-профилактических учреждений (ЛПУ). В совокупности с разрушением управлеченческой вертикали и системы финансирования, нарушением связей между центральными и периферийными медицинскими центрами это приводит к тому, что почти три четверти населения страны лишены возможности получить качественное медицинское обслуживание, а некоторым оно вообще практически не доступно в силу географической удаленности и периодического отсутствия пригодных для транспортировки медперсонала и пациентов путей сообщения. [3]

Имеющиеся телемедицинские технологии на данный момент работают лишь на уровне «врач-врач». В дальнейших планах стоит внедрение телемедицинских технологий на уровне «пациент-врач». То есть, человек, как бы он далеко не находился, сможет проконсультироваться с любым специалистом по видеосвязи. В частности, в Министерстве здравоохранения РФ в 2016 году определены три пилотных проекта развития телемедицины. Это проект «НормаСахар», который позволит наблюдать за состоянием больных сахарным диабетом на расстоянии, проект «Дистанционное диспансерное наблюдение», который будет ориентирован на больных гипертонией и позволит контролировать давление с использованием тонометра с GSM-модулем с возможностью передачи информации по смс, и проект дистанционного скрининга молочной железы.

Согласно Приказу Минздрава РФ № 344, РАМН № 76 от 27.08.2001 "Об утверждении Концепции развития телемедицинских технологий в Российской Федерации и плана ее реализации" телемедицинские технологии должны занять свое место в системе оказания медицинской помощи населению на глобальном и локальном уровнях. В частности, на уровне субъекта Российской Федерации телемедицинский центр должен обеспечивать органам управления здравоохранением, органам государственного санитарно-эпидемиологического надзора в субъектах Российской Федерации и территориальным фондам ОМС:

- Связь с Минздравом России, ФОМС, окружным координационным советом по здравоохранению, органами управления здравоохранением и органами государственного санитарно-эпидемиологического надзора городского и районного уровней, ведущими научными и образовательными медицинскими учреждениями для дистанционного обсуждения проблем территориального здравоохранения и управления в повседневной деятельности;
- Головные функции в отношении региональной (внутритерриториальной) телемедицинской сети;
- Оперативное управление медицинской помощью в чрезвычайных ситуациях;
- Текущий контроль эпидемиологической ситуации, младенческой смертности и других показателей состояния здоровья детского и взрослого населения, необходимых для оперативного анализа ситуации и принятия управленческих решений;
- Информационное взаимодействие с ТФОМС.

Таким образом, вопрос внедрения и использования технологий телемедицины на данный момент является актуальным и поддерживается на государственном уровне.

Рассмотрим организационную структуру региональной телемедицинской сети (РТМС). РТМС – это иерархически организованная в масштабах региона (области, республики) система телемедицинских центров, пунктов и кабинетов, оснащенных специализированными программно-аппаратными средствами и подготовленными кадрами, позволяющая оказывать телемедицинские услуги по существующим в регионе каналам связи различного типа и пропускной способности.

Организация региональной телемедицинской сети предполагает создание информационной, организационной и технической инфраструктуры при максимальном использовании ресурсов, имеющихся в районах региона.

Под информационной инфраструктурой понимается совокупность источников получения информации и средств ее обработки, систем стандартизации форм представления и передачи информации, форм и методов оказания информационных услуг.

Организационная инфраструктура включает в себя дальнейшее развитие регионального телемедицинского центра, создание специализированных телемедицинских центров и телемедицинских кабинетов в ЛПУ региона.

Техническая инфраструктура подразумевает наличие доступа к глобальной информационно-телекоммуникационной сети и совместимого программно-технического инструментария.

Телемедицинские центры целесообразно разворачивать на базе многопрофильных и специализированных стационаров регионального уровня.

Организационная схема телемедицинской сети региона представлена на рисунке 1. [5]

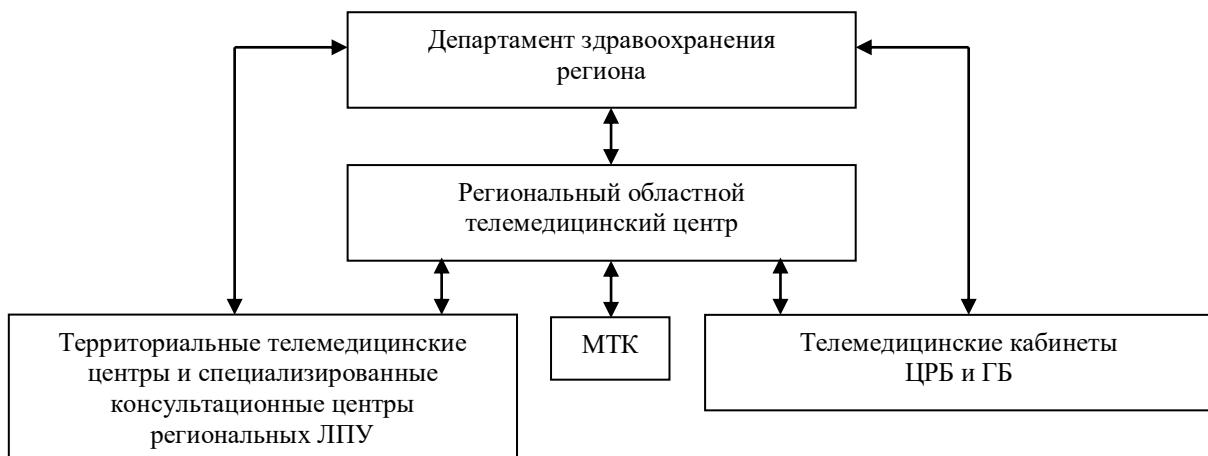


Рисунок 1 – Организационная схема телемедицинской сети региона

Задачи регионального областного телемедицинского центра:

- организация и поддержка структурных подразделений телемедицинской сети региона;

- разработка и экспертиза телемедицинских программ и проектов, документов, регламентирующих телемедицинскую деятельность в регионе;
- обучение персонала телемедицинских центров и кабинетов;
- решение организационных вопросов проведения телеконсультаций в ведущих медицинских центрах региона, Центрального федерального округа, России и зарубежья, включая согласование требований к подготовке данных для телеконсультаций;
- координация телеконсультаций;
- проведение организационно-методической работы в ЛПУ районов и городов области;
- организация и поддержка проведения дистанционного обучения / повышения квалификации;
- техническая поддержка телемостов, проводимых в административных целях по инициативе Минздрава России и Департамента здравоохранения региона;
- научно-исследовательская деятельность по внедрению и применению новых телемедицинских технологий;
- обеспечение организационно-технической составляющей стабильной работы телемедицинской сети региона.

Задачи территориального телемедицинского центра ЛПУ или специализированного консультационного центра региональных ЛПУ:

- телеконсультативная – консультирование пациентов из удаленных ЛПУ и консультирование пациентов региональных специализированных центров в федеральных и зарубежных центрах;
- учебно-образовательная – обучение врачей из удаленных ЛПУ и обучение специалистов в федеральных и зарубежных центрах в процессе специальных образовательных сеансов видеоконференцсвязи;
- организационно-методическая – методическая помощь врачам удаленных ЛПУ по освоению и внедрению современных методик дистанционной диагностики и обследования больных;
- исследовательская – отработка новых телемедицинских технологий, обобщение опыта в виде научных публикаций.

Задачи удаленных телемедицинских кабинетов:

- своевременное направление заявок на телеконсультации;
- подготовка данных о пациенте в электронном виде согласно установленным требованиям;
- направление данных о пациенте, согласно перечня показаний для проведения телеконсультаций;
- участие в образовательных телемедицинских мероприятиях;
- обеспечение информационного обмена с другими субъектами областной телемедицинской системы в клинических, образовательных и административных целях. [1]

Задачи мобильного телемедицинского лабораторно-диагностического комплекса (МТК):

- массовое обследование населения;
- оказание первичной медицинской помощи под телемедицинским контролем специалистов ведущих национальных медицинских центров,
- борьба с ВИЧ/СПИД, малярией, туберкулезом и другими инфекционными заболеваниями.
- решение широкого спектра медицинских задач и оказание социальных услуг населению в сельской местности, удаленных и труднодоступных районах.

Оснащение комплекса:

- Цифровое медицинское диагностическое оборудование;
- Телекоммуникационное и телемедицинское оборудование для формирования и хранения медицинских документов, их передачи по каналам связи с целью получения рекомендаций и заключений стационарных медицинских центров;

- Системы, обеспечивающие круглогодичное автономное функционирование (энергообеспечение, отопление, вентиляция, кондиционирование, дезинфекция воздуха и др.) и проведение обследований пациентов в комфортных условиях в любых климатических условиях (-50 \div +60°C).
- Системы для передвижения по всем видам дорог и бездорожью. [4]

Таким образом, задача внедрения телемедицинских технологий в региональное здравоохранение является на данный момент является очень актуальной, и ее решение значительно повысит качество оказания медицинских услуг и выведет национальную систему здравоохранения на новый уровень.

Библиографический список

- Автоматизированная система управления учреждениями здравоохранения «Формирование телемедицинской сети в Удмуртской республике». Техническое задание. 643.05246295.00059-01 ТЗ 01, 2006.
- Баранов А. А., Вишнева Е. А., Намазова-Баранова Л. С. Телемедицина — перспективы и трудности перед новым этапом развития // Педиатрическая фармакология. №3. Том 10, 2013.
- Владзимирский А.В. История телемедицины: люди, факты, технологии. – Донецк: ООО «Цифровая типография», 2008. - 82 с.
- Жанина Т.В., Никитин О.Р., Пасечник А.С., Селиверстов А.А., Кирюхин А.В. Информационные технологии и компьютерные сети в медицине. Часть 2: Учебное пособие. Муром: полиграфический центр МИ ВлГУ, 2009. – 210 с.
- Казаков В.Н., Климовицкий В.Г., Владзимирский А.В. Телемедицина. -Донецк: Типография ООО «Норд», 2002. – 100 с. ISBN 966-556-010-7

TELEMEDICINE NETWORK OF THE REGION

Ulanov E.A., Velos Llano H.G. (Ecuador)
Vladimir State University, evgeniyulnv@rambler.ru

The article briefly reviewed the concept of telemedicine. The trends of its development are revealed. The role of telemedicine as a key area of modern healthcare development is highlighted. The necessity of further introduction of telemedicine technologies in regional healthcare was justified. The main requirements for the telemedicine system in the region were analyzed. The organizational structure of the telemedicine system was described in the regions, the main tasks of telemedicine centers of various levels within the framework of the regional TMS were identified.



КАНАЛ ОБРАБОТКИ ИНФОРМАЦИИ ПРИ ИСПОЛЬЗОВАНИИ ТЕНЗОРЕЗИСТИВНЫХ ДАТЧИКОВ В ДИФФЕРЕНЦИАЛЬНОМ ВКЛЮЧЕНИИ

Попкова В.В.

Владимирский государственный Университет имени Александра Григорьевича и Николая Григорьевича Столетовых, popkova.vesta@yandex.ru

Резистивные элементы [1] используются в датчиках различного свойства и назначения. С их помощью измеряют вес, давление, влажность и др. Резистивные датчики изготавливаются в зависимости от назначения и типа с сопротивлениями 50 Ом...10 Мом. Например, типичное сопротивление тензодатчиков составляет 100,200 Ом. Поскольку сопротивление этих датчиков зависит от значений измеряемых физических величин, необходимо измерять их сопротивление и на основании характеристики преобразования определять значение соответствующей величины.

Простейший метод измерения сопротивления и (или) его изменения, состоит в пропускании через резистор стабилизированного тока и измерении падения напряжения на нем. Точность измерения в этом случае зависит от точности поддержания тока и точности измерения напряжения. Изменения тока могут быть восприняты как изменение сопротивления. Температурные дрейфы, например тензорезистора, также будут интерпретированы как изменения значения измеряемой величины.

Применение мостовых схем позволяет во многом снизить остроту этих проблем. Основная схема одинарного моста известна. Используемая схема с одним датчиком при питании моста от источника напряжения обладает заметной погрешностью линейности. При питании моста от источника тока погрешность линейности уменьшается почти вдвое. Снизить эту погрешность можно, если использовать схему, изображенную на рис.1.

На рисунке использовано синфазное включение операционного усилителя (ОУ), когда на оба входа этого ОУ подается одинаковое напряжение Uип.

На выходе схемы имеем

$$U_{\text{вых}} = -U_{\text{ип}} * \Delta R / 2 * R, \quad (1)$$

где ΔR – абсолютное изменение сопротивления датчика, зависящее от измеряемой физической величины;

Эта схема не только линеаризует зависимость выходного напряжения от приращения сопротивления резистивного датчика, но и имеет в 2 раза большую чувствительность, чем схема с пассивным мостом.

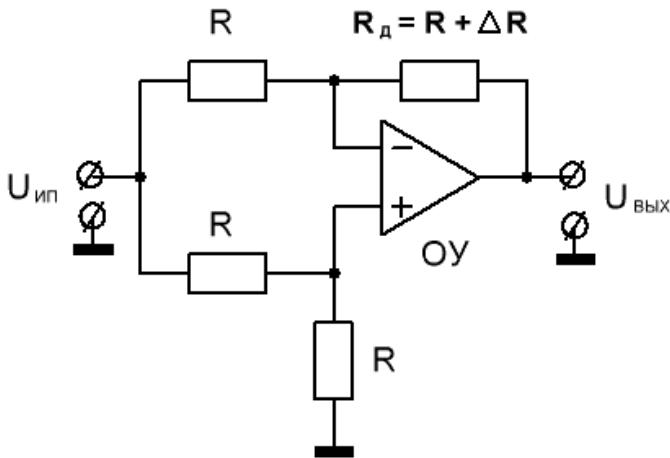


Рисунок 1- Синфазное включение операционного усилителя

Введем обозначение: $\delta = \Delta R / R$ (где δ - относительное изменение сопротивления датчика). Тогда формулу (1) можно переписать так

$$U_{\text{вых}} / U_{\text{ип}} = -K * \delta = -0.5 * \delta. \quad (2)$$

Очевидно, погрешность линейности отсутствует и выходной сигнал схемы не содержит синфазной составляющей при тщательном подборе номинальных значений элементов моста.

Рассмотрим различные варианты включения одноканальных датчиков в другие плечи комбинации «ОУ – МОСТ» (Рис.2).

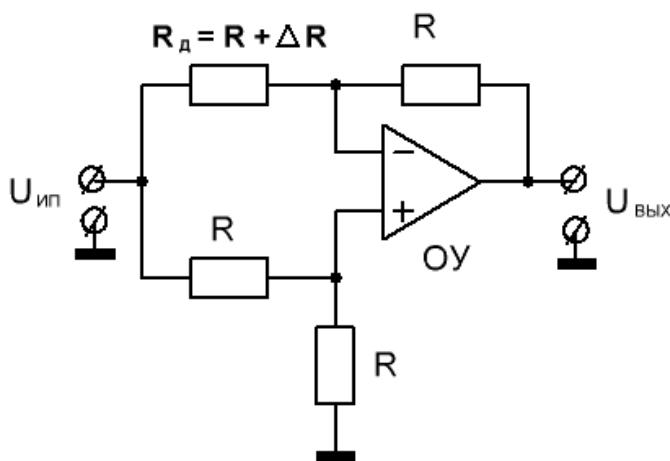


Рисунок 2- ОУ – МОСТ

Для моста, изображенного на Рис.2 получаем

$$U_{\text{вых}} / U_{\text{ип}} = K * \delta / (\delta + 1) = 0.5 * \delta / (\delta + 1). \quad (3)$$

Очевидно, погрешность линейности - значительна.

На Рис. 3 изображен еще один вариант включения одноканального датчика

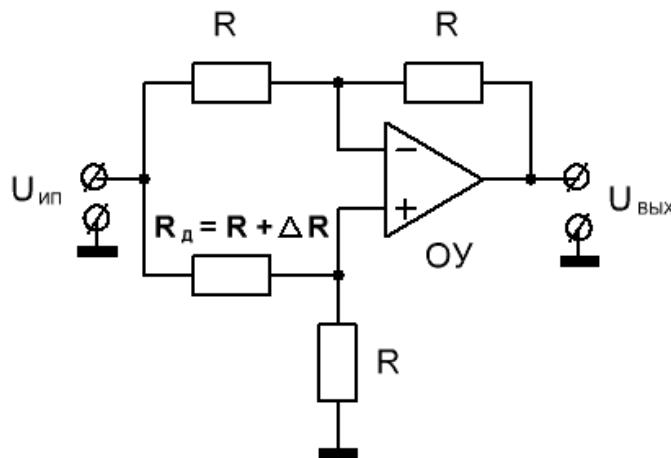


Рисунок 3- Вариант включения одноканального датчика

В этом случае

$$U_{\text{вых}} / U_{\text{ип}} = - K * \delta / (\delta / 2 + 1) = - 0.5 * \delta / (\delta / 2 + 1). \quad (4)$$

Следовательно, погрешность линейности уменьшается в два раза по сравнению с погрешностью схемы, представленной на Рис.2.

Погрешность линейности для комбинации «ОУ – МОСТ» варианта включения одноканального датчика в нижнее плечо моста (Рис.4) совпадает с погрешностью схемы (Рис.3).

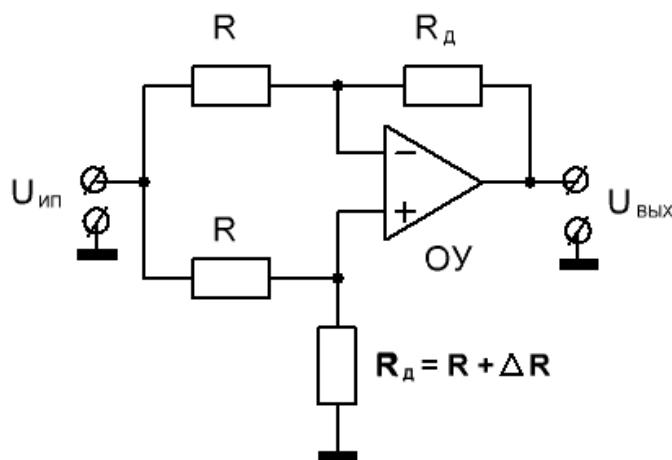


Рисунок 4- Вариант включения одноканального датчика в нижнее плечо моста

Кроме того, в последних двух схемах из-за появления синфазного напряжения необходимо использовать операционный усилитель с большим значением коэффициента ослабления синфазного напряжения (КООС). Однако, при использовании в качестве датчиков проволочных тензорезисторов, обладающих небольшим предельным значением ΔR , КООС может быть не очень большим.

А теперь рассмотрим различные варианты дифференциального включения таких датчиков в комбинацию «ОУ – МОСТ». На Рис.5 представлен первый вариант такого включения.

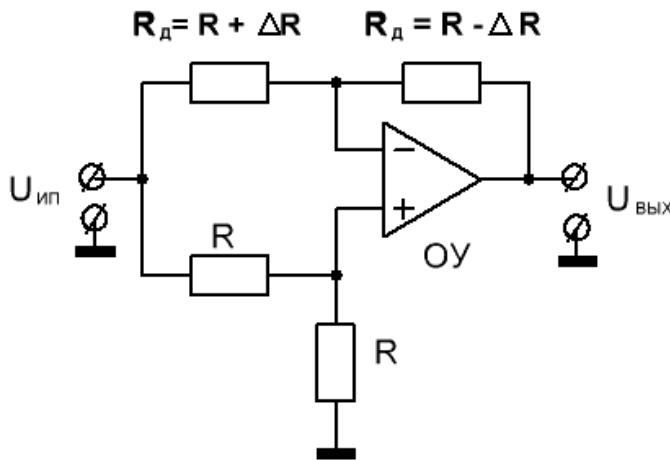


Рисунок 5- Вариант дифференциального включения датчиков в комбинацию «ОУ – МОСТ»

Для этой схемы большой коэффициент ослабления синфазного напряжения не требуется. Коэффициент преобразования К увеличивается в два раза, что типично для дифференциального включения резистивных датчиков. Однако,

$$U_{\text{вых}} / U_{\text{ип}} = - K * \delta / (1 - \delta) = - 1 * \delta / (1 - \delta). \quad (5)$$

Следовательно, нелинейность характеристики преобразования возрастает до значений, сравнимых с нелинейностью, существующей в схеме (Рис.2.).

Можно попытаться включить датчики в четыре плеча моста (Рис.6).

В этом случае

$$U_{\text{вых}} / U_{\text{ип}} = K * \delta / (1 - \delta) = 2 * \delta / (1 - \delta). \quad (6)$$

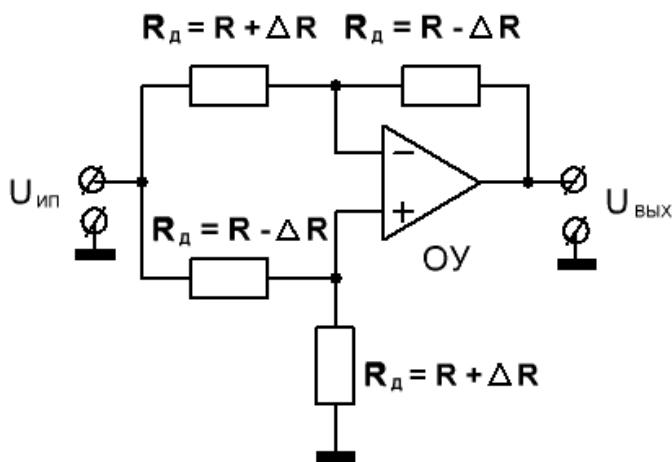


Рисунок 6- Вариант дифференциального включения датчиков в комбинацию «ОУ – МОСТ»

Коэффициент преобразования К увеличивается в четыре раза, Однако, погрешность линейности увеличивается до значений, сравнимых с этими погрешностями для схем Рис.2 и 5. Кроме того, даже при использовании проволочных тензорезистивных датчиков требование высокого коэффициента ослабления синфазного напряжения становится жестким (КООС = 110 дБ и более), что в настоящее время характерно для ОУ типа ОП 77 Е и др.

И наконец, оставив те же требования к КООС, рассмотрим схему Рис.7.

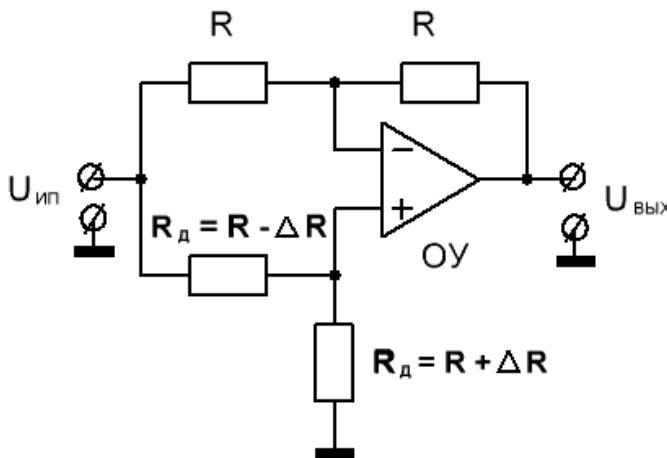


Рисунок 7 - Вариант дифференциального включения датчиков в комбинацию «ОУ – МОСТ»

Отношение

$$U_{\text{вых}} / U_{\text{ип}} = K * \delta = 1 * \delta. \quad (7)$$

Поэтому, погрешность линейности устраняется, а коэффициент преобразования увеличивается в два раза по сравнению с К для схемы (рис.1.).

Вывод. Анализ погрешности линейности показал, что для практического использования комбинации «ОУ – МОСТ» можно рекомендовать кроме известной схемы (Рис.1) еще и схему (Рис.7). При этом следует отметить, что схема (Рис.7) обладает вдвое большей чувствительностью по сравнению со схемой (Рис.1). Канал обработки измерительного сигнала в этом случае может состоять из двух ОУ. Требование к первому усилителю – высокий КООС, ко второму – низкий уровень напряжения смещения и малое значение температурного коэффициента напряжения смещения.

Библиографический список

1. Волович Г.И. Схемотехника аналоговых и аналого – цифровых электронных устройств. - М.: Издательский дом «Додека» 2007. – 528с.

INFORMATION PROCESSING CHANNEL WHEN USING STRAIN GAGES IN DIFFERENTIAL OPERATION

Popkova V.V.

Vladimir State University, Vladimir, popkova.vesta@yandex.ru

The paper presents an analysis of the linearity errors of the scheme of inclusion of resistive sensors in bridges and in the circuit of the operational amplifier. Requirements to the information processing channel when using the combination of "OU – BRIDGE" are formulated.

ПРОГРАММНОЕ ОБЕСПЕЧЕНИЕ ЛАБОРАТОРНОГО СТЕНДА ДЛЯ ИЗМЕРЕНИЯ АДГЕЗИИ

Шептунов С.А., Глашев Р.М., Шаваев А.А., Нахушев Р.С., Константин В.Н., Солодилов В.И.
ИКТИ РАН, Fokus.pokus.1024@gmail.com

ОБЗОР МОДЕРНИЗИРУЕМОГО ЛАБОРАТОРНОГО СТЕНДА

Адгезиометр представляет собой устройство, состоящее из массивного основания, на котором закреплен электродвигатель РД-09А, соединенный через муфту с редуктором, подвижная платформа и стойка с датчиком. Подвижная платформа через передачу типа «винт-гайка» соединена с электродвигателем. Диапазон передвижения платформы ограничен концевыми выключателями с двух сторон. На платформе закреплены нагреватели для возможности испытания образцов при повышенных температурах. На стойке закреплен тензометрический датчик, регистрирующий усилие на образцах при их растяжении подвижной платформой.

Датчик представляет собой полный мост Уитстона, что является классическим решением в тензометрии. Его выходной сигнал представляет собой два уровня напряжения, отклоняющихся от уровня $U_{\text{пит}}/2$ в противофазе при подаче усилия на измерительный фланец датчика. Для усиления и регистрации таких сигналов

используются инструментальные усилители, работающие в дифференциальном режиме. Амплитуда отклонения напряжения составляет порядка нескольких милливольт. Взаимосвязь между компонентами системы показана на схеме 1.

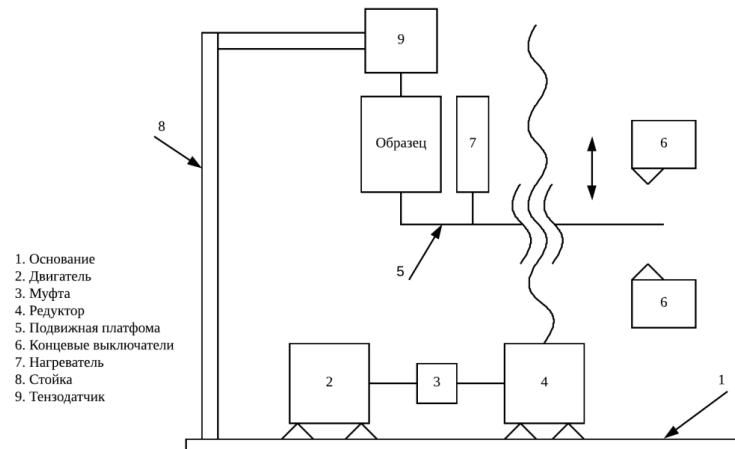


Рисунок 1 - Схема установки

Структурная схема лабораторной установке представлена на рисунке 2.

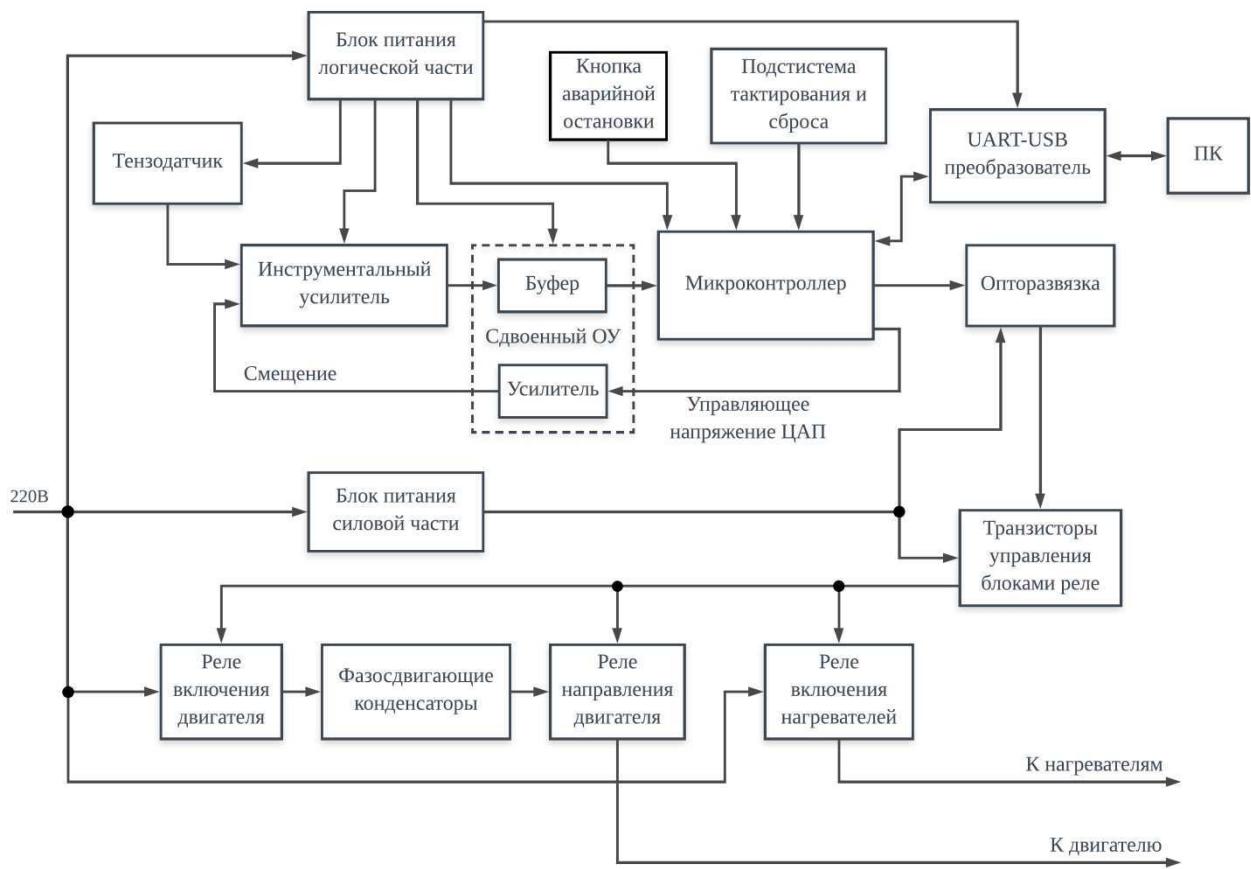


Рисунок 2 - Структурная схема установки

Программное обеспечение должно обеспечивать следующий функционал:

1. Отображение сигнала с тензодатчика в режиме реального времени
2. Сохранение результатов измерений
3. Проведение измерений в автоматическом режиме

4. Проверка работоспособности оборудования
5. Калибровка и настройка измерительной установки

В связи с применением микроконтроллера в составе лабораторного стенда, функции программного обеспечения можно разделить на две группы по месту реализации.

К функциям, реализованным на персональном компьютере, относятся:

1. Выбор режима измерения: ручной, однократный автоматический, циклический автоматический
2. Сигнал о преждевременном завершении автоматических измерений
3. Выбор параметров автоматических режимов измерений
4. Калибровка измерительного датчика

Функции, реализованные на микроконтроллере:

1. Управление двигателем натяжения образца
2. Считывание показаний концевых датчиков
3. Считывание показаний аналого-цифрового преобразователя
4. Передача данных об измерении и состоянии системы на персональный компьютер
5. Считывание состояния кнопки аварийного завершения работы

ПРОТОКОЛ ВЗАИМОДЕЙСТВИЯ ПЕРСОНАЛЬНОГО КОМПЬЮТЕРА И МИКРОКОНТРОЛЛЕРА

Взаимодействие микроконтроллера и персонального компьютера осуществляется через последовательный порт. Был разработан протокол обмена данными, структура пакетов представлена в таблице 1.

Для упрощения процесса приема данных был применен протокол с фиксированной длиной пакета. Недостатком такого решения является менее эффективное использование линии передачи данных.

Таблица 1 – Структура пакетов

Стартовая последовательность		Данные аналого-цифрового преобразования		Статус системы	Контрольная сумма	
0xAA	0xFA	0x12	0x34	0x00	0xEA	0xC4

Первые два байта каждого пакета всегда одинаковые, используются в качестве признака начала. Третий и четвертый байт – знаковое 16-битное число, сигнал с аналого-цифрового преобразователя. Пятый байт – сигналы о состоянии системы. Шестой и седьмой – контрольная сумма. Использование контрольной суммы в протоколе позволяет повысить помехозащищенность линии связи, исключив прием поврежденных данных.

ПРОГРАММНОЕ ОБЕСПЕЧЕНИЕ ДЛЯ МИКРОКОНТРОЛЛЕРА

Программное обеспечение микроконтроллера должно обеспечивать работу стенда в режиме автоматических измерений. Блок схема однократного автоматического измерения представлена на рисунке 3.

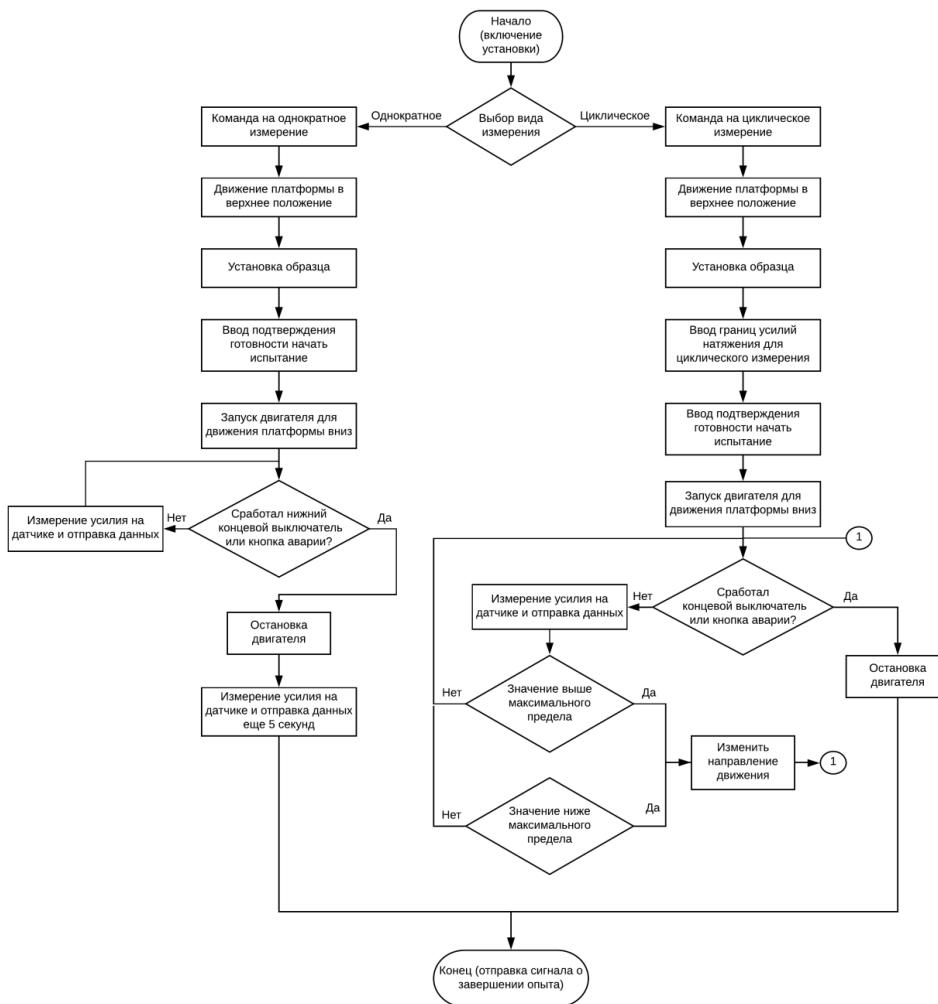


Рисунок 3 – Блок-схема

После получения команды на проведение однократного автоматического измерения, производится установка подвижной платформы в исходное положение при помощи двигателя. Сигналом о достижении исходного положения служит срабатывание концевого выключателя. После установки оператором образца на подвижную платформу принимается команда начала измерений, и запускается двигатель подвижной платформы. Показания АЦП непрерывно отправляются на персональный компьютер. При срабатывании концевого выключателя измерение считается завершенным, двигатель останавливается, на компьютер отправляется команда окончания измерений.

Циклический автоматический режим – режим, при котором двигатель меняет направление вращения при достижении граничного показания тензодатчика. Сигналом о завершении измерений служит срабатывание концевого выключателя или достижение заданного количества циклов. Количество циклов и пороги срабатывания принимаются в качестве команды о начале циклического режима измерений с персонального компьютера.

В данной лабораторной установке установлен микроконтроллер фирмы STMicroelectronics STM32F373CC. Это 32-х битный микроконтроллер на основе ядра ARM Cortex-M3. Программное обеспечение написано на языке C, с применением библиотек от производителя микроконтроллера HAL (Hardware Abstraction Layer). Использование данных библиотек позволяет взаимодействовать с периферией микроконтроллера при помощи вызовов высокогоуровневых функций, инкапсулирующих работу с низкоуровневыми регистрами, что ускоряет и упрощает процесс разработки программного обеспечения.

ПРОГРАММНОЕ ОБЕСПЕЧЕНИЕ ДЛЯ ПЕРСОНАЛЬНОГО КОМПЬЮТЕРА

Программное обеспечение для персонального компьютера при запуске выполняет поиск лабораторной установки и подключение к ней. Внешний вид главного окна представлен на рисунке 4.

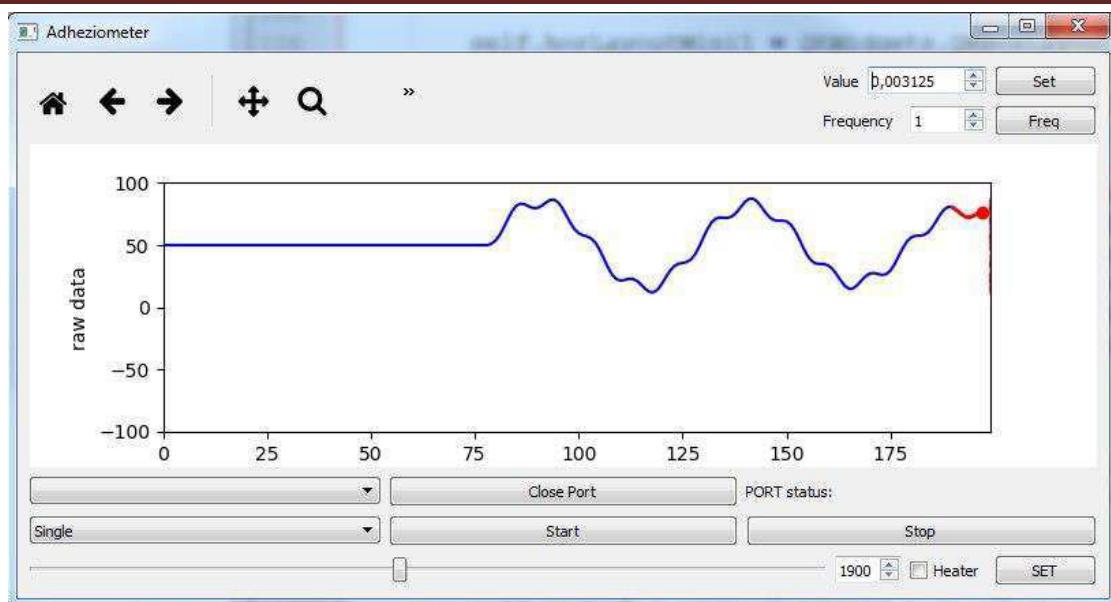


Рисунок 4 – Окно программы просмотра графиков

На главном окне в любом режиме работы отображаются актуальные данные тензодатчика. Эти же данные в фоновом режиме записываются на диск для возможности последующего анализа.

Поля и кнопки “Value” и “Frequency” позволяют изменить калибровочное значение датчика и частоту опроса.

Кнопки “Start”, “Stop” и поля “Cyclic”, “Single” в нижней части главного окна позволяют выбрать и запустить соответствующий режим измерения. Так же там расположен селектор настройки цифро-аналогового преобразователя для установки нуля тензодатчика.

Программное обеспечение для персонального компьютера реализовано с помощью языка программирования высокого уровня Python и библиотеки Matplotlib.

ВЫВОДЫ

В рамках модернизации лабораторного стенда было разработано программное обеспечение для персонального компьютера и микроконтроллера, позволяющее производить измерения в нескольких режимах.

Использования персонального компьютера для управления лабораторной установкой позволяет упростить работу оператора, повысить количество измеряемых данных, а также снизить вероятность человеческой ошибки.

Библиографический список

1. Ю.М. Соломенцев, С.А. Шептунов, Н.В. Суханова, И.С. Кабак Автоматизация оценки надежности программного обеспечения для систем управления технологическими процессами – Вестник Брянского государственного университета, 2015 №3(47)
2. Пилигрим М. – Dive into Python 3, Apress, 2009
3. AN4550 Application note “Getting started with STM32F373/378CC/RC/VC SDADC” Rev 1 July 2015
4. RM0313 Reference manual STM32F37xxx Rev 5 June 2016

SOFTWARE AND FIRMWARE OF ADHESION MEASUREMENT LABORATORY STAND

Sheptunov S.A., Glashev R.M., Shavaev A.A., Nahushev R.S., Konstantyan V.N., Solodilov V.I.
Institute of Construction and Technological Informatics RAS, Moscow, Bauman Moscow State Technical University, UI4 department, Moscow, Fokus.pokus.1024@gmail.com

In this article perspective opportunities of ARM microcontroller usage in laboratory equipment to measure material characteristics was considered in order to its parameter improvement. Tasks for MCU and PC was determined, than algorithms was developed. After choice of development platforms was made, program code both for PC and MCU was developed and tested.

ЛАБОРАТОРНЫЙ СТЕНД ИЗМЕРЕНИЯ АДГЕЗИИ НА ОСНОВЕ МИКРОКОНТРОЛЛЕРА НА БАЗЕ ЯДРА АРХИТЕКТУРЫ ARM

Шептунов С.А., Нахушев Р.С., Солодилов В.И., Санников А.С., Констанян В.Н., Четвертаков А.А.
ИКТИ РАН, Mozzg7@yandex.ru

ВВЕДЕНИЕ

Объектом исследования является лабораторный адгезиометр – прибор для измерения прочности соединения материалов. Предметом исследования является разработка встраиваемой системы управления, представляющей собой комплекс программно-аппаратных средств для обеспечения работоспособности стенда и проведения на нём измерений в автоматическом режиме, а также обеспечения взаимодействия стенда с ПК для визуализации и анализа собранных данных.

Актуальность темы обусловлена наличием в лабораториях большого количества устаревших измерительных стендов, использующих в качестве датчиков преобразователи физических величин в электрические, а также использующие для проведения измерений электродвигатели. Системы управления этими установками построены на устаревшей на данный момент элементной базе, которая уже не производится и может не иметь прямых аналогов. При поломке блоков управления всё устройство может оказаться неработоспособным, а ремонт электроники - нецелесообразным.

К тому же оригинальные системы управления, как правило, не позволяют обеспечить взаимодействие установки с ПК и автоматизировать процесс проведения измерений.

Еще одна проблема, которой обладает электроника устаревших стендов – необходимость ручной наладки, подстройки и калибровки. Со временем номиналы ЭРЭ, из которых сделана схема, могут измениться и показания прибора станут неточными или нестабильными. Использование программируемого контроллера позволяет ввести алгоритмы самокалибровки и самотестирования, а встроенные модули ЦАП – непосредственную подстройку работы схемы в автоматическом режиме.

В данных условиях разработка системы управления на основе микроконтроллера позволяет преодолеть вышеуказанные проблемы, попутно уменьшив габариты электронной начинки стенда и увеличив ее надежность за счет использования меньшего количества более современных деталей, т.е. увеличить степень интеграции. При этом технические характеристики установки (точность измерения, скорость измерения) должны остаться на том же уровне, что и при использовании оригинальной электроники или улучшиться.

Целью данного исследования является модернизация существующих лабораторных приборов за счет разработки новых электронных систем управления ими и их дальнейшего внедрения.

Для достижения поставленной цели в работе решен следующий комплекс задач:

1. Теоретическое обоснование целесообразности применения микроконтроллеров на базе ядра ARM в лабораторных установках.
2. Разработка структуры тестового стенда.
3. Разработка принципа действия стенда.
4. Практическая реализация стенда и подтверждение правильности выводов.

ОБЗОР МОДЕРНИЗИРУЕМОГО ЛАБОРАТОРНОГО СТЕНДА

Адгезиометр представляет собой устройство, состоящее из массивного основания, на котором закреплен электродвигатель РД-09А, соединенный через муфту с редуктором, подвижная платформа и стойка с датчиком. Подвижная платформа через передачу типа «винт-гайка» соединена с электродвигателем. Диапазон передвижения платформы ограничен концевыми выключателями с двух сторон. На платформе закреплены нагреватели для возможности испытания образцов при повышенных температурах. На стойке закреплен тензометрический датчик, регистрирующий усилие на образцах при их растяжении подвижной платформой.

Датчик представляет собой полный мост Уитстона, что является классическим решением в тензометрии. Его выходной сигнал представляет собой два уровня напряжения, отклоняющихся от уровня $U_{пит}/2$ в противофазе при подаче усилия на измерительный фланец датчика. Для усиления и регистрации таких сигналов используются инструментальные усилители, работающие в дифференциальном режиме. Амплитуда отклонения напряжения составляет порядка нескольких милливольт. Взаимосвязь между компонентами системы показана на схеме 1.

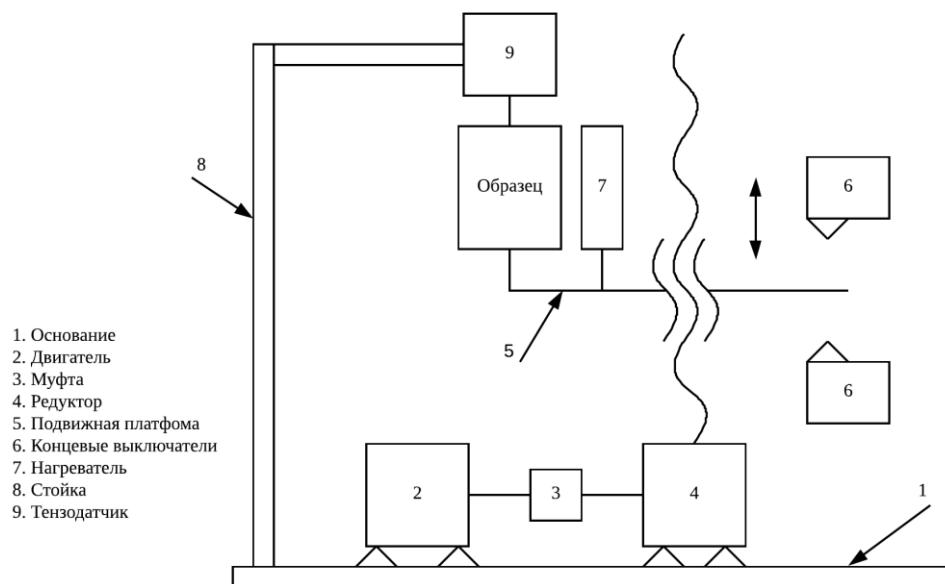


Рисунок 1 - Схема установки

ОПРЕДЕЛЕНИЕ ТРЕБОВАНИЙ К УПРАВЛЯЮЩЕЙ ЭЛЕКТРОНИКЕ

Встраиваемая система управления установкой должна решать следующие задачи:

1. Управление двигателем – включение и выключение, а также смена направления вращения вала.
2. Определение состояния концевых выключателей и остановка платформы.
3. Усиление и фиксация аналогового сигнала с тензодатчика.
4. Передача показаний на ПК и прием команд.
5. Аварийная остановка эксперимента в случае нажатия соответствующей кнопки.
6. Управление нагревателями.

Данный перечень задач позволяет определить структуру разрабатываемой системы, которая представлена на рисунке 2.

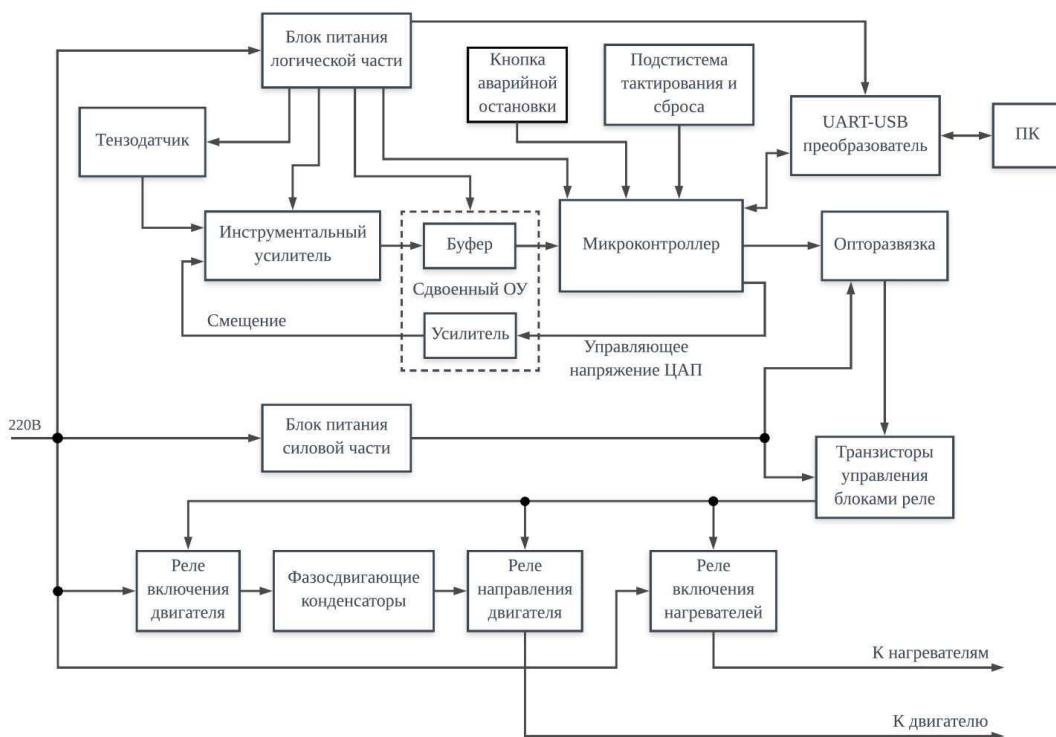


Рисунок 2 - Структурная схема установки

Выходной сигнал тензодатчика поступает на входы дифференциального усилителя, где усиливается относительно уровня смещения, необходимого для компенсации разности показаний полуплечей полного моста, возникающих из-за неидентичности тензорезисторов. Для согласования уровней сигналов усилителя и микроконтроллера предусмотрен неинвертирующий усилитель сигнала ЦАП установки смещения и буфер на основе сдвоенного ОУ с задающими делителями.

Микроконтроллер требует для своей работы подсистему тактирования в виде кварцевого резонатора, настроенного на частоту 8Мгц.

Данные аналого-цифрового преобразования передаются на ПК с помощью адаптера USB-СОМ на скорости 1МБод.

Логическая и силовая часть устройства питается от отдельных блоков питания напряжением 5В.

Поскольку требуется управление двигателем, питающимся от сети переменного тока напряжением 220В, что может повлечь за собой возникновение нежелательных электромагнитных помех, в схеме применена гальваническая развязка цепей управления, а блок реле питается от отдельного БП для исключения перепадов напряжения в момент включения катушек.

Двигатель РД-09А требует для своей работы наличия фазосдвигающих конденсаторов.

ВЫБОР КОНТРОЛЛЕРА

Параметры контроллера, которые определяют его пригодность в разрабатываемой системе, это:

1. Разрядность встроенного АЦП.
2. Скорость преобразования встроенного АЦП.
3. Наличие встроенного ЦАП.
4. Тактовая частота, обеспечивающая необходимую скорость обработки информации.
5. Количество портов ввода-вывода для управления двигателем.
6. Наличие аппаратного интерфейса UART.

В оригинальной электронике стенда применялся АЦП ADS 1286, основные характеристики которого представлены в таблице 1.

Таблица 1 - Характеристики исходного АЦП.

Название характеристики	Значение параметра
Количество разрядов	12
Ошибка смещения	0.75 НЗР*
Ошибка усиления	До 2 НЗР*
Напряжение питания	5В
Максимальная частота преобразования	20 кГц

*НЗР – наименее значимый разряд

В ходе анализа существующих доступных моделей МК на ядре ARM от компании STMicroelectronics был выбран контроллер STM32 F373 CCT6. Его характеристики представлены в таблице 2.

Таблица 2 - Характеристики выбранного контроллера.

Название характеристики	Значение параметра
Количество разрядов АЦП	16
Ошибка смещения АЦП	100 мкВ
Ошибка усиления АЦП	3%
Напряжение питания	3.3В
Максимальная частота преобразования	50 кГц
Максимальная тактовая частота	72 МГц
Объём ПЗУ	256 кБайт
Объём ОЗУ	32 кБайт
Количество разрядов ЦАП	12
Наличие аппаратного UART	есть
Количество портов ввода-вывода	38

Следует отметить, что значения ошибок смещения и усиления даны для АЦП до процесса калибровки, которая предусмотрена при отладке контроллера заводом изготовителем и происходит автоматически при запуске соответствующих микропрограмм[1].

Согласно технической документации компании STMicroelectronics [2] применение данного контроллера и входящего в его состав сигма-дельта АЦП рекомендуется для устройств, фиксирующих электрические величины и критичным параметром для этой задачи является быстродействие, которое у выбранного АЦП в 2,5 раза превосходит показатели оригинальной микросхемы.

Сигма-дельта АЦП контроллера имеет несколько режимов работы, но для целей данного исследования наиболее подходящим оказывается режим Single ended zero-reference [3]. В данном режиме 0 выхода соответствует половине опорного напряжения на входе АЦП, $0V = -32768$ отсчетов а $U_{\text{опорное}} = 32768$ отсчетов.

Можно сделать вывод, что характеристики МК удовлетворяют поставленной задаче и его использование позволяет создать систему управления с заданным функционалом, поэтому разработка принципиальной схемы устройства будет основываться на требованиях к данному МК и его возможностях.

СОЗДАНИЕ ПРИНЦИПИАЛЬНОЙ СХЕМЫ УСТРОЙСТВА УПРАВЛЕНИЯ

Для создания принципиальной схемы устройства согласно структуре разрабатываемой системы, было определено несколько ключевых точек, относительно которых будет выбрана элементная база установки:

1. Возможность использования однополярного питания для упрощения схемотехнических решений.
2. Применение совместимых по напряжению питания электронных радиоэлементов (ЭРЭ)
3. Использование малошумящих ЭРЭ для улучшения соотношения сигнал/шум чувствительного измерительного блока.
4. Использование распространенных и доступных ЭРЭ для возможности оперативного ремонта устройства в случае поломки.

После изучения рынка компонентов, анализа их технических характеристик и проверки их доступности для приобретения, был определен перечень элементной базы для реализации принципиальной структуры устройства.

Для усиления показаний с тензодатчика применен инструментальный усилитель AD623ARZ от компании Analog Devices. Дифференциальные входы были оснащены RC-фильтрами с частотой среза 200кГц для уменьшения шума. Для управления коэффициентом усиления данной ИМС необходим задающий резистор, который в данной реализации сделан переменным прецизионным на основе многооборотного потенциометра номиналом 1кОм.

Для буферизации выхода инструментального усилителя, а также усиления управляющего напряжения ЦАП применен сдвоенный операционный усилитель LMC6482AIMX с полным размахом [5] выходного напряжения от компании Texas Instruments. Согласование уровней понадобилось из-за различных рабочих напряжений инструментального усилителя и контроллера.

Для включения и смены направления двигателя, а также для включения нагревателя применено электромагнитное реле NRP05-C-05D с переключающимся выходом от компании NCR. Их управляющие катушки требуют напряжения 5В и максимальный допустимый ток составляет 5А.

В качестве гальванической развязки сигналов микропроцессора от силовой части установки использованы оптопары 4N25 от компании Fairchild.

Управление электромагнитным реле осуществляется с помощью биполярных транзисторов BD139. Каждое реле имеет подключенный параллельно управляющей катушке диод в обратном направлении, предотвращающий электромагнитные выбросы напряжения катушки при ее выключении.

Для связи микроконтроллера с ПК применен преобразователь USB-UART FT232RL от компании FTDI.

СБОРКА И ТЕСТИРОВАНИЕ ПРОТОТИПА УСТРОЙСТВА УПРАВЛЕНИЯ

Прототип устройства собран на печатной макетной плате. Применение макетной платы позволяет, в случае необходимости, вносить изменения в её топологию, изменять расположение компонентов, подключать измерительные приборы и дополнительные модули при изменении схемотехники установки.

Первоначальная настройка устройства состоит в калибровке измерительного модуля. При отсутствии нагрузки на тензодатчике, с помощью ЦАП настраивают такое смещение напряжения выхода измерительного усилителя, при котором напряжение на АЦП будет приближено к половине опорного (нулевая точка). На втором этапе настройки используя калибровочный груз, масса которого соответствует максимальному весу, воспринимаемому тензодатчиком без нарушения его работоспособности, и при помощи регулировки коэффициента усиления добиваются напряжения на входе АЦП, близкого к опорному. Далее, сняв нагрузку с датчика производят повторную корректировку нулевой точки АЦП. После калибровки тензодатчика, следует определить поправочный коэффициент преобразования, позволяющий переводить числовые значения с АЦП в любую удобную единицу измерения.

Тестирование прототипа осуществляется на рабочих нагрузках.

ВЫВОДЫ

Модернизация существующей установки для измерения адгезии стала возможной, благодаря разработке новой системы управления лабораторным стендом.

Применение микроконтроллера на базе архитектуры ARM позволило решить ряд технических задач:

1. Повыщены точность и качество изменений.
2. Упрощена схема наладки установки. При небольшой доработке, калибровка стенда может производиться в полностью автоматическом режиме.
3. Произведено взаимодействие установки с ПК, что упростило методику проведения экспериментов, а также позволило автоматизировать процесс измерений.
4. Увеличена надежность установки.

Данная разработка может быть интегрирована в любые лабораторные стенды подобного типа, что говорит о ее универсальности и возможности широкого применения.

Библиографический список

1. RM0313 Reference manual STM32F37xxx Rev 5 June 2016
2. AN4550 Application note “Getting started with STM32F373/378CC/RC/VC SDADC” Rev 1 July 2015
3. AN4207 Application note “Getting started with STM32F37x/38x SDADC” Rev 1 December 2012
4. LMC 6482 CMOS Dual Rail-to-Rail Input and Output Operational Amplifier Datasheet
5. Глазунов В.А., Духов А.В., Шептунов С.А. и др. Манипуляционные механизмы параллельной структуры и некоторые их применения в медицине – Качество. Инновации. Образование., №2, с. 84-88. – М., 2016.

ADHESION MEASUREMENT LABORATORY STAND BASED ON ARM CORE MCU

¹. Sheptunov S.A., ² Nahushev R.S., ³ Sannikov A.S., ⁴ Konstantyan V.N., ⁵ Chetvertakov A.A., ⁶ Solodilov V.I.
¹. Institute of Construction and Technological Informatics RAS, Moscow ². Institute of Construction and Technological Informatics RAS, Moscow ³. Institute of Construction and Technological Informatics RAS, Moscow ⁴. Bauman Moscow State Technical University, Moscow ⁵. Bauman Moscow State Technical University, Moscow ⁶. Semenov Institute of chemical physics, Moscow, Mozzg7@yandex.ru

In this article perspective opportunities of ARM microcontroller usage in laboratory equipment to measure material characteristics was considered in order to its parameter improvement. An analysis of several types of MCUs was carried out to choose the optimal one. Finally, principal structure was developed and prototype PCB of embedded control system was created.



ИЗМЕРЕНИЕ ЗАДЕРЖКИ ПЕРЕДАЧИ ВИДЕОСИГНАЛА В РОБОТОТЕХНИЧЕСКОЙ СИСТЕМЕ

Шептунов С.А., Яхутлов У.М., Шевхужев А.О., Сабанчиев А.М., Санников А.С.

ИКТИ РАН

ВВЕДЕНИЕ

Объектом исследования является задержка передачи видеосигнала в робототехнических системах. Предметом исследования является разработка лабораторного стенда для измерения задержки между камерой и изображением на мониторе.

Актуальность темы обусловлена широким распространением робототехнических систем, в которых оператор не имеет возможности наблюдать рабочую область манипулятора без вспомогательных устройств. В состав таких систем входит подсистема визуализации, состоящая из камеры, устройства обработки сигнала и монитора (Рисунок 1).

В связи с тем, что оператор получает обратную связь только через систему камера-монитор, к ней предъявляются высокие требования. Разрешающая способность камеры и монитора должна позволять различать необходимые детали рабочей области, частота обновления изображения должна быть не меньше 25 кадров в секунду. Одним из основных требований является задержка передачи видеосигнала в системе визуализации.

Задержкой передачи называется время, которое требуется для того, чтобы событие, возникшее в рабочей области камеры, было отображено на мониторе.

Целью данного исследования является разработка и сборка лабораторного стенда для измерения задержки видеосигнала в системе робототехнической визуализации.

Для достижения поставленной цели были решены следующие задачи:

1. Разработана методика измерения задержки видеосигнала.
2. Разработано устройство измерения и индикации временных интервалов.
3. Практическая реализация измерительного стенда и подтверждение правильности выводов.

ОБЗОР РОБОТОТЕХНИЧЕСКОЙ СИСТЕМЫ

Система состоит из камеры, которая направлена в рабочую область. Изображения камеры после прохождения через устройство обработки отображается на мониторе, который оператор системы использует в качестве источника данных обратной связи. Оператор формирует управляющий сигнал для работы системы, используя задающее устройство. Сигнал задающего устройства отправляется в систему автоматического управления, которая контролирует манипулятор, взаимодействующий с предметами, находящимися в рабочей области (рисунок 1).

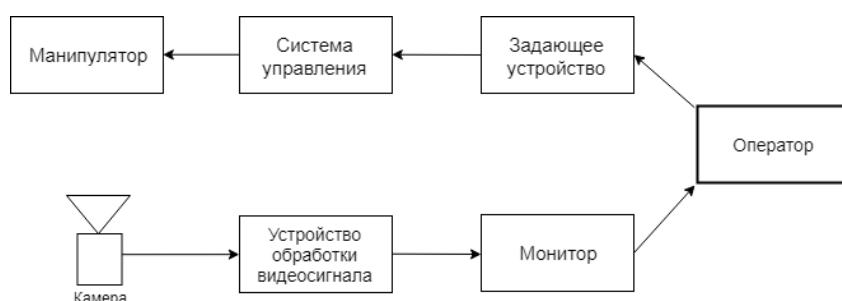


Рисунок 1 - Структурная схема робот-ассистирующего комплекса

Система визуализации является единственным источником данных обратной связи для оператора, что определяет высокие требования к данной системе. Задержка изображения в системе визуализации является важным параметром, так как она влияет на комфорт оператора и определяет максимальную скорость его работы.

Задержкой в системе визуализации называется время, которое требуется, чтобы событие, произошедшее в рабочей области, было изображено на мониторе оператора (рисунок 2).



Рисунок 2 – Задержка визуализации рабочей области

Расчет времени производится по формуле:

$$t_3 = t_1 - t_0 \quad \text{Формула 1 – Время задержки.}$$

Так как t_3 может быть различным из-за особенностей системы визуализации и погрешности измерения, для оценки качества системы визуализации по критерию задержки видеосигнала можно провести серию измерений, в результате которой рассчитать среднее время задержки:

$$t_{cp} = \frac{\sum_1^n t_3}{n} - \text{Формула 2} - \text{Среднее время задержки.}$$

МЕТОДИКА ИЗМЕРЕНИЯ

Для измерения задержки системы визуализации в рабочую область камеры вносится устройство измерения и индикации времени. При этом производится наблюдение за дисплеем устройства непосредственно и через монитор системы визуализации. Разность между показаниями устройства индикации времени на мониторе и непосредственными данными равна времени задержки. Так как время задержки видеосистемы может быть равным десяткам миллисекунд, имеется проблема с непосредственным наблюдением разности показаний устройства индикации времени. Использование фотоаппаратуры для мгновенной фиксации показаний приборов полностью решает данную проблему.

Устройство измерения и индикации времени – секундомер, позволяющий измерять и отображать время с точностью не хуже 1 миллисекунды. Большинство устройств, имеющихся в розничной продаже, решают только задачу измерения, так как имеют сравнительно большой период обновления дисплея.

В рамках проектирования лабораторного стенда было принято решение о разработке устройства измерения и индикации времени на основе микроконтроллера Atmega2560 и дисплея на семисегментных индикаторах. Для съемки результатов измерений на фотоаппарат с малой выдержкой, дисплей устройства должен иметь высокую яркость. Существует два принципа управления дисплеем на основе семисегментных индикаторов: статический и динамический.

Динамическая индикация подразумевает поочередное зажигание индикаторов с частотой, не воспринимаемой человеческим глазом. Структурная схема динамической индикации представлена на рисунке 3.

Преимущества динамической индикации:

1. Объединение сегментов при подключении не требует от микроконтроллера большого количества выводов для нескольких индикаторов.
2. Динамическая индикация более энергоэффективна за счет поочередного зажигания сегментов.
3. Конструкция позволяет реализовать регулировку яркости при помощи широтно-импульсной модуляции.

Недостатки:

1. Наличие больших импульсных токов, что является источником помех.
2. Усложнение программы микроконтроллера за счет необходимости постоянного обновления экрана.
3. Из-за поочередного зажигания индикаторов возможно возникновение битых цифр при фиксации результатов измерений.



Рисунок 3 - Структурная схема динамической индикации

При статическом управлении разряды индикатора подключены к микроконтроллеру независимо друг от друга и информация на них выводится постоянно. Структурная схема реализации статического управления представлена на рисунке 4

Преимущества:

1. Полное отсутствие мерцания индикаторов, информация выводится атомарно и отображается до следующего вывода.
2. Все общие аноды/катоды подключены к одной точке, что позволяет управлять общей яркостью (при наличии транзистора в цепи питания индикаторов).

Недостатки:

1. Энергопотребление растет пропорционально количеству индикаторов.
2. Требуется большое количество выводов микроконтроллера при подключении нескольких индикаторов.
3. Большое количество токоограничивающих резисторов.

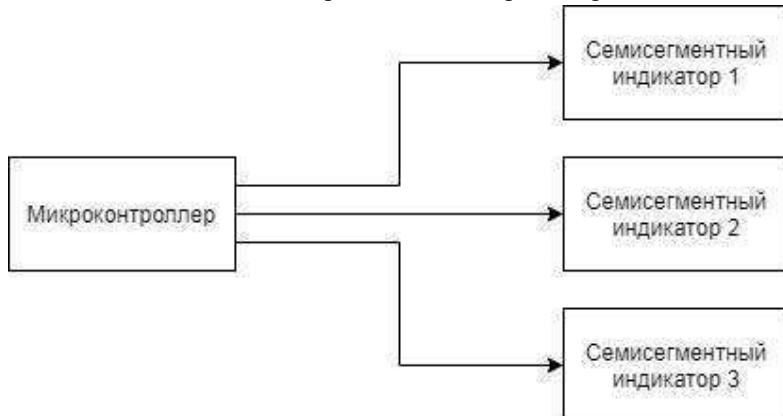


Рисунок 4 - Структурная схема статической индикации

Был выбран статический вид управления, так как важным критерием для лабораторного стенда является возможность мгновенного отображения всех цифр числа. Остальные недостатки не имеют существенного влияния на систему.

В дальнейшем был спроектирован и собран лабораторный стенд. На рисунке 5 представлена схема электрическая принципиальная устройства измерения и индикации времени.

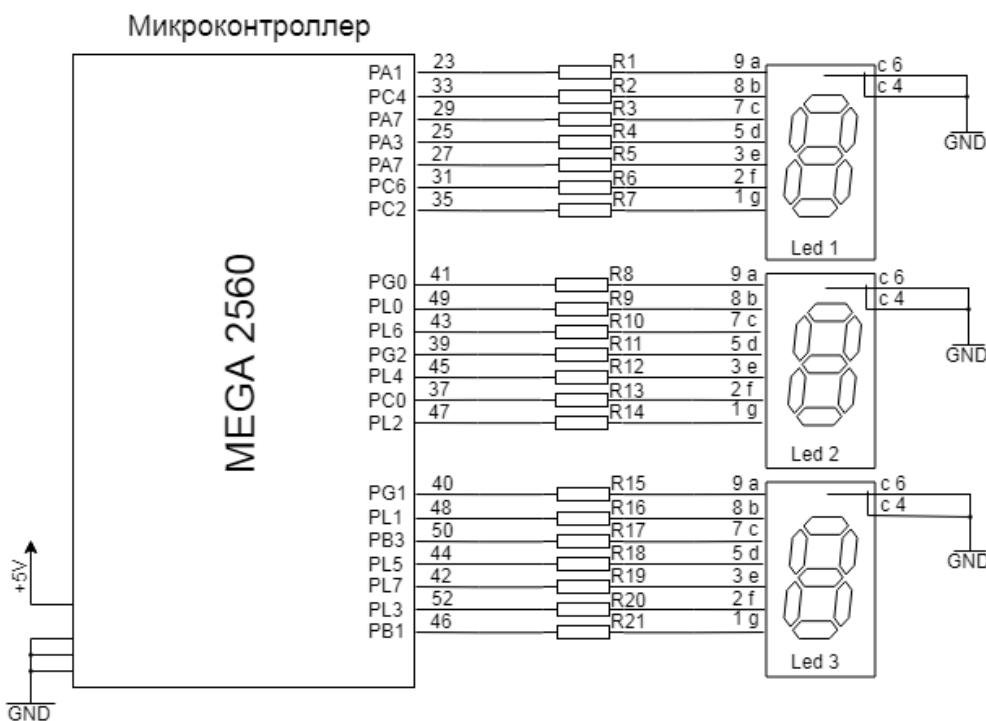


Рисунок 5 - Схема электрическая принципиальная

Для обеспечения достаточной точности измерения времени был использован аппаратный 16-ти битный счетчик, ведущий измерения независимо от выполнения программы. Блок-схема программы представлена на рисунке 6.



Рисунок 6 - Блок-схема программы

ВЫВОДЫ

В результате проделанной работы была разработана методика оценки систем визуализации по критерию задержки видеопотока. Было разработано устройство измерения и индикации временных интервалов, на основе которого собран лабораторный стенд для измерения задержки. Данный стенд позволит проводить исследования допустимой задержки в робототехнических системах, управляемых оператором, а также позволит оценивать качество системы визуализации.

Библиографический список

1. Колонтарев К.Б., Пушкарь Д.Ю., Говоров А.В., Шептунов С.А. История развития роботических технологий в медицине.
2. Стюарт Р.Болл. Аналоговые интерфейсы микроконтроллеров – Москва: Издательство "Додека XXI", 2007.
3. Керниган, Б.В. The C Programming Language/Д.М. Ричи. – Москва: Издательство "Вильямс", 2017.

MEASUREMENT OF VIDEO TRANSMISSION DELAY IN A ROBOTIC SYSTEM

¹. Sheptunov S.A. ². Yahutlov U.M. ³. Shevhushhev A.O. ⁴. Sabanchiev A.M. ⁵. Sannikov A.S.

¹. Institute of Construction and Technological Informatics RAS, Moscow ². Institute of Construction and Technological Informatics RAS, Moscow ³. Institute of Construction and Technological Informatics RAS, Moscow ⁴. Bauman Moscow State Technical University, Moscow ⁵. Institute of Construction and Technological Informatics RAS, Moscow, Alex.sannikov.zero@gmail.com

In this article, the features of the manipulator control system with the help of the camera are considered, the requirements to the visualization system are formulated. A technique for measuring the delay of a video signal in a visualization system has been developed to assess the quality of a video system. A laboratory installation for measuring was developed.

LARGE DATABASE CLUSTERING OF CARDIOLOGICAL INFORMATION AS A TOOL OF DECISION SUPPORT SYSTEMS IN MATHEMATICAL CARDIOLOGY

Zimina E.Yu.¹, Novopashin M.A.², Shmid A.V.^{1,2}

¹National Research University Higher School of Economics, ²«EC-Leasing», ezimina@hse.ru,
mnovopashin@ec-leasing.ru, avshmid@yandex.ru

Introduction

The heart model applied on the basis of the FPU return phenomenon where the concepts of heart "state" are traditionally basic as the registered oscillatory process. However, since the heart is a self-oscillating system and it is not required to start the oscillation of the "perturbation" energy, the concept of FPU auto-return is introduced in this study of the heart work modeling. [1]

In the hypothetical case of the absence of any external influences the ideal ECG is a periodically appearing FPU auto-return, which characterizes the patient's condition.

In real life, various physical and emotional stresses, therapy, and etc. are external disturbances for the heart model and they are occasionally highlighted in the picture of auto-return. [2] Its impact on the auto-return can theoretically be identified, giving the opportunity to establish biologically meaningful parameters of the model equations of the FPU, diagnosing the actual biological condition of the heart.

Theoretically, the FPU model allows an infinite number of heart conditions. Implementation of the clustering process seems constructive, because from the infinite number of FPU model states of the heart follows that for a practical cardiologist an infinite number of pictures of auto-returns of the heart states should fit into the finite number of the alleged diagnoses.

However, from the FPU model follows that the real picture of heart behavior can be somewhat more complicated: there may be such options of heart behavior in the composition of ECG that "do not fit" into any of the known clusters, but reflect the processes of heart transition from state to state.

The main idea

In this article includes the heart considered as a distributed self-oscillatory system, which theoretically has an infinite number of FPU auto-returns. [3] Thus, the concept of a cluster obtained in the series process of ECG spectra comparisons between themselves and the detection of repetitive ones is introduced. This allows allocating similar clusters in different patients: both in healthy and in patients who have different heart diseases. The hypothesis is that the proposed clusters might be used both to analyze various pathologies in patients and to assess the cardiological status of healthy people.

Fermi-Pasta-Ulam auto-return

We introduce the notion of FPU auto-return at the mathematical level. The phenomenon of canonical FPU return in passive systems was first described as a result of numerical study of differential solutions – difference equations describing a chain of nonlinearly coupled vibrators. [4]

In these model chains the phenomenon of attenuation has not been submitted. To describe real dynamic processes, such as cardiac activity, a more appropriate model is needed that can describe returns in autonomously functioning or self-oscillating systems.

A significant contribution in this direction was the work of American researchers Zabuski and Kruskal, who proposed to describe the FPU auto-return in the framework of the Korteweg de Vries equation (KdV) with periodically changing boundary and initial conditions. [5]

Using the results of this work, it is possible to simplify the solution of the equations of KdV in the form knoid waves, replacing them with the solutions of the equation of Van der Pol, close to harmonic, periodic and low frequency changes in boundary and initial conditions on the relaxation solution of the equation of Van der Pol.

Meanwhile, if we apply the theorem of the replacing wave links with lagging ones possibility [6], we can present a mathematical model of the electrical activity of the heart (ECG) in the form of FPU auto-return, described in the framework of Van der Pol equations with delay. [7]

Investigation methods

We analyzed 14,500 cardiograms of patients aged 42-60 years with stenocardia stress (SS) of various functional classes (FC), including 36 people with a typical pain syndrome and episodes without myocardial ischemia pain (WMIP) (men — 25, women — 11) and 30 people (men — 18, women — 12) with a typical pain syndrome, without episodes of WMIP.

Patients with permanent atrial fibrillation were excluded from the study, as well as the following patients were excluded: with complete atrioventricular blockade, complete blockade of the left leg of the bundle branch block, the technical causes of false negative or false positive detection in the identification of myocardial ischemia (recommendations for Holter), life-threatening arrhythmia, acute cerebrovascular accident, tumors, severe anemia, thyroid disease in the stage decompensation, lack of informed consent of the patient, failure to conduct stress tests and with questionable results of stress tests and Holter monitoring (HM) ECG.

The diagnosis was based on clinical, anamnetic, instrumental methods of research. Verification of the diagnosis was carried out using samples with physical activity (veloergometry or stress echocardiography). All patients underwent HM ECG.

ECG handling

The investigation of cardiograms is necessary to obtain calculations on the basis of which the analysis of the patient's condition and prognosis of his condition will be made. Processing of a new incoming cardiogram is performed in the sequential execution of several types of tasks:

- preparation of cardiogram for further calculations;
- calculation of the Fourier spectrum and its characteristics (harmonic and energy) for the unfiltered signal, signal with the corrected contour and signal with the corrected contour and free from defects;
- calculation of spectral shapes for the signal with the corrected contour and free from defects;
- recalculations of cardiogram clusters in the entire series of cardiogram of the patient with different clustering parameters;
- calculation of patient trend indicators (biological age).

The updated set of all cardiograms is processed according to the schedule and for different target groups by age, sex, pathology information for various clustering parameters.

Age groups are as follows: all ages, and 5 separate age groups from young to old. Gender groups are as follows: men and women.

The following groups are distinguished by pathologies:

- spaced sampling cardiogram diagnosis of ischemia (confirmed and not confirmed);
- marked sample of cardiogram diagnosis of TB (confirmed and not confirmed);
- marked selection of cardiograms diagnosed diabetes (confirmed and not confirmed).

If the group that since the last clustering, there were no new kardiogramm, the launch of the new clustering is not performed.

In the processing of individual ECG prior to performing any calculations and research it is necessary to correct the contour, i.e. to remove the drift contours, and clear it from the strong defects, because it spoils the frequency response of the ECG required is required for further analysis.

Drift contours removed two median method, from original signal elementwise subtracted calculated by the two median contour.

Principles of building clusters

Cluster refers to a set of one or more ECG and associated with that set, the arithmetic mean of the spectrum, calculated automatically as a result of the ECG ordered classification process.

Comparison of ECG Fourier spectra was implemented on the basis of the FPU auto-return phenomenon with the visual perception of the spectrum. For this purpose, the concept of spectrum shape was introduced. [8] Spectrum shape-smoothed curve based on the median of the upper 30% of the values in the window 2 Hz, taken in the range from 0 to 40 Hz. Window width 2 Hz is taken specially to eliminate the influence of pronounced harmonics for ECG with a heart rate less than 120 beats/min. Form of the spectrum is used further in the algorithm for determining regions of ischemia and clustering of ECG in the form of the spectrum.

For clustering, the form is approximated in steps of 0.1 Hz to 400 points and normalized to the arithmetic mean for comparison universality.

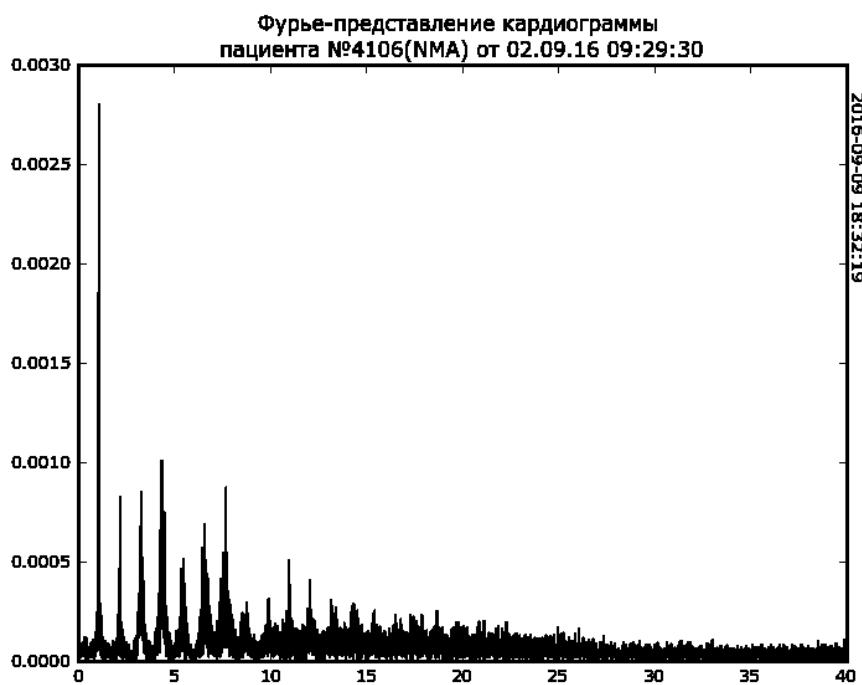
ECG clustering in the form of spectrum is performed by the method of extraction of connected components. [9] The distance between the forms of the compared ECG spectrum is taken Euclidean. In the process of clustering the original fully connected graph, in case when it links of greater length than the preset value are dropped, is scattered into a group of subgraphs, which form the desired clusters as a result.

In order to simplify the algorithm clusters are formed automatically based on ECG classification as they are received (the so-called online method). [10] In this case, operations are meant to supplement the cluster with a new form of ECG, it creates a new cluster and merges clusters based on the distance between them.

The results

It is practically obtained that there is always a cluster with a predominant number of ECG trapped in it. Presumably, the ECG of this cluster characterize the normal state of the patient. ECG, trapped in the other clusters, characterize to some extent the abnormal condition of the patient, caused by both external stress and pathologies. Often there are clusters consisting of a single ECG, their appearance gives an indication of the intermittency of complex FPU auto-return patient (when between occurrences of a certain state there is a change of more states than from repeated).

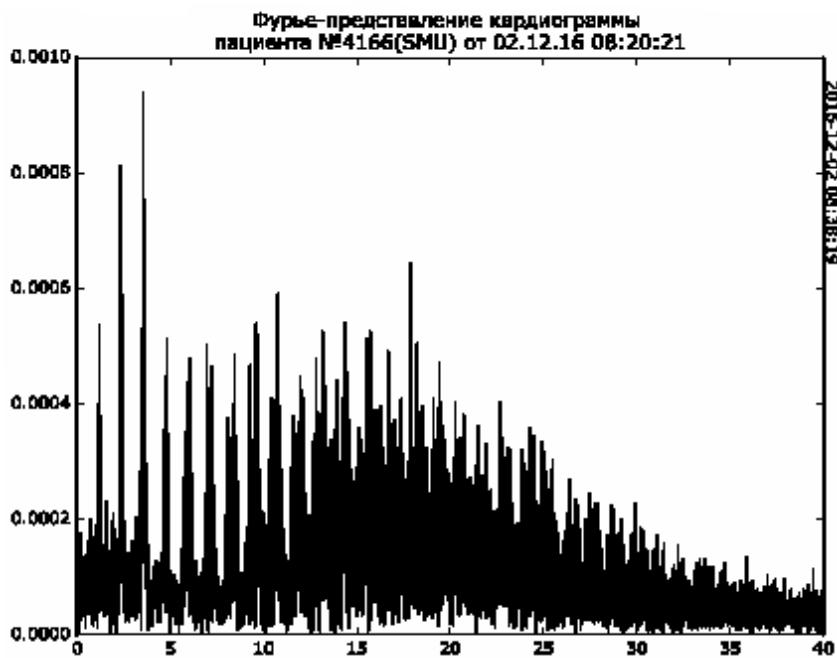
For such reference points several clusters of healthy people, patients with ischemia were selected. In the Fig.1 there is a typical Fourier spectrum of the ECG of a healthy person. In the Fig.2 the typical Fourier spectrum of the ECG of a patient with a developed ischemic process is given.



Picture 1 – Typical Fourier spectrum of an ECG of a healthy heart. Horiz. Axis-frequency in Hz, vertical. Axis - potential in mV

The cluster with the largest set of ECG is called the base cluster. For all other clusters, the measure of cluster deviation from the base as Euclidean distance between the corresponding averaged forms is introduced.

The template is used to format your paper and style the text. All margins, column widths, line spaces, and text fonts are prescribed; please do not alter them. You may note peculiarities. For example, the head margin in this template measures proportionately more than is customary. This measurement and others are deliberate, using specifications that anticipate your paper as one part of the entire proceedings, and not as an independent document. Please do not revise any of the current designations.



Picture 2 – Typical Fourier spectrum of an ECG of a patient with advanced ischemic process. Horiz. Axis-frequency in Hz, vertical. Axis - potential in mV

The developed ischemic process in accordance with the hypothesis is the formation of an autonomous dynamic system in the myocardium, which has oscillatory parameters different from the parameters of oscillations in the normal

tissue of the myocardium. In particular, the main frequencies of the ECG spectrum of a normally functioning heart are in the range of 1-12 Hz, while the spectrum of the ischemic process is in the range of 14-20 Hz and can be dynamically changed.

On the basis of the characteristic features of the individual clusters obtained and the data on patients pathologies, clusters similar in characteristics to the shape of the spectrum are identified and displayed in separate groups on pathologies.

Thus, the clustering method can be used to diagnose ischemia, determine the cardiological status of healthy people.

Conclusion

The results of these experimental investigations have shown that the hypothesis that the proposed clusters can be used both for the analysis of various pathologies in patients and for assessing the cardiological status of healthy people has been confirmed. In particular, the use of clusters allowed not only to diagnose ischemia in patients with varying degrees of development of the ischemic process, but also to assess their level of heart failure.

Thus, the use of the cluster approach can be useful for the diagnosis of various degrees of ischemia, determining the cardiological status of healthy people with an assessment of its age-related changes. In addition, the proposed cluster method will assess the effect of the therapy in dynamics, and change it in case of inefficiency.

References

1. Fermi E., Pasta J., Ulam S. In: Collected Papers of E. Fermi. – 1955. – Vol. 2, 978 P.
2. Berezin, A.A. Resonant interaction between the Fermi-Pasta-Ulam recurrences.// Bulletin of the Lebedev Physics Institute. FIAN. – 2004. – N. 3. – P. 13.
3. Novopashin M.A., Shmid A.V. D.Sc. Berezin A.A. PhD, Forrester's Concept in Modeling Heart Dynamics. // IOSR Journal of Computer Engineering. – May-Jun. 2017. – Vol. 19. – Issue 3, Ver.2.
4. D. Forrester World dynamics. — M.: AST, 2006. — P. 384. —ISBN 5-17-019253-3.
5. N. A. Kudryashov Exact Solutions of the n-th order equation with burgers–Korteweg–de Vries nonlinearity, Math. modeling, 1:6 (1989), 57–65 p.
6. Wiener N. The mathematical formulation of the problem of conduction of impulses in a network of connected excitable elements, specifically in cardiac muscle / N. Wiener, A. Rosenblueth // Arch. Del. Institut. De Cardiologia De Mexico, 1946. P. 205 - 265.
7. Van der Pol B, Van der Mark M. Le battement du coeur considere comme oscillation de relaxation et un model elecrtrique du coeur. L'Onde electrique, 1928, N 7.
8. Factor discriminant and cluster analysis. - O. Kim, Charles W. Mueller, U. R. Klecka; - M.: Finance and statistics, 1989. – 215 p.
9. Shmid A., Berezin A., Novopashin M. Coupled blood pressure dynamics in magisterial and small arteries networks and its stabilizing effect on heart functioning within the framework of computer model // Annals of Circulation. 2018. No. 3. P. 4-7.
10. Shmid A., Pozin B., Ageykin M. Teaching Big Data Technology Practices in Cloud Environment, in: Smart Education and e-Learning 2016 Issue 59. Switzerland: Springer International Publishing, 2016. P. 631-639.

КЛАСТЕРИЗАЦИЯ БОЛЬШИХ БАЗ КАРДИОЛОГИЧЕСКОЙ ИНФОРМАЦИИ КАК ИНСТРУМЕНТАРИЙ СИСТЕМ ПОДДЕРЖКИ ПРИНЯТИЯ РЕШЕНИЙ В МАТЕМАТИЧЕСКОЙ КАРДИОЛОГИИ

¹. Зимина Е.Ю. ². Новопашин М.А. ³. Шмид А.В.

¹. Национальный исследовательский университет Высшая Школа Экономики, Москва ². ЗАО «ЕС-Лизинг», Москва ³. Национальный исследовательский университет Высшая Школа Экономики, Москва, ezimina@hse.ru

В статье демонстрируются новые возможности долговременного постоянного наблюдения за состоянием сердечно-сосудистой системы (ССС) пациентов, которые позволяют выявлять закономерности динамики ССС, приводящие к выдвижению гипотезы о существовании адекватной модели ССС как распределенной нелинейной автоколебательной системы класса моделей возвратов Ферми-Паста-Улама (ФПУ). Наличие содержательной математической модели ССС возврата ФПУ, как уточнение традиционной модели изучения вариабельности сердечного ритма, далее позволяет предложить новые вычислительные методы анализа ЭКГ и прогнозирования динамики ССС для более детальной диагностики и оценки эффективности проводимого лечения.

ПОВЫШЕНИЕ ЭФФЕКТИВНОСТИ ОБНАРУЖЕНИЯ ПСИХИЧЕСКИХ РАССТРОЙСТВ НА ОСНОВЕ АДАПТИВНОЙ ДЕКОМПОЗИЦИИ И КЕПСТРАЛЬНОГО АНАЛИЗА РЕЧЕВЫХ СИГНАЛОВ

Алимурадов А.К., Тычков А.Ю.

ФГБОУ ВО «Пензенский государственный университет», alansapfir@yandex.ru

Точность обнаружения пограничных психических расстройств зависит от корректной обработки речевых сигналов. Основная причина низкой точности и больших погрешностей при измерениях связана с использованием неэффективных и неадаптивных методов обработки нестационарных речевых сигналов. В данной работе авторами предлагается оригинальный способ повышения эффективности обнаружения пограничных психических расстройств на основе адаптивной технологии разложения – улучшенной полной множественной декомпозиции на эмпирические моды с адаптивным шумом и мел-частотного кепстрального анализа. Представлена блок-схема способа и краткое математическое описание. Приведены результаты исследования, на основании которых сделан вывод, что предложенный авторами способ, может успешно применяться в системах дистанционного мониторинга психических расстройств.

По данным Федеральной службы государственной статистики [1] за предшествующие пять лет зарегистрировано более 326,7 тыс. пациентов с психическими заболеваниями (психическими расстройствами, расстройствами поведения, алкогольными и наркотическими психозами и. т.п.).

Пограничное психическое расстройство является наиболее распространенным аффективным расстройством. Как правило, причиной пограничных психических расстройств является низкое социально-экономическое положение и наличие большого количества социальных стрессов.

В течение долгого времени точное обнаружение пограничных психических расстройств не представлялось возможным и ограничивалось психометрическими методами и лабораторным анализом. Однако с момента увеличения мощности вычислительных машин стали появляться экспериментально-статистические методики [2 – 6], наиболее адаптивными среди которых основаны на анализе речевых сигналов [7].

В основе диагностирования нарушений работы нервной системы лежит важное правило: патофизиологические механизмы развития пограничных психических расстройств строятся на принципах взаимодействия нервной и речеобразующей систем организма; расстройства нервной системы активируют каскад механизмов, влияющих на работу моторики органов речевого аппарата. Из данного правила можно сделать вывод, что пограничные психические расстройства «кодируются» в определенных информативных параметрах речевых сигналов.

Точность обнаружения пограничных психических расстройств зависит от корректной обработки речевых сигналов, которая определяется правильностью измерения его амплитудных, временных, частотных и энергетических характеристик. Основная причина низкой точности и больших погрешностей при измерениях связана с использованием неэффективных и неадаптивных методов обработки нестационарных речевых сигналов.

В данной работе авторами предлагается оригинальный способ повышения эффективности обнаружения пограничных психических расстройств на основе адаптивной технологии разложения нестационарных сигналов – декомпозиции на эмпирические моды (ДЭМ) и мел-частотного кепстрального анализа. Исследование является развитием ранее опубликованных трудов авторов [8, 9].

Декомпозиция на эмпирические моды [10] – это адаптивная технология разложения нестационарных сигналов, возникающих в нелинейных системах. ДЭМ обеспечивает локальное разложение сигнала на быстрые и медленные колебательные функции. В результате разложения исходный сигнал может быть представлен в виде суммы амплитудных и частотных модулированных функций, называемых эмпирическими модами (ЭМ). Аналитическое выражение ДЭМ выглядит следующим образом:

$$x(n) = \sum_{i=1}^I IMF_i(n) + r_i(n)$$

где $x(n)$ – исходный сигнал, $IMF_i(n)$ – ЭМ, $r_i(n)$ – конечный остаток, $i=1, 2, \dots, I$ – номер ЭМ, n – дискретный отсчет времени ($0 < n \leq N$, N – количество дискретных отсчетов в сигнале).

Среди всех разновидностей методов декомпозиции наиболее адаптивной к речевым сигналам является усовершенствованная полная множественная декомпозиция на эмпирические моды с адаптивным шумом (ПМДЭМАШ) [11]. Алгоритм и математическое описание метода улучшенной ПМДЭМАШ представлен ниже:

1. С помощью аппарата ДЭМ и выражая из формулы $\langle E_1(x_j(n)) \rangle = \langle x_j(n) \rangle - \langle M(x_j(n)) \rangle$ локальные средние значения шумовых копий исходного сигнала ($x_j(n) = x(n) + \beta_0 E_1(w_j(n))$) определяется первый остаток:

$$r_1(n) = \langle M(x_j(n)) \rangle$$

где $E_i(\cdot)$ – аппарат извлечения ЭМ методом ДЭМ (i – номер моды), $x_j(n) = x(n) + w_j(n)$ – шумовые копии исходного сигнала ($x(n)$ – исходный речевой сигнал, $w_j(n)$ – реализации белого шума с нулевой средней единичной дисперсией), $M(\cdot)$ – аппарат, создающий локальное среднее значение применяемого сигнала, $\beta_0 = \varepsilon_i \text{std}(r_i)$ – коэффициент, допускающий выбор различных значений отношения сигнал/шум.

2. На первом этапе для $i = 1$ вычисляется первая мода: $IMF_1(n) = x(n) - r_1(n)$.

3. Вычисляется второй остаток как усредненное локальное среднее значение шумовых копий первого остатка $r_1(n) + \beta_1 E_2(w_j(n))$ и определяется вторая мода:

$$\widetilde{IMF}_2(n) = r_1(n) - r_2(n) = r_1(n) - \langle M(r_1(n) + \beta_1 E_2(w_j(n))) \rangle$$

4. На последующих этапах для $i = 3, \dots, I$ вычисляется i -й остаток

$$r_i(n) = \langle M(r_{i-1}(n) + \beta_{i-1} E_i(w_j(n))) \rangle$$

5. Вычисляется i -ая мода

$$\widetilde{IMF}_i(n) = r_{i-1}(n) - r_i(n)$$

6. Переход к шагу 4 для следующего значения i .

Константы β_i выбираются так, чтобы получить желаемое отношение сигнал/шум между добавленным шумом и остатком, к которому добавляется шум.

В области обработки речевых сигналов кепстральный анализ получил широкую практическую популярность, объясняемую достоинством сжатия информации о сигнале при переходе из временной в частотную область обработки [12]. Кепстральный анализ основан на выделении кепстральных коэффициентов на мел-шкале, называемых мел-частотными кепстральными коэффициентами (МЧКК). МЧКК включает в себя два основных понятия: кепстр и мел-шкала. Кепстр это дискретно-косинусное преобразование амплитудного спектра сигнала в логарифмическом масштабе. Кепстр сигнала определяется по формуле:

$$c(n) = DCT[\log(X(|x(n)|^2))]$$

где DCT – дискретно-косинусное преобразование, X – спектральное представление сигнала $x(n)$, n – дискретный отсчет времени ($0 < n \leq N$, N – количество дискретных отсчетов в сигнале).

Метод получения МЧКК основан на модели функционирования органов слуха человека и использует частотную шкалу в мелах, которая моделирует частотную чувствительность человеческого уха [12].

На рисунке 1 представлена упрощенная блок-схема способа обнаружения пограничных психических расстройств. Этапы обработки 1, 2, 5 и 6 представляются собой классический способ обнаружения. Этапы 3 и 4 введены авторами для повышения эффективности обнаружения. Этап обработки 6 подвергся модернизации. Этапы 7 и 8 не относящиеся к обработке. Рассмотрим вкратце некоторые этапы.

Этап 2. В рамках предварительной обработки осуществляется: удаление постоянной составляющей, фильтрация с помощью ФВЧ Чебышева четвертого порядка частот ниже 130 Гц и сегментация на вокализованные и невокализованные участки.

Этап 3. На основе вышеупомянутого краткого анализа преимуществ и недостатков различных видов декомпозиции и учитывая специфику речевых сигналов при пограничных психических расстройствах, авторами принято решение использовать улучшенную ПМДЭМАШ, которая обеспечит:

– адаптивное разложение, так как базисные функции, используемые при декомпозиции, извлекаются непосредственно из исходного речевого сигнала и позволяют учитывать только ему свойственные особенности (скрытые модуляции, области концентрации энергии и т.п.);

– минимальный уровень остаточного шума;

– отсутствие паразитных ЭМ, возникающих на ранних этапах декомпозиции вследствие перекрытия масштабно-энергетических пространств мод.



Рисунок 1 – Упрощенная блок-схема способа обнаружения пограничных психических расстройств

Этап 4. Для абсолютно произвольного сигнала все ЭМ можно разбить на две категории: информативные ЭМ с шумовыми и сигнальными составляющими; неинформативные ЭМ с трендовыми составляющими. Формирование информативных компонент заключается в вычитании из исходного сигнала информативных шумовых и неинформативных ЭМ. Целью формирования информативных компонент является сбор информации, отражающей нарушения работы органов речевого аппарата вследствие пограничных психических расстройств. Формирование набора информативных компонент осуществляется по формуле:

$$x_{ab}(n) = x(n) - \left(a \times \sum_{i=0}^p IMF_{i+1}(n) + b \times \sum_{i=0}^q IMF_{i-1}(n) \right)$$

где $x_{ab}(n)$ – информативная компонента, $x(n)$ – исходный сигнал, a, b – коэффициенты, определяющие участие ЭМ в формировании информативных компонент, p – количество первых ЭМ, участвующих в формировании

информационных компонент (обычно $p = 2$), q – количество последних ЭМ, участвующих в формировании информативных компонент (обычно $q = 3$).

Этап 5. Как отмечалось ранее, в качестве кепстальных характеристик в способе вычисляются МЧКК. Основными этапами мел-частотного кепстрального анализа являются:

- перевод сигнала из шкалы герц в шкалу мелов;
- спектральное преобразование и определение периодограммы сигнала;
- фильтрация периодограммы сигнала набором мел-фильтров;
- логарифмирование энергии сигнала в каждом мел-фильтре;
- дискретно-косинусного преобразования логарифма энергии.

Итогом вычисления являются МЧКК ($MFCC(c)$, где $c = 1, 2, \dots, C$ – номер МЧКК, C – желаемое количество коэффициентов).

Модернизация мел-частотного кепстрального анализа заключается в нормализации и вычислении первого и второго приращения значений МЧКК, которые позволяют получить динамическую информацию о коэффициентах.

Как известно высокие частоты менее восприимчивы и МЧКК на этих частотах менее информативны по сравнению с МЧКК на низких частотах. Нормализация МЧКК это умножение каждого коэффициента на число, которое увеличивается с номером коэффициента. Таким образом, первые коэффициенты по уровню уменьшаются, а последние коэффициенты увеличиваются. Для этой операции используется следующая формула:

$$MFCC_N(c) = MFCC(c) \times \left(1 + \frac{L}{2} \sin\left(\frac{\pi c}{2}\right)\right)$$

где L – величина, подбираемая эмпирически и равна 22.

Вектор коэффициентов описывает фиксированную спектральную огибающую одного фрагмента, но очевидно, что речевые сигналы несут информацию и о динамике в виде незначительного изменения коэффициентов с течением времени:

$$MFCC_D(c) = \frac{\sum_{d=1}^D d(MFCC(c+d) - MFCC(c-d))}{2 \sum_{d=1}^D d^2}$$

$$MFCC_DD(c) = \frac{\sum_{d=1}^D d(MFCC_D(c+d) - MFCC_D(c-d))}{2 \sum_{d=1}^D d^2}$$

где $MFCC_D(c)$, $MFCC_DD(c)$ – первое и второе приращение МЧКК, $MFCC(c)$ – статические МЧКК, D – типовое значение приращения, равное 2.

Для оценки эффективности обнаружения пограничных психических расстройств предлагаемого авторами способа при поддержке Областной клинической больницы им. К.Р. Евграфова (г. Пенза) и Пензенского государственного университета сформирована группа испытуемых и верифицированная база сигналов. В группу испытуемых отобрано 100 чел. мужского и женского пола, в возрасте от 18 до 60 лет, поступивших с явно выраженной симптоматикой пограничных психических расстройств. Для оценки эффективности способа, использовался параметр – ошибки первого и второго рода.

Задачей исследования являлось обнаружение пограничных психических расстройств классическим способом и предлагаемым авторами способом на основе улучшенной ПМДЭМАШ и мел-частотного кепстрального анализа.

Все этапы обработки сигналов и анализа данных были выполнены в среде математического моделирования © Matlab (MathWorks).

В таблице 1 представлены результаты обнаружения пограничных психических расстройств.

Таблица 1-Результаты обнаружения пограничных психических расстройств

Прогнозируемый результат	Результат определения		Ошибки первого и второго рода, %	
	Патология	Норма		
Классический способ обнаружения				
Патология	78 чел.	22 чел.	1-ого	22
Норма	16 чел.	84 чел.	2-ого	16
Предлагаемый способ обнаружения				
Информативная компонента № 1 (вычитание последних трех ЭМ)				
Патология	84 чел.	16 чел.	1-ого	16
Норма	9 чел.	81 чел.	2-ого	9
Информативная компонента № 2 (вычитание первой и последних трех ЭМ)				
Патология	91 чел.	9 чел.	1-ого	9
Норма	6 чел.	94 чел.	2-ого	6
Информативная компонента № 3 (вычитание первых двух и последних трех ЭМ)				
Патология	87 чел.	13 чел.	1-ого	13
Норма	8 чел.	82 чел.	2-ого	8

В соответствии с полученными данными можно сделать вывод, что применение улучшенной ПМДЭМАШ и мел-частотного кепстрального анализа в классическом способе позволяют повысить эффективность обнаружения психических расстройств. Наилучшие результаты достигаются при вычитании из исходного речевого сигнала первой шумовой и последних трех трендовых ЭМ (информационная компонента № 2). Объясняется это тем, что первая ЭМ содержит большую часть остаточного шума и при вычитании осуществляется фильтрация исходного сигнала. Три последние трендовые моды – результат разложения суммы гармонического сигнала и полиномиального тренда. Вычитание данных ЭМ избавляет исходных сигнал от избыточной информации.

Таким образом, полученные результаты позволяют сделать вывод, что предложенный авторами способ, может успешно тестироваться в системах дистанционного мониторинга психогенных расстройств с целью ускорения процесса лечения.

Авторы благодарят Российский фонд фундаментальных исследований за финансовую поддержку проекта «Исследование информативных параметров речевых сигналов и разработка алгоритмов обнаружения скрытых признаков психоэмоционального состояния операторов критичных по безопасности систем управления» № 18-37-00256, 2018-2019 гг.

Библиографический список

1. Здравоохранение в России 2017. Статистический сборник [Электронный ресурс] – Режим доступа: http://www.gks.ru/free_doc/doc_2017/zdrav17.pdf. – (Дата обращения: 21.02.2018).
2. Koelstra S., Pantic M., Patras I. A dynamic texture-based approach to recognition of facial actions and their temporal models // IEEE TPAMI. 2010. V. 32. P. 1940–1954.
3. Kappeler-Setz C., Gravenhors F., Schumm J., Arnrich B., Tröster G. Towards long term monitoring of electrodermal activity in daily life // Journal Personal and Ubiquitous Computing. 2013. V. 17(2). P. 261–271.
4. Farwell L.A. Brain fingerprinting: a comprehensive tutorial review of detection of concealed information with event-related brain potentials // Cogn Neurodyn. 2012. V. 6. P. 115–154.
5. Likforman-Sulem L., Esposito A., Faundez-Zanuy M., Cléménçon S., Cordasco G. EMOTHAW: A Novel Database for Emotional State Recognition From Handwriting and Drawing // IEEE Transactions on Human-Machine Systems. 2017. V. 47(2). P. 273–284.
6. Barabanschikov V.A., Zhegallo A.V. Methods of eye tracking in psychology: educational program. Exp. Psych. 2014. V. 7(1). P. 132–137.
7. Williamson J.R., Quatieri T.F., Helfer B.S., Ciccarelli G., Mehta D.D. Vocal and facial biomarkers of depression based on motor incoordination and timing. 4th International Workshop on Audio/Visual Emotional Challenge (AVEC). 2014. P. 65–72.
8. Alimuradov A.K., Tychkov A.Yu., Ageykin A.V., Churakov P.P., Kvitka Yu.S., Zaretskiy A.P., Speech/pause detection algorithm based on the adaptive method of complementary decomposition and energy assessment of intrinsic mode functions. 2017 XX IEEE International Conference on Soft Computing and Measurements (SCM). 2017. P. 610–613.
9. Alimuradov A.K., Tychkov A.Yu., Churakov P.P., Kvitka Yu.S., Zaretskiy A.P., Vishnevskaya G.V. Noise-Robust Algorithm for "Speech/Pause" Segmentation in Diagnostic Systems of Psychogenic States. 2016 International Conference on Engineering and Telecommunication (EnT). 2016. P. 3–6.
10. Huang N.E., Zheng Sh., Steven R.L. The empirical mode decomposition and the Hilbert spectrum for nonlinear and non-stationary time series analysis. Proc. R. Soc. Lond. 1998. A 454. P. 903–995.
11. Colominasa M.A., Schlotthauera G., Torres M.E. Improved complete ensemble EMD: a suitable tool for biomedical signal processing. Biomed. Signal Proces. 2014. V. 14. P. 19–29.
12. Huang X., Acero A., Hon H.-W. Spoken Language Processing. Guide to Algorithms and System Development. Prentice Hall, Upper Saddle River. 2001.

INCREASING DETECTION EFFICIENCY OF MENTAL DISORDERS BASED ON ADAPTIVE DECOMPOSITION AND CEPSTRAL ANALYSIS OF SPEECH SIGNALS

Alimuradov A.K., Tychkov A.Yu.
Penza State University, alansapfir@yandex.ru

The detection accuracy of borderline mental disorders depends on correct processing of speech signals. The main reason of low accuracy and large errors in measurements is associated with the use of inefficient and non-adaptive methods for processing of non-stationary speech signals. In this paper, the authors propose a method for increasing the detection efficiency of borderline mental disorders based on adaptive decomposition technology for non-stationary signals, namely, improved complete ensemble empirical mode decomposition with adaptive noise and mel-frequency

cepstral analysis. A block diagram for the method and a brief mathematical description are presented. The research results are presented, on the basis of which it was concluded that the method proposed by the authors can successfully be tested in remote monitoring systems of psychogenic disorders to accelerate the treatment process.

АППАРАТНО-ПРОГРАММНЫЙ КОМПЛЕКС ОЦЕНКИ КАЧЕСТВА ЭЛЕКТРОКАРДИОСИГНАЛА

Аль-Хайдри Валид Ахмед Ахмед

Владимирский государственный университет имени А.Г. и Н.Г. Столетовых, fawaz_tariq@mail.ru

Как известно, наиболее опасными и распространенными болезнями в настоящее время являются сердечно-сосудистые заболевания (ССЗ). Поэтому кардиология, занимающаяся изучением и борьбой с ССЗ, занимает особое место в современной медицине. Для диагностики функционального состояния сердца используется электрокардиография, представляющая собой запись электрической активности сердца [1].

Анализ литературных источников показывает, что примерно 38% электрофизиологов принимают артефакт электрокардиосигнала (ЭКС) за желудочковую тахикардию, а 55% врачебных заключений Холтеровского суточного мониторирования содержат ошибки методического характера. До 43% ложных тревог от прикроватных мониторов ЭКГ вызваны неверной интерпретацией артефактов сигнала встроенным программным обеспечением. Ошибки электрокардиодиагностики недопустимо часто приводят к тому, что пациенту назначается неправильное лечение, вплоть до назначения операции по имплантации электрокардиостимулятора [2].

С учетом изложенного необходимость контроля и повышения качества электрокардиографического сигнала за счет обнаружения в нем искажений является актуальной проблемой функциональной диагностики работы сердца.

В связи с этим был разработан аппаратно-программный комплекс оценки качества электрокардиосигнала, который состоит из аппаратной и программной части. Аппаратная часть включает в себя цифровой регистратор ЭКГ и ЭВМ, как показано на рис.1

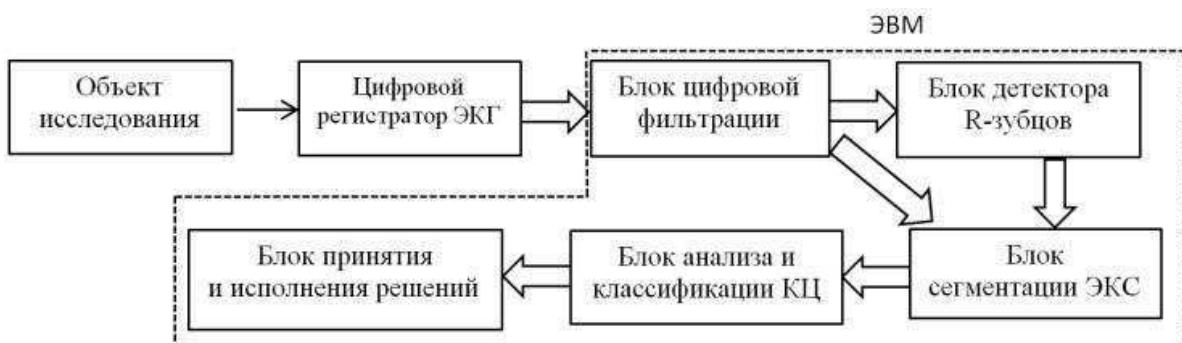


Рисунок 1 – Структура аппаратно-программного комплекса обнаружения искажений в ЭКС

Работа АПК обнаружения оценки качества ЭКС начинается с цифровой регистрации ЭКГ. После чего, ЭКГ в цифровом виде поступает на ЭВМ, обеспечивающей выполнение процедур цифровой фильтрации, детектирования R-зубцов, сегментации ЭКС, анализа и классификации кардиоциклов (КЦ) и принятия и исполнения решений. Цифровой ЭКГ-сигнал фильтруется до частотного диапазона ЭКГ. Далее сигнал подается на блок детектора R-зубцов, обеспечивающий выделение позиций экстремумов R-зубцов. На основе полученной информации о местоположении R-зубцов в следующем блоке осуществляется сегментация ЭКС на отдельные КЦ, а также выполняется, в случае необходимости, процедура передискретизации до выбранной в данной работе частоты $F_s = 150$ Гц. Полученные КЦ подвергаются анализу на предмет наличия в них искажений в блоке, представляющем собой разработанный в настоящей работе нейросетевой классификатор, разработанный в результате ранее проведенных исследований [4]. В зависимости от результата классификации принимается решение о качестве КЦ и допустимости или недопустимости их для последующей обработки, анализа и интерпретации. Так, в случае допустимого качества, КЦ передается для дальнейшей обработки и интерпретации. Оценка качества ЭКГ-сигнала складывается из оценок отдельных кардиоциклов. В случае недопустимого качества ЭКГ-сигнала, блок принятия и исполнения решений осуществляет целесообразную для данной задачи процедуру, такую как: исключить из анализа конкретные КЦ, пометить недопустимый КЦ или повторить запись заново.

Программное обеспечение оценки качества ЭКГ

Программное обеспечение, представленное на рисунке 2, разработано в среде MatLab GUI.

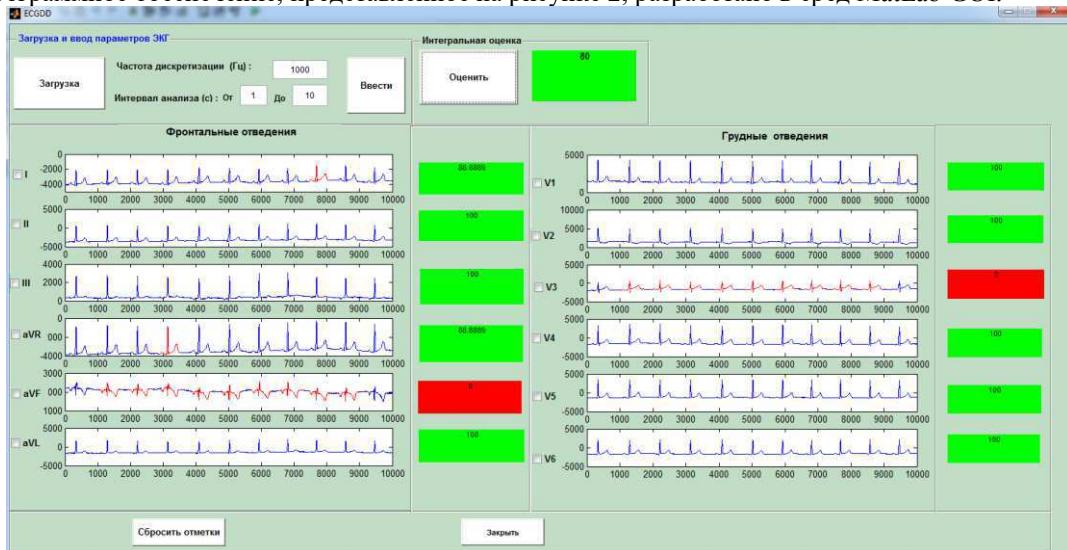


Рисунок 2 – Интерфейс программного обеспечения оценки качества ЭКГ

Оно позволяет следующее:

1. Распознавать искажённые участки ЭКГ;
2. Дать интегральную оценку всей записи ЭКГ;
3. Дать детальную оценку по каждому отведению.

Для оценки ЭКГ необходимо загрузить ее с помощью кнопки «Загрузка», позволяющей выбрать ЭКГ-файл из директории. Программа потребует ввести частоту дискретизации, от которой зависит предварительная обработка сигнала до осуществления его оценки. Программа позволяет пользователю задать длину участка ЭКГ, для которого необходимо производить оценку. Если же длительность участка не будет задана, то программа оценит всю запись. Длительность ЭКГ указывается в секундах.

После ввода входных параметров необходимо нажать на кнопку «Ввести». Оценка качества ЭКГ осуществляется нажатием кнопки «Оценить». При этом появляется интегральная оценка по всей записи ЭКГ в виде зеленого квадратика если оценка качества ЭКГ составляет 70% и больше. В противном случае квадратик будет иметь красный цвет. Зеленый цвет означает, что ЭКГ является пригодной для анализа и интерпретация. Красный же означает, что имеет недопустимое качество. Данная оценка разработана согласно требованию конкурса [3]. Порог оценки можно менять в соответствии с требованием врача. Одновременно с этим на напротив каждого отведения появляется своя оценка. Для того, что увидеть детальную оценку по любому из отведений, необходимо поставить «галочку» на против выбранного отведения. Тогда в отдельном окне выводится выбранное отведение с помеченными искаженными фрагментами.

Заключение

Разработанный АПК оценки качества ЭКС позволяет получить оценку качества ЭКГ-сигнала и предотвращает врачебных ошибок диагностики ССС.

Данная система может быть использована в системах суточного мониторирования ЭКГ, обычных электрокардиографах, мобильных электрокардиографах. Разработанная может быть применена в качестве приставки к обычному кардиографу для осуществления функции контроля качества ЭКГ сигнала, регистрируемого данным кардиографом. Разработанная система при необходимости позволяет получить детальную оценку по кардиоциклам по отдельности. Перспективой в данном направлении является адаптация системы к мобильным устройствам, так чтобы система учитывала вычислительные способности мобильных устройств. Система должна также обеспечить обратную связь, давать рекомендации по устранению причины ошибок.

Библиографический список

1. Попечителев Е.П. Методы медико-биологических исследований. Системные аспекты: Учебн. пособие. – Житомир: ЖИТИ, 1997. – 186 с.
2. Козюра А.В. Методы и средства контроля электрокардиоаппаратуры и качества электроэнцефалографических сигналов. Автореферат диссертации на соискание ученой степени кандидата технических наук, Орел, 2013 г.
3. PhysioNet/Computing in Cardiology Challenge 2011. [Электронный ресурс] URL: <https://physionet.org/challenge/2011/>. Дата обращения: 1 апреля 2018
4. Аль-Хайдри В.А., Исаков Р.В., Сушкова Л.Т. Нейросетевой детектор искажений в электроэнцефалограмме // Медицинская Техника / №3, 2016 / с. 18-22

HARDWARE - SOFTWARE COMPLEX FOR ELECTROCARDIOGRAPHIC SIGNAL QUALITY ESTIMATION

Al-Haidri Walid Ahmed Ahmed

Vladimir State University named after A.G. and N.G. Stoletovs, fawaz_tariq@mail.ru

This work is devoted to the evaluation of the quality of the ECG-signal based on the application of the neural network classification module of the ECG signal. The developed software allows assessing simultaneously the quality of 12 leads. Along with the overall evaluation of each lead, the program allows obtaining a detailed evaluation for each cardiocycle. Cardiocycles with a low quality score will be noted. The structure of the hardware-software complex for estimating the quality of the ECG signal is developed.

**ПРИМЕНЕНИЕ НЕЙРОННОЙ СЕТИ И СПЕКТРАЛЬНОГО АНАЛИЗА ДЛЯ ВЫЯВЛЕНИЯ ИШЕМИЧЕСКОЙ БОЛЕЗНИ СЕРДЦА ПО ОДНОКАНАЛЬНОЙ ЭКГ**

Талеб Е.М., Аль-Хайдри В.А.

Владимирский государственный университет имени А. Г. и Н. Г. Столетовых, e-mail: noor2@mail.ru

В настоящее время одной из актуальных проблем здравоохранения в экономически развитых странах стали сердечно-сосудистые заболевания, в частности ишемическая болезнь сердца (ИБС). Широкая распространенность и большая социальная значимость ИБС обуславливают необходимость её своевременной и максимально полной диагностики[1]. Своевременное обнаружение ишемии у больных с бессимптомным и скрытым течением ИБС (безболевая ишемия миокарда (ББИМ) - Silent myocardial ischemia), а также выявление ее на ранних стадиях позволяет применять, как правило, более эффективные методы лечения, что может существенно сократить смертности и инвалидности лиц трудоспособного от сердечно-сосудистых заболеваний.

Известно, что у многих пациентов, страдающих ИБС, не удается выявить болезнь при углубленном опросе специфических субъективных признаков или они носят атипичный характер [2]. Для этого появилось необходимость поиска новых методов ранней доклинической диагностики ишемических изменений миокарда. Эти методики должны иметь достаточно высокую чувствительность и специфичность, возможность использования в амбулаторных условиях и не высокую временные и финансовые затраты при скрининговых исследованиях.

Материал и методы

Известно, что электрокардиография очень широко применяется в кардиологической диагностике и считается наиболее распространенным, доступным и дешевым методом объективного обследования сердца, а также является основным методом клинической диагностики ИБС. ЭКГ используется при диспансерном обследовании, при профилактических медосмотрах и помогает обнаружить отклонения в работе сердечной мышцы, что может иметь решающее значение для диагностирования ИБС. В данной работе используется электрокардиографические сигналы из научной базы данных CardioQVARK[4], зарегистрированные в первом отведении с помощью мобильного кардиомонитора представляет собой чехол для смартфон модели iPhone 6 и выше

Как известно, усредненный кардиоцикл (УКЦ) является образом ЭКГ, несущим в себе информацию обо всем регистрируемом сигнале и при этом не требует большого объема памяти. Поэтому в качестве входного сигнала был использован УКЦ первого отведения длительностью 0.71с с частотой дискретизации 1000 Гц [5].

Инструментом извлечения информативных признаков УКЦ каждого класса послужил Фурье-преобразование. В процессе извлечения информативных признаков УКЦ было обработаны с помощью быстрого Фурье-преобразования (FFT) - наиболее используемый магматический аппарат для спектрального анализа кардиосигнала. Были построены Фурье-спектры для каждого УКЦ. Причем количество информативных спектральных оценок (частот) было равно половине длины спектра Фурье. Однако, при выраженнем НЧ спектре, как в случае с УКЦ, нецелесообразно использовать все спектральные оценки, т.к. часть полученной информации является избыточной. В связи с этим в данной работе было использовано только 250 из 355 возможных спектральных оценок. На рисунке 1 приведены исходные УКЦ с ИБС и без неё (а, б) и их спектральные оценки (в, г).

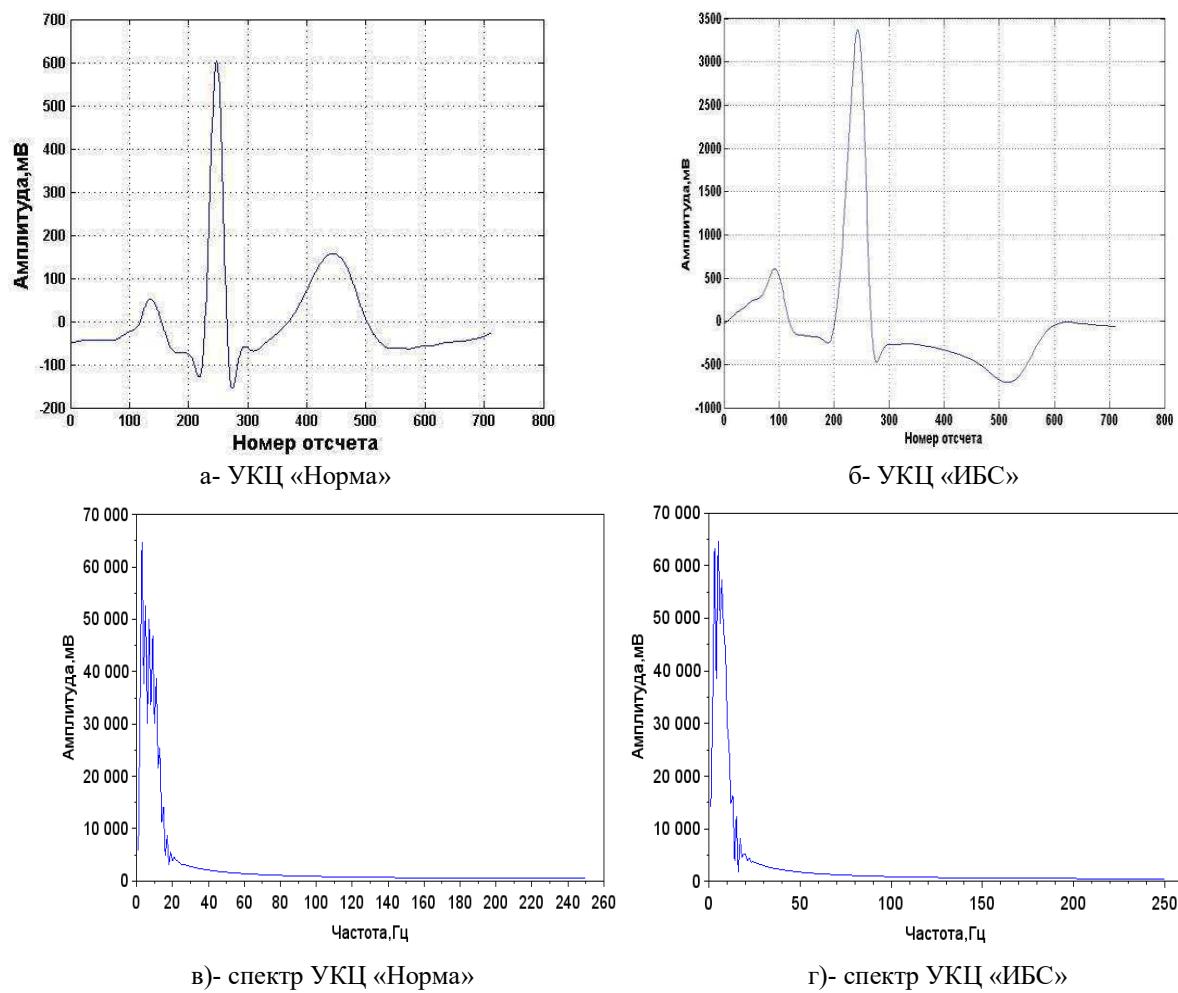


Рисунок 1 – УКЦ и Их Фурье-спектры: а – УКЦ «Норма», б – УКЦ «ИБС», в - ФП для УКЦ «Норма», г - ФП для УКЦ «ИБС»

Для визуальной оценки было построена гистограмма распределения спектральных оценок УКЦ рисунок 2.

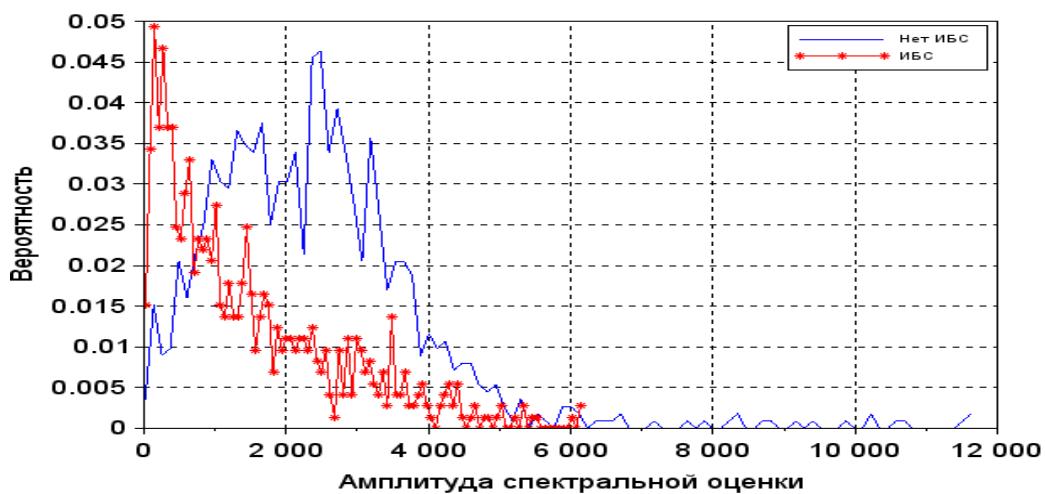


Рисунок 2 – Примеры распределения спектральных оценок УКЦ

На рисунке 2 можно визуально заметить область пересечения данных кривых, показывающую зону неопределенности параметра (амплитуда спектральной оценки). Каждая кривая является гистограммой частот выбранного параметра (номера частотной оценки) для всех записей с ИБС и при её отсутствии.

Для решения задачи классификации обработанных УКЦ быстрым преобразованием Фурье как информативные признаки несущие отличительных характеристик того или иного класса была выбрана модель нейронной сети прямого распространения типа многослойный персепtron (МП), состоящие из двух скрытых слоев с учетом того, что количество нейронов в первом скрытом слое в два раза больше, чем количества нейронов во втором скрытом слое [6].

Обучающая выборка на основе полученных спектральных оценок было разделена на две группы обучающая и тестовая (контрольная). Для предотвращения искусственного перекоса вероятностных параметров результатов исследований размер данных в обеих выборках был выбран одинаковым.

Результаты

Полученные Результаты исследований, представленных в табл. 1, показывают, что наибольшей классификационной точностью обладает МП сеть размер 202 –75 %.

Таблица 1 - Параметры полученного классификатора с размером 202 при пороге отсечения 0.51

Чувствительность:	74.3%
Специфичность:	74.7%
Точность:	74.5%

Таким образом, в данной работе рассмотрены подходы к обработке электрокардиографических сигналов записаны с помощью системой удаленного кардиомониторирования для выявления ИБС у больных на ранних стадиях с помощью фурье-преобразования и искусственных нейронных сетей показали более эффективные результаты, и может использоваться для построения интеллектуальной системы ранней диагностики ишемической болезни сердца.

Библиографический список

1. Тихоненко, В. М. Диагностика ишемической болезни сердца: что ждут и что получают от функциональной диагностики/ Институт кардиологической техники «ИНКАРТ». URL: <https://www.incart.ru/publish/learning-aids/diagnostika-ishemicheskoj-bolezni-serdcza/>
2. Литвинова М. А. "Анализ информативности различных методов диагностики ишемической болезни сердца" Здоровье и образование в XXI веке. 2016. № 1 .С. 241-245.
3. Рангайян Р.М. Анализ биомедицинских сигналов. Практический подход./ Пер. с англ. под ред. А.П. Немирко. – М.: ФИЗМАТЛИТ, 2010 . – 440с.
4. Кардиомонитор CardioQVARK. Кардиограмма с помощью телефона/ URL:<http://www.cardioqvark.ru/>
5. Талеб Е.М. Аль-Хайдри В.А., Исаков Р.В., Сушкова Л.Т. Исследование возможности создания систем диагностики ишемической болезни сердца по одноканальной записи ЭКГ // ж. «Динамика сложных систем — XXI век» №4/2017 С. 107 - 114. ISSN 1999-7493.
6. Аль-Хайдри В.А. Выявление искажений в электрокардиосигнале на основе комплексирования дискретного вейвлет-преобразования и нейросетевого анализа / Аль-Хайдри В.А., Исаков Р.В., Сушкова Л.Т. // ж. «Динамика сложных систем — XXI век» №4/2015 С. 42-49. ISSN 1999-7493

USING NEURAL NETWORK AND SPECTRAL ANALYSIS TO DETECT ISCHEMIC HEART DISEASE ON SINGLE-CHANNEL ECG

Taleb E.M., Al-haidri W.A.

Vladimir State University Named After Alexander and Nikolay Stoletovs e-mail: noor2@mail.ru

Purpose of work is to study the possibility of using a neural network and spectral analysis to ischemic heart disease by single-channel ECG. The material of the study was averaged cardiocycles, recorded by a single-channel system of remote cardiomonitoring. The material of the study was averaged cardiocycles, recorded by a single-channel system of remote cardiomonitoring. Records obtained from patients with ischemic heart disease (871 people) and in practically healthy individuals persons (1125 people). The obtained results of the spectral analysis and neural network allow to recognize the diagnostic features of ischemic heart disease by single-channel ECG recording with an accuracy of 75%, which can greatly simplify the detection of IHD in the early stages.

ОЦЕНКА ТЕСТОВЫХ СИГНАЛОВ В КАНАЛЕ СВЯЗИ ДЛЯ ТЕЛЕМЕДИЦИНЫ

Калюжный А. А.

Федеральное государственное бюджетное образовательное учреждение высшего образования
"Владимирский государственный университет имени Александра Григорьевича и Николая Григорьевича
Столетовых", кафедра радиотехники и радиосистем, rtrs.vlsu.ru.

Телемедицина, сформировавшаяся на основе передовых технологий инфокоммуникационных систем, является одним из быстро развивающихся направлений. Телемедицина — это использование инфокоммуникационных технологий для обмена информацией: консультации в режимах оффлайн и онлайн; проведение лекций, конференций, семинаров; видеотрансляция хирургических операций; дистанционный мониторинг и др. Основная задача - обеспечить надежный доступ независимо от типа абонента связи (мединститут, стационар, научно-исследовательский центр) при достаточной помехоустойчивости и простоте реализации, низкой стоимости производства и эксплуатации. Параллельно с этими параметрами повышаются требования к системе синхронизации, с целью поддержания параметров сигналов в автоматическом режиме, как для стационарных, так и для мобильных абонентов. Современная система синхронизации — это комплекс аппаратно-программных средств, в котором производится оценка рассинхронизации параметров сигнала с коррекцией смещения по времени и частоте.

Одним из методов построения высокоскоростных систем, обладающих высокой надежностью, является внедрение технологии OFDM (мультиплексирование с ортогональным частотным разделением каналов). Принцип работы основан на разделении потока данных на параллельные потоки, которые передаются на своей несущей частоте. При этом эффективно используется выделенная полоса частот канала и сохраняется высокая скорость передачи информации [4,5]. При работе OFDM передается преамбула, формирующаяся перед началом передачи данных с целью синхронизации всей системы связи [6,7] и оценки качества канала связи. При прохождении преамбулы появляется возможность протестировать канал с использованием частот формирующихся в генераторе. Эти частоты, как правило, известны. Задача состоит в адаптации аппаратуры под особенность конкретного канала.

Для калибровки и коррекции характеристик при восстановлении испытательных сигналов с известной частотой, могут применяться методы стробирования. Задача состоит в том, чтобы на основе цифровых данных достоверное представление об основных характеристиках сигнала. При анализе широко применяется метод синхронизированного стробирования, в котором восстановление формы сигнала осуществляется путем линейной интерполяции между отсчетами, положение которых синхронизируется с периодом исследуемого процесса так, чтобы получить нужный коэффициент трансформации временного масштаба и требуемый шаг считывания во времени. На выходе стробоскопического преобразователя образуется последовательность расширенных импульсов, огибающая амплитуд которых повторяет форму исходного сигнала. Недостатками синхронизированного стробирования являются аппаратная сложность и узкий диапазон рабочих частот дискретизации для каждой частоты сигнала. Заменить аналоговое стробоскопическое преобразование можно цифровым, путем обработки массива мгновенных отсчетов сигнала, получаемых с помощью стробирующего АЦП с регулируемой частотой дискретизации.

В работах [1,2] рассмотрен метод восстановления формы периодического дискретизированного сигнала при несинхронизированном стробировании. Особенностью метода является перестановка получаемых мгновенных отсчетов, собранных путем стробирования в интервале целого числа периодов сигнала. При известном периоде сигнала полученные отсчеты располагают на оси времени в правильном порядке, который определяется в результате вычислений их положений (t_i) в соответствии с выражением:

$$t_i = jT_D - iT_S \quad (1)$$

где j — порядковый номер (целое число) отсчета сигнала; i — целое число, для которого выполняется условие $T_S \geq T_D - iT_S > 0$; T_S и T_D — периоды сигнала и дискретизации.

Моделирование и апробация метода перестановки отсчетов выявили задачу правильного выбора рабочей частоты дискретизации, для которой в периоде восстановленного сигнала укладывается целое число отсчетов N с равномерным шагом. При этом период дискретизации сигнала можно задать выражением: $T_D = MT_S/N$, где M — коэффициент трансформации временного масштаба, численно равный целому числу периодов сигнала укладывающихся в интервале сбора массива неповторяющихся отсчетов. Частота равномерной дискретизации

$$F_D = F_S N / M, \quad (2)$$

где F_S — частота сигнала, N/M — простая неокращаемая дробь;

Как показало моделирование, важным требованием является выбор такой частоты дискретизации, для которой период восстановленного сигнала делится на целое число одинаковых интервалов без остатка. При этом избыточные отсчеты повторяют значения уже полученных данных. В противном случае расстояние между отсчетами не будет одинаковым, и это затруднит обработку сигнала. Увеличение времени анализа приведет к сдвигу отсчетов с образованием групп промежуточных точек. Следует выбирать отношение N/M таким, чтобы для заданной частоты сигнала была доступная частота дискретизации.

Частота равномерной дискретизации $F_D = F_S N / M$, где F_S — частота сигнала, N/M — простая неокращаемая дробь, показывающая, какое число отсчетов N делается в M периодах сигнала. Значение N

выбирается исходя из требований к разрешающей способности во времени. При восстановлении сигнала с высшими гармониками следует работать с более высокими значениями N . В зависимости от частот сигнала и дискретизации величина M выбирается от десятков до сотен тысяч. Для получения несокращаемого отношения N/M можно взять простое число M и удобное N , или наоборот – удобное M и простое N .

Восстановление сигнала 1000 МГц по 11 отсчетам для двух комбинаций M и F_D показано на рис. 1. Последовательности получения исходных данных отличаются, но совокупность считываемых значений одинаковая. Таким образом, восстановленный сигнал пересчитывается в идентичную последовательность. Исходный сигнал представляет собой массив равнотстоящих последовательных N отсчетов с шагом T_D . При этом отношение $T_D/T_S=M/N$ показывает число периодов сигнала, укладывающихся в периоде дискретизации.

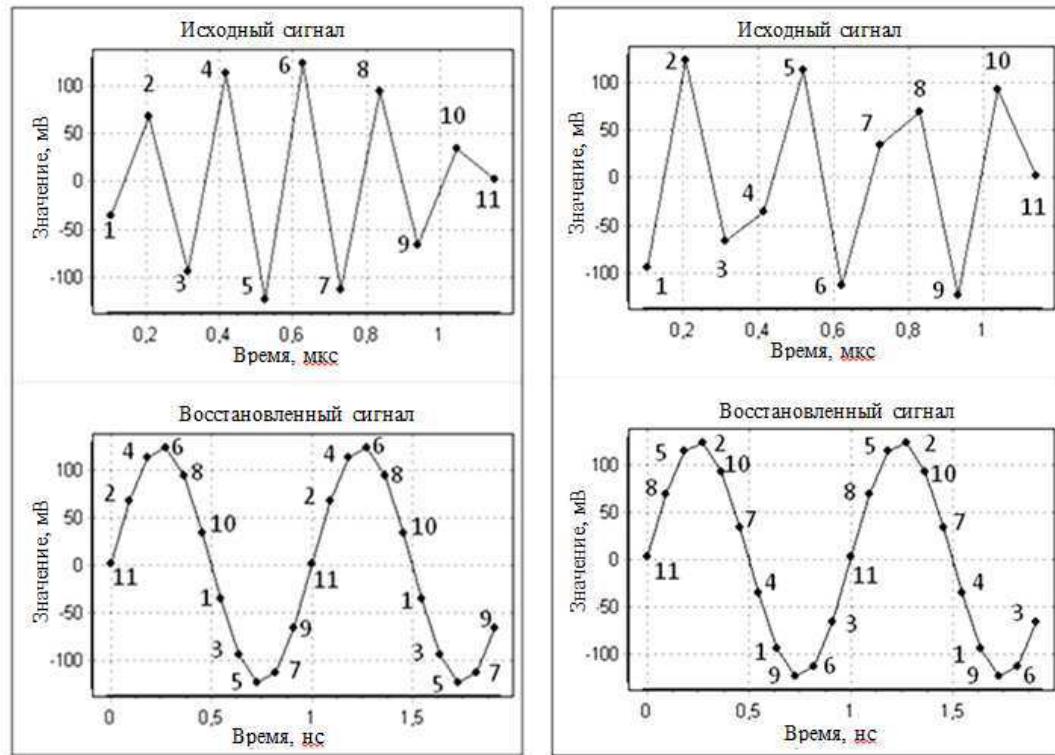
А) $M=1150, F_D = 9,56521$ МГцБ) $M=1140, F_D = 9,64912$ МГц

Рисунок 1 – Восстановление сигнала по 11 точкам стробирования

Порядок расположения точек стробирования изменяется, при восстановлении последний отсчет может стать первым. На рис. 2 показаны исходные отсчеты для двух значений F_D в виде последовательностей 1-2-3-...-10-11, перестановки которых отличаются:

А) 11-2-4-6-8-10-1-3-5-7-9-(11).... Б) 11-8-5-2-10-7-4-1-9-6-3-(11)....

Восстановленные сигналы при этом одинаковые, т.е. считаются те же самые по фазе точки, но в другой последовательности. В таблице 1 представлено 9 вариантов значений F_D и M для получения идентичной совокупности из 11 отсчетов и только один вариант соответствует режиму синхронизированного стробирования без перестановки отсчетов. Таким образом, перечень рабочих частот дискретизации F_D при несинхронизированном стробировании многократно расширяется.

Таблица 1 –Параметры стробирования для получения одинаковой совокупности отсчетов.

Параметры	Зависимость F_D [МГц] от M при $F_S=1000$ [МГц], $N=11$								
	1110	1120	1130	1140	1150	1160	1170	1180	1190
F_D	9,90991	9,82143	9,73451	9,64912	9,56521	9,48276	9,40171	9,32203	9,24370

Выбором выполнимого отношения F_S [МГц]/ M можно обеспечить удобное значение F_D/N . В таблице 2 приведены значения $F_D=0,1N$ [МГц] для $F_S=1000$ МГц, $M=10000$ и F_S [МГц]/ $M=0,1$. Для произвольной частоты $F_S=12345$ МГц можно выбрать $M=12345$. Тогда $F_D = N$, то есть является целым числом.

Таблица 2- Выбор частоты дискретизации для разных N .

Параметры		Зависимость F_D [МГц] от N при $F_S=1000$ МГц; $M=10000$								
N	F_D [МГц]	7	9	11	13	17	19	21	23	27
N	31	37	41	47	51	57	67	77	111	
F_D [МГц]	3,1	3,7	4,1	4,7	5,1	5,7	6,7	7,7	11,1	

Если в периоде восстановленного сигнала укладывается нецелое число отсчетов N , то их смещение может привести к погрешности измерений по оси времени. Для числа периодов сигнала M формируется один полный цикл сбора отсчетов, для массива отсчетов $2M$ формируется два цикла, для $3M$ - три цикла, и так далее. На рис. 2 показано, что увеличение времени сбора данных превышающее M приводит к образованию групп точек. Это обусловлено считыванием смещенных значений сигнала, положение которых определяется нестабильностью сигнала или погрешностью установки частот сигнала и дискретизации АЦП.

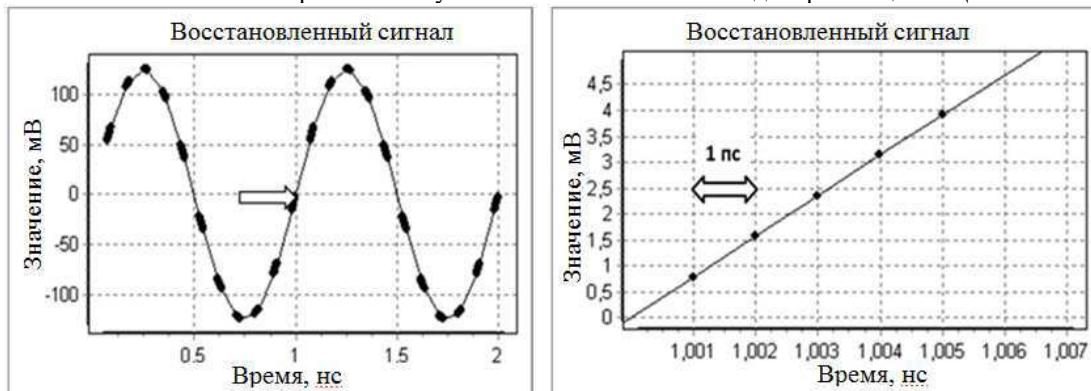


Рисунок 2 – Образование групп точек для 5 циклов сбора данных

Установленная с высокой точностью частота дискретизации позволяет оценить отклонение частоты сигнала по расстоянию между положениями отсчетов в пределах одной группы точек в разных циклах считывания. Достижимым является разрешение по времени при оценке периода сигнала $10^{-5} \dots 10^{-9}$ с.

На рис. 3 показано смещение отсчетов для 10 циклов со сдвигом в каждом цикле 0,01 нс. Качество восстановления ограничивается нестабильностью частоты дискретизации и исследуемого периодического сигнала в интервале сбора массива отсчетов. Частота дискретизации должна устанавливаться с точностью до 5 - 9 знаков, что достигается в современных схемах синтеза частот [11-13].

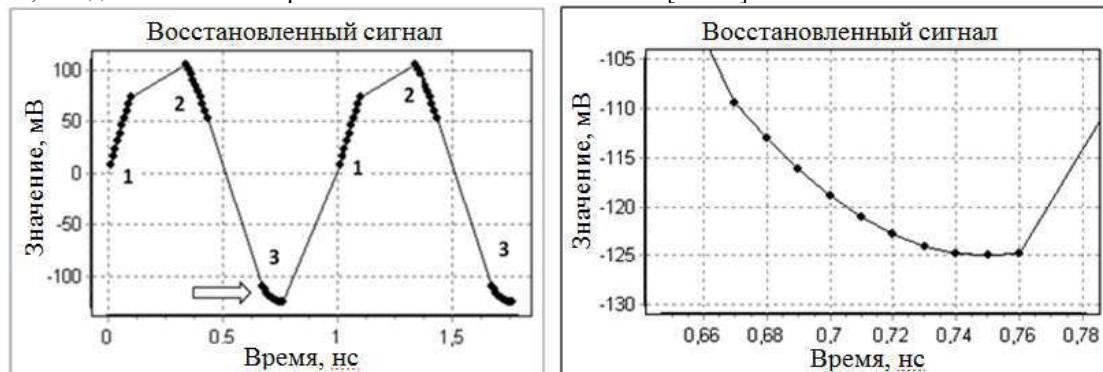


Рисунок 3 – Смещение для 10 циклов считывания при 3-х отсчетах на периоде

В зависимости от ожидаемого отклонения частоты можно выбрать интервал накопления временного сдвига до тысяч циклов сбора данных M . При этом минимальный массив сбора данных с одним смещенным отсчетом равен $M_c = M + M/N$. Например, для отклонения частоты сигнала $dF_s = 100$ Гц, $N = 7$, $F_s = 1000$ МГц, $F_D = 0,7$ МГц и $M = 10000$ получим $M_c = 11430$, $dt = 0,01$.

Компьютерное моделирование восстановления дискретизированного сигнала при несинхронизированном стробировании позволило сделать следующие выводы:

1. Восстановление периодического сигнала методом перестановки отсчетов расширяет возможности выбора рабочих частот дискретизации, для которых в периоде восстановленного сигнала укладывается одинаковое число отсчетов с равномерным шагом.
2. Для установленной с высокой точностью частоты дискретизации метод перестановки отсчетов позволяет оценить отклонение частоты сигнала по расстоянию между положениями отсчетов в пределах одной группы точек в разных циклах считывания и скорректировать рассинхронизацию сигналов.

Библиографический список

1. Поздняков А.Д. Автоматизация экспериментальных исследований, испытаний и мониторинга радиосистем / А.Д. Поздняков, В.А. Поздняков. – М.: Радиотехника. - 2004. – 208 с.
2. Поздняков А. Д. Вычислительный метод восстановления формы дискретизированного периодического сигнала в компьютерных системах испытаний электронных средств / Поздняков А. Д., Поздняков В. А. // Проектирование и технология электронных средств. - 2008. - № 1. – с. 57 – 61.

3. Руфов А.А. Интерполяционный алгоритм восстановления и измерения среднеквадратического значения гармонического сигнала при малом числе отсчетов / А.А. Руфов, А.Д. Поздняков // Известия Института инженерной физики. - 2015. - №1. - С. 13-18.
4. Прокис Дж. Дж. Цифровая связь: под ред. Д.Д. Кловского; пер. с англ. – М.: Радио и связь, 2000. – 800 с.
5. Альперт Я.Л. Распространение электромагнитных волн в ионосфере. – М.: Наука, 1972. – 480 с.
6. Загидуллин Ю.Т. Исследование качества обнаружения преамбульных символов в сигналах OFDM / Загидуллин Ю.Т., Мерзлякова М.С, Хворенков В.В., Копысов А.Н. // Вестник ИжГТУ. – 2012. – № 2. – С. 118–121.
7. Липкин И.А. Статистическая радиотехника. Теория информации и кодирования. – М.: Вузовская книга, 2002. – 216 с.

EVALUATION OF TEST SIGNALS IN THE COMMUNICATION CHANNEL FOR TELEMEDICINE

Kalyuzhnyy A.A.

Vladimir State University, Vladimir, aleksandrkalyuzhnyy@mail.ru

The method of evaluation of test harmonic signals in the communication channel for telemedicine using unsynchronized gating is considered.



ВОЗМОЖНОСТИ АДАПТАЦИИ СВЕРТОЧНОГО КОДИРОВАНИЯ ПРИ ПЕРЕДАЧЕ МЕДИЦИНСКИХ И БИОЛОГИЧЕСКИХ СИГНАЛОВ ПО КАНАЛАМ С ПРОСТРАНСТВЕННЫМ РАЗНЕСЕНИЕМ

Полушкин П.А., Раджабов У.М., Беляков А.В

(Владимирский государственный университет имени Александра Григорьевича и Николая Григорьевича Столетовых), pap@vlsu.ru

При проведении различных медицинских и биологических исследований в настоящее время широко используется передача полученной информации для удаленной обработки в исследовательских центрах. При этом встает актуальная задача качественной и помехоустойчивой передачи. К сожалению, многие виды каналов, особенно радиоканалов, зачастую обладают недостаточной помехоустойчивостью в связи с особенностями распространения сигналов. Для борьбы с этим применяются различные методы, такие как помехоустойчивое кодирование и разнесенный прием ([1,2]).

Эти методы сами по себе значительно улучшают качество передачи, однако в двухсторонних системах их совместное использование может дать дополнительные возможности по повышению помехоустойчивости. В двухсторонних системах можно непрерывно измерять необходимые параметры канала передачи и по служебному каналу обратной связи транслировать эту информацию обратно на передающую сторону. На основе этой информации производится адаптация параметров передаваемого сигнала с целью дополнительного повышения помехоустойчивости передачи информации.

В [3] предложен и описан подобный метод при использовании частотного разнесения передаваемых сигналов. Однако частотное разнесение требует увеличенной используемой спектральной полосы, что иногда бывает затруднительно, т.к. этот ресурс системы передачи является достаточно дорогостоящим. В то же время подобный подход может быть использован и при пространственном разнесении, не требующим дополнительной полосы спектра.

Как известно, при сверточном кодировании каждому информационному символу исходной последовательности соответствует несколько кодированных символов передаваемой последовательности. Рассмотрим ситуацию, когда используется кодовая скорость $R=1/2$. С появлением каждого информационного символа кодер передатчика вырабатывает два кодовых символа, которые в «классическом» методе передаются последовательно по времени, но одинаково по обоим пространственно-разнесенным каналам. При этом длительность каждого кодового символа в два раза меньше длительности информационного символа. В предлагаемом алгоритме один из кодовых символов передается по одному из пространственно-разнесенных каналов, а другой - по другому, и передаются они одновременно. На приемной стороне каждой из пространственно-разнесенных антенн принимаются также сразу оба символа, но далее они разделяются и по отдельности демодулируются. После этого символы подаются в нужном порядке на декодер, восстанавливающий из них исходную информационную последовательность.

При использовании пространственного разнесения возникают определенные трудности разделения принятых сигналов, поскольку они будут передаваться на одинаковой частоте. Они решаются следующим образом. Поскольку при пространственном разнесении оба разнесенных сигнала излучаются на одной и той же частоте, то встает задача разделения в каждой из приемных антенн сигналов, пришедших от каждой из

передающих антенн. Для этих целей может быть использовано поляризационное разделение. Укрупненная структурная схема, реализующая подобную обработку сигналов, представлена на рисунке 1.

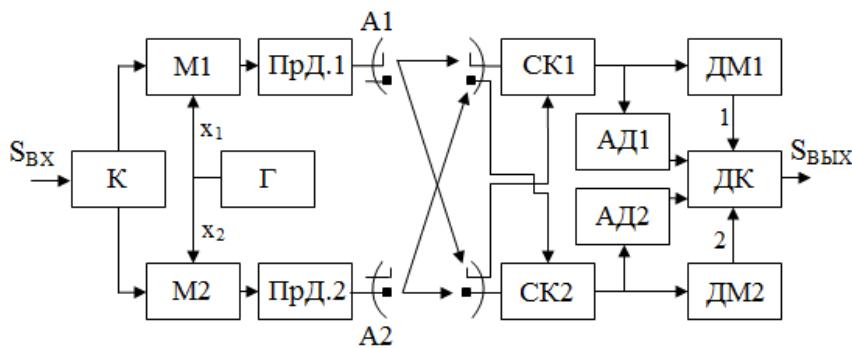


Рисунок 1- Структурная схема

Принцип работы схемы заключается в том, что каждый из двух кодовых символов излучается отдельной антенной, при этом один символ имеет горизонтальную поляризацию, а другой вертикальную. В передатчике на кодер (К) поступает передаваемая информационная последовательность $S_{\text{вх}}$. На двух его выходах формируются первый x_1 и второй x_2 кодовые символы, относящиеся к текущему информационному символу. Сформированные кодовые символы направляются, соответственно, на первый и на второй модуляторы (М1 и М2), а с них сигналы подаются на первый и второй передатчики (ПрД1 и ПрД2). Передатчик 1 излучает через соответствующие облучатель антенны А1 вертикально поляризованную волну, а передатчик 2 (через облучатель антенны А2) – горизонтально поляризованную волну. Первый кодовый символ излучается антенной А1, второй кодовый символ – антенной А2.

В приемнике в каждой антенне один из облучателей принимает только сигналы, излученные антенной А1, а другой облучатель – только сигналы, излученные антенной А2. Далее сигналы первого символа с обеих антенн складываются каким-либо из методов сложения в первой схеме комбинирования (СК1), а сигналы второго символа складываются во второй схеме комбинирования (СК2). После этого сигналы демодулируются в демодуляторах (ДМ1 и ДМ2) и подаются на декодер (ДК), вырабатывающий на их основе выходной информационный сигнал $S_{\text{вых}}$. После с помощью амплитудных детекторов (АД1 и АД2) определяются текущие уровни сигналов, соответствующих принятым первому и второму символам. Затем на основе этого в ДК производятся соответствующие поправки при вычислении метрик переходов. Поправки определяются на основе способа, предложенного в ([4,5]).

Следует обратить дополнительное внимание на то, что разная поляризация используется не для разнесения, а только лишь для разделения. Разнесение имеет пространственный характер и при достаточном расстоянии между антеннами статистика замираний близка к статистике замираний при частотном разнесении. Однако после комбинирования распределение уровней каждого из кодовых символов уже не остается релеевским ([4]).

Поскольку в системе передачи информации предполагается использовать двухстороннюю передачу, то можно, анализируя уровни сигналов после амплитудных детекторов, транслировать эту информацию по служебному каналу обратной связи на передающую сторону. На ее основе общую мощность передатчиков также можно перераспределять между антеннами таким образом, чтобы получить дополнительный выигрыш в помехоустойчивости при передаче информации. Для осуществления оптимального перераспределения мощности передающей стороны необходимо определять, как влияет неравенство уровней первого и второго кодовых символов на результирующую вероятность ошибки после декодирования.

В ([4]) было определено, что при равных коэффициентах передачи по обоим каналам ($k=1$) оптимальный режим (в смысле минимизации вероятности ошибочного декодирования символа) будет, когда общая мощность передающей стороны поровну распределяется между антеннами. Однако, при различающихся значениях коэффициентов передачи минимальная вероятность ошибки достигается уже при неравном распределении общей мощности. Если коэффициент передачи K_1 по одному из каналов больше, чем коэффициент передачи K_2 по другому каналу, то выгоднее отдавать большую мощность первому каналу, чем второму. Зависимость величины ошибки декодирования от соотношения уровней сигналов в приемнике известна заранее. Поэтому процессор в приемнике на основе соотношения величин K_1 и K_2 определяет оптимальные доли для перераспределяемой между антеннами мощности в передатчике. Эта информация транслируется по служебному каналу на передающую сторону.

Библиографический список

- Полушкин, П.А. Методы борьбы с помехами и искажениями. / П.А. Полушкин. - LAP Lambert Academic Publishing, Saarbrucken, Germany, 2011. - 342 с.
- Скляр, Бернард. Цифровая связь. Теоретические основы и практическое применение. Изд. 2-е, испр.: Пер. с англ. / Под ред. А.В. Назаренко - М.: Издательский дом «Вильямс», 2003. - 1104 с.

3. Полушин П.А., Раджабов У.М., Беляков А.В. Использование адаптации сверточного кодирования при частотном разнесении / Материалы 12-й МНТК «Перспективные технологии в средствах передачи информации (ПТСПИ-2017», Владимир, ВлГУ, 2017. т.2. – С. 11-13.

4. Полушин П.А., Синицин Д.В. Методы модификации сверточного кодирования / П.А.Полушин, Д.В.Синицин – Palmarium Academic Publishing, Saarbrucken, Germany, 2015. – 120 с.

5. Способ декодирования сверточных кодов: патент на изобретение 2516624 Рос. Федерации: МПК Н03М 13/23 / Полушин П.А., Синицин Д.В., Смирнов Е.А.; заявитель и патентообладатель ФГБОУ ВПО Владимирский государственный университет. - № 2012153302/08; заявл. 10.12.2012; опубл. 20.05.2014, Бюл. №14.

POSSIBILITIES OF CONVOLUTIONAL CODING ADAPTATION IN MEDICAL AND BIOLOGICAL SIGNALS TRANSMITTING BY SPACE DIVERSED CHANNELS

Polushin P.A., Radjabov U.M., Belyakov A.V.

Vladimir State University, pap@vlsu.ru

Method of increasing of interference immunity of signal transmitting is described. Method uses combined space diveded both-sided transmitting and coding of digital signals.

НЕЙРОСЕТЕВОЙ ЦИФРОВОЙ ФИЛЬТР

¹. Легаев В.П., ². Генералов Л.К., ³. Галковский О.А.

¹. Владимирский государственный университет, Е – mail: legaev@vlsu.ru.

². Владимирский государственный университет, Е – mail: generalov@vlsu.ru.

³. Владимирский государственный университет, Е – mail: ogbuy@mail.ru.

В рамках выполнения научно исследовательской работы поставлена задача по контролю качественных характеристик узлов трения. Исследование и улучшение данных характеристик является основным направлением трибологии.

Большинство реальных сигналов являются непрерывными функциями. Современная теория измерений подразумевает оцифровку фиксированного сигнала, как наиболее оптимальный метод. Оцифровка выполняется методом дискретизации, при этом, при достаточно высокой частоте дискретизации, сигнал будет захватываться целиком, что позволяет восстановить зафиксированный сигнал в полном виде без искажений.

В случаях фиксации измерительного сигнала в местах эксплуатации исследуемого узла в полезном сигнале присутствуют помехи, источник которых находится вне измерительной аппаратуры. Данные шумы могут быть простыми и легко фильтруемыми, либо сложно коррелирующими, что затрудняет их фильтрацию вследствие отсутствия представления о природе и функции взаимозависимости сигнала и данного шума.

Для решения данной задачи предлагается применение нейросетевого фильтра. Преимущества искусственных нейронных сетей (ИНС), во-первых, заключаются в распараллеливании обработки информации и, во-вторых, в способности самообучаться, т.е. получать обоснованный результат на основании данных, которые не встречались в процессе обучения, что делает системы базирующиеся на ИНС высокоадаптивными.

Наиболее важным параметром ИНС является функция активации. Можно выделить три основных типа функций активации:

1. Функция единичного скачка, или пороговая функция.
2. Кусочно-линейная функция.
3. Сигмоидальная функция.

Очевидно, что для адаптивного моделирования функции шума в полезном сигнале наиболее оптимальной является сигмоидальный тип функций. При этом наиболее оптимальной является радиальная базисная нейронная сеть (РБФ сеть). В качестве основной функции ядра РБФ сети, применяется многомерное распределение Гаусса:

$$K(x) = \frac{1}{(2\pi)^{m_0/2}} \exp\left(-\frac{\|x\|^2}{2}\right)$$

где m_0 – размерность входного вектора.

Радиальная базисная сеть, построенная функцией `newrb`, имеет высокую точность, так как при обучении она достигает или нулевой ошибки, или минимальной, при задействовании максимального числе нейронов скрытого слоя. Максимальным число нейронов скрытого слоя соответствует числу обучающих целей. Использование радиально базисной функции активации, характеризуемой функцией Гаусса для нормального закона распределения, показано на рис. 1

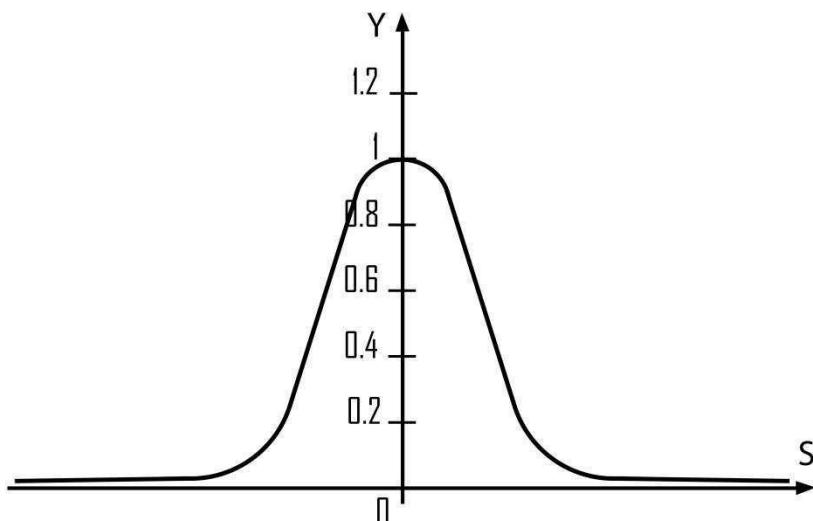


Рисунок 1- Радиальная базисная функция активации

Выбор данной функции обусловлен тем, что экспоненциальное распределение обеспечивает большую точность монотонной локальной аппроксимации нелинейного отображения рассматриваемого процесса, что является наиболее оптимальным методом моделирования функции рассматриваемого процесса. Поверхность отклика каждого нейронного элемента РБФ сети представляет собой гауссову функцию колокола образной формы с вершиной в центре. Каждый нейронный элемент при этом отвечает за свою область данной гиперплоскости.

Также, особенностью сети РБФ является использования одного скрытого слоя, который обеспечивает программную простоту. Скрытый слой РБФ сети является нелинейным, а аргументом функции активации каждого скрытого узла сети РБФ представляет собой Евклидово расстояние между входным вектором и центром радиальной функции. Конструирование ИНС при этом сводится к обеспечению максимальной скорости обработки поступающих данных при минимальном количестве функциональных элементов.

Однако, эта система, как любая другая, не лишена недостатков. В теории нейронных сетей скрытые нейроны реализующие набор «функций», являющийся набором произвольного «базиса» для разложения входных векторов. Внутренняя сложность класса аппроксимирующих функций экспоненциально возрастает с увеличением отношения t_0/s , где t_0 – размерность входного сигнала; s – индекс гладкости, определяемый как количество ограничений, накладываемых на аппроксимирующие функции этого конкретного класса. Следовательно, не зависимо от используемого метода аппроксимации при постоянном индексе гладкости s количество параметров, необходимых для достижения требуемого уровня точности функции аппроксимации, экспоненциально возрастает в зависимости от размерности входного пространства t_0 .

Единственным способом добиться независимости скорости сходимости от размерности входного сигнала t_0 является увеличение индекса гладкости, от которого зависит количество параметров в аппроксимирующей функции.

Это в свою очередь влияет на погрешность сети, которая определяется ошибкой аппроксимации, вызванной ограниченной мощностью сети, недостаточной для представления целевой функции. Т.е. сеть воспроизводит закономерность влияния целевой функции на процесс обработки с некоторым отклонением, связанным с недостаточностью объема информации, содержащегося в примерах обучения.

Обучение ИНС проводится таким образом, чтобы шум выделялся максимально, при минимальном значении полезного сигнала, что позволит смоделировать функцию шума.

$$S = s_{\text{пол}} + s_{\text{ш}}$$

где S – фиксируемый сигнал; $s_{\text{пол}}$ – полезная составляющая; $s_{\text{ш}}$ – шумовая часть сигнала.

Точность модели зависит от соблюдения соотношения $s_{\text{пол}} \ll s_{\text{ш}}$ при обучении ИНС. Также от архитектуры РБФ сети и от качества подстройки синоптических весов.

Разработанный нейросетевой фильтр измерительной системы позволяет моделировать функцию шума, присутствующего в полезном сигнале, что позволяет выделять влияющие факторы и определять уровень влияния отдельно выбранных факторов как на полезный сигнал, так и на шумовую составляющую.

Библиографический список

1. – Горбаченко В.И., Артохина Е.В. Обучение радиально-базисных нейронных сетей при решении дифференциальных уравнений в частных производных // Нейрокомпьютеры: разработка, применение. 2007. № 9. С. 150–159.
2. Хайкин С. Нейронные сети. Полный курс. М.: Вильямс. 2006. 1042 с.
3. Broomhead D. S., Lowe D. Multivariable functional interpolation and adaptive networks. Complex System, 1988. V. 2. P. 321–355.

NEURAL NETWORK DIGITAL FILTER

Legaev V.P., Generalov L.K., Galkovsky O.A.
Vladimir state University, ogvlsu@mail.ru

The neural network filter of measuring system allowing to model function of noise is developed, which is present in the useful signal. This allows to identify the influencing factors and to determine the level of influence of selected factors on the useful signal and noise components.

**РАЗРАБОТКА WEB-САЙТА ДИАГНОСТИКИ РЕДКИХ ЗАБОЛЕВАНИЙ С СИСТЕМОЙ ПОДДЕРЖКИ ПРИНЯТИЯ РЕШЕНИЙ ВРАЧА И ИНФОРМАЦИОННОЙ ПОДДЕРЖКОЙ ПАЦИЕНТА**

Садыкова Е.В.¹, Дьяконова С.Г.², Даминова Э.А.³
Санкт-Петербургский государственный электротехнический университет «ЛЭТИ»,
elensadykova@yandex.ru,¹ sard_dyako94@mail.ru,² 11ed@mail.ru³

Среди актуальных проблем современной медицины выделяют проблему внедрения информационных технологий в процесс диагностики и лечения хронических редких (орфанных) заболеваний. Тяжесть и длительность течения орфанных заболеваний варьируется по-разному и, в большинстве случаев, они имеют прогрессирующий, дегенеративный характер проявления, постепенно ухудшающий состояние здоровья и сокращающий длительность жизни.

Согласно экспертным данным, 5% заболеваний в России диагностируется на ранней 1-й стадии, 10-12% - на 2-й, порядка 60-70% - на 3-й, остальные – на 4-й, терминальной. Данная характеристика орфанных заболеваний приводит к ряду проблем, связанных с трудностями в получении надежной и своевременной информации о патологии.

Частота встречаемости редкого заболевания в России составляет не более 10 случаев на 100 тысяч населения. Низкая частота встречаемости орфанных заболеваний в популяции не позволяет организовать базы данных для проведения исследований о нозологии этих заболеваний, что является главной проблемой, связанной со сложностью и неопределенностью постановки правильного диагноза заболевания и его своевременного лечения.

Решение проблемы заключается в применении дистанционной технологии (веб-сайт), организующей информационное пространство, для накопления диагностических алгоритмов орфанных заболеваний от врачей-экспертов, и получении, при помощи математических методов обработки медицинских данных, на основании этих алгоритмов, новых диагностически значимых показателей (ДЗП). Непрерывное наполнение экспертными данными системы позволит следить за постоянно меняющейся информацией.

Целью работы является разработка веб-сайта диагностики орфанных заболеваний с системой поддержки принятия решений (СППР) врача и системой информационной поддержки (ИП) пациента для статистического анализа диагностически значимых показателей, полученных на основании алгоритма дифференциального диагноза врача-эксперта для своевременной помощи пациентам с хроническими заболеваниями.

Для достижения поставленной цели решены следующие задачи:

1. Проведен анализ современного состояния проблемы систем диагностики орфанных заболеваний;
2. Осуществлено проектирование веб-сайта диагностики орфанных заболеваний: построены концептуальная и математическая модели получения ДЗП с применением непараметрических критериев статистического анализа; разработана структурная схема СППР врача и ИП пациента; разработан алгоритм работы веб-сайта для автоматизированного рабочего места (АРМ) врача, АРМ врача-эксперта и ИП пациента;
3. Создан прототип страниц веб-сайта;
4. Разработан веб-сайт диагностики орфанных заболеваний с СППР врача и ИП пациента;
5. Данна оценка точности работы разработанного веб-сайта.

Концептуальная модель web-сайта диагностики редких заболеваний представлена на рис. 1.

Web-сайт диагностики редких заболеваний - медицинская web система с авторизацией входа в АРМ пользователей:

- АРМ Лечащего врача – для практикующего врача, работающего в ЛПУ и принимающего решения в лечебно-диагностическом процессе, использующего результаты индивидуальных медицинских данных (ИМД) пациента.

- АРМ Врача-эксперта – для практикующего врача, наделенного большим опытом работы и своеобразным логическим подходом к решению лечебно-диагностических задач.

ИП пациента - для пользователя web-сайта, где хранятся личные данные, история болезни, результаты обследований, диагностики и лечебные назначения врача.

Службы контроля – единый информационный центр оценки компетентности экспертов, обеспечивающий доступ врача-эксперта к АРМ для создания алгоритма дифференциальной диагностики заболевания (АДДЗ) по МКБ-10 и хранение их в БЗ СППР врача, которые могут быть применены в процессе диагностики заболеваний другими специалистами-пользователями web-сайта.

Средства съема и регистрации биомедицинских данных представляют регистрацию пациента, его личных данных, врачебный осмотр, физиологические и аналитические исследования для диагностики заболеваний.

Средства обработки и анализа биомедицинских данных – блок конвертирования входных медицинских данных с программным обеспечением диагностической аппаратуры в единый формат базы данных системы для обработки, хранения и использования результатов ИМД пациентов.

База ИМД пациентов – база данных по результатам врачебного осмотра, обследований, диагностики и заключений.

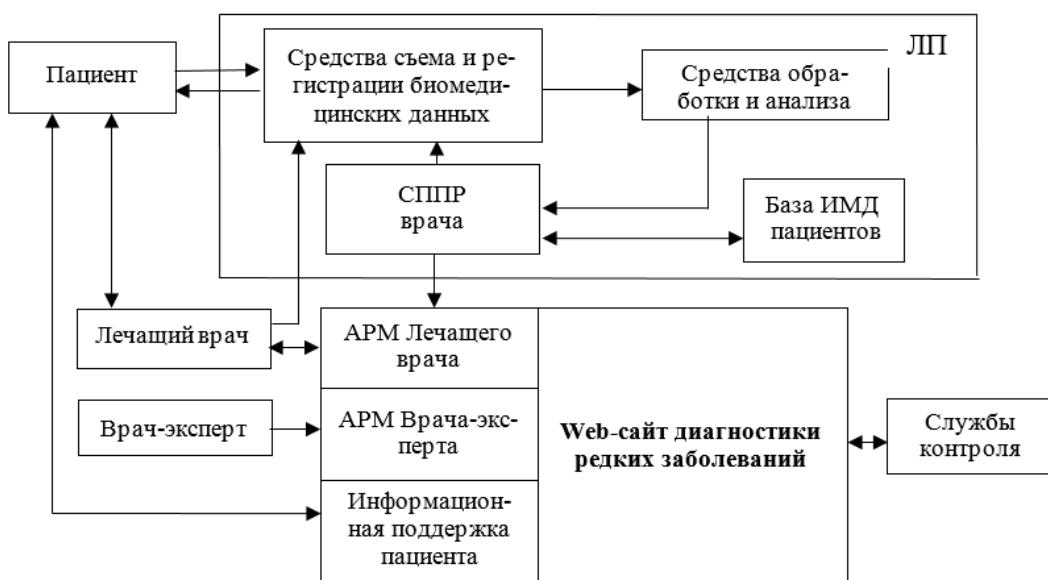


Рисунок 1 – Концептуальная модель web-сайта диагностики редких заболеваний

Для определения ДЗП, являющихся важными составляющими в построении алгоритмов дифференциальной диагностики (АДД) орфанных заболеваний необходимы ИМД пациентов (рис. 2).

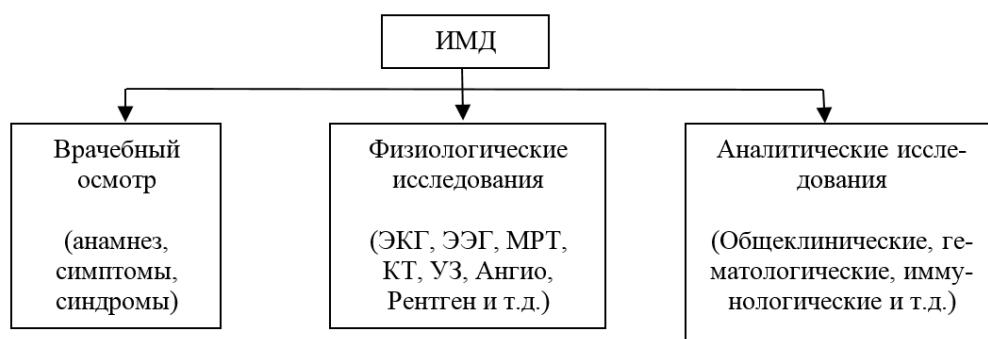


Рисунок 2 – Индивидуальные медицинские данные пациента для хранения в БД истории болезни

По определению, под АРМ врача понимается такое рабочее место, на котором осуществляется его трудовая деятельность, связанная с реализацией лечебно-диагностического процесса в соответствии со стандартами и должностной инструкцией, оснащенное совокупностью медико-технических средств и средств вычислительной техники при наличии программного, информационного и организационно-юридического (законодательного) обеспечения. Оснащение системы АРМ врача возможно путем внедрения новых подходов в

формализации и структуризации потоков медицинских данных на основе динамически расширяющихся баз данных и баз знаний со встроенным математическим анализом выбранных значений (рис. 3).

Формализация данных в СППР врача заключается в сборе ИМД: «регистрация пациента», «врачебный осмотр», «результаты обследований», анализируемых в разделе «ДИАГНОСТИКА». СППРВ, разработанная для веб-сайта, где предоставлен доступ к разработанным и применяемым АДДЗ врачей-экспертов, специализированных под определенную проблемную область редких заболеваний, также внедрен статистический расчет ДЗП для определения достоверности и надежности процесса диагностирования.

Математическая модель построения блока СППРВ веб-сайта диагностики орфанных заболеваний, как технология создания баз знаний web-сайта с системой поддержки принятия решений врача, содержит следующую форму представления знаний:

- форму «тройка», которая описывается выражением «объект-атрибут-значение». В процессе диагностирования данная формулировка будет иметь вид: «тип исследования – показатель - значение показателя».

Технология, используемая при построении алгоритма дифференциального диагноза, являются одним из способов представления правил в иерархической, последовательной структуре, где каждому объекту соответствует ДЗП, определяющий последующее решение в постановке АДДЗ по формам представления знаний.



Рисунок 3 – Формализация данных СППР врача

Под структурой АДДЗ понимается логическая цепочка из умозаключений, характеристик диагностического показателя, в виде дерева решений, представленная в виде «если, то».

Технология «дерево решений» хорошо решает задачи отнесения объектов к одному из заранее известных классов. Описанная логическая конструкция структуры «дерево решений» хранится в компактной форме АДДЗ врача-эксперта.

На рисунке 4 представлена структурная схема веб-сайта хронических орфанных заболеваний.

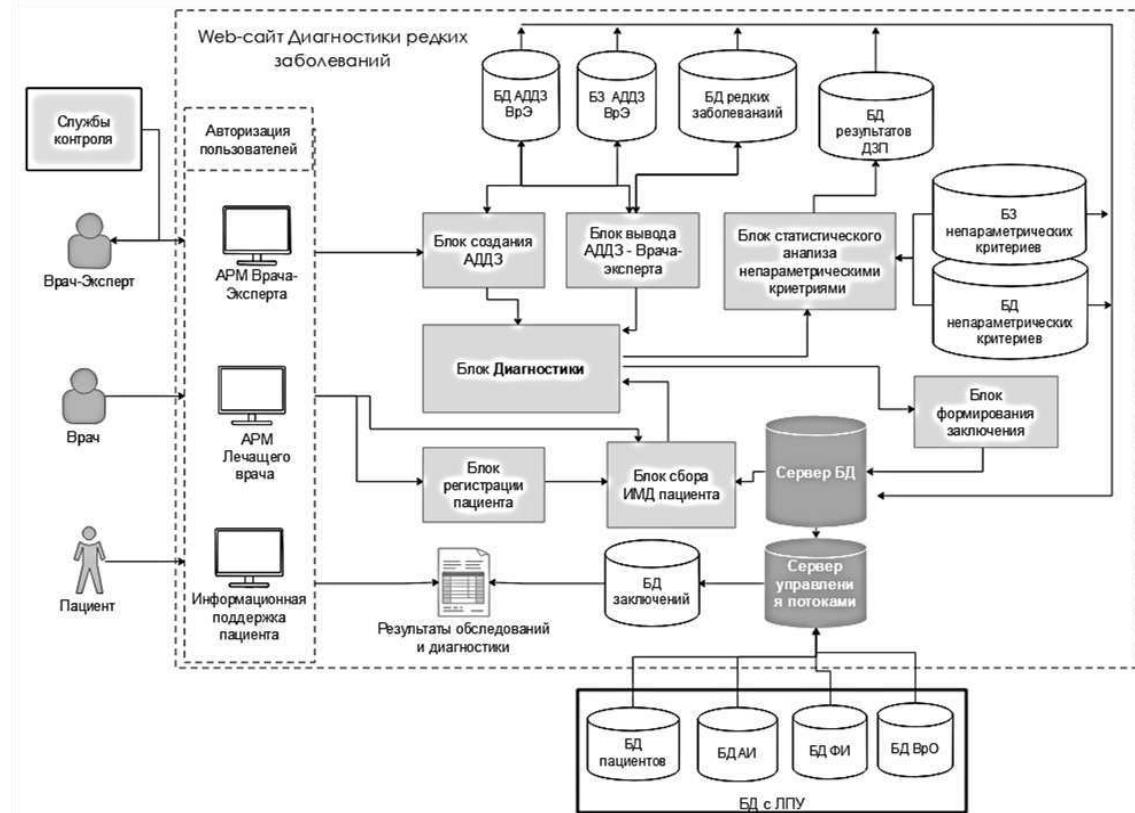


Рисунок 4 - Структурная схема web-сайта диагностики редких заболеваний

Выводы: для разработки веб-сайта диагностики орфанных заболеваний необходима система поддержки принятия решений врача и система информационной поддержки пациента.

Разработанный web-сайт позволит следить за постоянно меняющейся информацией о нозологии хронических орфанных заболеваний через непрерывное наполнение данными от врачей-экспертов, практикующих врачей и их пациентов.

Работа выполнена при поддержке РФФИ, грант № 16-07-00599 «Модели, методы и система интеллектуального телемедицинского мониторинга состояния здоровья человека и прогнозирования обострения заболеваний».

DEVELOPMENT OF WEB-DIAGNOSTICS OF RARE DISEASES WITH THE SYSTEM OF SUPPORT OF DOCTRINE DECISION-MAKING AND INFORMATION SUPPORT OF THE PATIENT

Sadykova E.V.¹, Dyakonova S.G.², Daminova E.A.³

Saint-Petersburg State Electrotechnical University

elensadykova@yandex.ru,¹ sard_dyako94@mail.ru,² 11ed@mail.ru³

The article deals with the development of the website for diagnosing orphan diseases with the decision support system of the doctor and the patient information support system for the statistical analysis of diagnostic indicators obtained on the basis of the differential diagnosis algorithm of an expert doctor for timely care for patients with chronic diseases.

ВЫДЕЛЕНИЕ РИТМИКИ БИОЛОГИЧЕСКИХ СИГНАЛОВ С ПОМОЩЬЮ АЛГОРИТМА ОБРАБОТКИ КВАЗИПЕРИОДИЧЕСКИХ ИМПУЛЬСНЫХ СИГНАЛОВ С ИСПОЛЬЗОВАНИЕМ ФУНКЦИЙ ГАУССА-ЭРМИТА

Балакин Д.А., Штыков В.В.

Национальный Исследовательский Университет «Московский Энергетический Институт»,
bzzz86.balakin@yandex.ru, shtykovvv@yandex.ru

В современном мире множество сложных систем функционируют циклически. Как правило, откликом этих циклических систем является квазипериодическая последовательность импульсов. Оценка

квазипериодичности (ритмики) импульсов или неких особенностей сигнала является важной задачей в диагностике системы. Особое социальное значение исследование ритмики приобретает в диагностике биологических систем. Так, например, нарушения ритма сердечной деятельности или дыхания может быть рассмотрено врачом как признак возможного заболевания. В связи с этим активно развивается направление дистанционной оценки параметров пульса и дыхания с помощью радиолокатора ближнего действия (РБД). Информация, полученная от РБД, используется не только в функциональной диагностике человека, но и механических устройств, а также в медицине катастроф и в борьбе с терроризмом.

Квазипериодические импульсные сигналы, полученных с помощью РБД, имеют сложную форму и структуру, за счет движения исследуемых объектов и разной длительности каждого импульса. Поэтому разработка новых алгоритмов анализа подобных сигналов является актуальной задачей.

В докладе излагаются основные этапы анализа квазипериодических импульсных сигналов с использованием алгоритмов обработки на основе функций Гаусса-Эрмита (ФГЭ). Приведены результаты обработки реальных сигналов, полученных от РБД.

Объект изучения – сигнал, полученный от РБД.

На рисунке 1а изображен эксперимент по записи движения грудной клетки человека. Запись сигнала была осуществлена с помощью фазометрического комплекса [1]. Полученный сигнал представляет собой механограмму (рисунок 1б) перемещения поверхности тела, спокойно сидящего на стуле человека (Запись была предоставлена аспирантом Нижегородского государственного университета им. Н.И. Лобачевского Чуркиным С. С.). Она состоит из смеси дыхательной функции, кардиоактивности и двигательных составляющих. В процессе измерения происходит задержка дыхания (приблизительно на 38-ой секунде), и далее хорошо просматриваются сигналы сердцебиения.

Поставим задачу по выделению ритмики дыхания и пульсовой активности.



а)

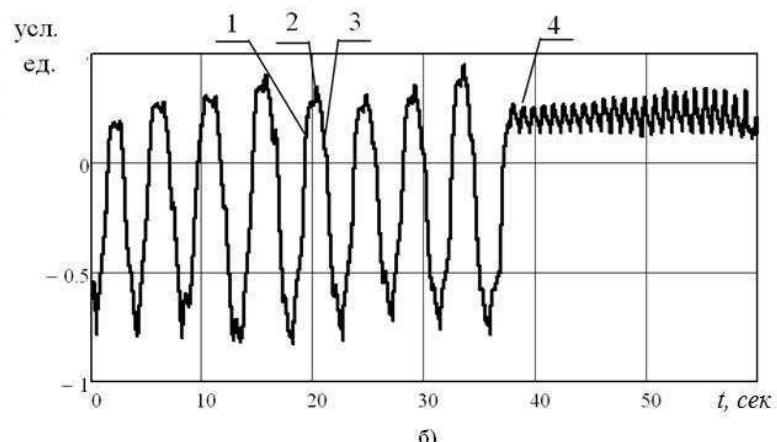


Рисунок 1 – эксперимент по записи движения грудной клетки человека (а), фрагмент записи перемещений поверхности спинны, фазы дыхания: 1 – вдох, 2 – пауза, 3 – выдох, 4 – задержка дыхания (б)

Обработка сигнала с помощью алгоритм на основе функций Гаусса-Эрмита.

Основные принципы построения алгоритма на основе ФГЭ описаны в [2]. В соответствии с ними на первом этапе осуществляется выделение фрагмента (эталона) из реальной записи исследуемого процесса. Область выделения может быть практически любой, и зависит от предпочтения исследователя: ритмику какого сигнала он хочет проследить на протяжении всего исследуемого процесса. Рассмотрим в качестве эталона фрагмент дыхания (рисунок 2а)

Далее на основе эталона с помощью ФГЭ конструируется некий опорный сигнал (ОС), на базе которого строится ортогональный фильтр [3]. Формирование ОС осуществляется по формуле (1).

$$\tilde{S}_{ptrn}(t_k, m) = \frac{1}{\sqrt{2^m}} \sum_{q=0}^Q W(q, q_c) A_q \Psi_q(t_k, m), \quad (1)$$

где A_q – спектральные составляющие дыхания в базисе ФГЭ (рисунок 2б), $\Psi_q(t_k, m)$ – функции Гаусса-Эрмита [4], $W(q, q_c)$ – сглаживающий фильтр, построенный по аппроксимации Гаусса. Оптимальное значение порядка ФГЭ (Q) и масштаба (m) находятся на основе ошибки аппроксимации, которая задает критерий допустимого отклонения между эталоном и опорным сигналом. На рисунке 2а представлен рассчитанный опорный сигнал при 5% ошибке.

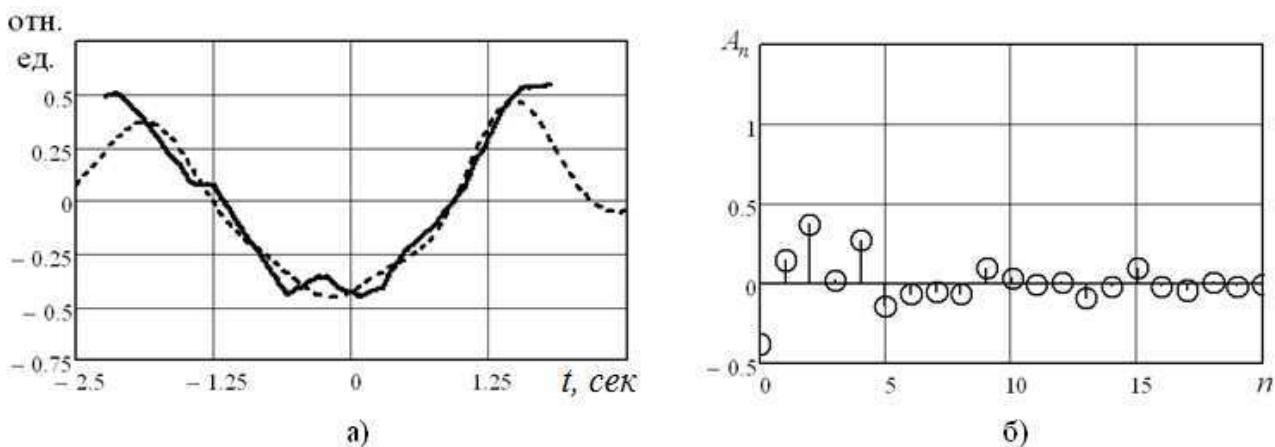


Рисунок 2 – эталон (сплошная кривая) и опорный сигнал (а), спектр фрагмента сигнала в пространстве ФГЭ (б)

Опорный сигнал представляет собой зеркально отображенную импульсную характеристику некоторого согласованного фильтра (рисунок 3а). Пик амплитудно-частотной характеристики (АЧХ) фильтра приходится, примерно, на 0,3 Гц, что соответствует ритму дыхания в норме. Далее фильтр перемножается со спектром исследуемого процесса, и, после взятия обратного преобразования Фурье от результата произведения, на выходе будем иметь взаимную корреляционную функцию (ВКФ). После пороговой обработки по максимумам ВКФ (рисунок 3б) можно проследить ритмику дыхания.

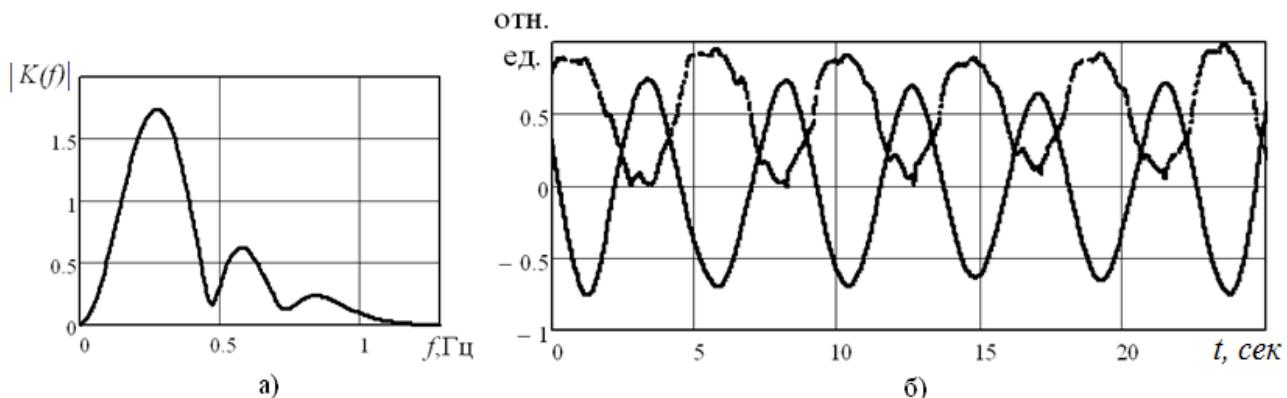


Рисунок 3 – АЧХ фильтра (а), ВКФ (сплошная линия) и исходный фрагмент сигнала (штрих-пунктир) (б)

Ритмику дыхания можно уточнить, путем вариации параметра масштаба фильтра [3]. В результате на выходе ВКФ представляет собой сложную поверхность с множеством локальных максимумов. Процесс обработки сводится к решению многоэкстремальной задачи, с помощью метода наискорейшего спуска, где в качестве начальных точек может выступать некая априорная информация о ритмике исследуемой системы.

На рисунке 4 представлены результаты работы алгоритма при выделении ритмики сердца. В данном примере, ради простоты обработки, вариация параметра масштаба не проводилась. Как можно видеть, общая медленная часть процесса воспроизводится хорошо. В начале и в конце ритмограмма имеет несколько изрезанный характер. Дополнительную информацию можно получить путем разложение ритмограммы на спектральные составляющие, где появляется возможность количественно оценить вклад каждой гармонической составляющей. Также виден некоторый разброс точек в селларограмме. Это можно объяснить различными факторами, влияющими на чистоту эксперимента: механические движения, процесс измерения осуществлялся через одежду, также эмоциональное состояние исследуемый субъект. Конечно, окончательные выводы по полученным результатам необходимо делать со специалистом.

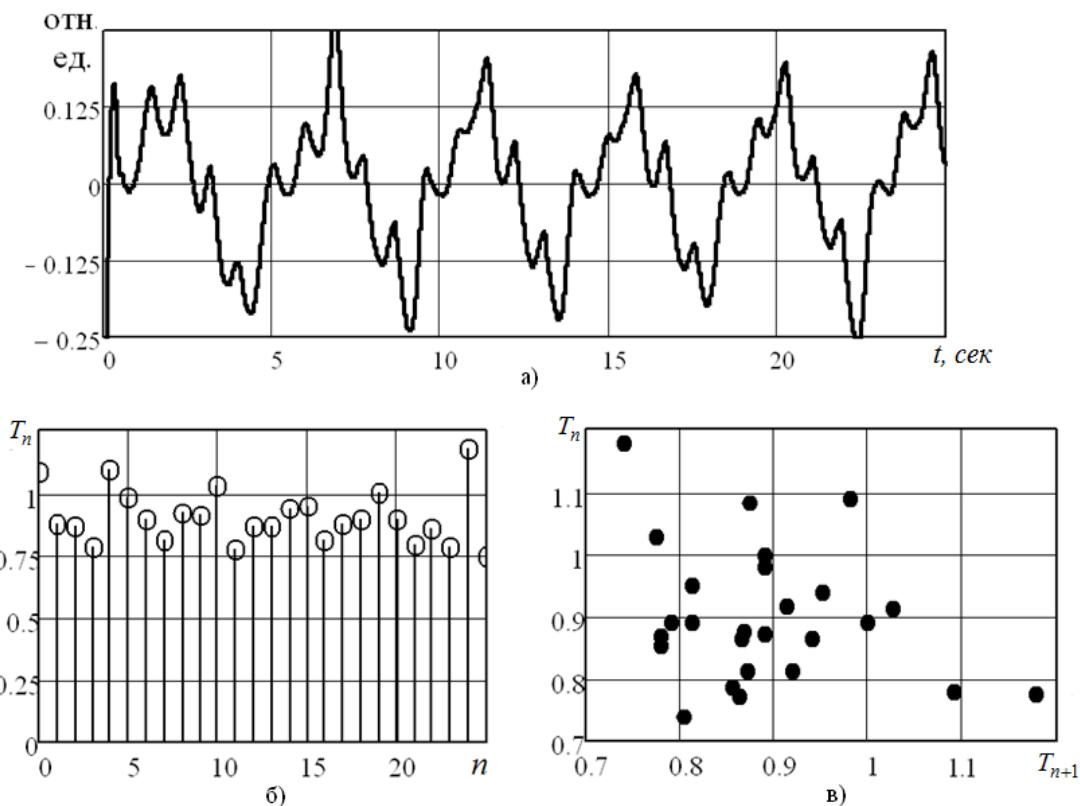


Рисунок 4 –ВКФ (а), ритмограмма сердца (б), скаттерграмма сердца (в)

Заключение

Разработанный алгоритм анализа квазипериодических импульсных процессов может проследить ритмику практически сигнала любой формы, за счет того опорная функция строится на основе суммы признаков (ФГЭ), формирующих этот сигнал. Благодаря заложенным принципам, алгоритм позволяет построить не только ритмограмму исследуемого процесса, а также тенденцию изменения длительности опорного сигнала в процессе, что может также являться дополнительной информацией о процессе. Стоит отметить, что путем вариации ошибки аппроксимации появляется возможность получить статистическое распределение формы полезной составляющей в исследуемом процессе. Благодаря основным свойствам ФГЭ, цифровые ортогональные фильтры на их основе имеют одну и ту же структуру для различных сигналов и высокое быстродействие.

Библиографический список

1. // [Электронный ресурс] URL: <http://www.afs52.ru>
2. Балакин, Д. А. Принципы построения алгоритма анализа циклических систем на основе функций Гаусса-Эрмита / Д. А. Балакин. Труды конференции «Цифровая обработка сигналов и ее применение», Москва, 2018. – С. 44-47.
3. Балакин, Д. А. Построение ортогонального банка фильтров на основе преобразований Эрмита для обработки сигналов / Д. А. Балакин, В. В. Штыков // Журнал радиоэлектроники. – 2014. – №9.
4. Янке, Е. Специальные функции / Е. Янке, Ф. Эмде, Ф. Лёш. – Москва: Наука, 1964. – 344 с.

THE SELECTION OF THE RHYTHMICS OF BIOLOGICAL SIGNALS BY THE ALGORITHM OF PROCESSING QUASIPERIODIC PULSE SIGNALS WITH THE USE OF GAUSS-HERMIT FUNCTIONS

Balakin D.A., Shykov V. V.

National Research University “Moscow Power Engineering Institute”

bzzz86.balakin@yandex.ru, shtykovvv@yandex.ru

In today's world, a lot of complex systems function cyclically. As a rule, the response of these cyclic systems is a quasi-periodic sequence of pulses. Evaluation of the quasiperiodicity (rhythm) of pulses or certain signal features is an important task in the diagnosis of the system. The study of rhythmics acquires special social significance in the

diagnosis of biological systems. So, for example, violations of the rhythm of the heart activity or breathing can be considered by the doctor as a sign of a possible disease. In this connection, the direction of remote evaluation of pulse and respiration parameters with the help of near-range radar (NRR) is actively developing. Information obtained from the NRR is used not only in functional diagnostics of a person, but also in mechanical devices, as well as in medicine of catastrophes and in the fight against terrorism

Quasi-periodic pulse signals obtained with the help of an NRR have a complex shape and structure, due to the motion of the objects under study and the different durations of each pulse. Therefore, the development of new algorithms for the analysis of such signals is an urgent task.

The report outlines the main steps in the analysis of quasi-periodic pulse signals using the Gauss-Hermite functions (FGH), based processing algorithm. Results of processing of real signals received from NRR are given.

МЕТОД И СИСТЕМА ДЛЯ УДАЛЕННОГО МОНИТОРИНГА ПСИХОФИЗИОЛОГИЧЕСКОГО СОСТОЯНИЯ СПОРТСМЕНА ВО ВРЕМЯ ТРЕНИРОВОК

Нгуен May Тхах

Санкт-Петербургский государственный электротехнический университет имени В.И. Ульянова
(Ленина) «ЛЭТИ», thachnguyen@mail.ru

Актуальность

В спортивной медицине анализ психофизиологического состояния здоровья спортсмена во время тренировок позволяет изучить влияние целого ряда факторов на результаты деятельности спортсмена, оценить его потенциальные возможности, планировать процесс тренировки и прогнозировать результаты спортивной деятельности. Поэтому разработка метода и системы для удаленного мониторинга психофизиологического состояния спортсмена в реальном режиме времени является актуальной задачей медицинского приборостроения и спортивной медицины.

Целью данной работы является разработка метода и системы для удаленного мониторинга психофизиологического состояния спортсмена на основе анализа комплекса медико-биологических показателей в реальном режиме времени при заданной физической нагрузке.

Для достижения цели в работе поставлены следующие задачи исследования:

- Разработка метода удаленного мониторинга состояния спортсмена в режиме реального времени по показателям деятельности системы дыхания, сердечно-сосудистой и опорно-двигательной системы при заданном уровне физической нагрузки;
- Разработка структурной схемы системы для непрерывного удаленного мониторинга состояния спортсмена в условиях активной физической деятельности.

Решение задач

Для мониторинга состояния спортсмена во время тренировок необходимо использовать комплекс методов и инструментальных средств. Для удаленного мониторинга здоровья спортсмена сегодня используют методы и инструментальные средства регистрации [1, 2]:

- сигналов, характеризующих деятельность сердечно-сосудистой системы (ЭКГ сигнал, сигналы фотоплазмографии, оксиметрии, пульса);
- сигналов, характеризующих грудное и абдоминальное дыхание;
- сигналов, характеризующих мышечную активность (электромиограмма);
- уровня физической нагрузки по сигналам акселерометров, закрепленных на верхних и нижних конечностях, грудной клетки и т. д.

Безусловно, комплекс регистрируемых биомедицинских сигналов и оцениваемых показателей зависит от специфики спортивной деятельности. Тем не менее, сегодня можно перечислить показатели, которые отражают выполняемую спортсменом работу, предельные показатели мощности, характеризующие выполняемую спортсменом в единицу времени работу, психофизиологические показатели, отражающие физиологические ресурсы спортсмена.

Для анализа деятельности спортсмена необходимо оценивать частоту сердечных сокращений (ЧСС), которая характеризует поступление в клетки мышц необходимых для выполнения физической работы количества углеводов и кислорода, вариабельность сердечного ритма (ВСР), дисперсия ВСР (ДВСР), которые характеризуют стабильность сердечного ритма при заданной величине физической нагрузки, появление аритмий, предельные возможности сердца. Для оценки эффективности работы системы дыхания предлагается использовать частоту дыхания (ЧД), дисперсию ЧД (ДЧД), продолжительность вдоха и выдоха. При увеличении физической нагрузки при тренировках уровень оксигенации крови человека уменьшается. Обеспечение ритмичного поступления кислорода в клетки мышц является важным условием для сжигания углеводов и выполнения физической работы. В этой связи использование средств оксигемометрии важно для контроля уровня оксигенации крови и физической работы. Зная работу, выполняемую спортсменом в единицу времени, можно всегда с высокой точностью оценивать суммарную за промежуток времени физическую

работу, контролировать энергетические запасы спортсмена, контролировать использование ресурсов на весь этап тренировки или соревнования, реабилитационный потенциал спортсмена. Значительный интерес для оценки потенциальных физиологических ресурсов спортсмена представляет оценка динамики мощности работы спортсмена. Значимые для оценки психофизиологического состояния спортсмена показатели получают в результате обработки комплекса биомедицинских сигналов в реальном режиме времени. На основе анализа комплекса показателей, изучения динамики их изменения при различных уровнях физических нагрузок формируется заключение о физическом потенциале спортсмена и его реабилитационных возможностях.

Для удаленного мониторинга состояния спортсмена в режиме реального времени в условиях активной физической деятельности предлагается использовать носимое устройство спортсмена, которое обеспечивает регистрацию биомедицинских сигналов по нескольким каналам (рис. 1). Носимое устройство спортсмена состоит из нескольких измерительных каналов: канала регистрации ЭКС с использованием грудных отведений для минимизации миографической помехи; канала регистрации дыхания, обеспечивающего регистрацию абдоминального и грудного дыхания; канала регистрации сигнала фотооксигемометрии. Следующий измерительный канал – канал регистрации уровня физической активности на основе использования микроакселерометров. Все регистрируемые биомедицинские сигналы после выполнения предварительной обработки, заключающейся в фильтрации, подавлении помех и двигательных артефактов подаются на микроконтроллер носимого компьютера спортсмена (на базе смартфона) для оценки комплекса диагностически значимых показателей.

В системе удаленного мониторинга психофизиологического состояния важная роль отводится мобильному компьютеру тренера. Он может реализовываться на основе высокопроизводительного процессора современного смартфона, планшета или персонального компьютера. Носимый компьютер тренера обеспечивает интегральную оценку состояния спортсмена и сопоставление его психофизиологического состояния с эффективностью выполнения задачи во время тренировки. Фактически это компьютер осуществляет сопоставление показателей «Уровень выполняемой физической работы (нагрузки) – психофизиологическое состояние спортсмена». Предельный уровень физической нагрузки можно оценить, сопоставив нагрузку с величиной предельной частоты сердечных сокращений. Выявление статистически значимых зависимостей эффективности деятельности и психофизиологического состояния спортсмена позволяет осуществлять прогноз его деятельности спортсмена.

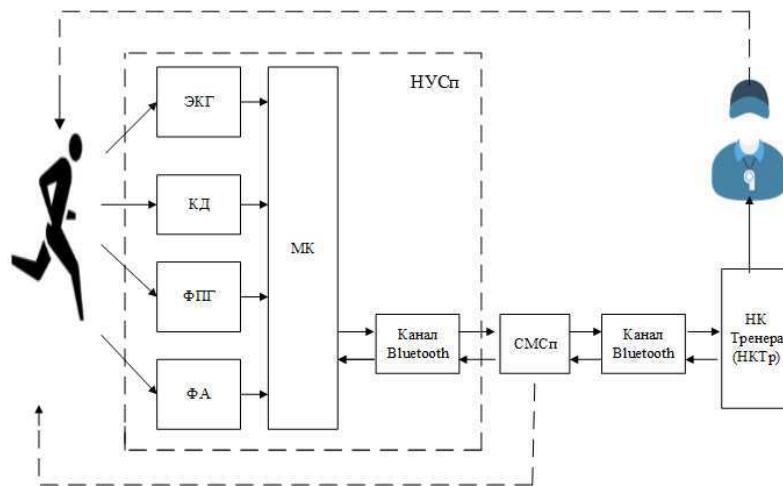


Рисунок 1 – Структурная схема системы для удаленного мониторинга спортсмена: ЭКГ – электрокардиограммы, КД – канал дыхания, ФПГ – фотоплазмограммы, ФА – физическая активность, МК – микроконтроллер, НУСп – носимое устройство спортсмена, СМСп – смартфон спортсмена, НКТр – носимый компьютер тренера.

Заключение. Метод и система удаленного мониторинга для комплексной оценки состояния спортсмена позволяют, оперативно и своевременно осуществлять информационное и медицинское сопровождение осуществления спортсмена для составления тренировочных планов, прогноза и повышения результативности спортивной подготовки.

Библиографический список

1. Юлдашев З.М., Пустозеров Е.А., Анисимов А.А. Многоуровневая интеллектуальная система удаленного мониторинга состояния здоровья людей с хроническими заболеваниями. Биотехносфера.-2016.-№5. С. 2-8.
2. Юлдашев З.М., Анисимов А.А. Система удаленного интеллектуального мониторинга состояния здоровья людей. Медицинская техника. 2017. № 1 (301). С. 45-48.

METHOD AND SYSTEM FOR REMOTE MONITORING OF PSYCHO PHYSIOLOGICAL STATE OF SPORTSMAN DURING TRAINING

Nguyen Mau Thach
Saint Petersburg Electrotechnical university “LETI”, thachnguyen@mail.ru

The method and system for remote monitoring of sportsman psychophysiological state, based on registration and processing of biomedical signals is proposed are proposed. The suggested technical solutions are intended for evaluation of health of sportsmen during training process, improvement of training results.

ПРОЕКТИРОВАНИЕ СИСТЕМЫ ЖИЗНЕОБЕСПЕЧЕНИЯ В ЭКСТРЕМАЛЬНЫХ СИТУАЦИЯХ

Истомина Т. В., Косенок Н. Ю.
ФГБОУ ВО «Национальный исследовательский университет «МЭИ», istom@mail.ru,
ФГБОУ ВО "Пензенский государственный технологический университет", Sura.parts58@gmail.com

В современном мире все сильнее проявляется потребность в системах непрерывного слежения за состоянием здоровья человека, однако необходимо учитывать тот факт, что такие системы должны быть встроены в каждыйдневный режим жизни, а значит, должны базироваться на современных информационных технологиях. Рассмотрим пример проектирования системы жизнеобеспечения, которая особенно актуальна для применения в экстремальных ситуациях.

Состояние человека под воздействием различных факторов внешней среды может ухудшаться, что отражается на результатах индивидуальной и коллективной деятельности. Повышение уровня безопасности человека в современном мире требует создания системы для контроля физиологического состояния и местоположения. Люди пожилого возраста, а также те, чья деятельность связана с экстремальными физическими и психологическими нагрузками, являются потенциальными потребителями подобных систем.

Создание носимой системы для дистанционного непрерывного персонализированного контроля основных жизненных функций человека связано с решением широкого круга технических задач. Универсальные приборы для дистанционного медицинского контроля отсутствуют, а автоматические измерители основных физиологических параметров, получившие признание у клиницистов, непригодны в «полевых условиях».

Описание технологии

Разрабатывается имитационная модель системы жизнеобеспечения в виде симулянк-модели приборного комплекса, включающего биометрические датчики и программное обеспечение. Моделируется также носимая часть, которая обеспечивает получение основных физиологических параметров: пульса; частоты дыхания; процента насыщения крови кислородом; среднего артериального давления; температуры кожного покрова. Система оценивает параметры положения и движения положения тела, двигательной активности и местоположения (по GSM и GPS) (рисунок 1).

Система представляет собой нательную одежду с расположенным в ней измерителем температуры, электрокардиографом, пульсоксиметром, сенсоры которых установлены с возможностью контактирования с участками тела контролируемого объекта (определяющие температуру кожного покрова, пульс, процент насыщения крови кислородом), а также плецизограф и акселерометр-инклинометр, (контролирующие соответственно частоту дыхания, положение тела и активность).

Информационно-логическая модель системы

Главный принцип работы системы сбора и передачи данных – это минимум действий пользователя. Все настройки связи происходят в автоматическом режиме.

Для передачи данных система использует канал связи GSM. У пользователя должен быть коммуникатор (или простой сотовый телефон) с поддержкой технологии Bluetooth, чтобы обеспечить сбор данных от биометрической системы.

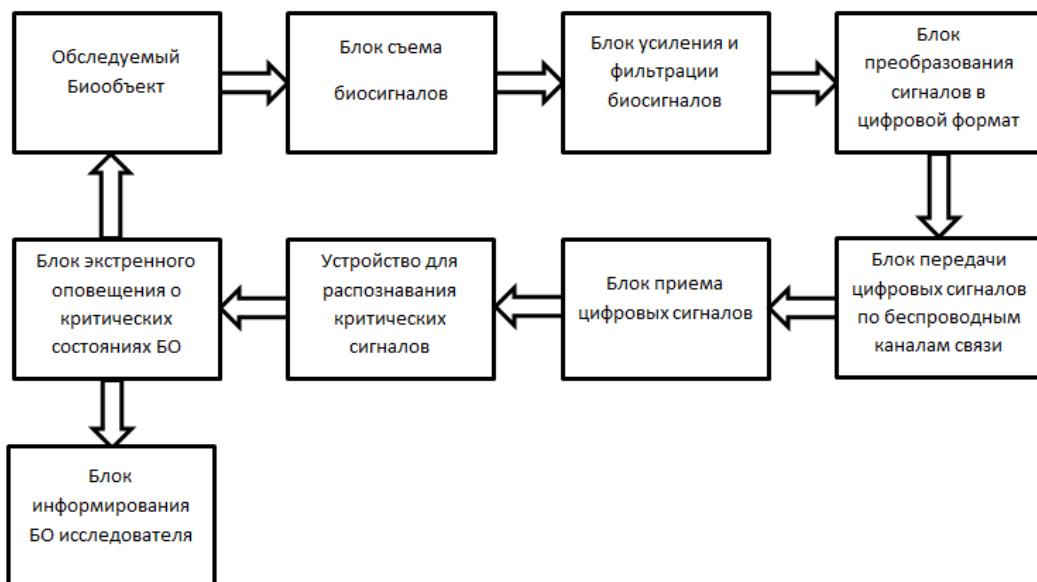


Рисунок 1 – Структура симулинк- модели

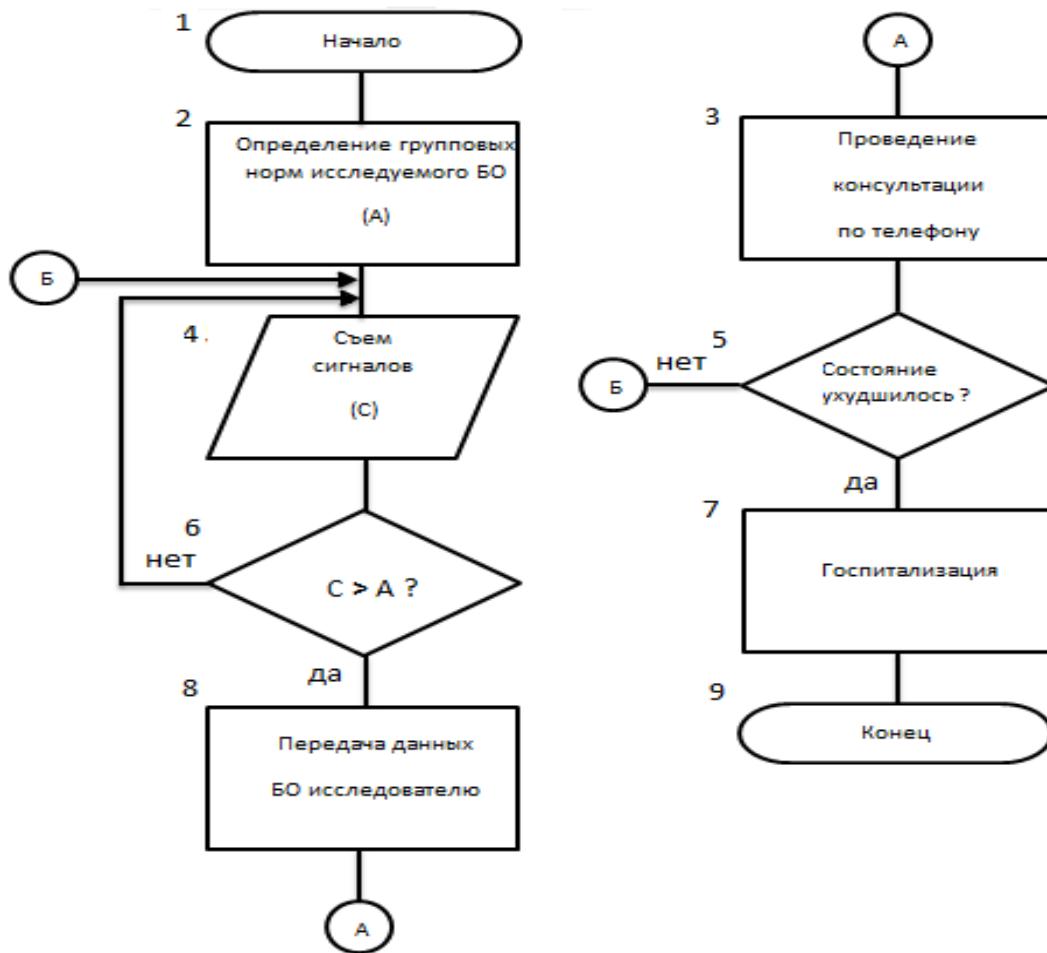


Рисунок 2 – Алгоритм работы системы

Коммуникатор устанавливает связь с базой данных, находящейся на удаленном сервере, по каналу GPRS. Сервер обеспечивает доступ к информации пользователя по средствам любого Интернет браузера (рисунок 2). Авторизация объекта на сервере происходит по его номеру телефона. Если аппарат с таким номером зарегистрирован в базе данных, то сервер выделит ему отдельный порт для сеанса связи. Доступ пользователя к серверу осуществляется через Интернет браузер. Для получения информации, пользователю необходимо

пройти процедуру авторизации. В случае успешного входа в систему пользователь перейдет на основную страницу, позволяющую просматривать данные о перемещении и биометрическую информацию для каждой точки за заданный интервал времени.

Пользователь может вывести данные о своих перемещениях за заданный период времени. Для каждой точки пути доступны следующие данные: время с точностью до тысячной секунды; высота над уровнем моря; скорость движения; частота дыхания; положение тела; двигательная активность (идет, бежит, стоит); температура; артериальное давление; пульс; процент насыщения крови кислородом; уровень заряда аккумулятора.

Новизна проекта заключается в следующем.

1. Модификация конструктивного решения специальной одежды, комплексирующая средства съема данных о биообъекте. Объединение в систему современных датчиков различного типа, выпускающихся серийно и прошедших сертификацию.

2. Комплексная методика слежения за физиологическим состоянием человека в режиме реального времени, алгоритмы синхронной обработки и систематизации данных, а также их преобразования для передачи через GPS-каналы в пункты приема для анализа и оперативного реагирования.

Симулинк-модель носимого комплекса содержит измеритель температуры, электрокардиограф, пульсоксиметр, сенсоры которых установлены с возможностью контактирования с чувствительными участками тела (определяющие температуру кожного покрова, пульс, процент насыщения крови кислородом), а также плеизомограф и акселерометр-инклинометр, (контролирующие соответственно частоту дыхания, положение тела и активность).

Кроме того, авторами рассмотрено моделирование системы биологической обратной связи (БОС) в разрезе данной задачи.

Суть БОС-метода состоит в «возврате» пациенту на экран компьютерного монитора или в аудио-форме текущих значений его физиологических показателей, определяемых клиническим протоколом. (Протокол – совокупность условий, регламентирующая проведение БОС-процедуры). В этом смысле все БОС-протоколы разделяются на две большие группы.

Описание системы

Рассмотрим предлагаемую схему взаимосвязи БО с комплексом.

1) Комплекс для удаленного мониторинга критических состояний ведет в режиме реального времени постоянный сбор и обработку данных состояния БО.

2) Если собранные параметры превышают установленные групповые нормы БО, то комплекс оповещает исследуемый БО через сигнал в коммуникаторе, к которому подключена система.

3) После получения сигнала исследуемый БО может самостоятельно, либо дождаться консультации компетентного специалиста для принятия меры для восстановления жизненно важных параметров.

Важно отметить, что сигналы о превышении групповых норм

исследуемый биообъект может получать тремя разным способами:

- через визуальный канал (дисплей коммуникатора);
- через аудиальный канал (звуковое оповещение);
- через кинестетический канал (вibration).

Соответственно, если исследуемый биообъект страдает нарушением зрительного аппарата, то для информирования подойдут аудиальный и кинестетические каналы.

В целях безопасности исследуемого биообъекта при наступлении острого критического состояния информирование происходит только биообъекту исследователю. Данная мера предосторожности исключает фактор риска и не позволяет стрессовому состоянию оказать еще большее негативное воздействие на организм исследуемого биообъекта.

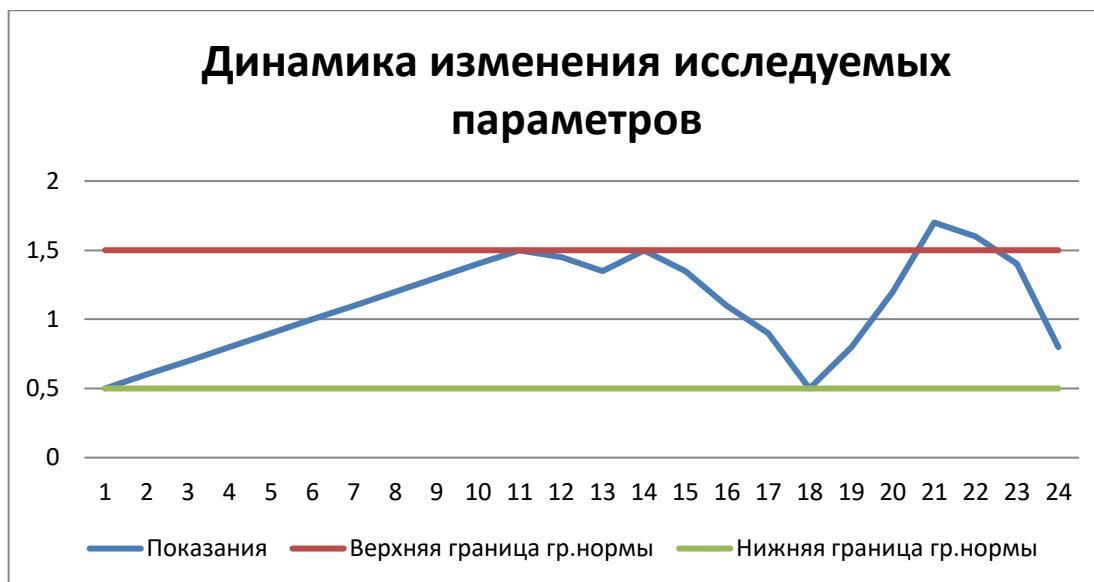


Рисунок 3 – Динамика изменения исследуемых параметров

На рисунке представлен предполагаемый вид, в котором информация о текущем состоянии будет поступать на мониторы БО.

Формула расчета

$$A = \sqrt{w_1 \frac{d}{D} \% + w_2 \frac{t}{T} \% + w_3 \frac{c}{C} \%},$$

где:

A – показания общего физиологического состояния исследуемого БО в режиме реального времени.

w_n – важностной показатель.

d – показания сигналов артериального давления исследуемого БО.

D – показания сигналов артериального давление групповой нормы.

t – показания сигналов температуры тела исследуемого БО.

T – показания сигналов температуры тела групповой нормы.

c – показания сигналов частоты сердечных сокращений исследуемого БО.

C – показания сигналов частоты сердечных сокращений групповой нормы.

Чем важнее тот либо иной параметр для физиологического состояния человека, тем больше будет коэффициент w .

Так как мы рассматриваем в данном комплексе три основных параметра (артериальное давление, температуру тела и частоту сердечных сокращений) то и значений w у нас будет три. Их весовые коэффициенты будут распределяться следующим образом:

- для артериального давления коэффициент будет равен 0,5;
- для температуры тела коэффициент будет равен 0,1;
- для частоты сердечных сокращений коэффициент будет равен 0,4.

Соответственно, красной и зелёной линиями представлена групповая норма с текущими показаниями состояния человека(синяя линия), на данном графике мы видим что показания могут находиться как внутри групповой нормы, так и выходить за ее пределы. При выходе за пределы групповой нормы наступает критическое состояние, о котором будет информирован БО и исследователь.

Планируется вывод на дисплей конкретно параметр, благодаря которому происходит превышение критических показаний и стандартные действия по приведению параметров в норму (принять вертикальное/горизонтальное положение, уйти из зоны повышенного шума, выпить воды и т.д.)

Заключение

Таким образом, в статье рассмотрен проект биотехнической системы жизнеобеспечения в виде носимого комплекса для непрерывного дистанционного контроля физиологического состояния и местоположения человека и представлены алгоритм работы системы и ее структура, а также результаты моделирования динамики изменения исследуемых параметров.

Создание системы для контроля физиологического состояния и местоположения позволит обеспечить повышение уровня безопасности человека в современном мире.

Библиографический список

1. Kosenok N.Y. Modern aspects of safety when using personal body armor. Journal. Global Security, number 3. - M.: WASCS, 2010. - 116 p. (Pp 67-78).
2. Сафронов А.И., Истомина Т.В., Минкин А.В., Лукьянова А.А. Визуализация параметров состояния больного в медицине критических состояний//XXI век: итоги прошлого и проблемы настоящего плюс. - 2014. - № 1 (17). - С. 135-137.
3. Дунин В.О., Истомина Т.В., Елизаров В.Н. Перспективы развития медицинских информационных систем поддержки принятия решения//XXI век: итоги прошлого и проблемы настоящего плюс. - 2014. - № 5 (21). - С. 305-310.
4. Innovative Information Technologies: Materials of the International scientific-practical conference (Czech Republic, Prague, 2014 April 21–25) / Ed. S.U. Uvaysov. BIOTECHNICAL LIFE SUPPORT SYSTEM / Istomina T.V., Kosenok N.Y.– M.: HSE, 2014. – Part 2.– P. 241-246.
5. Мурашкина Т.И., Истомина Т.В., Бадеева Е.А., Серебряков Д.И., Юрова О.В., Удалов А.Ю., Шачнева Е.А. Измерение расхода жидкости в системах жизнеобеспечения космонавтов // Медицинская техника. 2015. № 5. С. 31-34.
6. Дунин В.О., Елизаров В., Истомина Т.В. Моделирование процесса принятия решения информационной системой в здравоохранении // XXI век: итоги прошлого и проблемы настоящего плюс. 2015. № 3 (25). С. 81-88.
7. Истомина Т.В., Косенок Н.Ю. Система для жизнеобеспечения в экстремальных ситуациях//XXI век: итоги прошлого и проблемы настоящего плюс. - 2014. - № 5 (21). - С. 265-270.
8. Istomina T.V., Murashkina T. I., Badeeva E.A., Shachneva E. A. etc. Fluid flow measurement in astronauts' life support systems // Biomedical Engineering. 2016. - pp.1-5. - Springer Science+Business Media. – New York, 2016.

DESIGNING THE LIFE-SUPPORT SYSTEM IN EXTREME SITUATIONS

Istomina T.V., Kosenok N. Yu.

FGBOU VO "National Research University" MEI ", istom@mail.ru,
FGBOU VO "Penza State Technological University", Sura.parts58@gmail.com

In the article the project of the biotechnical life support system in the form of a portable complex for continuous remote monitoring of the physiological state and human location is considered and the algorithm of the system operation and its structure, as well as the results of simulation of the dynamics of the changes of the investigated parameters are presented.



SECOND ORDER MEMRISTOR: A STEP TOWARD MIMICKING THE BRAIN

Himanshu Rai

Moscow Institute of Physics and Technology, Rai.kh@phystech.edu

A lot of memristor model have presented and most of these models are first order memristor model (use one state variable). However, this is not sufficient for the accurate modelling due to complexity of switching mechanism, involving multiple steps.

The above plot is very similar to the synaptic weight change witnessed in experiments with biological synapse [2-5], that support this model.

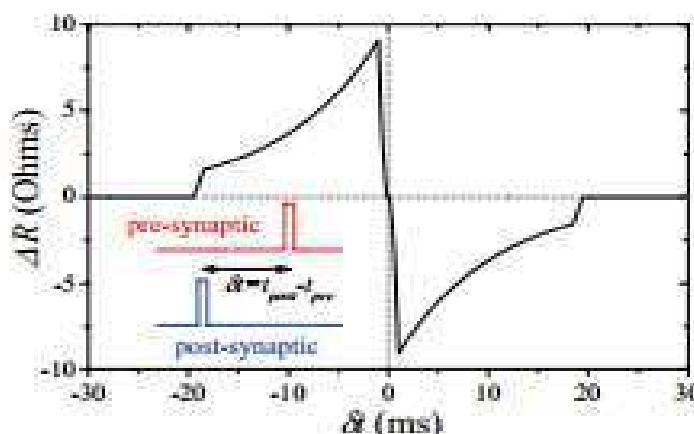


Figure 1- Change in memristor ΔR of the second order memristor system. [1].

The second order memristor can also be written as

$$\frac{dw}{dt} = f(w, T, V, t). \quad (1)$$

The process of second order memristor can implicit from inspecting the different state variables, involved during resistive switching (RS) process, causing the memristor conductance change.

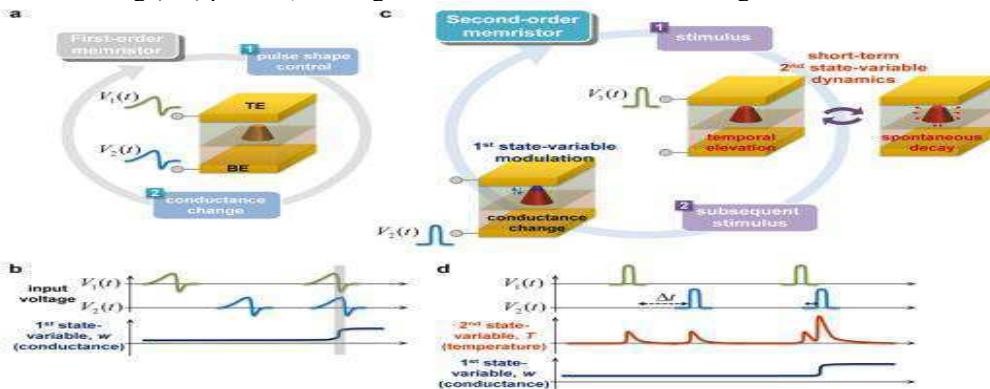


Figure 2- Theoretical operation of Second order memristor (a) operation of first order memristor (b). Input voltage pulse is straight used to control the conductance change. The pulse shape needs to be engineered to attain the desired conductance estimation (c). The operation of Second order memristor (d). Input pulse can affect both first order and second order state variables, where first order state variable leads to the long-term conductance change, while the second order state variable exhibits the short-term dynamics and encodes the information about the relative timing and synapse activity.

In oxide-based memristor, the resistive switching behaviour triggered by oxygen vacancy (V_O) transport in an oxide layer, where areas with high concentration of accumulated V_O s provide high conductance channel for electrical transport (i.e. forming conduction filament(CFs)) [96]. The first order parameter (w) is not just defined by (V_O drift and diffusion process) the input signal but also by internal parameters such as local temperature [96-98] which can be considered as second order state variable(T).

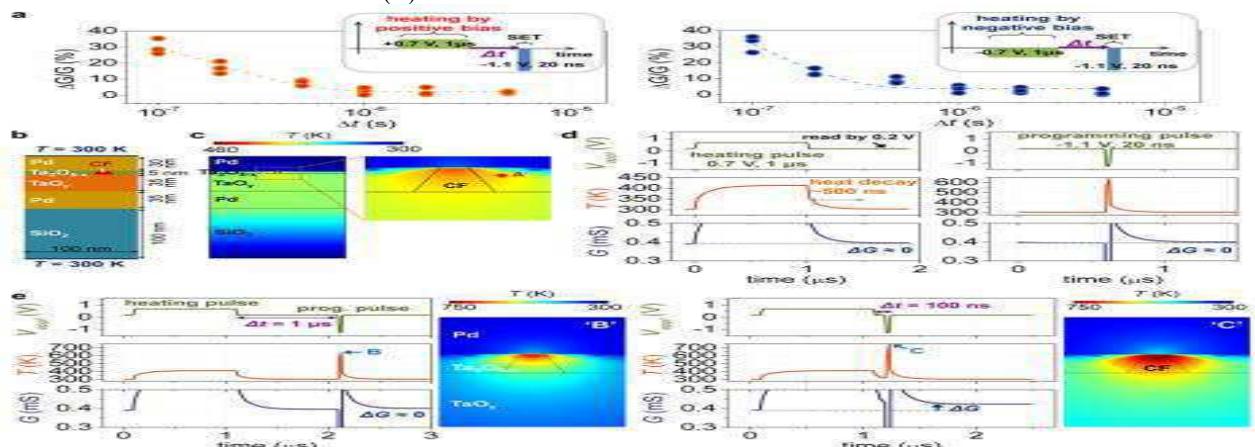


Figure 3- Disclosure of Different state variable in the second -order memristor (a). Memristance conductance change as a function of pulse interval (Δt) which is subjected to two pulses in each test: the first heating pulse (0.7 V with 1 μ s duration) and the second programming pulse with relative high voltage(-1.1V) and shorter duration(20ns). Conductance change will be observed when the pulses are close to each other (500ns). (b) Cross-section of the device used in the multiphasic numerical simulation (c) simulate the temperature profile when 0.7V for 1 μ s pulse applied. (d) Simulated transient temperature evolution of the device during and after use of just heating pulse (left) and just the programming pulse (right). Natural temperature decay observed for 500ns after the applied voltage pulse removed. Neither the programming pulse nor the heating pulse can make the conductance change in the device alone (bottom). (e) Simulated transient temperature evolution when the pulse is applied for $\Delta t = 1\mu$ s and $\Delta t = 100$ ns. [6-8]

When local temperature increases due to Joule heating, it radically affects the drift and diffusion process of V_O s. As the result, growth, dissolution of the CF, and consequent conductance change appear. Notably, the dynamics of T is for short term and provides an internal timing mechanism. Its value increases abruptly with the applying of a voltage pulse and decays naturally.

When the programming pulse interval is sufficiently long ($t_{interval} = 1\mu$ s), the Joule heating produced from each pulse can be fully dissipated. As a result, the programming pulses are fundamentally decoupled with each pulse being not adequate to fully set the device, therefore the intermediate state is obtained. On the other hand, when the interval

(t_{interval}) between pulses are short (100ns), temporal heat accumulation leads to a significant increase the device temperature. This radically speeds up the filament growth [96, 97] and leads to a sudden RS.

The influence of temperature state variable dynamics on the conductance can be measured with two simple, nonoverlapping pulses, as it is shown in figure 4.3(a). To understand the effect of heating and programming (filament size change) clearly, two different pulses were applied: first pulse of 0.7V for 1 μ s (heating pulse) in which voltage is low, that it cannot produce conductance change, while the pulse duration is long enough to cause a measurable change in temperature; and second -1.1V for 20ns (programming pulse) which is not sufficient to cause conductance change due to short pulse duration.

The internal dynamics process, caused by Joule heating does not depend on the voltage polarity. The device conductance, induced with two nonoverlapping pulses, can be explained by the temporal heat summation effect. The first heating pulse temporarily increases the device temperature T irrespective of the polarity of the pulse, after what it decays spontaneously after the removal of the heating pulse. If the second pulse is applied before T has decayed to its resting value, higher T can be obtained. Moreover, since the V_0 drift and diffusion processes become considerably accelerated, the possibility of conductance grows.

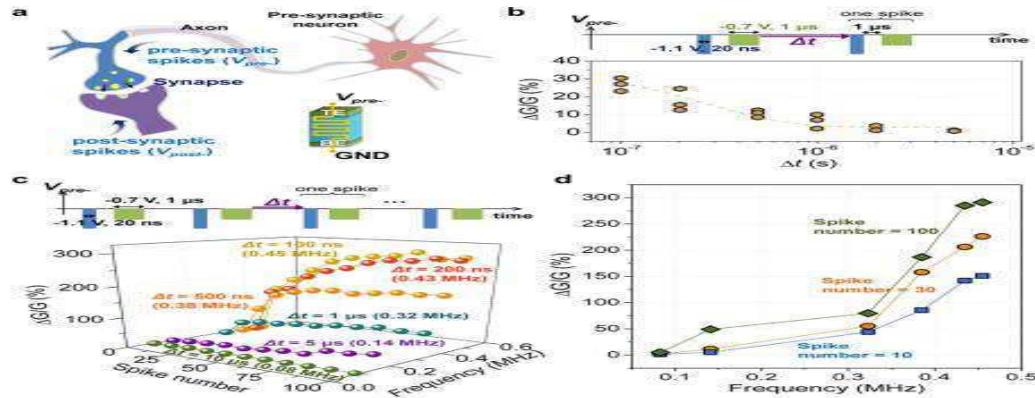


Figure 4- Frequency dependent plasticity effects. (a) Experiment, set up for frequency-dependent plasticity implementation: the spikes are applied to the presynaptic side (the TE), with the BE grounded (b) Experiments with only two spikes (dotted line), with each spike consisting of programming and heating pulses. (c) Memristor condition is the function of the number of spikes and spikes frequency. (d) Memristor conductance change as a function of spike frequency after the application of a different number of spikes. [8]

Potentiation is commonly witnessed as the number of spikes increased. Yet, when the stimulating frequency is low, the potentiation effect is weak (below 0.1 MHz), highlighting the influence of the spike rate on the conductance modulation (synaptic plasticity).

The second-order memristor model can explain this frequency dependence, since spikes, which allow more pronounced heat summation and higher device temperature, are experienced during the programming pulse, leading to more substantial conductance change.

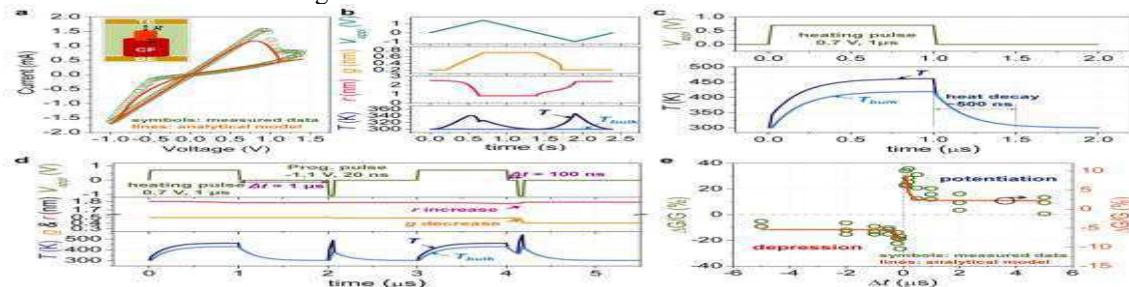


Figure 5- The Analytical result of second order memristor. (a) Measured (circles) and calculated (solid line) DC I-V characteristic of the memristive device. (b) The time-evolution of the parameters (g , r , T and T_{bulk}) obtained from the analytical second –order memristor model during DC sweep. (c) Transient response of T and T_{bulk} obtained from the analytical second-order memristor model when a single pulse (0.7V, 1 μ s) is applied to the device. (d) Analytical memristor model during the STDP measurement for evaluation of T , T_{bulk} , g and r for $\Delta t = 100$ ns. (e) STDP behaviour mimic using the analytical second-order memristor model (solid line) shows the decent agreement with experimental result (symbols). [6]

The demonstrated time window STDP ($\sim 1\mu$ s) is much narrower than the typical STDP time window in the biological synapse (~ 10 ms) [98]. The faster time window makes the device more harmonious with the other fast electronic components, employed in a hardware implementation of the neuromorphic system. However, the slower time

window can also be obtained through further device structuring and material engineering to control the temperature decay rate.

The objective of this work is to modify the existing memristor second order ionic memristor model, improve the performance, to make this model more reliable to use in neuromorphic chip and to mimic the biological synapse functionality.

REFERENCES

- [1] Yuriy V. Pershin and Massimi Liano Di Ventra, “Neuromorphic, Digital and Quantum Computation with Memory Circuit Elements”, IEEE 2012, Vol.100, 2071-2080.
- [2] W. B. Levy and O. Steward, “Temporal contiguity requirements for longterm associative potentiation depression in the hippocampus,” Neuroscience, vol. 8, pp. 791–797, 1983.
- [3] H. Markram, J. Lubke, M. Frotscher, and B. Sakmann, “Regulation of synaptic efficacy by coincidence of postsynaptic APs and EPSPs,” Science, vol. 275, pp. 213–215, 1997.
- [4] G. Q. Bi and M. M. Poo, “Synaptic modifications in cultured hippocampal neurons: dependence on spike timing, synaptic strength and postsynaptic cell type,” J. Neurosci., vol. 18, pp. 10 464–10 472, 1998.
- [5] R. C. Froemke and Y. Dan, “Spike-timing-dependent synaptic modification induced by natural spike trains,” Nature, vol. 416, pp. 433–438, 2002.
- [6] Daniele Ielmini, “Modeling the universal set/reset characteristics of bipolar RRAM by field-and temperature-driven filament growth”, IEEE Trans. Electron Devices 2011, 58, 4309–4317.
- [7] Larentis, S.; Nardi, F.; Balatti, S.; Gilmer, D. C.; Ielmini, D. IEEE Trans. Electron Devices 2012, Vol. 59, 2468–2475.
- [8] Bi, G.; Poo, M. J. Neurosci. 1998, Vol.18, 10464–10472.



Научное издание
Физика и радиоэлектроника в медицине и экологии
Труды 13-й международной научной конференции «ФРЭМЭ'2018»
с научной молодежной школой имени И.Н. Спиридонова
Владимир-Сузdalь, 3-5 июля 2018 г.

Под общей редакцией д.т.н., проф. Л.Т. Сушковой

Печатается в авторской редакции

РЕЦЕНЗЕНТЫ:

*Л.В.Грунская, д.т.н., профессор; В.Н. Ланцов, д.т.н., профессор;
В.В. Морозов, д.т.н., профессор; П.А.Полушкин, д.т.н, профессор;
В.М.Емельяненко, д.м.н.; Е.А.Оленев, д.т.н., профессор ; Е.К. Левин,
д.т.н.;А.В. Самородов, к.т.н., доцент;Н.Н.Давыдов, д.т.н., профессор;
А.Е.Северин, д.б.н.; Р.В. Исаков к.т.н., доцент.*

Компьютерная верстка: *Панченкова Е.О., Тихонравова Е.В.*

Заказ № 1409. Подписано в печать 25 июня 2018 г.
Бумага офсетная: плотность 65 г/м². Гарнитура Таймс.
Тираж 50 экз.

Отпечатано в ООО «Графика»
с готовых оригинал-макетов без изменения содержания
г. Александров, Красный пер., 13
Тел.: 8(49244) 3-20-10, 3-20-11
e-mail: algortip@mail.ru