



**XII МЕЖДУНАРОДНАЯ НАУЧНАЯ
КОНФЕРЕНЦИЯ
«ФИЗИКА И РАДИОЭЛЕКТРОНИКА
В МЕДИЦИНЕ И ЭКОЛОГИИ»
с элементами научной молодежной сессии
ФРЭМЭ'2016**

5-7 июля 2016 г

July, 5-7, 2016

**XII INTERNATIONAL SCIENTIFIC
CONFERENCE
«PHYSICS AND RADIOPHYSICS
IN MEDICINE AND ECOLOGY»
with elements of Scientific Youth Session
PhREME'2016**

ТРУДЫ ◆ PROCEEDINGS

КНИГА 1 ◆ BOOK 1

ЦИФРОВАЯ ВЕРСИЯ

**Владимир – Сузdalь
2016**

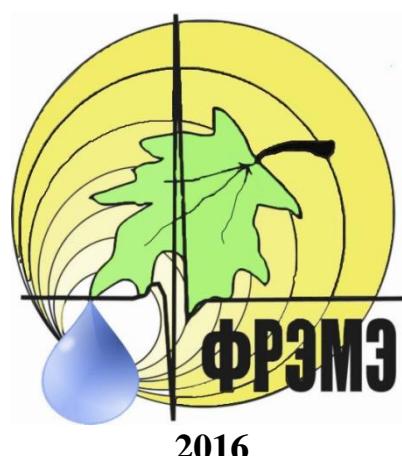


МИНИСТЕРСТВО ОБРАЗОВАНИЯ И НАУКИ РОССИЙСКОЙ ФЕДЕРАЦИИ
РОССИЙСКОЕ НТЦ РЭС ИМ. А.С. ПОПОВА
ДЕПАРТАМЕНТ ЗДРАВООХРАНЕНИЯ АДМИНИСТРАЦИИ
ВЛАДИМИРСКОЙ ОБЛАСТИ
ИНСТИТУТ РАДИОТЕХНИКИ И ЭЛЕКТРОНИКИ
ИМЕНИ В.А. КОТЕЛЬНИКОВА РАН
ВЛАДИМИРСКИЙ ГОСУДАРСТВЕННЫЙ УНИВЕРСИТЕТ
ИМЕНИ А.Г. И Н.Г. СТОЛЕТОВЫХ

**ХII МЕЖДУНАРОДНАЯ НАУЧНАЯ КОНФЕРЕНЦИЯ
«ФИЗИКА И РАДИОЭЛЕКТРОНИКА В МЕДИЦИНЕ
И ЭКОЛОГИИ»**
с научной молодежной сессией
ФРЭМЭ'2016
5-7 ИЮЛЯ 2016

**XII INTERNATIONAL SCIENTIFIC CONFERENCE
«PHYSICS AND RADIODEVICE IN
MEDICINE AND ECOLOGY»**
with Scientific Youth session
PhREME'2016
JULY, 5-7, 2016

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



ВЛАДИМИР-СУЗДАЛЬ ♦ VLADIMIR -SUZDAL

УДК 57.08+615.47+615.8

12-я Международная научная конференция «Физика и радиоэлектроника в медицине и экологии – ФРЭМЭ'2016» – Владимир-Сузdalь, Россия, Доклады, Книга 1. ISBN 978-5-905527-13-5

Публикуются труды 12-й международной научной конференции «Физика и радиоэлектроника в медицине и экологии» - ФРЭМЭ'2016. 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.В.Грунская, д.т.н., профессор

В.Н. Ланцов, д.т.н., профессор

В.В. Морозов, д.т.н., профессор

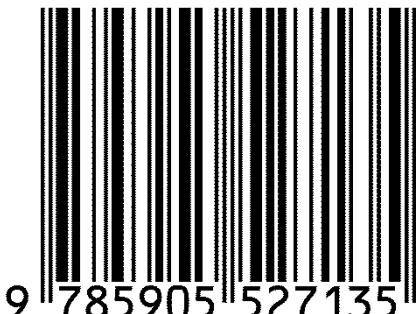
П.А.Полушкин, д.т.н., профессор

В.Г. Прокошев, д.ф-м.н., профессор

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

К.В. Татмышевский, д.т.н., профессор

ISBN 978-5-905527-13-5



ISBN 978-5-905527-13-5 (Книга 1)

© авторы докладов

© Оргкомитет конференции, 2016

ПОДДЕРЖКА

Конференция проводится при поддержке
Российского фонда фундаментальных исследований

Грант № 16-02-20403

ИНФОРМАЦИОННАЯ ПОДДЕРЖКА



СОДЕРЖАНИЕ ♦ CONTENTS

КНИГА I ♦ BOOK I

ПЛЕНАРНОЕ ЗАСЕДАНИЕ ♦ PLENARY SECTION	31
СЕКЦИЯ ♦ SECTION 1	
Методы и средства диагностики и лечения заболеваний	43
Methods and facilities of diagnostics and treatment	
СЕКЦИЯ ♦ SECTION 2	
Биокибернетика и математическое моделирование	107
Biocybernetics and mathematical modeling	
СЕКЦИЯ ♦ SECTION 3	
Биомеханика, проблемы коррекции и лечения опорно-двигательного аппарата	209
Biomechanics, problems of correction and treatment of musculoskeletal system	
СЕКЦИЯ ♦ SECTION 4	
Информационные и телекоммуникационные технологии в медицине и экологии	254
Information and telecommunication technologies in medicine and ecology	

КНИГА II ♦ BOOK II

СЕКЦИЯ ♦ SECTION 5	
Интеллектуальные биометрические системы и технологии	
(Научная молодежная сессия)	
Smart biometric system and technologies (Scientific Youth Session)	31
СЕКЦИЯ ♦ SECTION 6	
Биотехнические и медицинские приборы, аппараты и системы	
Biotechnical and medical apparatus, systems, complexes	88
СЕКЦИЯ ♦ SECTION 7	
Методы и средства диагностики природной среды	
Methods and facilities for diagnostic of natural environment	180
СЕКЦИЯ ♦ SECTION 8	
Экология и здоровье человека	
Ecology and human health	240

КНИГА I ◆ BOOK I

ПЛЕНАРНОЕ ЗАСЕДАНИЕ 1 ◆ PLENARY SESSION 1

РЕГИОНАЛЬНЫЙ СЕГМЕНТ ЕГИСЗ : ЦЕНТРАЛЬНЫЙ АРХИВ МЕДИЦИНСКИХ ИЗОБРАЖЕНИЙ <i>Кирюхин А.В.</i> REGIONAL SEGMENT EGISZ : CENTRAL ARCHIVE OF MEDICAL IMAGES <i>Kiriukhin A.V.</i>	31
APPLICATION OF TELEMEDICINE IN EMERGENCY MEDICAL SERVICES OF AACHEN, GERMANY: PRINCIPLE AND BENEFITS <i>M. Czaplik, R. Rossaint, S. Bergrath, F. Hirsch, S.K. Beckers1, J.C. Brokmann</i> ПРИМЕНЕНИЕ ТЕЛЕМЕДИЦИНЫ В СЛУЖБЕ ЭКСТРЕННОЙ МЕДИЦИНСКОЙ ПОМОЩИ ААХЕНА, ГЕРМАНИЯ: ПРИНЦИПЫ И ПРЕИМУЩЕСТВА <i>M. Czaplik, R. Rossaint, S. Bergrath, F. Hirsch, S.K. Beckers1, J.C. Brokmann</i>	31
KYBERNETIC MODELING OF HUMAN BODY SYSTEM <i>J. Mai</i> МОДЕЛИРОВАНИЕ ОРГАНИЗМА ЧЕЛОВЕКА КАК КИБЕРНЕТИЧЕСКОЙ СИСТЕМЫ <i>Йохен Б. Май</i>	34
БИОФИЗИЧЕСКИЕ ОСНОВЫ ТЕХНОЛОГИИ МНОГОКАНАЛЬНОГО ЭЛЕКТРОИМПЕДАНСНОГО КАРТИРОВАНИЕ ДЕЯТЕЛЬНОСТИ СЕРДЦА. <i>Щукин С.И.</i> BIOPHYSICAL BASICS TECHNOLOGY OF MULTI-CHANNEL BIOIMPEDANCE MAPPING THE CARDIAC ACTIVITY. <i>Shchukin S.I.</i>	37
СОТОВАЯ СВЯЗЬ И ЗДОРОВЬЕ <i>Григорьев О.А., Зубарев Ю.Б.</i> CELLULAR COMMUNICATION AND HEALTH <i>Grigoriev O.A., Zubarev Yu.B.</i>	37
«ИНФОРМАЦИОННАЯ МЕДИЦИНА» - ДОСТИЖЕНИЯ И ПЕРСПЕКТИВЫ <i>Юматов Е.А.</i> "INFORMATIONAL MEDICINE" – ACHIEVEMENTS AND PERSPECTIVES <i>Yumatov E. A</i>	38

СЕКЦИЯ 1 ◆ SECTION 1

МЕТОДЫ И СРЕДСТВА ДИАГНОСТИКИ И ЛЕЧЕНИЯ ЗАБОЛЕВАНИЙ

◆

METHODS AND FACILITIES OF DIAGNOSTIC AND TREATMENT

ДИАГНОСТИКА СЕРДЕЧНЫХ ЗАБОЛЕВАНИЙ НА ОСНОВЕ СТАТИСТИК ПОВТОРНЫХ ИНТЕРВАЛОВ МЕЖДУ ЭКСТРЕМАЛЬНЫМИ СОБЫТИЯМИ СЕРДЕЧНОГО РИТМА <i>Абдуллаев Н.Т., Дышин О.А., Ибрагимова И.Д.</i> DIAGNOSTICS OF HEART DISEASES ON THE BASIS THE STATISTICIAN OF REPEATED INTERVALS BETWEEN EXTREME EVENTS OF THE WARM RHYTHM. <i>Abdullaev N. T. Dyshin O. A. Ibragimova I.D.</i>	43
МОДЕЛЬНЫЙ И СТАТИСТИЧЕСКИЙ АНАЛИЗ НАГРУЗКИ НА СЕРДЦЕ БОЛЬНЫХ С ДИЛАТАЦИОННОЙ КАРДИОМиОПАТИЕЙ <i>Сазыкина Л.В., Бокерия Л.А., Газизова Д.Ш., Лищук В.А., Колоскова Н.Н., Махмудова А.Н., Соболев А.В.</i> MODEL AND STATISTICAL ANALYSIS OF THE LOAD ON THE HEART OF PATIENTS WITH DILATED CARDIOMYOPATHY <i>Sazykina L V., Bokeria L.A., Gazizova D. Sh., Lischouk V. A., Koloskova N.N., Makhmudova A.N., Sobolev A V.</i>	46

ИНТЕГРИРОВАННЫЕ ИНТЕЛЛЕКТУАЛЬНЫЕ РЕКОМЕНДАЦИИ ПО ЛЕЧЕНИЮ ОСТРОЙСЕРДЕЧНОЙ НЕДОСТАТОЧНОСТИ ПОСЛЕ ОПЕРАЦИЙ НА СЕРДЦЕ И СОСУДАХ	50
<i>Газизова Д.Ш., Бокерия Л.А., Лищук В.А., Ступаков И.Н., Сазыкина Л.В., Шевченко Г.В., Юрлов И.И.</i>	
INTELLIGENT RECOMMENDATIONS FOR TREATMENT OF ACUTE HEART FAILURE AFTER OPERATIONS ON HEART AND VESSELS.	
<i>Gazizova D. Sh., Bockeria L.A., Lishchuk V. A., Stupakov I. N., Sazykina L. V., Shevchenko V. G., Yurlov I. I.</i>	
ИСПОЛЬЗОВАНИЕ МОРФОСТРУКТУРНОГО АНАЛИЗА И ЛАЗЕРНОЙ АТОМНО- ЭМИССИОННОЙ СПЕКТРОМЕТРИИ ВЫСОХШИХ КАПЕЛЬ ПЛАЗМЫ КРОВИ ДЛЯ ДИАГНОСТИКИ РАКА ПРОСТАТЫ	54
<i>Савков А.В., Сергей М.А., Булоичик Ж.И., Зажогин А.П., Маслова Г.Т., Мавричев А.С., Державец Л.А.</i>	
THE USE OF MORPHOSTRUCTURAL ANALYSIS AND LASER ATOMIC-EMISSION SPECTROMETRY OF THE DRIED BLOOD PLASMA DROPS FOR DIAGNOSIS OF PROSTATE CARCINOMA	
<i>Savkov A.V., Sergey M.A., Buloichik J.I., Zajogin A.P., Maslova G.T., Mavrichev A.S., Derzhavets L.A</i>	
РАЗРАБОТКА МЕТОДИК ДИАГНОСТИКИ ПАТОЛОГИИ ЧЕЛОВЕКА ПО АНАЛИЗУ ВЫСОХШЕЙ КАПЛИ БИОЛОГИЧЕСКОЙ ЖИДКОСТИ	57
<i>Булоичик Ж.И., Зажогин А.П., Нечипуренко Н.И., Пашковская И.Д.</i>	
THE DEVELOPMENT OF DIAGNOSTIC METHODS FOR HUMAN PATHOLOGIES USING ANALYSIS OF DRIED DROPS OF BIOLOGICAL FLUIDS	
<i>Buloichik J.I., Zajogin A.P., Nechipurenko N.I., Pashkovskaya I.D.</i>	
ИССЛЕДОВАНИЕ ПОТОКОВ СУПЕРОКСИДА НА РАНЕВУЮ ПОВЕРХНОСТЬ ОЖОГОВЫХ БОЛЬНЫХ	60
<i>Карпухин В.А., Солянкина Е.М.</i>	
THE STUDY OF THE FLOW OF SUPEROXIDE AT THE WOUND SURFACE OF BURN PATIENTS	
<i>Karpukhin V.A., Solyankina E.M</i>	
ИССЛЕДОВАНИЕ ОКИСЛИТЕЛЬНОГО МЕТАБОЛИЗМА И ПОКАЗАТЕЛЕЙ ГЕМОДИНАМИКИ ПРИ ДИАГНОСТИКЕ ЖИЗНЕСПОСОБНОСТИ ТКАНЕЙ НИЖНИХ КОНЕЧНОСТЕЙ ПАЦИЕНТОВ С САХАРНЫМ ДИАБЕТОМ	63
<i>В.В. Дрёмин, Е.В. Жарких, М.А. Филина, И.Н. Маковик, Е.В. Потапова, Е.А. Жеребцов, А.И. Жеребцова, А.В. Дунаев, В.В. Сидоров, А.И. Крупаткин</i>	
STUDY OF OXIDATIVE METABOLISM AND HEMODYNAMIC PARAMETERS IN THE DIAGNOSIS OF TISSUE VIABILITY LOWER LIMB PATIENTS WITH DIABETES	
<i>V.V. Dremmin, E.V. Zharkikh, M.A. Filina, I.N. Makovik, E.V. Potapova, E.A. Zherebtsov, A.I. Zherebtsova, A.V. Dunaev, V.V. Sidirov, A.I. Krupatkin</i>	
ПРИМЕНЕНИЕ ЭЛАСТОГРАФИИ СДВИГОВОЙ ВОЛНЫ ДЛЯ ДИАГНОСТИКИ ФИБРОЗА ПЕЧЕНИ В КЛИНИЧЕСКОЙ ПРАКТИКЕ ГЕПАТОЛОГИЧЕСКОГО ЦЕНТРА	67
<i>Рыхтик П. И., Рябова Е. Н., Демин И. Ю., Загайнов В. Е.</i>	
THE USING OF ELASTOGRAPHY FOR THE DIAGNOSIS OF LIVER FIBROSIS IN THE CLINICAL PRACTICE OF HEPATOLOGY CENTER	
<i>Rykhtik P.I., Ryabova E.N., Demin I.U., Zagaynov V.E.</i>	
УЛЬТРАЗВУКОВАЯ ЭЛАСТОГРАФИЯ ПО СКОРОСТИ СДВИГОВЫХ ВОЛН (ИЗМЕРЕНИЯ В МЯГКИХ БИОЛОГИЧЕСКИХ ТКАНЯХ)	69
<i>Демин И.Ю., Андреев В.Г., Крит Т.Б., Рыхтик П.И., Рябова Е.Н., Сафонов Д.В.</i>	
ULTRASOUND ELASTOGRAPHY, BASED ON THE MEASUREMENT OF THE VELOCITY OF SHEAR WAVE	
<i>Demin I.Yu., Andreev V.G., Krit T.B., Rykhtik P.I., Ryabova E.N., Safonov D.V.</i>	
К ВОПРОСУ О МЕХАНИЗМАХ НЕЙРОГЕННЫХ АРИТМИЙ СЕРДЦА (ОБЗОР)	70
<i>А.А. Кузнецов, В.В. Чепенко</i>	
TO A QUESTION ON MECHANISMS OF NEUROGENIC ARRHYTHMIAS OF HEART (REVIEW)	
<i>Kuznetsov A.A., Chepenko V.V</i>	

ОСОБЕННОСТИ СИСТЕМ МОНИТОРИНГА ДВИГАТЕЛЬНОЙ АКТИВНОСТИ И РЕАБИЛИТАЦИИ ПАЦИЕНТОВ С НАРУШЕНИЕМ КРОВООБРАЩЕНИЯ ГОЛОВНОГО МОЗГА	75
Степанкевич В.Ю., Аполлонова И. А.	
FEATURES OF PHYSICAL ACTIVITY MONITORING AND REHABILITATION OF PATIENTS WITH IMPAIRED BRAIN CIRCULATION	75
Apollonova I.A., Stepankevich V.Y.	
ИССЛЕДОВАНИЕ ПАРАМЕТРОВ КАПИЛЛЯРНОГО КРОВОТОКА МЕТОДОМ ВИДЕОКАПИЛЛЯРОСКОПИИ	77
Волков М.В., Кострова Д.А., Маргарянц Н.Б., Пименов А.Ю	
INVESTIGATION OF CAPILLARY BLOOD FLOW PARAMETERS BY VIDEOCAPILLAROSCOPY METHOD	77
Volkov M.V., Kostrova D.A., Margaryants N.B., Pimenov A.Yu.	
ВОЗМОЖНОСТИ УЛЬТРАЗВУКОВЫХ КОНТРАСТОВ ПРИ ОЧАГОВОЙ ПАТОЛОГИИ ПЕЧЕНИ	81
Буланов М.Н., Буренко А.В., Павлова Н.С., Зирин А.Г.	
THE ABILITY OF ULTRASOUND CONTRASTS WITH FOCAL LESIONS OF THE LIVER	81
Bulanov M.N., Burenko A.V., Pavlova N.S., Zirin A.G.	
БРАХИТЕРАПИЯ: ПЕРСПЕКТИВНЫЕ РАДИОНУКЛИДЫ	82
Белянов А.А.	
BRACHYTHERAPY: PERSPECTIVE RADIONUCLIDES	82
Belianov A.A.	
ДВА ПОДХОДА К ОЦЕНКЕ ЭФФЕКТИВНОСТИ ПРОТИВООПУХОЛЕВОЙ ТЕРАПИИ	83
Григорьева Е. П.	
TWO METHODS OF EFFICIENCY EVALUATION OF ANTITUMOR THERAPY	83
Grigoryeva E.P.	
СИСТЕМНЫЙ ПОДХОД К ЦЕНТРАЛИЗАЦИИ ЛАБОРАТОРНЫХ ИССЛЕДОВАНИЙ ВО ВЛАДИМИРСКОЙ ОБЛАСТИ	86
Романова М.А.	
A SYSTEMATIC APPROACH TO THE CENTRALIZATION OF LABORATORY RESEARCH IN THE VLADIMIR REGION	86
Romanova M.A.	
АКТИВНО-ИНТЕРАКТИВНЫЕ МЕТОДЫ ОБУЧЕНИЯ СТУДЕНТОВ НА ПРИМЕРЕ ДИСЦИПЛИНЫ «АНАТОМИЯ И ФИЗИОЛОГИЯ ЧЕЛОВЕКА»	88
Пьянов И.В.	
ACTIVE AND INTERACTIVE METHODS OF STUDENTS TRAINING ON THE EXAMPLE OF DISCIPLINE "HUMAN ANATOMY AND PHYSIOLOGY"	88
Ryanov I.V.	
ЭХОГРАФИЧЕСКАЯ ОЦЕНКА ОБРАЗОВАНИЙ НАДПОЧЕЧНИКОВ	91
Попов С.В., Андреева О.В., Петросян С.Л.	
ECHOGRAPHY ESTIMATION OF ADRENAL LESIONS	91
Popov S.V., Andreeva O.V., Petrosjan S.L	
ДИАГНОСТИКА ВОСПАЛЕНИЯ, ВЫЗВАННОГО ВОЗДЕЙСТВИЕМ ИОНИЗИРУЮЩЕГО ИЗЛУЧЕНИЯ, МЕТОДОМ ЛАЗЕРНОЙ ФЛЮОРЕСЦЕНТНОЙ СПЕКТРОСКОПИИ IN VIVO	94
Гусева И. А., Куликова П.А.1, Рогаткин Д. Ал.	
DIAGNOSIS OF INFLAMMATION CAUSED BY IONIZING RADIATION EFFECTS BY LASER FLUORESCENCE SPECTROSCOPY IN VIVO	94
Guseva I. A., Kulikova P. A., Rogatkin D. A.	
ДИАГНОСТИКА ЛЕГОЧНЫХ ЗАБОЛЕВАНИЙ ПУТЕМ АНАЛИЗА ВЫДЫХАЕМОГО ВОЗДУХА И УСТАНОВКА ДЛЯ СБОРА ВЫДЫХАЕМЫХ АЭРОЗОЛЕЙ	97
Шугайло В.В., Сивашев М.С., Костенко С.А.	

PULMONARY DISEASES DIAGNOSIS BY ANALYSIS OF EXHALED AIR AND A SETUP FOR COLLECTING EXHALED AEROSOLS
Shugailo V.V., Sivashev M.S., Kostenko S.A.

ИССЛЕДОВАНИЕ ВОЗМОЖНОСТИ ИСПОЛЬЗОВАНИЯ ПОЗИТРОНОВ В ЛУЧЕВОЙ ТЕРАПИИ 102
Черняев А.П., Коков К.В.
POSITRONS USAGE IN RADIATION THERAPY POSSIBILITY RESEARCH
Chernyaev A.P., Kokov K.V.

МЕТОД ЛЕЧЕНИЯ ГРИБКОВЫХ ЗАБОЛЕВАНИЙ КОЖИ И НОГТЕВЫХ ПЛАСТИНОК 103
Оленев Е.А., Сушкива Л.Т.
METHOD OF TREATMENT OF FUNGAL SKIN DISEASES AND THE NAIL PLATE
Olenev E.A., Sushkova L.T.

СОВРЕМЕННЫЕ ДОСТИЖЕНИЯ БИОМЕДИЦИНСКОЙ ИНЖЕНЕРИИ В ПОВСЕДНЕВНОЙ ПРАКТИКЕ ВРАЧА АЛЛЕРГОЛОГА-ИММУНОЛОГА. 104
Рябинина З.В.
MODERN ACHIEVEMENTS OF BIOMEDICAL ENGINEERING IN EVERYDAY PRACTICE PHYSICIAN ALLERGIST-IMMUNOLOGIST
Ryabinina Z.V.

СЕКЦИЯ 2 ♦ SECTION 2
БИОКИБЕРНЕТИКА И МАТЕМАТИЧЕСКОЕ МОДЕЛИРОВАНИЕ
♦
BIOCYBERNETICS AND MATHEMATICAL MODELING

МЕТОДОЛОГИЯ СИНТЕЗА ГИБРИДНЫХ НЕЧЕТКИХ МОДЕЛЕЙ ОЦЕНКИ СОСТОЯНИЯ И УПРАВЛЕНИЯ БИОТЕХНИЧЕСКИМИ СИСТЕМАМИ 107
Кореневский Н.А., Шуткин А.Н., Стародубцева Л.В., Позин А.О.

METHODOLOGY OF THE SYNTHESIS OF HYBRID FUZZY MODELS FOR ASSESSMENT AND MANAGEMENT OF BIOTECHNICAL SYSTEMS.
Korenevskiy N.A., Shutkin A.N., Starodubtseva L.V., Pozin A.O.

НЕЧЕТКИЕ МОДЕЛИ ПРОГНОЗИРОВАНИЯ И ДИАГНОСТИКИ УРОЛОГИЧЕСКИХ ЗАБОЛЕВАНИЙ. 110
Серегин С.П., Зубарев Д.А., Коцарь А.Г.
APPLICATION OF EXPERT CONTROL SYSTEMS IN THE MANAGEMENT OF PATIENTS WITH UROLOGICAL DISEASES.
Seregin S.P., Zubarev D.A., Kotzar A.G.

РАСЧЕТ ПОТОКОВ СУПЕРОКСИДОВ В МОДЕЛИ ВЕРХНИХ ДЫХАТЕЛЬНЫХ ПУТЕЙ. 112
Карпухин В.А., Юшанкова В.Д.
MODELING OF FLUXES OF SUPEROXIDE IN A HUMAN AIRWAY MODEL
Karpukhin V.A., Yushankova V.D

ПРИМЕНЕНИЕ КОМПЬЮТЕРНЫХ ТЕХНОЛОГИЙ ПРИ ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНОМ ИЗУЧЕНИИ ЭФФЕКТИВНОСТИ ПРОТИВООПУХОЛЕВЫХ ВИРУСНЫХ ВАКЦИН 116
Бабушкина Н.А., Глумов В.М., Кузина Е.А.
MATHEMATICAL MODELING OF THE MECHANISM OF ANTITUMORAL EFFECT OF THE VIRUS-DERIVED VACCINES
Babushkin N.A., Glumo V.M., Kuzina E.A.

ФЕНОМЕНОЛОГИЧЕСКАЯ МОДЕЛЬ РЕАКТИВНОГО ПАТОГЕНЕЗА ПРИ СТРЕССЕ – ДЕПРЕССИИ 121
Кузнецов А.А., Чепенко В.В.

PHENOMENOLOGICAL MODEL OF REACTION PATHOGENESIS AT STRESS – DEPRESSIONS
Kuznetsov A.A., Chepenko V.V.

ПРОГРАММНАЯ РЕАЛИЗАЦИЯ МЕТОДА ПРОГНОЗИРОВАНИЯ ЭФФЕКТИВНОСТИ ВАКЦИНОТЕРАПИИ ОТ ЭКСПЕРИМЕНТА В КЛИНИКУ	125
Кузина Е.А., Бабушкина Н. А.	
SOFTWARE IMPLEMENTATION METHOD OF PREDICTING THE EFFECTIVENESS OF VACCINE THERAPY FROM EXPERIMENT TO THE CLINIC	125
<i>Kuzina E.A., Babushkina N.A.</i>	
ГЛУБИННАЯ ЗАВИСИМОСТЬ СРЕДНЕГО ЗНАЧЕНИЯ КОЭФФИЦИЕНТА КАЧЕСТВА ФОТОННОГО ИЗЛУЧЕНИЯ	130
Крусанов Г.А.	
MEAN VALUE OF PHOTON RADIATION QUALITY FACTOR'S DEPTH DEPENDENCE	130
<i>Krusanov G.A.</i>	
ПРИМЕНЕНИЕ ИСКУССТВЕННЫХ НЕЙРОННЫХ СЕТЕЙ ДЛЯ ВЫЯВЛЕНИЯ ИСКАЖЕНИЙ В ЭЛЕКТРОКАРДИОСИГНАЛЕ	132
Аль-Хайдри В.А., Исаков Р.В., Сушкина Л.Т.	
APPLICATION OF NEURAL NETWORKS FOR DISTORTIONS DETECTION IN ELECTROCARDIOSIGNAL	132
<i>Al-haidri W.A., Isakov R.V., Sushkova L.T.</i>	
МЕТОДИКА ОЦЕНКИ ЭФФЕКТИВНОСТИ НЕЙРОСЕТЕВОЙ СИСТЕМЫ АНАЛИЗА ЭЛЕКТРОКАРДИОГРАФИЧЕСКОГО СИГНАЛА	134
Аль-Хайдри В.А., Исаков Р.В., Сушкина Л.Т.	
EVALUATION OF EFFICIENCY NEURAL NETWORK SYSTEM FOR ELECTROCARDIOGRAPH SIGNAL ANALYSIS	134
<i>Al-haidri W.A., Isakov R.V., Sushkova L.T.</i>	
КРИТЕРИЙ ДЛЯ ОЦЕНКИ РАСПРЕДЕЛЕНИЯ ЭРИТРОЦИТОВ В МОНОСЛОЕ	137
Пятницкий А. М., Зоберн М.В.	
CRITERIA FOR ESTIMATION OF DISTRIBUTION OF RED BLOOD CELLS IN MONOLAYER	137
<i>Piatnitsky A.M., Zobern M. V.</i>	
ОБЗОР МЕТОДОВ ОБРАБОТКИ ФОНОКАРДИОГРАММЫ	138
Аед В.М., Исаков Р.В., Сушкина Л.Т.	
A SURVEY OF THE PHONOCARDIOGRAM PROCESSING METHODS	138
<i>Ayedh W.M., Isakov R.V., Sushkova L.T.</i>	
ПРОГРАММНЫЙ КОМПЛЕКС ПОСТРОЕНИЯ РИТМОГРАММЫ СЕРДЦА НА ОСНОВЕ ФОНОКАРДИОГРАММЫ	144
Аед В.М., Аль-Кавати А.А., Исаков Р.В., Сушкина Л.Т.	
SOFTWARE CONSTRUCTION HEART RHYTHMOGRAMS BASED ON PHONOCARDIOGRAM	144
<i>Ayedh W.M., Al-Kawati A.A., Isakov R.V., Sushkova L.T.</i>	
ИССЛЕДОВАНИЕ ВЛИЯНИЯ ДЛИНЫ ОКНА НА СПЕКТРАЛЬНУЮ ЭНТРОПИЮ ЭЭГ С ИСПОЛЬЗОВАНИЕМ МЕТОДА УЭЛЧА	148
Аль-Гали М. А.	
STUDY OF INFLUENCE OF LENGTH WINDOWS ON THE SPECTRAL ENTROPY OF EEG USING METHODS WELCH	148
<i>Al-ghaili M.A.</i>	
АЛГОРИТМ ДИАГНОСТИКИ ОБСТРУКТИВНОГО АПНОЭ ПО ЭЛЕКТРОКАРДИОСИГНАЛУ	151
Чан Чонг Хью	
ALGORITHM OF THE OBSTRUCTIVE SLEEP APNEA DIAGNOSTICS USING ECG SIGNAL	151
<i>Tran Trong Hieu</i>	
ДВУХУРОВНЕВЫЙ МЕТА-АНАЛИЗ НА ОСНОВЕ БАЙЕСОВСКОГО ПОДХОДА И НЕЙРОСЕТЕВОГО МОДЕЛИРОВАНИЯ ДЛЯ ПРОГНОЗА ФУНКЦИОНАЛЬНОГО СОСТОЯНИЯ ПО ВИДАМ ПРОФЕССИОНАЛЬНОЙ ДЕЯТЕЛЬНОСТИ	156
Ефремов М.А., Уварова В.В., Шкатова Е.С.	

TWO-LEVEL META-ANALYSIS ON THE BASIS OF BAYESIAN APPROACH AND NEURAL NETWORK MODELLING FOR THE FORECAST OF THE FUNCTIONAL STATE FOR TYPES OF PROFESSIONAL ACTIVITY

Efremov M.A., Uvarova V.V., Shkatova E.S.

МЕТОД КОРРЕКЦИИ ИЗОБРАЖЕНИЯ РЕНТГЕНОВСКИХ СНИМКОВ, ОСНОВАННЫЙ НА УЧЕТЕ ГЛОБАЛЬНОЙ ИНФОРМАЦИИ ОБ ИХ СТРУКТУРЕ

Кудрявцев П.С., Кузьмин А.А., Филист С.А., Шаталова О.В.

THE METHOD OF CORRECTION OF THE IMAGE OF X-RAY PICTURES BASED ON THE ACCOUNTING OF GLOBAL INFORMATION ABOUT THEIR STRUCTURE

Kudryavtsev P.S., Kuz'min A.A., Filist S.A., Shatalova O.V.

160

МОДЕЛИ ПРОВОДИМОСТИ БИОМАТЕРИАЛОВ В БИОАКТИВНЫХ ТОЧКАХ ПРИ ДВУХПОЛЯРНОМ ЗОНДИРУЮЩЕМ ТОКЕ

Богданов А.С., Мухатаев Ю.Б., Суржикова С.Е.

THE MODELS OF CONDUCTIVITY OF BIOMATERIALS IN BIOACTIVE POINTS AT THE BIPOLAR PROBING CURRENT

Bogdanov A.S., Mukhataev Yu.B., Surzhikova S.E.

164

ПРОГНОЗИРОВАНИЕ ВОЗНИКОВЕНИЯ МОЧЕКАМЕННОЙ БОЛЕЗНИ С ИСПОЛЬЗОВАНИЕМ ИНФОРМАЦИИ О СОСТОЯНИИ БИОЛОГИЧЕСКИ АКТИВНЫХ ТОЧЕК.

Зубарев Д.А. З, Кореневская С.Н., Серегин С.П.

169

PREDICTION OF UROLITHIASIS USING INFORMATION ABOUT THE STATE OF BIOLOGICALLY ACTIVE POINTS

Zubarev D.A., Korenevskaya S.N., Seregin S.P.

ПРОГНОЗИРОВАНИЕ СТЕПЕНИ ТЯЖЕСТИ ИШЕМИЧЕСКОГО ПРОЦЕССА СЕРДЦА, ГОЛОВНОГО МОЗГА И НИЖНИХ КОНЕЧНОСТЕЙ

А.В. Быков, А.Г. Устинов, Л.В. Стародубцева

PREDICTION OF THE SEVERITY OF ISCHEMIC HEART PROCESS, BRAIN AND LOWER EXTREMITIES.

Biko A.V. v, Ustinov A.G., Starodubtseva L.V.

171

СПОСОБ ВЫДЕЛЕНИЯ ТОНОВ СЕРДЦА ПЛОДА В ФОНОКАРДИОГРАММЕ

Буреев А.Ш., Жданов Д.С., Земляков И.Ю., Киселева Е.Ю., Селезнев А. В., Осипов А.В., Хохлова Л.А.

A METHOD FOR ISOLATING FETAL HEART TONES IN PHONOCARDIOGRAM

Bureev A. Sh., Zhdanov D. S., Zemlyakov I. Yu., Kiseleva E. Yu., Seleznev A. I. , Osipov A. V., Hohlova L. A.

174

РАЗРАБОТКА АЛГОРИТМА ОБРАБОТКИ СИГНАЛА НА ОСНОВЕ МОДЕЛИ ВОСПРИЯТИЯ ИНФОРМАЦИИ ЧЕЛОВЕКОМ

Кротова Е. И.

DEVELOPMENT OF ALGORITHM OF PROCESSING OF THE SIGNAL ON THE BASIS OF MODEL OF PERCEPTION OF THE INFORMATION THE PERSON

Krotova E.I.

178

МОДЕЛИРОВАНИЕ ГАЗОВОГО ОБМЕНА В ЛЕГКИХ И ТКАНЯХ ЧЕЛОВЕКА НА ОСНОВЕ ПРИНЦИПА ФИКА И МОДИФИЦИРОВАННОЙ ФОРМУЛЫ СТАРРА

Мордовина С. А.

SIMULATION OF LUNG AND TISSUE GAS EXCHANGE BASED ON THE FICK PRINCIPLE AND THE MODIFIED STARR EQUATION

Mordovina S. A.

183

ВИРТУАЛЬНЫЙ ГЕНЕРАТОР АВТОДИННОГО СИГНАЛА

Ловягин К. Р., Гуржин С. Г.

VIRTUAL SELF-MIXING SIGNAL GENERATOR

Lovyagin K. R., Gurzhin S. G.

187

МОДЕЛИРОВАНИЕ ПРОХОЖДЕНИЯ ИМПУЛЬСНОГО ТОКА ЧЕРЕЗ ШЕЙНЫЙ ОТДЕЛ

Бабич М.В., Фрелих А.В., Шемякин Д.Г., Арсентьев Е.А., Кубланов В.С

MODELING OF SURGE CURRENT FLOW THROUGH THE CERVICAL SPINE

Babich M.V., Frelich A.V., Shemyakin D.G., Arsentiev E.A., Kublanov V.S.

190

О ВОЗМОЖНОСТЯХ АЛГОРИТМА, ИСПОЛЬЗУЮЩЕГО РЕГРЕССИОННЫЕ ДЕРЕВЬЯ, ПРИ НАХОЖДЕНИИ ПОЛОЖЕНИЯ КЛЮЧЕВЫХ ТОЧЕК ЛИЦА	194
Бельков Д. Д., Пуртов К. С., Кубланов В.С.	
EFFICIENCY ASSESSMENT OF THE REGRESSION TREE BASED ALGORITHM FOR LOCATING FACIAL LANDMARKS	
Belkov D.D., Purtov K.S., Kublanov V.S.	
АЛГОРИТМ ВЫЯВЛЕНИЯ НАРУШЕНИЙ ДЫХАНИЯ ВО СНЕ ДЛЯ СИСТЕМЫ КАРДИОРЕСПИРАТОРНОГО МОНИТОРИНГА: УРОВНИ ПРЕДСТАВЛЕНИЯ ДАННЫХ	198
Гуменый В. Г.	
ALGORITHM FOR SLEEP BREATHING DISORDERS DETECTION FOR CARDIORESPIRATORY MONITORING SYSTEM: DATA REPRESENTATION LEVELS	
Gumennyi V.G.	
О РЕКОНСТРУКЦИИ 3D-ТОМОГРАММ ОБЪЕКТОВ ВРАЩЕНИЯ ПО ДВУМЕРНЫМ ПРОЕКЦИЯМ ПРИ ФИКСИРОВАННОМ УГЛЕ НАКЛОНЕНИЯ	201
Агафонов М.И., Сидоров М.Ю.	
CONCERNING 3D-TOMOGRAM RECONSTRUCTION OF ROTATING OBJECTS FROM THE SET OF 2D-PROJECTIONS BY FIXED INCLINATION ANGLE	
Agafonov M.I., Sidorov M.Yu.	
ПРИМЕНЕНИЕ ЭМПИРИЧЕСКОЙ МОДОВОЙ ДЕКОМПОЗИЦИИ ДЛЯ УСТРАНЕНИЯ ДРЕЙФА ИЗОЛИНИИ В ЭКГ	206
В.А .Аль-Хайдри, Е.М. Талеб, Л.Т. Сушкова	
BASELINE DRIFT REMOVAL OF ECG USING EMPIRICAL MODE DECOMPOSITION	
Al-haidri W.A., Sushkova L.T., Taleb E.M.	

СЕКЦИЯ 3 ◆ SECTION 3

БИОМЕХАНИКА, ПРОБЛЕМЫ КОРРЕКЦИИ И ЛЕЧЕНИЯ ОПОРНО-ДВИГАТЕЛЬНОГО АППАРАТА

BIOMECHANICS, PROBLEMS OF CORRECTION AND TREATMENT OF MUSCULOSKELETAL SYSTEM

ОЦЕНКА МАГНИТНОГО ПОЛЯ МАГНИТОТЕРАПЕВТИЧЕСКОЙ ПОДСИСТЕМЫ МЕХАНОТЕРАПЕТИЧЕСКОГО УСТРОЙСТВА	209
Гиниятуллин Н.И., Жулев В.И., Каплан М.Б.	
ESTIMATION OF MAGNETIC FIELD MAGNETOTHERAPEUTIC SUBSYSTEM DEVICE MECHANOTHERAPY	
Giniyatullin N.I., Zhulev V.I., Kaplan M.B.	
СОВЕРШЕНСТВОВАНИЕ АЛГОРИТМА УПРАВЛЕНИЯ МЕХАТРОННОГО МОДУЛЯ БИОМЕХАНИЧЕСКОГО ТРЕНАЖЕРА	211
Новикова В.А., Жданов А.В., Морозов В.В.	
IMPROVED CONTROL ALGORITHMS OF MECHATRONIC UNITS FOR BIOMECHANICAL SIMULATOR	
Novikova E.A., Zhdanov A.V., Morozov V.V.	
ИССЛЕДОВАНИЕ ПРОЧНОСТИ НЕСУЩЕГО ЭЛЕМЕНТА ГОЛЕНОСТОПНОГО ПРОТЕЗА	213
Кочетов Д. О., Шинаков И.В., Жданов А. В.	
STRENG INVESTIGATION OF THE BEARING ELEMENT OF ANKLE PROSTHESIS	
Kochetov D.O., Shinakov I.V., Zhdanov A.V.	
МОДЕЛИРОВАНИЕ БИОМЕХАНИКИ КРОВООБРАЩЕНИЯ ПРИ ЛЕВОЖЕЛУДОЧКОВОМ ОБХОДЕ СЕРДЦА НАСОСОМ ПУЛЬСИРУЮЩЕГО ТИПА	215
Жданов А.В., Штых Д. В., Иткин Г. П.	

MODELING BIOMECHANICS CIRCULATION IN LEFT VENTRICLE ASSIST DEVICE WITH PULSATIV PUMP	
<i>Zhdanov A.V., Shtyh D.V.</i>	

МЕХАНИЧЕСКИЙ ПОДХОД К ОПИСАНИЮ ОСНОВ БИОНИЧЕСКОГО ПРОТЕЗИРОВАНИЯ	217
<i>Чигибаева К.М.</i>	
MECHANICAL APPROACH TO THE DESCRIPTION OF THE BASICS OF BIONIC PROSTHETICS	
<i>Chigibaeva Kseniya Maratovna</i>	

ИСПОЛЬЗОВАНИЕ АДДИТИВНЫХ ТЕХНОЛОГИЙ ПРИ СОЗДАНИИ ИСКУССТВЕННЫХ ЖЕЛУДОЧКОВ СЕРДЦА	220
<i>Жданов А. В., Беляев Л. В., Кочетов Д. О.</i>	
USING ADDITIVE TECHNOLOGY IN THE CREATING OF ARTIFICIAL VENTRICLE	
<i>Zhdanov A.V., Belyaev L.V., Kochetov D.O.</i>	

СИСТЕМА РЕАБИЛИТАЦИИ ПАЦИЕНТОВ ДЛЯ ВОССТАНОВЛЕНИЯ ДВИГАТЕЛЬНОЙ АКТИВНОСТИ	221
<i>Хачатуриян Д.А., Пеккер Я.С., Бразовский К.С., Толмачев И.В.</i>	
SYSTEM OF REHABILITATION OF PATIENTS FOR RESTORATION OF PHYSICAL ACTIVITY	
<i>Khachaturyan D.A. Tolmachev I.V. Pekker Y. S. Brazovskii K.C.</i>	

АВТОМАТИЗИРОВАННЫЙ ОРТОПЕДИЧЕСКИЙ АППАРАТ ВНЕШНЕЙ ФИКСАЦИИ	224
<i>Мамаев И.М., Морозов В.В., Федотов О.В., Филимонов В.Н.</i>	
AUTOMATED ORTHOPEDIC EXTERNAL FIXATION DEVICE	
<i>Mamaev I.M., Morozov V.V., Fedotov O.V., Filimonov V.N.</i>	

СТРУКТУРА СИСТЕМЫ УПРАВЛЕНИЯ АВТОМАТИЗИРОВАННОГО ОРТОПЕДИЧЕСКОГО АППАРАТА ВНЕШНЕЙ ФИКСАЦИИ	226
<i>Мамаев И.М., Федотов О.В., Филимонов В.Н., Сабуров П.С.</i>	
A STRUCTURE OF CONTROL SYSTEM OF AUTOMATED ORTHOPEDIC EXTERNAL FIXATION DEVICES	
<i>Mamaev I.M., Fedotov O.V., Filimonov V.N., Saburov P.S.</i>	

СРАВНИТЕЛЬНЫЙ АНАЛИЗ РЕЗУЛЬТАТОВ ИСПЫТАНИЙ МЕХАТРОННЫХ МОДУЛЕЙ НА БАЗЕ РОЛИКОВИНТОВЫХ ПЕРЕДАЧ С ЗУБЧАТЫМИ И РЕЗЬБОВЫМИ СИНХРОНИЗАТОРАМИ	228
<i>Кириллов А.В., Курилова А.С., Филимонов В.Н.</i>	
COMPARATIVE ANALYSIS OF THE RESULTS OF TESTS ON THE BASIS MECHATRONIC MODULES ROLLER WITH TOOTHED AND THREADED SYNCHRONIZER	
<i>Kirillov A.V., Kurilova A.S.. Filimonov, V.N.</i>	

АНАЛИЗ ТЕХНОЛОГИЙ НАНЕСЕНИЯ БИОСОВМЕСТИМЫХ ПОКРЫТИЙ НА МЕДИЦИНСКИЕ ПОЛИУРЕТАНОВЫЕ ИЗДЕЛИЯ	229
<i>Вознесенская А.А., Жданов А.В., Морозов В.В.</i>	
ANALYSIS OF BIOCOMPATIBLE COATINGS APPLICATION TECHNOLOGIES FOR MEDICAL POLYURETHANE PRODUCTS	
<i>Voznesenskaya A.A., Zhdanov A.V., Morozov V.V.</i>	

РАЗРАБОТКА И СОЗДАНИЕ МЕХАТРОННЫХ МОДУЛЕЙ МАЛОЙ МОЩНОСТИ ДЛЯ УСТРОЙСТВ МЕДИЦИНСКОГО НАЗНАЧЕНИЯ	231
<i>Алексеева А. С.</i>	
DESIGN AND CREATION OF MECHATRONIC MODULES FOR LOW-POWER MEDICAL DEVICES	
<i>Alekseeva A.S.</i>	

ИССЛЕДОВАНИЕ ЭЛКТРОПРОВОДЯЩЕГО КОМПОЗИЦИОННОГО НАНОМАТЕРИАЛА НА ОСНОВЕ АКРИЛОВОЙ КРАСКИ И МНОГОСЛОЕНЫХ УГЛЕРОДНЫХ НАНОТРУБОК	234
<i>Ичкитидзе Л.П., Тельшев Д.В., Голубева А.О.</i>	
INVESTIGATING CONDUCTIVITY OF COMPOSITE NANOMATERIAL BASED OF ACRYLIC PAINT AND MULTIWALLED CARBON NANOTUBES	
<i>L.P. Ichkitidze, D.V. Telyshev, A.O. Golubeva</i>	

БИОКОРРЕКЦИЯ СТВОЛОВОГО СИНДРОМА ПРИ ТЕХНОГЕННОМ СПРЕССЕ	238
<i>Кудинова Е.В.</i>	

BIO-CORRECTION STEM SYNDROME IN MAN-CAUSED STRESS
Kudinova E. V.

КИНЕМАТИКА БОКОВЫХ ДВИЖЕНИЙ В КОЛЕННОМ СУСТАВЕ У ЛЮДЕЙ С ГОНАРТРОЗОМ 241
Солодилов Р.О.

KINEMATICS OF LATERAL-DIRECTIONAL MOTION IN THE KNEE JOINT AT PEOPLE WITH GONARTHROSIS

Solodilov Roman Olegovich

АНАЛИЗ ДИНАМИКИ ВЕРТИКАЛИЗАЦИИ ПАЦИЕНТА С ПОРАЖЕНИЕМ ОПОРНО-ДВИГАТЕЛЬНОГО АППАРАТА НА УСТРОЙСТВЕ «ЭКЗОМЕЖУРП» 246

Яцун С.М., Рукавицын А.Н., Яцун А.С.

ANALYSIS OF THE DYNAMICS OF THE VERTICALIZATION FOR PATIENT WITH INJURY MUSCULOSKELETAL SYSTEM WITH DEVICE "EKZOMEZHURER"

Yatsun Svetlana, Rukavitsin Alexander, Yatsun Andrew

ЭКЗОСКЕЛЕТЫ: АНАЛИЗ НАПРАВЛЕНИЙ РАЗВИТИЯ И ПРИМЕНЕНИЙ В МЕДИЦИНСКИХ ТЕХНОЛОГИЯХ 247

Брумштейн Ю.М.

EXOSKELETONS: ANALYSIS OF THE DIRECTIONS OF DEVELOPMENT AND APPLICATIONS IN MEDICAL TECHNOLOGIES

Brumshteyn Yu.M.

ЭКЗОСКЕЛЕТ С ГИДРАВЛИЧЕСКИМ ПРИВОДОМ 252

Верхов С.С.

EXOSKELETON WITH HYDRAULIC DRIVE

Verhov S.S.

СЕКЦИЯ 4 ♦ SECTION 4

ИНФОТЕЛЕКОММУНИКАЦИОННЫЕ ТЕХНОЛОГИИ В МЕДИЦИНЕ И ЭКОЛОГИИ

РС ЕГИСЗ «НИ ШАГУ НАЗАД»! 254

Дегтерева М.И.

RS EGISZ "Not one step back"!

Degtereva MI

СЕГМЕНТАЦИЯ ЭПИЛЕПТИЧЕСКИХ РАЗРЯДОВ ЭЭГ КРЫС 255

Анциперов В.Е.

THE RAT'S EEG EPILEPTIC DISCHARGE SEGMENTATION

Antsiperov V.E.

СЕГМЕНТАЦИЯ ЭПИЛЕПТИЧЕСКИХ РАЗРЯДОВ И СОННЫХ ВЕРЕТЕН У КРЫС ПРИ ИССЛЕДОВАНИИ РАННЕГО ПОСТТРАВМАТИЧЕСКОГО ПЕРИОДА 258

Кершнер И.А., Обухов Ю.В., Комольцев И.Г.

EPILEPTIC DISCHARGES AND SLEEP SPINDLES DETECTION IN RATS DURING THE EARLY POSTTRAUMATIC PERIOD

Kershner I.A., Obukhov Y.V., Komoltsev I.G.

СТРУКТУРНО-ТОПОЛОГИЧЕСКИЙ И МОРФОЛОГИЧЕСКИЙ АНАЛИЗ 261

ЭЛЕКТРОКАРДИОГРАММ

Кузнецов А.А.

THE STRUCTURAL - TOPOLOGICAL AND MORPHOLOGICAL ANALYSIS OF ELECTROCARDIOGRAMS

A.A. Kuznetsov

АМПЛИТУДНО-ФАЗОВОЕ СОПРЯЖЕНИЕ СИСТОЛИЧЕСКОГО ПОТЕНЦИАЛА И РАЗМЕРА КАРДИОЦИКЛА НА ЭЛЕКТРОКАРДИОГРАММЕ	266
Кузнецов А.А. AMPLITUDE-PHASE INTERFACE OF SYSTOLIC POTENTIAL AND THE CARDIO CYCLE SIZE ON AN ELECTROCARDIOGRAM	A.A. Kuznetsov
ИНТЕЛЛЕКТУАЛЬНЫЙ КАРДИОЛОГИЧЕСКИЙ МОНИТОР ДЛЯ ИНДИВИДУАЛЬНОЙ ТЕРАПИИ	270
Лищук В.А., Бокерия Л.А., Газизова Д.Ш., Сазыкина Л.В., Сушкива Л.Т., Шевченко Г.В. INTELLIGENT CARDIAC MONITOR FOR PERSONAL THERAPY	Lischouk V. A., Bockeria L. A., Gazizova D. Sh., Sazykina L. V., Sushkova L. T., Shevchenko V. G.
ОСОБЕННОСТИ РАЗРАБОТКИ МЕТОДА ЭКСПРЕСС-ДИАГНОСТИКИ ПИГМЕНТНЫХ НОВООБРАЗОВАНИЙ КОЖИ	273
Римская Е.Н., Аполлонова И.А. ESPECIALLY THE DEVELOPMENT OF THE METHOD OF EXPRESS DIAGNOSTICS OF PIGMENTED SKIN LESIONS	E.N. Rimskaya, I.A. Apollonova
ИССЛЕДОВАНИЕ СВОЙСТВ ВИРТУАЛЬНЫХ ДИАГРАММ РИТМА СЕРДЦА	277
Кузнецов А.А., Пермяков С.А., Сушкива Л.Т. INVESTIGATION OF VIRUAL HEART RATE DIAGRAM PARAMETERS	Permyakov S.A., Kuznetsov A.A., Sushkova L.T.
БИНАУРАЛЬНОЕ ВОСПРИЯТИЕ ЗВУКА: АНАЛИЗ ВОЗМОЖНЫХ НАПРАВЛЕНИЙ ИССЛЕДОВАНИЙ И АППАРАТНО-ПРОГРАММНЫХ СРЕДСТВ ДЛЯ ИХ РЕАЛИЗАЦИИ	281
Брумштейн Ю.М., Кулаков М.А. BINAURAL PERCEPTION OF THE SOUND: ANALYSIS OF POSSIBLE RESEARCHES DIRECTIONS, HARDWARE AND SOFTWARE FOR THEIR REALIZATION	Brumshteyn Yu.M., Kulakov M.A.
ОБРАБОТКА ДАННЫХ ЭКСПЕРИМЕНТА МЕТОДОМ ДИАЛОГОВОГО ОКНА	286
Прокошев В.Г., Звягин М.Ю., Голубев А.С., Куприянов А.А. PROCESSING ALGORITHM METHOD "DIALOG BOX"	Prokoshev V.G., Zvyagin M.U., Golubev A.S., Kupriyanov A.A.
ИРРЕГУЛЯРНЫЕ УПАКОВКИ ФИГУР РАЗНЫХ РАЗМЕРОВ И ФОРМ	289
Голубев А.С., Звягин М.Ю., Самойлова Л.И., Куприянов А.А. IRREGULAR FIGURE PACKINGS OF DIFFERENT SIZES AND SHAPES	Golubev A.S., Zvyagin M.U., Samoilova L.I., Kupriyanov A.A.
ИСПОЛЬЗОВАНИЕ СЕТЕЙ БАЙЕСА ДЛЯ РАСПОЗНАВАНИЯ HS- И FE²⁺-ИНТОКСИКАЦИЙ У ПАЦИЕНТОВ	293
Машевский Г.А., Семеновская М. В. THE APPLICATION OF BAYESIAN NETWORKS FOR PATIENTS HS- AND FE²⁺ INTOXICATIONS RECOGNITION	Mashevskiy G. A., Semenovskaya M. V.
О НЕКОТОРЫХ ЗАКОНОМЕРНОСТЯХ МЕХАНИЗМА РЕГУЛЯЦИИ РИТМА СЕРДЦА	297
Кузнецов А.А. ABOUT SOME LAWS OF A HEART RHYTHM REGULATION MECHANISM	A.A. Kuznetsov
О ВОЗМОЖНОСТИ ИСПОЛЬЗОВАНИЯ СИСТЕМЫ РАСПОЗНАВАНИЯ РЕЧИ ПРИ РЕГИСТРАЦИИ ЗАЯВОК НА ПОЛУЧЕНИЕ МЕДИЦИНСКИХ УСЛУГ В ЙЕМЕНЕ	301
Левин Е.К., Аль-Дайбани А.М. ABOUT A POSSIBILITY OF USE OF SPEECH RECOGNIZER WHEN FILING APPLICATIONS FOR RECEIVING MEDICAL SERVICES IN YEMEN	Al-Dhaibani A.M., Levin E.K.,

РЕАЛИЗАЦИЯ СПОСОБОВ ДИАГНОСТИКИ ЗАБОЛЕВАНИЙ В МЕДИЦИНСКОЙ АВТОМАТИЗИРОВАННОЙ ИНФОРМАЦИОННОЙ СИСТЕМЕ ПОДДЕРЖКИ ПРИНЯТИЯ РЕШЕНИЙ.	303
<i>Проскуряков А. В.</i>	
IMPLEMENTATION OF METHODS OF DIAGNOSIS OF DISEASES IN MEDICAL AUTOMATED INFORMATION SYSTEM OF SUPPORT OF DECISION-MAKING.	303
<i>Proskuryakov A.V.</i>	
ПРИМЕНЕНИЕ СПЕКТРОГРАММЫ В ЗАДАЧАХ АНАЛИЗА ФОНОКАРДИОГРАММЫ	307
<i>Аед В.М., Исаков Р.В., Сушкиова Л.Т.</i>	
APPLICATION SPECTROGRAMS FOR TASK OF ANALYZING PHONOCARDIOGRAM	307
<i>Aeydh W.M., Isakov R.V., Sushkova L.T.,</i>	
СИСТЕМНЫЙ АНАЛИЗ НАПРАВЛЕНИЙ, МЕТОДОВ И ТЕХНИЧЕСКИХ СРЕДСТВ ИЗУЧЕНИЯ ЧУВСТВИТЕЛЬНОСТИ КОНЧИКОВ ПАЛЬЦЕВ РУК	311
<i>Брумштейн Ю.М.</i>	
THE SYSTEM ANALYSIS OF THE DIRECTIONS, METHODS AND TECHNICAL MEANS FOR STUDYING FINGER TIPS SENSITIVITY	311
<i>Brumshteyn Yu.M.</i>	
ИНФОРМАЦИОННО-ИЗМЕРИТЕЛЬНАЯ СИСТЕМА ДИАГНОСТИКИ ГЕПАТИТА	316
<i>Астрафьев А.Н.</i>	
INFORMATION MEASURING SYSTEM FOR DIAGNOSIS OF HEPATITIS	316
<i>Astafyev A.N.</i>	
ЭКСПЕРТНАЯ СИСТЕМА ДЛЯ РАСПОЗНАВАНИЯ ТИПОВ ПАТОЛОГИИ У ДЕТЕЙ	319
<i>Аль-Хулейди Н.А., Аль-Хайдри В.А.</i>	
EXPERT SYSTEM FOR RECOGNITION OF CHILDREN PATHOLOGY	319
<i>Nashwan A. Al-khulaidi., Al-Haidri W.A.</i>	
ВОЗМОЖНОСТИ ИСПОЛЬЗОВАНИЯ АВТОМАТИЗИРОВАННЫХ СИСТЕМ РЕГИСТРАЦИИ ЗАЯВОК НА ПОЛУЧЕНИЕ МЕДИЦИНСКИХ УСЛУГ В ЙЕМЕНЕ	322
<i>Аль-Дайбани А.М.</i>	
POSSIBILITIES OF USE OF THE AUTOMATED SYSTEMS OF FILING OF REQUESTS FOR RECEIVING MEDICAL SERVICES IN YEMEN	322
<i>Al-Dhaibani A.M.</i>	
МЕТОДИКА ИНФОРМАЦИОННОГО НАПОЛНЕНИЯ СИСТЕМЫ ПОДДЕРЖКИ ПРИНЯТИЯ РЕШЕНИЙ ХИРУРГА ЭКСТРЕННОЙ ПОМОЩИ ПРИ ВЫБОРЕ ТАКТИКИ ЛЕЧЕНИЯ ПОСТРАДАВШИХ С ТЯЖЕЛЫМИ ПОВРЕЖДЕНИЯМИ ПЕЧЕНИ	324
<i>Семенова Е. А.</i>	
METHODOLOGY OF CONTENT OF THE DECISION SUPPORT SYSTEM OF EMERGENCY CARE SURGEON IN THE SELECTION OF TREATMENT FOR PATIENTS WITH SEVERE LIVER DAMAGE	324
<i>Semenova E.A.</i>	
УДАЛЕННОЕ ВИДЕОНАБЛЮДЕНИЕ В ОБРАЗОВАТЕЛЬНОМ ПРОЦЕССЕ В ОБЛАСТИ БИОТЕХНИЧЕСКИХ СИСТЕМ	327
<i>Попкова В.В., Павлов Д.Д.</i>	
REMOTE VIDEO SURVEILLANCE IN THE EDUCATIONAL PROCESS IN THE FIELD OF BIOTECHNICAL SYSTEMS	327
<i>Popkova V.V., Pavlov D.D.</i>	
АЛГОРИТМ ДЛЯ ОЦЕНКИ ЭФФЕКТИВНОСТИ ИНФОРМАЦИОННОЙ ЗАЩИТЫ МЕДИЦИНСКОГО ЦЕНТРА В ИОРДАНИИ	328
<i>Амро М.</i>	
THE ALGORITHM FOR EVALUATING THE EFFECTIVENESS OF INFORMATION PROTECTION OF THE MEDICAL CENTER IN JORDAN	328
<i>Amro M.</i>	
УЛУЧШЕНИЕ АУТЕНТИФИКАЦИИ И АЛГОРИТМОВ ШИФРОВАНИЯ В МЕДИЦИНСКИХ СЕТЯХ ИОРДАНИИ	330
<i>Галкин А.П., Амро М.</i>	

**IMPROVED AUTHENTICATION AND ENCRYPTION ALGORITHMS IN MEDICAL NETWORKS
JORDAN**

Galkin A. P., Amro M. M.

**ПОВЫШЕНИЕ ЭФФЕКТИВНОСТИ ИНФОРМАЦИОННОЙ ЗАЩИТЫ ЭЛЕКТРОННОГО
ДОКУМЕНТООБОРОТА В МЕДИЦИНСКИХ СЕТЯХ ИОРДАНИИ**

Галкин А. П., Суслова Е. Г., Амро Мохаммад

**IMPROVING THE EFFECTIVENESS OF INFORMATION PROTECTION ELECTRONIC DOCUMENT
MANAGEMENT IN HEALTHCARE NETWORKS OF JORDAN**

Galkin A. P., Suslova E. G., Amro M.M.

**МОДИФИКАЦИЯ МЕТОДА OFDM ПРИ ПЕРЕДАЧЕ ШИРОКОПОЛОСНЫХ
БИОМЕДИЦИНСКИХ СИГНАЛОВ**

Полушкин П.А., Лось В.О.

**MODIFICATION OF OFDM METHOD IN WIDEBAND BIOMEDICAL TELECOMMUNICATION
SYSTEMS**

Polushin P.A., Los V.O.

**ПАРАМЕТРИЧЕСКАЯ АДАПТАЦИЯ ЛИНИЙ ПЕРЕДАЧИ БИОМЕДИЦИНСКОЙ
ИНФОРМАЦИИ**

Полушкин П.А., Джусулани И., Беляков А.В..

PARAMETRICAL ADAPTATION OF BIOMEDICAL TELECOMMUNICATION LINES

Polushin P.A., Julani I., Beliakov A.V

**ВОЗМОЖНОСТИ УМЕНЬШЕНИЯ ИСКАЖЕНИЙ СИГНАЛОВ В ШИРОКОПОЛОСНЫХ
СИСТЕМАХ ПЕРЕДАЧИ БИОМЕДИЦИНСКОЙ ИНФОРМАЦИИ**

Полушкин П.А., Мартышевская Д.А., Раджабов У.М.

**POSSIBILITIES OF INCREASING OF SIGNAL INTERFERENCE IN WIDEBAND BIOMEDICAL
TELECOMMUNICATION SYSTEMS**

Polushin P.A., Martyshevskaya D.A., Rajabov U.M.

**РАЗРАБОТКА МЕТОДИКИ АПРИОРНОЙ ОЦЕНКИ ЭФФЕКТИВНОСТИ РАЗЛИЧНЫХ ВИДОВ
РАДИОСЕТЕЙ, ИСПОЛЬЗУЕМЫХ ДЛЯ ПОСТРОЕНИЯ РЕГИОНАЛЬНЫХ
ТЕЛЕМЕДИЦИНСКИХ СИСТЕМ**

Уланов Е.А., Никитин О.Р.

**DEVELOPMENT OF THE METHOD OF APRIORI EFFECTIVENESS ESTIMATION OF
DIFFERENT TYPES OF RADIO NETWORKS USED TO BUILD REGIONAL TELEMEDICINE
SYSTEMS**

Ulanov E.A., Nikitin O.R.

**СРАВНИТЕЛЬНЫЙ АНАЛИЗ КРИПТОГРАФИЧЕСКИХ АЛГОРИТМОВ ДЛЯ МЕДИЦИНСКИХ
ВИДЕОСЕТЕЙ СОЧИ**

Никитин О. Р., Бухерук К.

**COMPARATIVE ANALYSIS OF CRYPTOGRAPHIC ALGORITHMS FOR MEDICAL VIDEO
NETWORKS SOCHI**

Nikitin O. R., Boukherouk K.

РАЗРАБОТКА АЛГОРИТМОВ ДИАГНОСТИКИ СВЕРТОЧНЫХ КОДОВ

Корнеева Н.Н., Никитин О.Р.

DEVELOPMENT OF ALGORITHMS DIAGNOSTICS CONVOLUTIONAL CODES

Korneeva N. N., Nikitin O. R.

**DIGITAL COHERENT RECEIVER FOR HOSPITAL NETWORKS SUPPORTING MIXED
MODULATION FORMATS AND BIT-RATES**

М.Б. Турей, Ланцов В.Н.

**DIGITAL COHERENT RECEIVER FOR HOSPITAL NETWORKS SUPPORTING MIXED
MODULATION FORMATS AND BIT-RATES**

Turay Mohamed Babah, Lantsov V.N.

КНИГА II ♦ BOOK II

СЕКЦИЯ 5 ♦ SECTION 5

НАУЧНАЯ МОЛОДЕЖНАЯ СЕССИЯ ИНТЕЛЛЕКТУАЛЬНЫЕ БИОМЕТРИЧЕСКИЕ СИСТЕМЫ И ТЕХНОЛОГИИ

SCIENTIFIC YOUTH SCHOOL

SMART BIOMETRIC SYSTEMS AND TECHNOLOGIES

ВОЗМОЖНОСТИ НЕЙРОСЕТЕВЫХ ТЕХНОЛОГИЙ ПРИ ИДЕНТИФИКАЦИИ ЛИЧНОСТИ В УДАЛЕННОМ КАРДИОМОНИТОРИРОВАНИИ <i>Исаков Р.В., Сунцова О.В., Ежков А.В.</i> CAPABILITIES OF THE NEURAL NETWORKS TECHNOLOGIES AT PERSONAL IDENTIFICATION IN REMOTE CARDIOMONITORING <i>Isakov R.V., Suntsova O.V., Ejkov A.V.</i>	31
МЕТОДЫ ОБРАБОТКИ ЦИФРОВЫХ МНОГОРАЗРЯДНЫХ ИЗОБРАЖЕНИЙ В МЕДИЦИНЕ <i>Петров Е.П., Харина Н.Л., Сухих П.Н., Чукаев К.Н.</i> METHODS OF MULTIDIGIT IMAGES PROCESSING IN MEDICINE <i>Petrov E.P., Kharina N.L., Sukhikh P.N., Chukaev K.N.</i>	34
СРАВНЕНИЕ РАЗЛИЧНЫХ СИСТЕМ РАССТАНОВКИ КОНТРОЛЬНЫХ ТОЧЕК НА ЛИЦЕ И ВОЗМОЖНОСТИ ИХ ИСПОЛЬЗОВАНИЯ ДЛЯ ОПРЕДЕЛЕНИЯ ДВИГАТЕЛЬНЫХ ЕДИНИЦ ПО ВИДЕОИЗОБРАЖЕНИЮ <i>Бойко А.А. Карапкевич А.И.</i> COMPARISON OF DIFFERENT FACIAL FEATURE POINTS SETS AND THEIR APPLICABILITY FOR ACTION UNITS DETECTION USING VIDEO <i>Boiko A.A., Karankevitch A.I.</i>	37
ОПРЕДЕЛЕНИЕ ДВИГАТЕЛЬНЫХ ЕДИНИЦ ПО ВИДЕОИЗОБРАЖЕНИЮ ПРОЦЕССА ПСИХОЛОГИЧЕСКОГО ТЕСТИРОВАНИЯ ПО МЕТОДИКЕ Р.Б. КЕТТЕЛА <i>Пилипенко М.Н., Бойко А.А., Спиридонов И.Н.</i> ACTION UNITS DETECTION USING VIDEO OF PSYCHOLOGICAL TESTING ACCORDING TO R.B. CATTELL <i>Boiko A.A., Pilipenko M.N., Spiridonov I.N.</i>	42
НЕКООПЕРАТИВНЫЙ КОНТРОЛЬ ПОКАЗАТЕЛЕЙ ЖИЗНЕННО ВАЖНЫХ ФУНКЦИЙ ОРГАНИЗМА ЧЕЛОВЕКА <i>Таранов А.А., Спиридонов И.Н.</i> NON-COOPERATIVE MONITORING OF VITAL FUNCTIONS <i>Taranov A. A., I. N. Spiridonov</i>	46
КЛАССИФИКАЦИЯ ЛЕЙКОЦИТОВ С ИСПОЛЬЗОВАНИЕМ СЕТЕЙ СВЕРТОЧНЫХ НЕЙРОНОВ <i>Штадельманн Ж.В.</i> LEUKOCYTE CLASSIFICATION USING CONVOLUTIONNAL NEURAL NETWORKS <i>Stadelmann Joël Valentin</i>	49
ОЦЕНКА ВАРИАБЕЛЬНОСТИ МЕТРОЛОГИЧЕСКОЙ ХАРАКТЕРИСТИКИ БИОТЕХНИЧЕСКОЙ СИСТЕМЫ АВТОМАТИЗИРОВАННОГО ОПРЕДЕЛЕНИЯ ПАРАМЕТРОВ ХОДЬБЫ <i>Акуленко Л.О., Штадельманн Ж.В.</i> ASSESS THE VARIABILITY OF THE METROLOGICAL CHARACTERISTICS OF BIOTECHNICAL SYSTEM OF THE AUTOMATED DETERMINATION OF GAIT PARAMETERS <i>L.O. Akulenko, J.V. Stadelmann</i>	52
ИССЛЕДОВАНИЕ ИНФРАКРАСНЫХ ИЗОБРАЖЕНИЙ ОЧАГОВ ВОСПАЛЕНИЯ В МЯГКИХ ТКАНЯХ ПАРОДОНТА <i>Колпаков А.В., Головцова К.Ю., Зорина О.А., Спиридонов И.Н.</i>	54

STUDY OF INFRARED IMAGES OF INFLAMMATION AREAS IN THE SOFT TISSUES OF PERIODONTAL

Kolpakov A.V., Golovcova K.Y., Zorina O.A., Spiridonov I.N.

ПРИМЕНЕНИЕ ТЕХНОЛОГИЙ БИОМЕТРИЧЕСКОЙ ВЕРИФИКАЦИИ НА ПУНКТАХ ПРОПУСКА ЧЕРЕЗ ГОСУДАРСТВЕННУЮ ГРАНИЦУ

Колпаков А.В., Мавзютов А.А., Чекунков С.Г., Спиридовон И.Н.

APPLICATION OF BIOMETRIC VERIFICATION TECHNOLOGIES AT BORDER CHECKPOINT

Kolpakov A.V., Mavzyutov A.A., Chekunkov S.G., Spiridonov I.N.

ОСОБЕННОСТИ ДЕРМАТОГЛИФИКИ ПРИ ВРОЖДЕННЫХ ПОРОКАХ РАЗВИТИЯ ПОЛОВЫХ ОРГАНОВ У ЖЕНЩИН

Мавзютова А.А., Мавзютов А.А., Спиридовон И.Н.

THE DERMATOGLYPHIC FEATURES OF GENITAL ORGANS CONGENITAL MALFORMATIONS IN WOMEN

Mavzyutova A.A., Mavzyutov A.A., Spiridonov I.N.

ВЫБОР ОПТИМАЛЬНЫХ ХАРАКТЕРИСТИК ОБОРУДОВАНИЯ МНОГОФУНКЦИОНАЛЬНОГО СКАНИРУЮЩЕГО МИКРОСКОПА

Панов С.А., Медовый В.С.

SELECTING THE OPTIMUM PERFORMANCE OF EQUIPMENT MULTIFUNCTION SCANNING MICROSCOPE

Panov S.A., Medovy V.S.

РАЗРАБОТКА И ИССЛЕДОВАНИЕ АЛГОРИТМА ДИАГНОСТИКИ ГЕНЕТИЧЕСКИХ БОЛЕЗНЕЙ ПО РЕЗУЛЬТАТАМ АВТОМАТИЗИРОВАННОГО АНАЛИЗА 2D ИЗОБРАЖЕНИЯ ЛИЦА

Кумов В.С., Самородов А.В.

RESEARCH OF THE ALGORITHM FOR DIAGNOSIS OF GENETIC DISEASES BY THE MEANS OF AUTOMATED 2D FACIAL IMAGE ANALYSIS

Kumov V.S., Samorodov A.V.

ИССЛЕДОВАНИЕ АЛГОРИТМА ОТБОРА ФРОНТАЛЬНЫХ 2D ИЗОБРАЖЕНИЙ ЛИЦ НА ОСНОВЕ МЕТОДА ОЦЕНКИ РАКУРСА С ИСПОЛЬЗОВАНИЕМ НЕДЕФОРМИРУЕМОЙ ЦИЛИНДРИЧЕСКОЙ МОДЕЛИ ЛИЦА

Лаврова Е.А., Самородов А.В.

RESEARCH OF FRONTAL FACE POSE 2D IMAGES SELECTION ALGORITHM BASED ON FACE POSE ESTIMATION METHOD WITH RIGID CYLINDRICAL FACE MODEL

Lavrova E.A., Samorodov A.V.

РАЗРАБОТКА БИОТЕХНИЧЕСКОЙ СИСТЕМЫ МОНИТОРИНГА СОСТОЯНИЯ ТОЧЕК АКУПУНКТУРЫ

Химич Д.А., Косоруков А.Е., Карпухин В.А.

DEVELOPMENT OF BIOTECHNICAL SYSTEM OF MONITORING THE STATE OF ACUPUNCTURE POINTS

D. A. Khimich, A. E. Kosorukov, V. A. Karpukhin

ИССЛЕДОВАНИЕ МЕТОДА БЕСКОНТАКТНОГО ИЗМЕРЕНИЯ ЧАСТОТЫ ДЫХАНИЯ НОВОРОЖДЕННЫХ ДЕТЕЙ

Мордашов А.П., Таранов А.А., Аксенов Д.В.

RESEARCH OF A METHOD OF CONTACTLESS MEASRUMENT OF RESPIRATORY RATE OF NEWBORNS

A.P. Mordashov, A.A. Taranov, D.V. Aksenov

РАЗРАБОТКА ПРОГРАММНОГО КОМПЛЕКСА ОБРАБОТКИ МРТ-ИЗОБРАЖЕНИЙ

Абдулракеб А.Р., Сушкива Л.Т., Чирков К.В.

DEVELOPMENT SOFTWARE FOR MRI IMAGE PROCESSING

Abdulraqeab A.R., Sushkova L.T., Chirkov K.V.

МОДЕЛЬ ВЫЯВЛЕНИЯ КУРЯЩЕГО ЧЕЛОВЕКА ПО ЭЛЕКТРОКАРДИОСИГНАЛУ

Исааков Р.В., Шамаров М.И., Сунцова О.В., Ежков А.В.

MODEL FOR IDENTIFYING OF A SMOKER BY THE ELECTROCARDIOSIGNALS

Isakov R.V., Shamarov M.I., Suntsova O.V., Ejkov A.V.

ИССЛЕДОВАНИЕ ДЕРМАТОГЛИФИЧЕСКИХ ОСОБЕННОСТЕЙ АБИТУРИЕНТОВ И УЧАЩИХСЯ ВТУЗОВ	81
Гогулina Н.С., Спиридонов И.Н.	
STUDY OF DERMATOGLYPHIC FEATURES OF TECHNICAL UNIVERSITIES APPLICANTS AND STUDENTS	
Gogulina N, Spiridonov I	
УДАЛЕННАЯ РЕГИСТРАЦИЯ ИЗОБРАЖЕНИЙ РАДУЖНОЙ ОБОЛОЧКИ ГЛАЗА	83
Парпулов Д.А., Спиридонов И.Н.	
REMOTE REGISTRATION OF IRIS IMAGES	
Parpulov D.A., Spiridonov I. N.	

СЕКЦИЯ 6 ♦ SECTION 6

БИОТЕХНИЧЕСКИЕ И МЕДИЦИНСКИЕ АППАРАТЫ, СИСТЕМЫ, КОМПЛЕКСЫ

BIOTECHNICAL AND MEDICAL APPARATUS, SYSTEMS, COMPLEXES	
ТЕЛЕМЕДИЦИНСКАЯ СИСТЕМА УДАЛЕННОГО МОНИТОРИНГА СОСТОЯНИЯ ЗДОРОВЬЯ ЛЮДЕЙ С ХРОНИЧЕСКИМИ ЗАБОЛЕВАНИЯМ	88
Пустозеров Е.А., Анисимов А.А., Юлдашев З.М.	
REMOTE HEALTH MONITORING TELEMEDICINE SYSTEM FOR PEOPLE WITH CHRONIC DISEASES	
Pustozerov E.A. Anisimov A.A., Yuldashev Z. M.	
ПУТИ РАЗВИТИЯ ПРИБОРОВ ДИАГНОСТИКИ СИСТЕМЫ МИКРОЦИРКУЛЯЦИИ КРОВИ ЧЕЛОВЕКА	92
Лапитан Д.Г., Рогаткин Д.А.	
DEVELOPMENT WAYS OF INSTRUMENTATION FOR DIAGNOSTICS OF THE BLOOD MICRO CIRCULATION SYSTEM	
Lapitan D.G., Rogatkin D.A.	
ОЦЕНКА И ВЫБОР ИНФОРМАТИВНЫХ ПРИЗНАКОВ ДЛЯ ПРОГНОЗИРОВАНИЯ И ДИАГНОСТИКИ СОСТОЯНИЯ БИОТЕХНИЧЕСКИХ СИСТЕМ	95
Шуткин А.Н., Кореневская С.Н., Старцев Е.А.	
ASSESSMENT AND SELECTION OF INFORMATIVE FEATURES FOR THE PREDICTION AND DIAGNOSIS OF THE STATE OF BIOTECHNICAL SYSTEMS	
Shutkin A.N., Korenevskaya S.N., Startsev E.A.	
АКТУАЛЬНОСТЬ ИССЛЕДОВАНИЯ И ПРОЕКТИРОВАНИЯ БИОТЕХНИЧЕСКОЙ СИСТЕМЫ УПРАВЛЕНИЯ ИНДИВИДУАЛЬНЫМ ЗДОРОВЬЕМ МАТЕРИ И РЕБЕНКА	97
Остапенко О.А., Фролов С.В.	
THE RELEVANCE OF RESEARCH AND DESIGN OF BIOTECHNICAL SYSTEM TO CONTROL INDIVIDUAL MATERNAL AND CHILD HEALTH	
Ostapenko O.A., Frolov S.V.	
СРАВНИТЕЛЬНАЯ ОЦЕНКА ЭФФЕКТИВНОСТИ ЗАЩИТЫ МОДУЛЯЦИОННОГО РАДИОМЕТРА МЕТОДОМ БЛАНКИРОВАНИЯ И АДАПТИВНОГО УПРАВЛЕНИЯ ПРИ ВОЗДЕЙСТВИИ ПОТОКА ИМПУЛЬСНЫХ ПОМЕХ	99
Орлов И.Я., Бобрынин А.Ю., Бобрынин Д.Ю.	
COMPARATIVE ESTIMATION OF THE EFFECTIVENESS OF THE PROTECTION OF THE MODULATION RADIOMETER WITH BLANKING AND THE RADIOMETER WITH ADAPTIVE CONTROL WHEN EXPOSED TO THE FLOW OF IMPULSE NOISE	
Orlov I.Ya., Bobrynin A.Yu., Bobrynin D.Yu.	

ТЕХНИЧЕСКАЯ СИСТЕМА ДЛЯ ВОССТАНОВЛЕНИЯ ДОЛГОВРЕМЕННОЙ ПАМЯТИ В ПОСЛЕИНСУЛЬТНЫЙ ПЕРИОД	102
<i>Белик Д.В., Дмитриев Н.А., Зиневская М.С., Пустовой С.А.</i>	
BIOENGINEERING SYSTEM TO RESTORE THE LONG-TERM MEMORY OF THE BRAIN AFTER STROKE	
<i>Belik D.V., Dmitriev N.A., Zinevskaya M.S., Pustovoy S.A.</i>	
ИМПЛАНТИРОВАННЫЙ БИОТОПЛИВНЫЙ ЭЛЕМЕНТ НА ОСНОВЕ КЛЕТОК GLUCONOBACTER OXYDANS	105
<i>Плеханова Ю.В., Решетилов А.Н., Тарасов С.Е., Китова А.Е.</i>	
IMPLANTED MICROBIAL FUEL CELL BASED ON GLUCONOBACTER OXYDANS	
<i>Plekhanova Yu.V., Reshetilov A.N., Tarasov S.E., Kitova A.E.</i>	
АНАЛИЗ ПОГРЕШНОСТИ РАСЧЕТА ЭЛЕКТРИЧЕСКИХ ПОТЕНЦИАЛОВ НА ПОВЕРХНОСТИ ЦИЛИНДРИЧЕСКОЙ МОДЕЛИ ТОРСА ДЛЯ ЗАДАЧ ЭЛЕКТРОКАРДИОГРАФИИ	109
<i>М.Н. Крамм, Ю.А. Палютина, Н.О. Стрелков</i>	
ANALYSIS OF ERROR OF CALCULATION OF ELECTRICAL POTENTIALS ON THE SURFACE OF A CYLINDRICAL MODEL TORSO FOR PROBLEMS OF ELECTROCARDIOGRAPHY	
<i>M.N. Kramm, Y.A. Palutina, N.O. Strelkov</i>	
НОВЫЕ ПАРАМЕТРЫ ДЛЯ ОБНАРУЖЕНИЯ СФЕРОЦИТОВ В МАЗКЕ КРОВИ С ПОМОЩЬЮ КОМПЬЮТЕРНОГО АНАЛИЗАТОРА ИЗОБРАЖЕНИЯ	111
<i>Пятницкий А.М., Панов С.А., Киселева А. Н., Милокост О., Пулиш А.В.</i>	
NEW PARAMETERS FOR DETECTION OF SPHEROCYTES IN BLOOD SMEAR BY MEANS OF COMPUTER IMAGE ANALYSIS	
<i>Pyatnitsky A.M., Panov S.A., Kiseleva A.N., Mylokost O., Pulish A.V</i>	
ТЕМПЕРАТУРНЫЕ ПОЛЯ НА ПОВЕРХНОСТИ НАТИВНОЙ КОСТНОЙ ТКАНИ ПОСЛЕ ГИДРОДИНАМИЧЕСКОЙ ИНЦИЗИИ	114
<i>Розанов В.В., Матвеичук И.В., Шутеев С.А.</i>	
TEMPERATURE FIELDS ON THE SURFACE OF THE NATIVE BONE TISSUE AFTER HYDRODYNAMIC INTSIZIYA	
<i>Rozanov V.V., Matveychuk I.V., Shuteev S.A.</i>	
БИОТЕХНИЧЕСКАЯ СИСТЕМА АВТОМАТИЗИРОВАННОГО ОПРЕДЕЛЕНИЯ ГОРМОНАЛЬНОГО СТАТУСА РАКА МОЛОЧНОЙ ЖЕЛЕЗЫ	116
<i>Добролюбова Д.А., Самородов А.В.</i>	
BIOTECHNICAL SYSTEM FOR THE AUTOMATED ESTIMATION OF RECEPTOR STATUS FOR BREAST CANCER	
<i>Dobrolyubova D.A., Samorodov A.V.</i>	
ДИАГНОСТИЧЕСКИЕ ВОЗМОЖНОСТИ МАГНИТНО-РЕЗОНАНСНОЙ ТОМОГРАФИИ В ИССЛЕДОВАНИИ ДЕПРЕССИВНЫХ РАССТРОЙСТВ	119
<i>Багинская А. И.</i>	
DIAGNOSTIC OPPORTUNITY OF MAGNETIC RESONANCE IMAGING BY INVESTIGATING OF DEPRESSIVE DISORDERS	
<i>Boginskaya A.I.</i>	
ПОЛУЧЕНИЕ И ИССЛЕДОВАНИЕ РЕФЕРЕНСНЫХ СПЕКТРОВ ДОПЛЕРОВСКОГО УШИРЕНИЯ ЛАЗЕРНОГО ИЗЛУЧЕНИЯ, РАССЕЯННОГО В КОЖЕ РУК ПРИ ОККЛЮЗИОННОЙ ПРОБЕ	123
<i>Козлов И.О.*, Жеребцов Е.А., Дрёмин В.В., Жеребцова А.И., Дунаев А.В.</i>	
RECEPTION AND RESEARCH OF REFERENCE SPECTRUM OF DOPPLER BROADENING LASER RADIATION SCATTERED IN THE SKIN OF HANDS AT THE OCCLUSAL TEST	
<i>Kozlov I.O. *, Zhrebtssov E.A., Dremin V.V., Zhrebtsova A.I., Dunaev A.V.</i>	
АНАЛИЗ ИНФОРМАТИВНЫХ ПРИЗНАКОВ, ИСПОЛЬЗУЕМЫХ ДЛЯ ОПРЕДЕЛЕНИЯ R-ПИКА ЭЛЕКТРОКАРДИОСИГНАЛА	126
<i>Ван Г. В., Подмастерьев К. В.</i>	
THE ANALYSIS OF INFORMATIVE FEATURES FOR R-PEAK DETECTION	
<i>G.V. Van, K.V. Podmasteriyev</i>	

ПОВЫШЕНИЕ ЭФФЕКТИВНОСТИ ПРОВЕДЕНИЯ ЭКСПРЕСС-ОЦЕНКИ СОСТОЯНИЯ ЗДОРОВЬЯ ЧЕЛОВЕКА С ПОМОЩЬЮ АДАПТИВНОЙ СИСТЕМЫ	130
<i>Голубятников О.О., Дубровин В.В.</i>	
IMPROVING THE EFFICIENCY EXPRESS ESTIMATE THE HUMAN HEALTH USING ADAPTIVE SYSTEM	130
<i>Golubyatnikov O.O., Dubrovin V.V.</i>	
ИССЛЕДОВАНИЕ РЕЖИМОВ ЛОКАЛЬНОГО ЛАЗЕРНОГО ТЕРМОУПРОЧНЕНИЯ РАБОЧИХ ПОВЕРХНОСТЕЙ МЕДИЦИНСКОГО ИНСТРУМЕНТА	132
<i>Белов С.А., Ионин В.В., Давыдов Н.Н., Евстюнин Г.А., Давыдов Н.Н., Данилов С.Ю.</i>	
THE STUDY OF LOCAL MODES OF LASER HEAT STRENGTHENING OF THE WORKING SURFACES OF MEDICAL INSTRUMENTS	132
<i>Belov S.A., Ionin V.V., Davyдов Nt.N., Eustonin G.A., Davyдов N.N., Danilov S.Yu.</i>	
МЕМБРАННЫЕ ПРОЦЕССЫ В БИОТЕХНОЛОГИЧЕСКИХ ПРОИЗВОДСТВАХ	141
<i>Каталевский Е.Е.</i>	
MEMBRANE PROCESSES IN BIOTECHNOLOGICAL PRODUCTION	141
<i>Katalevskiy E. E.</i>	
МОБИЛЬНЫЕ СИСТЕМЫ ПОДГОТОВКИ ПИТЬЕВОЙ ВОДЫ.	143
<i>Каталевский Е.Е., Савельев С.П., Копин И.С., Саханенко С.А.</i>	
PORTABLE WATER-TREATMENT SYSTEMS	143
<i>Katalevskiy E. E., Saveliev S.P., Kopin I.S., Sakhanenko S.A.</i>	
АВТОМАТИЗАЦИЯ ОЦЕНКИ СОСТОЯНИЯ ГЕМОДИНАМИКИ КРОВИ	144
<i>Истомина Т. В., Истомин В.В., Шачнева Е.А.</i>	
AUTOMATION OF ASSESSMENT OF BLOOD HEMODYNAMICS	144
<i>Istomina T.V., Istomin V.V, Shachneva E.A.</i>	
РАСЧЕТ ТЕМПЕРАТУРЫ ПЕРЕГРЕВА ПРОВОДНИКОВ ПЕЧАТНОЙ ПЛАТЫ МЕДИЦИНСКОЙ АППАРАТУРЫ В СИСТЕМЕ SOLIDWORKS	147
<i>Долгов Г.Ф.</i>	
CALCULATION OF TEMPERATURE OF THE OVERHEAT OF CONDUCTORS OF THE PRINTED CIRCUIT BOARD OF THE MEDICAL EQUIPMENT IN THE SOLIDWORKS SYSTEM	147
<i>Dolgov G.F.</i>	
ИНТЕГРАЦИЯ УЧЕБНЫХ ПЛАНОВ КАК ОДИН ИЗ ПУТЕЙ ОПТИМИЗАЦИИ ОБРАЗОВАТЕЛЬНОГО ПРОЦЕССА	150
<i>Дмитриев В.Б., Шумарин С. В., Сушкива Л. Т.</i>	
INTEGRITY OF CURRICULA AS A WAY OF OPTIMIZATION OF EDUCATIONAL PROCESS	150
<i>Dmitriev V.B., Shumarin S.V., Sushkova L.T.</i>	
СОВРЕМЕННЫЕ ПОДХОДЫ К РЕШЕНИЮ ПРОБЛЕМЫ ДИАГНОСТИКИ ТУЧНЫХ ПАЦИЕНТОВ С ПОМОЩЬЮ УЛЬТРАЗВУКОВЫХ АППАРАТОВ	154
<i>Стрыгина Е.В., Куликов А.Ю.</i>	
Modern approaches to the obese patients diagnose the problem with the help of ultrasonic devices	154
<i>Strygina E.V., Kulikov A.Y.</i>	
ТРАНСПОРТИРУЕМЫЕ ПРЕДМЕТЫ И ИНФОРМАЦИЯ В МОДЕЛИ МИРА АВТОНОМНОГО СЕРВИСНОГО МЕДИЦИНСКОГО РОБОТА	156
<i>Рогаткин Д.А., Лапитан Д.Г., Куликов Д. А., Ивлиева А. Л.</i>	
TRANSPORTED OBJECTS AND INFORMATION IN THE WORLD MODEL OF AN AUTONOMOUS SERVICE MEDICAL ROBOT	156
<i>Rogatkin D.A., Lapitan D.G., Kulikov D.A., Ivlieva A.L.</i>	
РАЗРАБОТКА ПРОГРАММНОГО ОБЕСПЕЧЕНИЯ ДЛЯ ПУЛЬТА УПРАВЛЕНИЯ НЕСКОЛЬКИМИ ФИЗИОТЕРАПЕТИЧЕСКИМИ УСТРОЙСТВАМИ	159
<i>Бабич М.В., Шемякин Д.Г., Фрелих А.В., Арсентьев Е.А., Кубланов В.С.</i>	
DEVELOPMENT OF SOFTWARE FOR CONTROL PANEL THAT MANAGES MULTIPLE PHYSIOTHERAPY DEVICES	159
<i>Babich M.V., Shemyakin D.G., Arsentiev E.A., Frelich A.V., Kublanov V.S.</i>	

РАЗРАБОТКА МАКЕТА УСТРОЙСТВА ДЛЯ КОНТРОЛЯ ПРОЦЕДУРЫ СЕРДЕЧНО-ЛЕГОЧНОЙ РЕАНИМАЦИИ ЧЕЛОВЕКА	163
<i>Буреев А. Ш., Жданов Д. С., Киселева Е. Ю., Земляков И. Ю., Осипов А. В., Селезнев А. И., Хохлова Л. А.</i>	
DEVELOPMENT OF AN EXPERIMENTAL DEVICE FOR THE CONTROL OF CARDIOPULMONARY RESUSCITATION	
<i>Bureev A. Sh., Zhdanov D. S., Kiseleva E. Yu., Zemlyakov I. Yu., Osipov A. V., Seleznev A. I., Hokhlova L. A.</i>	
ОЦЕНКА ДИФФУЗИИ ДЛЯ РАЗЛИЧНЫХ РЕЦЕПТОРНЫХ ЭЛЕМЕНТОВ МИКРОБНОГО БИОСЕНСОРА	166
<i>Емельянова Е.В., Решетилов А.Н.</i>	
ESTIMATION OF DIFFUSION FOR DIFFERENT RECEPTOR ELEMENTS OF A MICROBIAL BIOSENSOR	
<i>Emelyanova E.V., Reshetilov A.N.</i>	
РАЗРАБОТКА ИМПЕДАНСНОГО ЭЛЕКТРОХИРУРГИЧЕСКОГО АППАРАТА И ЕГО ПРИМЕНЕНИЕ В ОНКОХИРУРГИИ	170
<i>Ефремов А.А., Писарева А.В.</i>	
DEVELOPMENT IMPEDANCE ELECTROSURGICAL APPARATUS AND ITS APPLICATION IN ONCOLOGY SURGERY	
<i>Efremov A.A., Pisareva A.V.</i>	
РЕАЛИЗАЦИЯ МАГНИТНО-ИМПУЛЬСНЫХ МЕТАТЕЛЬНЫХ ПРИВОДОВ В ОБЛАСТИ БИОТЕХНИЧЕСКИХ И МИКРОЭЛЕКТРОМЕХАНИЧЕСКИХ СИСТЕМ	173
<i>Веденеев Н.А.</i>	
IMPLEMENTATION OF THE MAGNETIC-PULSE DRIVERS IN THE FIELD OF BIOTECHNICAL AND MICROELECTROMECHANICAL SYSTEMS	
<i>Vedeneev N.A.</i>	
ДИАГНОСТИКА ИЗОЛЯЦИИ СВЕРХПРОВОДЯЩИХ ЭЛЕКТРОМАГНИТОВ МАГНИТНО-РЕЗОНАНСНЫХ ТОМОГРАФОВ	176
<i>Шахнин В.А., Коробко С.Г., Подачников А.В.</i>	
DIAGNOSTICS OF ISOLATION FOR THE SUPERCONDUCTING MAGNETS OF MAGNETIC RESONANCE TOMOGRAPHES	
<i>Shakhnin V.A., Korobko S. G., Podachnikov A.V.</i>	
ОПТИЧЕСКОЕ ОСАЖДЕНИЕ МНОГОСЛОЙНОГО ГРАФЕНА НА ТОРЕЦ ВОЛОКНА ДЛЯ ПАССИВНОЙ СИНХРОНИЗАЦИИ МОД ЛАЗЕРНОГО ИЗЛУЧЕНИЯ	177
<i>Лачина А. А., Хорьков К.С.</i>	
<i>Optical deposition of graphene in a fiber ferrule for passive mode-locked lasing</i>	
<i>A.A. Lachina, K.S. Khorkov</i>	
СЕКЦИЯ 7 ♦ SECTION 7	
МЕТОДЫ И СРЕДСТВА ДИАГНОСТИКИ ПРИРОДНОЙ СРЕДЫ	
♦	
METHODS AND TOOLS FOR NATURAL ENVIRONMENT DIAGNOSTIC	
МОНИТОРИНГ ЭЛЕКТРОМАГНИТНЫХ ПОЛЕЙ – ОСНОВА БЕЗОПАСНОСТИ ЭКОЛОГИИ И ЧЕЛОВЕКА	180
<i>Иванников Д.А., Полякова А.Г.</i>	
MONITORING OF ELECTROMAGNETIC FIELDS IS THE BASIS OF SECURITY OF ECOLOGY AND HUMAN	
<i>Ivannikov D.A., Polyakova A.G.</i>	

ДВУМЕРНАЯ НЕЛИНЕЙНАЯ ФИЛЬТРАЦИЯ НЕСТАЦИОНАРНЫХ ЦИФРОВЫХ ИЗОБРАЖЕНИЙ ДИСТАНЦИОННОГО ЗОНДИРОВАНИЯ ЗЕМЛИ	184
<i>Петров Е. П., Кононова В. Ю.</i>	
TWO-DIMENSIONAL NONLINEAR FILTERING OF REMOTE SENSING NONSTATIONARY DIGITAL IMAGES	184
<i>Petrov E.P., Kononova V.J.</i>	
РАЗРАБОТКА МЕТОДИК ОЦЕНКИ ЗАГРЯЗНЕНИЯ ПОВЕРХНОСТЕЙ СВЕЖИХ ОВОЩЕЙ ПРИ ОБРАБОТКЕ ИХ СОЕДИНЕНИЯМИ МЕДИ МЕТОДОМ ЛАЗЕРНОЙ АТОМНО-ЭМИССИОННОЙ СПЕКТРОМЕТРИИ	188
<i>Патапович М.П., Минько А.А., Булоичик Ж.И., Зажогин А.П.</i>	
INVESTIGATION OF POLLUTION AT THE SURFACE OF FRESH VEGETABLES TREATED WITH COPPER COMPOUNDS BY MEANS OF THE LASER ATOMIC-EMISSION SPECTROMETRY METHOD	188
<i>Patapovich M.P., Minko A.A., Buloichik J.I., Zajogin A.P.</i>	
ИССЛЕДОВАНИЕ ВЛИЯНИЯ СЕЗОННОСТИ НА ТЕХНОГЕННОЕ И АНТРОПОГЕННОЕ ЗАГРЯЗНЕНИЯ КОМПОНЕНТОВ БИОСФЕРЫ г. МИНСКА МЕТАЛЛАМИ МЕТОДОМ ЛАЗЕРНОГО АТОМНО-ЭМИССИОННОГО СПЕКТРАЛЬНОГО АНАЛИЗА	190
<i>Патапович М.П., Булоичик Ж.И., Минько А.А., Зажогин А.П.</i>	
INVESTIGATION INTO THE SEASONAL EFFECTS ON TECHNOGENIC AND ANTHROPOGENIC POLLUTION OF THE COMPONENTS OF MINSK BIOSPHERE WITH METALS BY THE METHOD OF LASER ATOMIC-EMISSION SPECTRAL ANALYSIS	190
<i>Patapovich M.P., Buloichik J.I., Minko A.A., Zajogin A.P.</i>	
ИССЛЕДОВАНИЕ ВОЗМОЖНОСТИ ВЛАЖНОСТНОГО ЗОНДИРОВАНИЯ АТМОСФЕРЫ ПО СПУТНИКОВЫМ МИКРОВОЛНОВЫМ ИЗМЕРЕНИЯМ	194
<i>Пашинов Е.В., Стерлядкин В.В., Кузьмин А.В., Шарков Е.А., Садовский И.Н.</i>	
INVESTIGATION OF HUMIDITY SOUNDING OF THE ATMOSPHERE ABILITY USING SATELLITE MICROWAVE MEASUREMENTS	194
<i>Pashinov E. V., Sterlyadkin V.V., Kuzmin A. V., Sharkov E. A., Sadovsky I.N</i>	
МИКРОВОЛНОВОЕ ИЗЛУЧЕНИЕ ВЗВОЛНОВАННОЙ ВОДНОЙ ПОВЕРХНОСТИ. СРАВНЕНИЕ ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНЫХ ДАННЫХ И МОДЕЛЕЙ	198
<i>Сазонов Д. С., Садовский И.Н.</i>	
MICROWAVE ROUGH SEA SURFACE EMISSION. COMPARISON OF EXPERIMENTAL DATA AND MODELS	198
<i>Sazonov D.S ,Sadovskii I.N.</i>	
ОЦЕНКА ВЛИЯНИЯ ВЕТРОВОГО ВОЛНЕНИЯ НА РЕЗУЛЬТАТЫ ИЗМЕРЕНИЯ ЯРКОСТНОЙ ТЕМПЕРАТУРЫ СИСТЕМЫ ОКЕАН-АТМОСФЕРА ИЗ КОСМОСА	202
<i>Садовский И.Н., Пашинов Е.В.</i>	
INFLUENCE ASSESSMENT OF WIND WAVES ON RESULTS OF MEASUREMENT OF OCEAN-ATMOSPHERE SYSTEM'S BRIGHTNESS TEMPERATURE FROM SPACE	202
<i>Sadovsky I.N., Pashinov E.V.</i>	
МЕТОД ОПРЕДЕЛЕНИЯ МЕТИЛАМИНА МИКРОБНЫМ СЕНСОРОМ АМПЕРОМЕТРИЧЕСКОГО ТИПА С ИСПОЛЬЗОВАНИЕМ МЕТИЛОТРОФНЫХ БАКТЕРИЙ	205
<i>Кувичкина Т.Н., Капаруллина Е.Н., Доронина Н.В., Троценко Ю.А., Решетилов А.Н.</i>	
METHYLYLAMINE DETECTION WITH AMPEROMETRIC MICROBIAL BIOSENSOR USIG METHYLOTROPHIC BACTERIA	205
<i>Kuvichkina T.N., Kaparullina E.N., Doronina N.V., Trotsenro Yu.A., Reshetilov A.N.</i>	
ЭКОЛОГИЧЕСКИЙ МОНИТОРИНГ ПРОМЫШЛЕННОГО ЦЕНТРА С ПОМОЩЬЮ ДИСТАНЦИОННОГО РАДИОТЕПЛОВОГО ЗОНДИРОВАНИЯ	207
<i>Ботова И.В., Гаврилов В.М., Глухов Р.Н., Дементьев В.К., Смирнов Д.С.</i>	
ECOLOGICAL MONITORING OF INDUSTRIAL CENTER BY USING REMOTE RADIOTHERMAL SENSING	207
<i>Botova I.V., Gavrilov V.M., Glukhov R.N., Dementiev V.K., Smirnov D.S.,</i>	
МОНИТОРИНГ ЭЛЕКТРОМАГНИТНЫХ ПОЛЕЙ ИНФРАИЗОЧАСТОТНОГО ДИАПАЗОНА	209
<i>Грунская Л.В., Золотов А.А. Лукьянин В.Е., Рубай Д.В., Лещев И.А., Сныгина И.А., Антонова М.А.</i>	

MONITORING OF INFRALOW FREQUENCY RANGE ELECTROMAGNETIC FIELDS.
 Grunskaya L.V., Zolotov A.A., Lukyanov V.E., Rubay D.V., Leshchev I.A.

**АЙГЕНОСКОПИЯ ВРЕМЕННЫХ РЯДОВ В ПРИЛОЖЕНИИ К ЗАДАЧЕ ОБНАРУЖЕНИЯ
 ЛУННЫХ ПРИЛИВОВ В ЭЛЕКТРОМАГНИТНОМ ПОЛЕ ЗЕМЛИ** 214
 Рубай Д.В., Грунская Л.В., Исакевич В.В., Исакевич Д.В.

**AYGENOSKOPIYA OF TIME SERIES IN THE ANNEX TO A PROBLEM OF DETECTION OF LUNAR
 INFLOW IN AN ELECTROMAGNETIC FIELD OF EARTH**
 Ruby D.V., Grunskaya L.V., Isakevich V. V., Isakevich D. V.

**ПРОГНОЗИРОВАНИЕ ВОЗНИКНОВЕНИЯ КАТАСТРОФИЧЕСКИХ СОБЫТИЙ С
 ИСПОЛЬЗОВАНИЕМ «ИНДИКАТОРА РИСКА»** 217
 Лукьянин В.Е., Грунской Л.В.
**PREDICTION OF EMERGENCE OF CATASTROPHIC EVENTS WITH USE
 "RISK INDICATOR"**
 Lukyanov V. E., Grunskaya L. V.

**АППАРАТНО-ПРОГРАММНЫЙ КОМПЛЕКС РЕГИСТРАЦИИ ФИЗИЧЕСКИХ
 ХАРАКТЕРИСТИК МАТЕРИАЛОВ И ПАРАМЕТРОВ ОКРУЖАЮЩЕЙ СРЕДЫ** 220
 Орешкин Д.М., Васильев А.С., Давыдов Н.Н., Ефимов В.А., Данилов С.Ю., Давыдов Нт.Н., Разумов Д.А.
**HARDWARE-SOFTWARE COMPLEX OF REGISTRATION OF THE PHYSICAL CHARACTERISTICS
 OF MATERIALS AND ENVIRONMENT PARAMETERS**
 Oreshkin D. M., Vasiliev A. S., Davydov N. N., Efimov V. A., Danilov S. Yu., Davydov Nt.N., Razumov D. A.

**ОЦЕНКА МЕТОДОВ ОБРАБОТКИ GPS ИЗМЕРЕНИЙ ГЕОДИНАМИЧЕСКИХ ПЕРЕМЕЩЕНИЙ
 ТОЧКИ ЗЕМНОЙ ПОВЕРХНОСТИ В ВЫСОКОЧАСТОТНОМ ДИАПАЗОНЕ** 225
 Илюхин А.А., Конешов В. Н.
**«ASSESSMENT OF METHODS OF PROCESSING OF GPS OF MEASUREMENTS OF GEODYNAMIC
 MOVEMENTS OF THE POINT OF THE TERRESTRIAL SURFACE IN THE HIGH-FREQUENCY
 RANGE»**
 Ilyukhin A. A., Koneshov V. N.

**КРУГЛОГОДИЧНЫЙ МОНИТОРИНГ СЕЙСМИЧЕСКИХ И МИКРОСЕЙСМИЧЕСКИХ
 ПРОЦЕССОВ НА СЕЙСМОСТАНЦИИ «ВЛАДИМИР» И ТЕРРИТОРИИ ВЛАДИМИРСКОГО
 РЕГИОНА** 229
 Малышева, Д.А., Дорожков В.В., Фуров Л.В.
**YEAR-ROUND MONITORING OF SEISMIC AND MICROSEISMIC PROCESSES ON THE SEISMIC
 STATION "VLADIMIR" AND TERRITORIES OF THE VLADIMIR REGION**
 Malisheva D.A., Dorozhkov V.V., Furov L.V.

**ДОЛГОВРЕМЕННЫЕ ВЫСОКОТОЧНЫЕ ГРАВИМЕТРИЧЕСКИЕ ИЗМЕРЕНИЯ
 И ИССЛЕДОВАНИЯ НА ГЕОФИЗИЧЕСКОЙ ОБСЕРВАТОРИИ «ЗАПОЛЬСКОЕ»** 233
 Дорожков В.В. Конешов В.Н. Абрамов Д.В. Фуров Л.В.
**LONG-TERM HIGH-PRECISION GRAVIMETRIC MEASUREMENTS AND RESEARCHES ON
 GEOPHYSICAL OBSERVATORY OF "ZAPOLSKOYE"**
 Dorozhkov V.V. Abramov D.V. , Furov L.V. Koneshov V.V.

**ВЛИЯНИЕ СВЧ ИЗЛУЧЕНИЯ НЕТЕПЛОВОЙ ИНТЕНСИВНОСТИ НА ПОКАЗАТЕЛИ
 ПРОРАСТАНИЯ СЕМЯН И ПЛОДОРОДИЕ ПОЧВЫ** 237
 Гаврилова А. А., Чурмасов А. В., Ахматгалиева М. Д.
**THE INFLUENCE OF MICROWAVE RADIATION OF NON-THERMAL INTENSITY ON INDICES OF
 GERMINATION AND FERTILITY OF THE SOIL**
 Gavrilova A.A., Churmasov A.V, Ahmatgalieva M.D.

**МОДЕЛИРОВАНИЕ ПРОЦЕДУР АВТОМАТИЧЕСКОГО РАСПОЗНАВАНИЯ ТИПОВ
 ВТОМОБИЛЕЙ ДЛЯ СИСТЕМ ЭКОЛОГИЧЕСКОГО МОНИТОРИНГА ДВИЖЕНИЯ
 ТРАНСПОРТА** 241
 Архипов И.Е., Архипов Е.А., Никитин О.Р.
**THE SIMULATION PROCEDURE OF AUTOMATIC RECOGNITION OF VEHICLE TYPES FOR
 SYSTEMS OF ENVIRONMENTAL MONITORING TRAFFIC**
 Arkhipov I.E., Arkhipov E.A., Nikitin O.R.

ЭКОЛОГИЧЕСКИЙ МОНИТОРИНГ ИНЖЕНЕРНО-ТЕХНИЧЕСКИХ СООРУЖЕНИЙ С ИСПОЛЬЗОВАНИЕМ СРЕДСТВ ОПРЕДЕЛЕНИЯ ОРИЕНТАЦИИ В ПРОСТРАНСТВЕ	243
<i>Никитин О.Р., Шубин А.А.</i>	
ENVIRONMENTAL MONITORING OF ENGINEERING STRUCTURES WITH USE OF MEANS FOR DETERMINING THE ORIENTATION IN SPACE	
<i>Nikitin O. R., Shubin A. A.</i>	
БИОРИТМЫ ЧЕЛОВЕКА И ЭЛЕКТРОМАГНИТНОЕ ПОЛЕ ЗЕМЛИ ИНФРАНIZКОЧАСТОТНОГО ДИАПАЗОНА	246
<i>Грунскaya Л.В, Лещев И.А., Сныгина И.А., Антонова М.А.</i>	
BIORHYTHMS PERSON AND THE ELECTROMAGNETIC FIELD OF THE EARTH INFRALOW RANGE	
<i>Grunskaya L.V., Leshchev I.A., Snygina I.A., Antonova M.A.</i>	

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

ИССЛЕДОВАНИЕ ВАРИАБЕЛЬНОСТИ СЕРДЕЧНОГО РИТМА ПРИ ДЫХАНИИ ГАЗОВЫМИ СМЕСЯМИ С РАЗЛИЧНЫМ СОДЕРЖАНИЕМ КИСЛОРОДА И УГЛЕКИСЛОГО ГАЗА ДЛЯ ОЦЕНКИ ФУНКЦИОНАЛЬНОГО СОСТОЯНИЯ ОРГАНИЗМА	249
<i>Северин А.Е., Розанов В.В., Торшин В.И., Семенов Ю.Н., Северина Е.А., Зубова О.М</i>	
INVESTIGATION OF VARIABILITY OF THE CARDIAC RHYTHM AT BREATH BY GAS MIXES WITH VARIOUS CONTENT OF OXYGEN AND CARBON DIOXIDE FOR THE VALUATION OF THE FUNCTIONAL CONDITION OF THE ORGANISM	
<i>Severin A.E., Rozanov V.V., Torshin V.I., Sushkova L.T., Severina E.A., Zubova O.M.</i>	
ИННОВАЦИОННЫЕ ТЕХНОЛОГИИ В ДЕТСКОМ И ГЕРОДИЕТИЧЕСКОМ ПИТАНИИ КАК ОСНОВА ОЗДОРОВЛЕНИЯ НАСЕЛЕНИЯ	250
<i>Исаев В.А.</i>	
INNOVATIVE TECHNOLOGIES IN CHILDREN'S AND GERODIYETICHESKY FOOD AS BASIS OF IMPROVEMENT OF THE POPULATION	
<i>Isaev V.A.</i>	
ПРИНЦИПЫ КОНТРОЛЯ ФУНКЦИОНАЛЬНОГО И ПСИХОЭМОЦИОНАЛЬНОГО СОСТОЯНИЯ ЧЕЛОВЕКА В ПРОЦЕССЕ ПОВСЕДНЕВНОЙ ДЕЯТЕЛЬНОСТИ	253
<i>Мельник О.В.</i>	
PRINCIPLES OF FUNCTIONAL AND PSYCHO-EMOTIONAL STATUS OF THE PERSON MONITORING DURING DAILY ACTIVITIES	
<i>Melnik O.V.</i>	
АМИНО-СИЛИКО НАНОЧАСТИЦЫ ПОКРЫТИЕ СЛОЯМИ ДНК И ЛИПИДОВ СПОСОБНЫ ЗАМЕНИТЬ ТОКСИЧНЫЕ ЛИПОПЛЕКСЫ В ГЕННОЙ ТЕРАПИИ.	255
<i>Кувичкин В.В.</i>	
THE AMINO-SILICA NANOPARTICLES COVERED BY LAYERS OF DNA AND LIPIDS CAPABLE TO REPLACE TOXIC LIPOPLEXES IN GENE THERAPY	
<i>Kuvichkin V.V.</i>	
ИССЛЕДОВАНИЕ АДАПТИВНЫХ РЕАКЦИЙ ОРГАНИЗМА ЧЕЛОВЕКА В УСЛОВИЯХ ПРОСТРАНСТВЕННО НЕОДНОРОДНОГО ГЕОМАГНИТНОГО ПОЛЯ	258
<i>Тужилкин Д.А., Шитов А.В., Бородина А.С.</i>	

RESEARCH OF ADAPTIVE RESPONSE OF THE HUMAN BODY IN A SPATIALLY INHOMOGENEOUS GEOMAGNETIC FIELD
Tuzhilkin D.A., Shitov A.V., Borodin A.S.

ГАРМОНИЯ ЗВУКА: ВОЗДЕЙСТВИЕ ЗВУКА НА ОРГАНИЗМ ЧЕЛОВЕКА. ЦИФРОВОЙ СИНТЕЗ ЗВУКА 261

Ганьков Д.О., Садовский Н.В.

THE HARMONY OF SOUNDS: SOUND SYNTHESIS AND IMPACT OF SOUNDS ON HUMAN ORGANISM

Gankov Daniil

НЕМЕДИЦИНСКОЕ СУЖДЕНИЕ ОБ ОБРАТИМОМ НАПРЯЖЕНИИ РЕГУЛЯТОРНЫХ СИСТЕМ ОРГАНИЗМА ЧЕЛОВЕКА 263

Кузнецов А.А.

NOT MEDICAL JUDGMENT ABOUT AN INTENSIFICATION OF A PERSON ORGANISM REGULATING SYSTEMS

Kuznetsov A.A.

ОЦЕНКА ПАРАМЕТРОВ ВАРИАБЕЛЬНОСТИ СЕРДЕЧНОГО РИТМА В УСЛОВИЯХ ПЕРЕМЕННОЙ ГРАВИТАЦИИ 266

Решетникова М. А.

ESTIMATION OF HRV PARAMETERS IN CONDITIONS OF ARTIFICIAL GRAVITY

Reshetnikova M. A.

РОЛЬ ЭНЕРГЕТИЧЕСКОГО ОБМЕНА В ЗАЩИТЕ ОРГАНИЗМА ОТ ЭКСТРЕМАЛЬНЫХ ВОЗДЕЙСТВИЙ 269

Гулидова Г.П., Струкова Е.В.

THE ROLE OF ENERGY METABOLISM IN THE PROTECTION OF HUMAN ORGANISM FROM EXTREME FACTORS

Gulidova G.P., Strukova E.V.

ОЦЕНКА ВЛИЯНИЯ ЭЛЕКТРОФИЗИЧЕСКИХ ХАРАКТЕРИСТИК БИОЛОГИЧЕСКИХ ТКАНЕЙ НА ТЕПЛОВОЕ ВОЗДЕЙСТВИЕ ВЫСОКОЧАСТОТНЫХ ЭЛЕКТРИЧЕСКИХ ПОЛЕЙ 274

Фролова Т.Н.

ASSESSMENT OF ELECTRICAL CHARACTERISTICS OF BIOLOGICAL TISSUE FOR THERMAL EFFECTS OF HIGH ELECTRIC FIELDS

Frolova T. N.

СИСТЕМА ВОССТАНОВЛЕНИЯ И ПОВЫШЕНИЯ ФИЗИЧЕСКОЙ РАБОТОСПОСОБНОСТИ В СПОРТЕ ВЫСШИХ ДОСТИЖЕНИЙ 276

Антипов И.Н., Пименов А.Б.

SYSTEM RECOVERY AND IMPROVE PHYSICAL PERFORMANCE IN SPORT OF HIGH ACHIEVEMENTS.

Antipov I. N., Pimenov A. B.

РАЗВИТИЕ МЛАДШИХ ШКОЛЬНИКОВ С НАРУШЕНИЕМ ЗРЕНИЯ СРЕДСТВАМИ АДАПТИВНОЙ ФИЗИЧЕСКОЙ КУЛЬТУРЫ 278

Рассамагин Д. А., Пименов А.Б.

THE DEVELOPMENT OF YOUNGER STUDENTS WITH VISUAL IMPAIRMENT MEANS OF ADAPTIVE PHYSICAL TRAINING

Rassamagin D.A., Pimenov A. B.

ПОДАВЛЕНИЕ ПРОРАСТАНИЯ КЛУБНЕЙ КАРТОФЕЛЯ ПОСЛЕ ОБРАБОТКИ РЕНТГЕНОВСКИМ ИЗЛУЧЕНИЕМ 280

В.М. Авдохин^{*}, У.А. Близнюк, П.Ю. Борщеговская, С.Н. Еланский, А.С. Илюшин^{*}, И.С. Левин^{*}, Ф.Р.

Студеникин, А.П. Черняев

THE INHIBITION OF POTATO TUBER SPROUTING AFTER X-RAY IRRADIATION

V.M. Avduhina, U.A. Bliznyuk, P.U. Borchegovskaya, S.N. Elansky, A.S. Ilyushin, I.S. Levin, F.R. Studenikin, A.P. Chernyaev

ИССЛЕДОВАНИЕ УЧАСТКА ИЗНОСА ПОЛИЭТИЛЕНА В ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНОМ МОДУЛЕ ЭНДОПРОТЕЗА ТАЗОБЕДРЕННОГО СУСТАВА ПОСЛЕ ДИНАМИЧЕСКИХ ИСПЫТАНИЙ 283

Колесник А.И., Фролов Е.Б.

DETERMINING AREA AND TOPOGRAPHY OF POLYETHYLENE WEAR IN EXPERIMENTAL HIP JOINT ENDOPROSTHESIS MODEL AFTER DYNAMIC TESTS	286
<i>Kolesnik A.I., Frolov E.B.</i>	
ЕСТЕСТВЕННЫЕ ИНФОРМАЦИОННЫЕ РИТМЫ НЕИДЕНТИФИЦИРУЕМОЙ ПРИРОДЫ	286
<i>Кузнецов А.А.</i>	
NATURAL INFORMATION RHYTHMS OF A NOT IDENTIFIED NATURE	286
<i>Kuznetsov A.A.</i>	
ПРОГРАММНЫЙ КОМПЛЕКС ДЛЯ ПРОВЕДЕНИЯ РАЗВЕДОЧНЫХ КЛИНИКО-ЭПИДЕМИОЛОГИЧЕСКИХ ИССЛЕДОВАНИЙ	290
<i>Буренков В.Н., Яскин Е.Г., Пермяков С.А., Щербович С.Н., Ломалов А.А.</i>	
SOFTWARE FOR EXPLORING CLINICAL-EPIDEMICAL INVESTIGATIONS	290
<i>Burenkov V.N., Yaskin E.G., Permyakov S.A., Scherbovich S.N., Lomalov A.A.</i>	
ИЗУЧЕНИЕ ВЗАИМОСВЯЗИ ПОКАЗАТЕЛЕЙ ВАРИАБЕЛЬНОСТИ ДИАГРАММ РИТМА СЕРДЦА И ДИАГРАММ АМПЛИТУД СИСТОЛИЧЕСКОГО ПОТЕНЦИАЛА РИТМА СЕРДЦА У ЗДОРОВЫХ ЛЮДЕЙ	294
<i>Кузнецов А.А., Пермяков С.А., Сушкина Л.Т.</i>	
INVESTIGATION OF HEART RATE DIAGRAMS AND SYSTOLIC POTENTIAL AMPLITUDE DIAGRAMS PARAMETER CORRELATION IN HEALTHY PERSONS	294
<i>Permyakov S.A., Kuznetsov A.A., Sushkova L.T.</i>	
ПРОБЛЕМА ДОРОЖНО-ТРАНСПОРТНОГО ТРАВМАТИЗМА В РОССИЙСКОЙ ФЕДЕРАЦИИ И МЕТОДЫ ЕЕ РЕШЕНИЯ.	297
<i>Алешин В.Д., Филиппова Н.А., Матанский С.В., Писарева А.В.</i>	
THE PROBLEM OF ROAD TRAFFIC INJURIES IN THE RUSSIAN FEDERATION AND METHODS OF ITS SOLUTION.	297
<i>Filippova N.A., Aleshin V.D., Matansky S.V., Pisareva A.V.</i>	
СРАВНИТЕЛЬНЫЙ АНАЛИЗ СУЩЕСТВУЮЩИХ МЕТОДОВ МОНИТОРИНГА СОСТОЯНИЯ ВОДИТЕЛЯ	300
<i>Филиппова Н.А., Алешин В.Д., Матанский С.В., Писарева А.В.</i>	
COMPARATIVE ANALYSIS OF METHODS OF DRIVER'S HEALTH MONITORING.	300
<i>Filippova N.A., Aleshin V.D., Matansky S.V., Pisareva A.V.</i>	
АНАЛИЗ ЭЛЕКТРОКАРДИОГРАФИЧЕСКИХ ПРИЗНАКОВ ФУНКЦИОНАЛЬНЫХ СОСТОЯНИЙ ОРГАНИЗМА ЧЕЛОВЕКА	303
<i>Талеб Е.М., Исаков Р.В.</i>	
THE ANALYSIS ELECTROCARDIOGRAPHIC FEATURE OF THE FUNCTIONAL STATE OF HUMAN BODY	303
<i>Isakov R.V., Taleb E.M.</i>	
БИОТЕХНИЧЕСКАЯ СИСТЕМА ОБЕСПЕЧЕНИЯ САНИТАРНО-ГИГИЕНИЧЕСКИХ УСЛОВИЙ ПОМЕЩЕНИЙ	306
<i>Панова А.Д., Оленев Е.А.</i>	
BIOTECHNICAL SYSTEM OF PROVIDING SANITARY AND HYGIENIC CONDITIONS OF ROOMS	306
<i>Panova A.D., Olenev E.A.</i>	
ВЕРОЯТНОСТНЫЙ ПОДХОД ОЦЕНКИ НЕЙРОСЕТЕВЫХ СИСТЕМ ИДЕНТИФИКАЦИИ ЗАБОЛЕВАНИЙ ПО ХИМИЧЕСКИМ ПОКАЗАТЕЛЯМ ВОДЫ	308
<i>Коновалова О. Е., Коновалов А. В., Истомина Т. В.</i>	
PROBABILISTIC NEURAL NETWORK APPROACH FOR ASSESSMENT OF IDENTIFICATION OF DISEASES IN WATER CHEMICAL INDICATORS	308
<i>Konovalova O.E., Konovalov A.V., Istomina T.V.</i>	
ПРОГРАММА ДЛЯ ОЦЕНКИ ПСИХОЭМОЦИОНАЛЬНОГО СОСТОЯНИЯ ЧЕЛОВЕКА НА ОСНОВЕ АНАЛИЗА ПАРАМЕТРОВ ДЫХАТЕЛЬНОГО ЦИКЛА	312
<i>Мельник О.В., Панфилова С.Ю.</i>	
SOFTWARE FOR ASSESS TO PSYCHO-EMOTIONAL STATUS OF THE PERSON ON THE BASIS OF RESPIRATORY CYCLE PARAMETERS ANALYSIS	312
<i>Melnik O.V., Panfilova S.Y.</i>	

РАЗРАБОТКА И ИССЛЕДОВАНИЕ ВЕТРОУСТАНОВКИ ДЛЯ ПРОМЫШЛЕННОГО И БЫТОВОГО ИСПОЛЬЗОВАНИЯ С ИЗМЕНИЯЮЩИМСЯ КОЭФФИЦИЕНТОМ АЭРОДИНАМИЧЕСКОГО СОПРОТИВЛЕНИЯ ЛОПАСТЕЙ	315
<i>Орлов Ю.А., Арефьев Е.В., Орлов Д.Ю.</i>	
RESEARCH AND DEVELOPMENT OF WIND TURBINES WITH VARIABLE DRAG COEFFICIENT OF THE BLADE FOR INDUSTRIAL AND DOMESTIC USE	
<i>Yu. Orlov, L. Sushkova, E. Arefiev, D. Orlov</i>	
ОПТИМИЗАЦИЯ РЕЖИМОВ АВТОМАТИЗИРОВАННОЙ СЕПАРАЦИИ МЕЛКОДИСПЕРСНЫХ ПОРОШКОВ В ВОЗОБНОВЛЯЕМЫХ ПРОЦЕССАХ ПРОИЗВОДСТВА ПОСТОЯННЫХ МАГНИТОВ	318
<i>Кутепов Д.А., Давыдов Н.Н.</i>	
OPTIMIZATION OF AUTOMATED FINE POWDERS MAGNETIC SEPARATION IN RENEWABLE PROCESSES OF PERMANENT MAGNETS PRODUCTION MODES	
<i>Kutepov D.A., Davyдов N.N.</i>	
ТЕХНОГЕОХИМИЧЕСКИЕ АНОМАЛИИ В УРБАНОЗЕМАХ В РЕЗУЛЬТАТЕ АНТРОПОГЕННЫХ ВОЗДЕЙСТВИЙ	323
<i>Писарева А.В., Степанова Л.П., Яковлева Е.В.</i>	
TECHNOGEOCHEMICAL ANOMALIES IN URBANOZEM AS A RESULT OF ANTHROPOGENIC INFLUENCES	
<i>Pisareva A.V., Stepanova L. P., Yakovlev E. V.</i>	
ХАРАКТЕРИСТИКА СТЕПЕНИ ВЛИЯНИЯ ЗОН ЭКОЛОГИЧЕСКОГО НЕБЛАГОПОЛУЧИЯ НА ЗДОРОВЬЕ ЧЕЛОВЕКА (НА ПРИМЕРЕ ОРЛОВСКОЙ ОБЛАСТИ)	327
<i>Писарева А.В., Степанова Л.П., Яковлева Е.В., Мышикин А.И.</i>	
DESCRIPTION OF DEGREE OF INFLUENCE OF ECOLOGICAL TROUBLE ZONES ON HUMAN HEALTH (FOR EXAMPLE OF OREL OBLAST)	
<i>Pisareva A.V., Stepanova L. P., Yakovlev E. V., Myshkin A.I.</i>	
РЕЗУЛЬТАТЫ ИЗУЧЕНИЯ ВЛИЯНИЯ ГЕЛИОГЕОФИЗИЧЕСКИХ ПОКАЗАТЕЛЕЙ НА УРОВЕНЬ ДОРОЖНО-ТРАНСПОРТНЫХ ПРОИСШЕСТВИЙ ПО ВИНЕ ВОДИТЕЛЕЙ ТРАНСПОРТНЫХ СРЕДСТВ	329
<i>Широбоков А.В., Ершов А.И.</i>	
THE RESULTS OF THE STUDY OF THE INFLUENCE OF HELIOGEOPHYSICAL PARAMETERS ON THE LEVEL OF ROAD ACCIDENTS CAUSED BY DRIVERS OF VEHICLES.	
<i>Shirobokov V. A., Ershov A. I</i>	

Пленарное заседание

РЕГИОНАЛЬНЫЙ СЕГМЕНТ ЕГИСЗ : ЦЕНТРАЛЬНЫЙ АРХИВ МЕДИЦИНСКИХ ИЗОБРАЖЕНИЙ

Кирюхин А.В.

Департамент здравоохранения администрации Владимирской области
dzo@avo.ru

В настоящее время рак является одной из основных причин смерти в большинстве районов мира, включая даже развивающиеся страны. Что касается причин смерти в развитых странах, рак занимает в них преимущественно второе место (на первом месте сердечно-сосудистые заболевания) и составляет 15-20% от общего ежегодного числа смертельных случаев. Лишь в немногих странах ежегодный показатель смертности от рака составляет менее 100 человек на 100 000 населения. По наблюдаемым соотношениям можно подсчитать, что в настоящее время 1 из 5 человек подвергается риску умереть от рака. Смертность от злокачественных опухолей среди женщин в европейских странах в возрасте от 30 до 50 лет стоит на первом месте.

Среди разнообразных заболеваний рак молочной железы представляет важнейшую проблему из-за высокой заболеваемости и смертности от него. В последние годы рак молочной железы прочно занимает первое место в структуре заболеваемости и смертности от злокачественных новообразований женского населения России. Женское население Владимирской области более 770 тысяч человек, из них в 2015 году должны были пройти диспансеризацию 147,5 тысяч. Сколько из них получило качественную диагностическую помощь? Несмотря на успехи в лечении и повышение качества диагностики данной патологии, смертность от рака молочных желез остается высокой. Это обусловлено, прежде всего, поздней диагностикой данной патологии в связи с несвоевременным обращением пациенток, а также отсутствием высокочувствительных методов установления ранних (доклинических) стадий рака молочных желез, недостаточно точно диагностикой метастазов в регионарные лимфатические узлы. Поэтому создание специализированной кластерной системы по диагностике рака молочной железы должно существенно повлиять на данную ситуацию.

Маммологический скрининг направлен на снижение смертности от рака молочной железы, обнаружения образований на ранних стадиях, дальнейшее менее агрессивное лечение и повышение продолжительности и качества жизни заболевших. В рамках реализации данной программы во Владимирской области с целью снижения числа ложно-негативных заключений для скрининговых исследований предполагается выполнять двойное чтение маммограмм. А при выявлении подозрения на рак молочной железы - незамедлительное направление пациентки в онкологический диспансер для более углубленного дообследования и лечения.

Возрастная группа женщин для проведения скрининга должна включать в себя женщин в возрасте от 39 до 69 лет.

Нельзя забывать и о таких социально значимых заболеваниях как туберкулез, сердечно-сосудистые заболевания. Вопрос повышения качества диагностики, своевременности получения лечения стоит на первом месте в вопросе повышения качества оказания помощи пациентом данных категорий.

Создание диагностических кластеров на базе центрального архива медицинских изображений должно существенно повысить эффективность оказания медицинской помощи.



APPLICATION OF TELEMEDICINE IN EMERGENCY MEDICAL SERVICES OF AACHEN, GERMANY: PRINCIPLE AND BENEFITS

M. Czaplik¹, R. Rossaint¹, S. Bergrath¹, F. Hirsch¹, S.K. Beckers^{1,2}, J.C. Brokmann³

1. Department of Anaesthesiology, University Hospital RWTH Aachen, Germany

2. Fire Department and Emergency Medical Service, Germany

3. Emergency Department, University Hospital RWTH Aachen, Germany

Background: The task of emergency medical services (EMS) is to immediately initiate medical treatment or transportation to hospital in cases of accidents or severe diseases. Indeed, diverse acute events such as myocardial infarction and stroke necessitate prompt decisions and medical therapy. Even other conditions like acute pain badly

need an early relief. Although most European countries bank on paramedic systems with well-educated ambulance men, competences and authorities are strictly regulated and limited as compared to physicians'. In German EMS, in about half of the emergencies, doctors, so-called emergency physicians (EP), are involved [1]. They are dispatched concurrently with the ambulance (but in a separate car) in cases when a life-threatening situation seems to be apparent or dispatched afterwards when paramedics need medical assistance. Due to national legal provisions and economic reasons, the network of ambulance locations is denser than the network of EMS physician units. If "only" an ambulance is sent to the site, the crew evaluates the patient's condition after their arrival. If the condition is more severe than so far expected or special medications (e.g. analgesics) are necessary, additionally an EMS physician is sent to the site. Therefore, in many cases the ambulance paramedic team arrives several minutes prior to the arrival of a physician and initiates emergency measures. The proportion of EP supported missions varies regionally from less than 30 % to more than 60 % [2]. Due to demographic changes, the amount of old patients and the incidence of chronic diseases is ever-increasing. Therefore, on the one hand, the number of emergency missions is escalating yearly by about 3 to 4 % all over Germany with increasing treatment complexity. On the other hand, the number of physicians is limited, so that qualified personnel is lacking - particularly in rural regions with consequently rising waiting periods for the EP and falling qualification standards. Coincidentally, experience of medical staff in managing severely ill and severely injured patients is considerably lower in rural regions due to the far lower number of such emergency cases. However, quality depends on both formal qualification and experience [3-5]. Several studies have shown that at least critically ill patients benefit from treatment by an EMS physician [6].

The application of telemedicine and especially of tele-consultation can be of crucial worth in managing the balancing act between ensuring a high quality and conserving resources. Therefore, telemedical procedures have become increasingly important in emergency and acute care settings; however, these applications are often restricted to research and pilot projects but broad implementation into routine care is lacking [7]. In the city of Aachen a telemedical rescue assistance system (TRAS) was developed and further developed in a number of sequent research projects. It is based on organisational, medical and technical modules and consists of connected medical devices, safe and secure high-tech communication technology and a checklist-based medical documentation system ensuring a high guideline-adherence.

Nowadays, TRAS is established in daily routine and available on all ambulances 24/7. In this paper a brief technical overview of the system is given as well as some results regarding medical capabilities, structural effects and technical performance during the last two years of application.

Methods: TRAS enables telemedical support of the paramedics by a tele-EP on-site (e.g. at the patient's habitation) and during the transportation in the ambulance. Therefore, two independent working communication devices are provided using several mobile networks each. One of them is integrated into the car, the other one is embedded in the bag of the patient monitor and defibrillator unit (Corpus C3, GS Stemple, Germany) that is always taken along to the patient. Whereas the C3 is connected to the portable communication device, a video camera (integrated into the ambulance ceiling) and a printer is connected to the in-car communication box. The paramedics use Bluetooth headsets ensuring a hands-free communication with the tele-EP (figure 1). For initiating a call to the EP, only one button-press is necessary. A Smartphone is applied to take picture or short video sequences on-scene. All data including real-time ECG transmission, video data and periodically measured vitals are encrypted and sent to a so-called tele-EP centre for evaluation. The tele-EP is qualified and authorized to instruct the paramedics e.g. to administer drugs, so that an immediate medical treatment can be initiated even though the doctor is not present on-site.

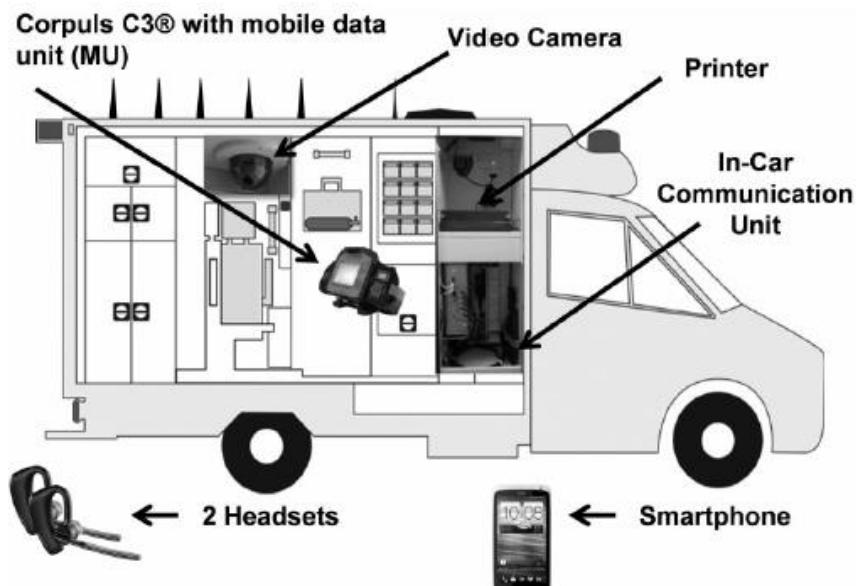


Figure 1: Hardware components of the telemedical rescue assistant system. The conventional ambulance is equipped with diverse technical features.

Results: Although technical performance of TRAS is reliable, adaptation of all stakeholders to the new processes was necessary. As a matter of fact, acceptance differed from person to person but rose steadily from quarter to quarter. Whereas the total of number of tele-EP-directed emergency missions was 193 in the first quarter after establishment into clinical routine (2nd quarter of 2014), nowadays more than 600 missions are supported by the tele-EP each quarter. Therefore training of EMS personnel and dispatch personnel was necessary and further optimisation of technical equipment – software and hardware. Up to date more than 4.100 missions were conducted by telemedical support since April, 2014 with no adverse event or complication. In most cases, TRAS was used in order to reduce the time interval to medical therapy with consequently improved patient safety (figure 2).

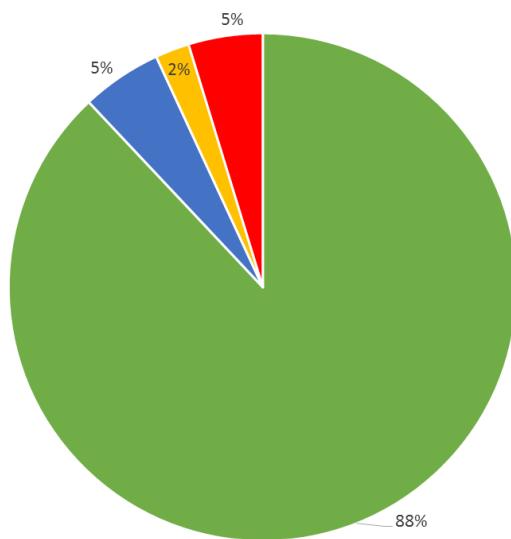


Figure 2: Categories of telemedically supported missions. Green: paramedics and tele-EP alone, blue: dispatch of conventional EP during tele-EP consultation ("emergency upgrade by tele-EP"), red: tele-consultation between EP and tele-EP (hand-over, second opinion), orange: tele-consultation to bridge EP travel time.

In most consultations, the tele-EP was connected with the requisitioning paramedic within 20 seconds. The mean duration of emergency missions operated by the tele-EP is significantly lower (32 min) as compared to the conventional EP at the City of Aachen (54 min) or the German mean value (56 min). Nowadays already 28 % of all physician-directed emergency missions are carried out by the tele-EP. Furthermore, 35 % of all physician-accompanied inter-hospital transfers are performed telemedically. In consequence, the percentage of physician-directed emergency missions fell from 33 % (2013/14) to 24 % (2015). Today it is almost 50 % below the German mean (44 %).

Discussion: Telemedicine in emergency medicine is technically feasible and will be an important integrative component of German EMS in future. It can contribute to guarantee a resource-saving medical treatment of high-quality. However, telemedicine cannot replace physicians or paramedics on-scene since manual skills are required in a number of emergency missions. By building up regional or transregional telemedical centres, further economic advantages can be achieved. Furthermore, telemedicine can provide medical support even in remote areas where medical care (e.g. with general practitioners) is sparse.

References

- [1] Behrendt, H. "Time comparison of current performance by emergency medical services in the Federal Republic of Germany (part II)", German Interdisciplinary Journal of Emergency Medicine **7**:59-70 (2004).
- [2] Messelken, M, Kehrberger, E, Dirks, B, Fischer, M. "The quality of emergency medical care in baden-württemberg (Germany): four years in focus", Dtsch Arztebl Int. **107**:523-30 (2010).
- [3] Gries, A, Zink, W, Bernhard, M, Messelken, M, Schlechtriemen, T. "Realistic assessment of the physician-staffed emergency services in Germany", Anaesthesia **55**:1080–1086 (2006).
- [4] Schuster, M, Pints, M, Fiege, M. "Duration of mission time in prehospital emergency medicine: effects of emergency severity and physicians level of education", Emerg Med J **27**:398–403 (2010).
- [5] Moecke, H, von Knobelsdorff, G. "The anesthesiologist in prehospital and hospital emergency medicine", Curr Opin Anaesthesiol **21**:228–232 (2008).
- [6] Timmermann, A, Russo, SG, Hollmann, MW. "Paramedic versus emergency physician emergency medical service: role of the anaesthesiologist and the European versus the Anglo-American concept", Curr Opin Anaesthesiol **21**:222–227 (2008).

[7] Amadi-Obi, A, Gilligan, P, Owens, N, et al. "Telemedicine in pre-hospital care: A review of telemedicine applications in the pre-hospital environment", Int J Emerg Med 7: 29 (2014).

Kybernetic Modeling of Human Body System

Jochen Mau

H Heine University Düsseldorf, Buschstr

Introduction

For a functional perspective, human body system's physiological and operational design motifs follow from its mission and from the roles of its life context, cf. Fig. 1 (left): it shows physical human body as *bio-sphere*, its 'habitat' as *eco-sphere* and its social and socio-economic conditions as *socio-sphere*; specific *driving forces* for dynamics of interactions between any particular "bio-sphere" body, its environment and its social space are implied. Here, individual's bio-sphere *operations*, or activities, are in foreground [1]:

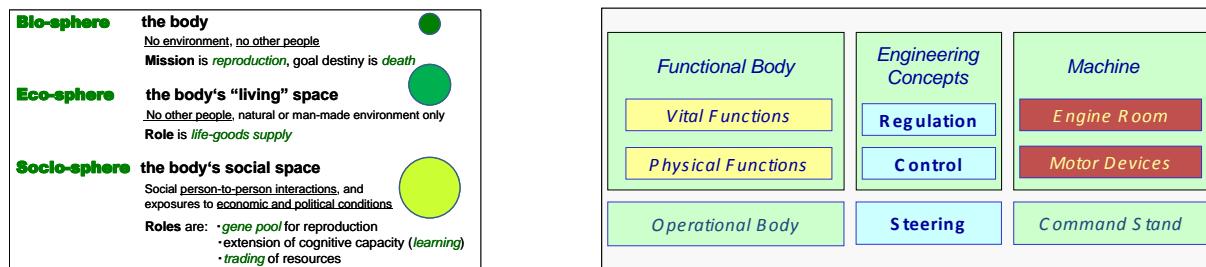


Fig. 1: Human body: Life-sphere (left) and functional (right) decompositions; analogous technical concepts.

Firstly, manual and locomotor physical activity and sexual activity which together are referred to as 'physical (re-)production', and secondly, mental activity in solving cognitive tasks making and enacting volitive decisions; both express in *behavior*, as the perception of bio-sphere operations by its eco-sphere and socio-sphere context.

The analogy between the living and the machine - a paraphrase to the subtitle of Wiener's seminal book [2] - is shown in Fig. 1 (right) which reviews parts of [3]: Human body has two main components, *functional body* and *operational body* - the former of two compartments, one of *vital functions* that provide energy or power, and another of *productivity functions* that are under command by *operational body*. This matches the situation in an engineered device, a machine's engine room, motor devices for production, human operator's command stand.

In clinical context, functional core body is seen in the disabled deprived of physical (re-)productive activity, though possibly still operationally enabled, while a person in *coma* may be reduced to a *vegetative state* of persisting minimal vital physiological functions that just serve the 10^{14} body cells to survive; both physical and operational activity are disabled. Fig. 2 (right) shows the full spectrum of competences according to operational body's command upon whole-body behavior, as levels of recovery from acute stroke.

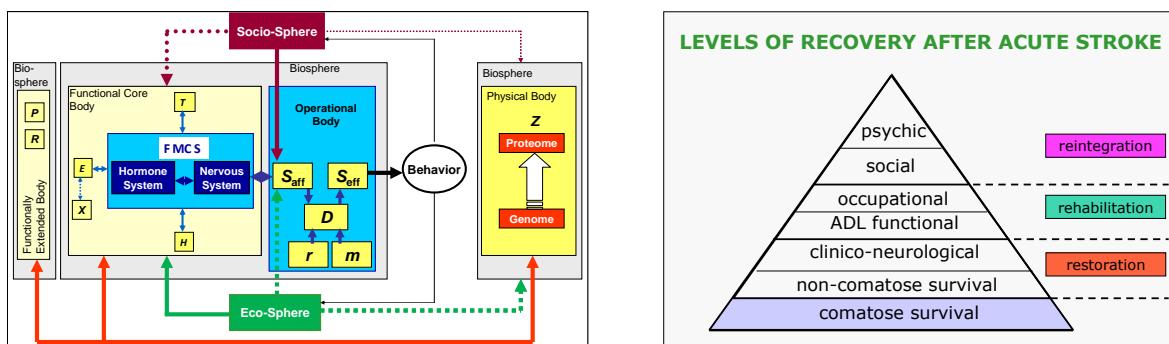


Fig. 2: Physical, functional, and operational body, and feed-back from eco- and socio-sphere on behavior (left); possible extent of impairments and recovery, applicable to all brain diseases. ADL=activity of daily living (right)

Returning to Fig. 1 (right), pertinent engineering control concepts are *feed-back control*, sometimes also called *regulation*, to keep a set point, balance out disturbances and thus ensure good internal operating conditions, and *control* to initiate or modify processes that aim to achieve a target under changing requirements which includes set point changes for regulation. *Steering* is a concept at a higher level: it is 'making operative decisions' given input information on operational goals, operational rules and the current set of operational options for the system, hence a typical human

operator's task. As in the machine, steering requires sensory equipment which signals a situation, a director's role of processing received information, and command lines that transmit appropriate signals to devices that execute operational decisions. Steering is the mission of *operational body*, then.

Functional Body

In Fig. 2 right, total body system is an aggregate of three units, *functional core body* \mathcal{F} of vital bodily functions, *functionally extended body* \mathcal{P} of physical (re-)production, and *physical body* \mathcal{Z} of cellular "material". Each unit is an aggregate by itself, composed of units with distinct tasks: energy sub-system (E), transportation sub-system (T), the sub-system for internal security (H for "Homeland Security"), and the body's xenobiotic residential sub-system, X , physical manual or locomotor production sub-system, P , reproductive sub-system, R .

As human body hormone system and nervous system jointly manage and control all body functions, together they are referred to as Functional Management and Control System (**FMCS**), cf. [1] for more detail.

Operational body

Basically, human body bio-sphere life fitness is determined from its sensory, cognitive and motor function capacities which involve the sensory nervous system, the mind, and motor cortex nervous system; the capacity of each and in combination is always conditional on prevailing physiological situation of functional body [1]. More specifically, operational body is understood as an aggregate of two units, a sub-system K for bio-sphere's communication with its world outside, and a sub-system D for processing of signals received from K .

K takes the role of a "Signal Corps": it receives messages from eco- and socio-sphere through its devices, i. e. the senses for sound / airpressure, light / heat, smell / taste / chemical exposures, local touch, and transmits these via *afferent* nervous pathways for processing by D ; denote this part of K by S_{aff} . Upon orders received from D via *efferent* nervous pathways, K will also send out messages to outer world engaging *functional body*'s options to produce sounds (e.g. speech), mimics, body language, and physical gestures; denote this part of K by S_{eff} .

In its operational interpretation of received signals, D takes the steering role of reviewing and weighing currently available response options subject to two competences that rest in bio-sphere's *personality*: (i) *intellectual capacity*, r , of *rationale* decision-making (abstracting, categorizing, systematic structuring), and in (ii) *motivational potentials* m of making *emotional* decisions based on affections, desires, visions, etc.; any decision is passed on to K for 'sending' the message to world outside. This way, K and D form an *operational unit* that responds to received messages with some operational activity; K engages also physical functions to make expression while D does not.

An intuitive summarizing notation for operational body is then $\mathcal{O} = \{ S_{\text{eff}} D S_{\text{aff}} \mid \mathcal{F}, \mathcal{P}, \mathcal{Z}; r, m \}$; when noticed in eco-sphere or socio-sphere compartments of human body life-sphere, \mathcal{O} is perceived as *behavior* \mathcal{B} .

Reverse Built-up

Conceptually, one can understand a *functional aggregate* (FA) as an ensemble composed of *functional units* (FU) made to work together in a coordinated way with regard to a distinct functional task within the whole system. Both FA's and FU's are *logical units* (LU), though with $\text{FU} \in \text{FA} \Rightarrow \text{level}(\text{FU}) = \text{level}(\text{FA}) + 1$.

Remark: As with data file system administration across several hardware storage devices [4], LU's may not have a direct correlate with *physical units* (PU) in wiring complex systems according to a prescribed *functional logic* [3]; in the same way of thought, *kybernetik* characterizes a system's "Schaltgefüge", the structure of couplings for control of its internal energy (mass, information) transfer dynamics, irrespectively from its physical realization [5]. The following is a more elaborate presentation of an approach indicated in [3].



Fig. 3: Physical units (PU) at seven "levels" in holistic modeling of human body system (left), and built-up in logical units (LU) with their within-level interactions as emergent properties (right).

In Fig. 3 (left), seven functional levels are suggested for kybernetic modeling of whole human body system, with their functional correspondences in a complex building and in body's anatomy; the red box (level 0) indicates higher level interaction of human body bio-sphere in eco-and socio-sphere, actually the case for *behavioral kybernetics*. Dashed horizontal lines separate (from bottom to top) material components from dedicated functional units and aggregates, and from larger segments some of which may temporarily be suspendable.

In Fig. 3 (right), horizontal double-arrows indicate interacting LU's within an FA; their *emergent properties* - depicted as "vertically uprising" arrows - express as LU properties for interaction at the next higher level - in other

words, the interactions among LU's at level $n+1$ generate the emergent properties for level n . More precisely, emergent properties of an FA expressing at level n are the interactions among its FU's at level $n+1$. (Note: Color of horizontal double-arrow indicates interaction of only LU's with cap of same color.)

For example, level-1 LU's are vital functions $\mathcal{F}|\mathcal{Z}$, physical (re-)production functions $\mathcal{P}|\mathcal{Z}$, and operational functions $\mathcal{O}|\mathcal{Z}$. Each is a functional unit of functional aggregate "whole human body"; the properties of "whole human body" biosphere in interaction with its eco- and socio-sphere at level 0 are determined as emergent properties (dark green cap) from interaction of its three constituent functional units, $\mathcal{F}|\mathcal{Z}$, $\mathcal{P}|\mathcal{Z}$, $\mathcal{O}|\mathcal{Z}$, each with an orange cap, at level 1. By definition, "dark green cap" properties are *behavior*, $\mathcal{B} = (\mathcal{F}, \mathcal{P}, \mathcal{O})|\mathcal{Z}$. *Reverse built-up* of whole human body system across all levels follows by induction. It remains to get a usable definition of interaction between FU's of an FA.

Kybernetic Modeling

Interaction within a system is understood as energy (mass, information) transfers between system components; their dynamics due to prevailing *driving forces* are controlled by *Schaltgefüge*, the structure of couplings that is independent of physical realization, it is in the focus of *kybernetic modeling*. In context of Fig. 3 (right) level 1, one may use $\mathbf{k}\{\mathcal{F}, \mathcal{P}, \mathcal{O}|\mathcal{Z}\}$ to denote *Schaltgefüge* for horizontal orange-colored double-arrow and address the system of involved regulation (looped feed-back) and controls in expression of interactions as emergent properties visible at whole-body level 0, $\mathcal{B} = (\mathcal{F}, \mathcal{P}, \mathcal{O})|\mathcal{Z}$.

Specifically, *kybernetic modeling* of $\mathbf{k}\{\mathcal{F}, \mathcal{P}, \mathcal{O}|\mathcal{Z}\}$ will first devise the *structure of functional dependencies* between

- a person's ability to make decision about how and when to act: operational capacity of $\mathcal{O}|\mathcal{Z}$,
- the body's ability to physically enact the decision: locomotor capacity of $\mathcal{P}|\mathcal{Z}$, and
- the body's ability to meet performance requirements: availability of physiological resources of $\mathcal{F}|\mathcal{Z}$,

based on level-1 *functional logic* [3; Fig. 1] and then use it as blueprint of a proper automation engineering wiring diagram for $\mathbf{k}\{\mathcal{F}, \mathcal{P}, \mathcal{O}|\mathcal{Z}\}$; by the *kybernetic paradigm*, independence of physical realization, this step may use wiring diagrams of *functionally comparable* engineered systems, i. e. systems that implement the same functional logic.

Application

In practice, it will involve human body's physiological FMCS and account for *operational control* effectuated by feed-backs from eco-sphere environment or socio-sphere settings with impact on human body operations, see Fig. 2 left. On ethical grounds, one will gain most insight from diseases of human body FMCS, i. e. primarily from \mathcal{B} -effects and pathophysiology of disorders of cerebral control (e.g. strokes, vascular dementia, degenerative dementia, Parkinson's disease, multiple sclerosis and epilepsy), and concurrent disorders in functional body [6], and from staging of competence as in Fig. 2 (right). For an example, with " \emptyset ", " $-$ ", " $+$ " for "none", "reduced", "mainly normal", respectively, staging as "viable" may be seen in $(\mathcal{F}, \mathcal{P}, \mathcal{O}) = (---, \emptyset, \emptyset)$, $(--, -, \emptyset)$, $(+, +/ -, -)$, $(+, (+), +/ -)$, explicitly named "vegetative", "highly dependent", "moderately dependent" and "practically independent" stagings, respectively, and $(\mathcal{F}, \mathcal{P}, \mathcal{O}) = (+, (+), (+))$, $(+, +, (+))$, and $(+, +, +)$ as "fit for work", "(socially) presentable", and "self-motivated" stagings, respectively; cf. Fig. 2 (right).

Discussion

An approach based on different concepts is noteworthy, as it links molecular level and organ level properties directly [7]; the present approach presents a multi-scale modeling framework for control structures, instead.

References

- [1] J. Mau in, *Advances in Cognitive Neurodynamics* (V), R. Wang and X. Pan eds. (Springer Science+Business Media Singapore, 2016) Chapter 59.
- [2] N. Wiener, *Cybernetics or Control and Information in the Animal and the Machine*, (Massachusetts Institute of Technology, Boston, 1961).
- [3] J. Mau, *Bioautomation - re-engineering human body system controls*, (Международная конференция и молодёжная школа «Информационные технологии и нанотехнологии», 17 - 19 июня 2016, Самара).
- [4] F. J. Kauffels, *Rechnernetzwerk-Systemarchitekturen und Datenkommunikation*, (Bibliograph. Institut & F.A. Brockhaus, Zurich, 1989)
- [5] H. Sachsse, *Einführung in die Kybernetik*, (Vieweg, Braunschweig, 1974).
- [6] K. Toyoda ed., *Brain, Stroke and Kidney*, (Karger, Basel, 2013).
- [7] G.Y. Wang, *Analysis of Complex Diseases. A Mathematical Perspective*, (Taylor & Francis, Boca Raton, FL, 2014).

Моделирование организма человека как кибернетической системы
Йохен Б. Май
 ун-та им. Г. Гейне г. Дюссельдорф

Кибернетическая парадигма предоставляет возможность осуществить целостную обратную реконструкцию функционального строения организма. Исследование удобно начать на примере невро- логических болезней.

**БИОФИЗИЧЕСКИЕ ОСНОВЫ ТЕХНОЛОГИИ МНОГОКАНАЛЬНОГО
ЭЛЕКТРОИМПЕДАНСНОГО КАРТИРОВАНИЕ ДЕЯТЕЛЬНОСТИ СЕРДЦА.**

Щукин С.И.,
МГТУ им. Н. Э. Баумана Москва

В докладе представлены результаты исследований направленных на понимание биофизических механизмов формирования преокордиальных биоимпедансных сигналов. Рассматриваются вопросы визуализации деятельности сердца на основе многоканальных электроимпедансных и электрокардиографических измерений.

**BIOPHYSICAL BASICS TECHNOLOGY OF MULTI-CHANNEL BIOIMPEDANCE MAPPING THE
CARDIAC ACTIVITY.**

Sergey Shchukin, Bauman Moscow State Technical University, Russia.

The report presents the results of research aimed to understanding the biophysical mechanisms formation of bioimpedance precardiac signals. Discussed the key points of cardiac activity visualization based on multichannel bioimpedance and electrocardiographic measurements.

СОТОВАЯ СВЯЗЬ И ЗДОРОВЬЕ

Григорьев О.А.¹, Зубарев Ю.Б.²

1 - ФГБУ ГНЦ ФМБЦ им. Бурназяна ФМБА России, Российский национальный комитет по защите от неионизирующих излучений

2 - Московский научно-исследовательский телевизионный институт

Электромагнитное поле (ЭМП) в определенных условиях вредный или опасный фактор, который ограничивается нормами безопасности для населения/работающих. ЭМП высокой интенсивности: физиологический механизм действия - нарушение терморегуляции; ЭМП низкой интенсивности: физиологический механизм - раздражитель центральной нервной системы.

Сотовая связь создала принципиально новые условия облучения для населения в диапазоне частот 300 МГц - 6 ГГц. Устройства персональной коммуникации, сотовые телефоны: локальное облучение, критический орган - головной мозг; облучение периодически. Сети сотовой связи и беспроводного доступа: общее облучение тела; облучение непрерывно; формируют измененный электромагнитный фон в окружающей среде - введен термин "электромагнитное загрязнение".

В мире 6 миллиардов пользователей сотовой связи (ВОЗ, май 2015). Необходима гарантия отсутствия вреда здоровью в настоящем и будущих поколениях, необходимо оценивать риск в условиях неизбежного облучения. Решение Международного агентства по изучению рака ВОЗ (2011 год) - ЭМП абонентских терминалов классифицировано как канцероген класса 2B.

Нормы безопасности ЭМП: с 1936 года разрабатывались одновременно с развитием техники - но не для сотовой связи. Современные СанПиН для сотовой связи основаны на нормах 1984 года, обоснованных на данных до эпохи сотовой связи. Нет ясности, достаточно ли этого норматива для обеспечения социально приемлемого уровня риска с учетом изменяющихся условий облучения.

Произошло сближение условий облучения населения и работающих с источниками ЭМП (по критерию энергетической нагрузки). Характер использования абонентского терминала обеспечивает накопление энергетической нагрузки пользователем по интермиттирующему сценарию, а это, исходя из данных о реакции ЦНС и иммунной системы, предполагает возможность развития адаптационного процесса в реакции организма. По данным клинико-физиологических исследований в сходных условиях у работающих: при хроническом воздействии нетепловым СВЧ клиническая картина характеризуется адаптационной перестройкой нервной системы, в последующем (месяцы и годы), наблюдаются нарушения, которые могут быть отнесены к патологическим в ответ на хроническое воздействие ЭМП.

Стандарты связи определяют различные способы организации сигнала (модуляции); 4 поколения стандартов сменилось за 20 лет. Процедура оценки риска применительно к ЭМП сотовой связи по классической схеме не успевает за изменением условий облучения населения, связанным со сменой стандартов сотовой связи - используя классическую схему оценки риска мы "топчемся" на начальной стадии оценки. Поэтому для практики необходимо управление неопределенным риском на основе предупредительной политики ВОЗ.

Актуальные направления исследований: оптимизация условий облучения в ближней зоне; импульсный сложноорганизованный сигнал и клетка в ближней зоне; долгосрочные реакции ЦНС на измененный ЭМ фон; эволюционное значение процесса адаптации к измененному фону, в т.ч. микроорганизмов и вирусов; проявления индивидуальной чувствительности как функция реакции ЦНС на электромагнитное загрязнение.



ИНФОРМАЦИОННАЯ МЕДИЦИНА» - ДОСТИЖЕНИЯ И ПЕРСПЕКТИВЫ

Юматов Е.А.

ФГБНУ Научно-исследовательский Институт Нормальной физиологии имени П.К. Анохина.
Национальный Исследовательский Университет (МЭИ). Москва, Российская Федерация. eyumatov@mail.ru

Современное здравоохранение обладает широкими возможностями для диагностики и лечения заболеваний. Однако огромные достижения медицины не всегда оказываются реализованными из-за невозможности своевременной помощи нуждающемуся больному.

Парадокс заключается в том, что человечество изобрело множество технических и электронных средств непрерывного контроля состояния и работы промышленных агрегатов и бытовых устройств, при этом жизненно важные функции самого человека остаются без постоянного физиологического контроля и охранной сигнализации.

В начале 90-годов нами была разработана и запатентована целая серия информационной микропроцессорной аппаратуры для охраны жизни и здоровья людей в повседневных бытовых и производственных условиях («Стражи Здоровья») [1-6].

Разработанные нами приборы определили развитие нового направления - **«информационной медицины»**, характеризующей повседневный контроль жизненно важных физиологических показателей организма в реальных бытовых и производственных условиях [7-10]. Это направление получило научную поддержку сессии Общего собрания Российской Академии Медицинских Наук «Новые технологии в медицине XXI века» и Президиума РАМН (Постановление № 145 от 15.9.1999), а также ведущих отечественных и зарубежных ученых.

Методологической основой для разработки новой медицинской «информационно-бытовой» аппаратуры, предназначенный для объективного контроля физиологических функций в реальных повседневных условиях, явилась **теория функциональных систем** [11-12].

Разработанные нами приборы строятся на принципах саморегуляторной деятельности функциональных систем живых организмов [13]. В них имеются: датчики, - чувствительные элементы, воспринимающие физиологические показатели организма; центральная часть - микропроцессор, оценивающий поступающую от организма информацию и дающий сигнал оповещения (охранная сигнализация) в случае выхода физиологических показателей за границу индивидуально установленной «нормы». В приборах, также как и в функциональных системах, осуществляется персональное программирование физиологических параметров, составляющих конечный результат, с одновременным их отслеживанием на основе обратной связи (рис.1).

При отклонении жизненно-важного физиологического показателя от границ установленной нормы возникает предупреждающий сигнал, который позволяет человеку своевременно предпринять ряд целесообразных действий для предотвращения развития серьезных нарушений жизненно-важных функций.

Для нормализации физиологических функций и предупреждения развития опасной для жизни патологии может быть осуществлен самый широкий спектр профилактических и своевременных мер. К их числу можно отнести: прием лекарств и выбор оптимальной дозы, снижение психоэмоциональной и физической нагрузки, прерывание критической - опасной для жизни и здоровья фазы сна и заблаговременное обращение к врачу, особенно в тех случаях, когда тревожный сигнал неоднократно повторяется.

Таким образом, с помощью разработанной аппаратуры недоступные в повседневной жизни для самоконтроля жизненно-важные функции организма переводятся в разряд осознанно воспринимаемых и контролируемых процессов.

Приборы «Стражи Здоровья» миниатюрны, представляют собой мобильные устройства, в них использована современная микропроцессорная электронная техника. Они неоднократно демонстрировались в России и за рубежом: в Австралии, в Англии, в Германии, в США, в Швейцарии, в Швеции, в Южной Корее, в Японии.

Разработанные приборы для охранной сигнализации жизненно важных функций человека.

Система Охраны Сердца («С.О.С.») - мобильный прибор для контроля и оповещения о появлении первых объективных признаков нарушения деятельности сердца [1,14].

Прибор «С.О.С.»: осуществляет регистрацию электрокардиограммы (ЭКГ), проводит непрерывный контроль ритмической работы сердца, выявляет первые объективные признаки нарушений сердечного ритма, позволяет персонально програмировать индивидуально допустимые значения ритма сердца, даёт сигнал оповещения при появлении нарушений ритмической работы сердца, может быть встроен в мобильный телефон.

Прибор «С.О.С.» может быть рекомендован больным, - имеющим нарушение ритма сердца, кардиосклероз, ишемическую болезнь сердца, перенесшим инфаркт миокарда, фибрилляцию, предрасположенным к внезапной смерти.

Прибор «С.О.С.» также может быть рекомендован для повседневного контроля деятельности сердца, здоровым людям, находящимся в экстремальных производственных и экологических ситуациях (летчики, космонавты, моряки, подводники, спасатели и пр.).

Прибор «С.О.С.» прошёл медицинские испытания в НИИ Кардиологии им. А.Л. Мясникова РКНПК МЗ РФ, в Московской Медицинской Академии им. И.М. Сеченова, в Московском Медицинском Стоматологическом Институте им. И.М. Семашко. Заключения подписаны и утверждены академиками РАН Ю.Н. Беленковым, С.В. Грачёвым, Н.А. Мухиным, Е.И. Соколовым.

Информационная система для индивидуального самоконтроля эмоционального стресса.

На основе проведённых исследований нами разработан и запатентован приоритетный способ и устройство для индивидуальной, объективной, количественной оценки степени развития эмоционального стресса в реальных бытовых и производственных условиях и для предупреждения вызываемых стрессом функциональных и патологических нарушений [2,15,16].

Способ основан на регистрации вегетативных показателей человека: частоты сердечных сокращений (ЧСС), частоты дыхания (ЧД) и на расчёте кросскорреляционных коэффициентов, которые, как показали наши исследования, объективно отражают степень развития эмоционального стресса.

Работа выполнена по гранту РФФИ, № 04-07-90266: «Разработка информационно-вычислительной системы для объективного контроля и исследования эмоционального стресса».

Информационная система для контроля физиологических функций человека во время повседневного ночного сна.

На основе фундаментальных психофизиологических исследований и современных достижений информационных технологий нами разработан информационно-аппаратный комплекс для контроля физиологических функций человека во время повседневного ночного сна [3,17,18], который осуществляет комплексную регистрацию физиологических показателей: ЭЭГ, электроокулограммы (ЭОГ), ЧСС и ЧД и проводит кросскорреляционный анализ фазовой структуры сна, ЧСС и ЧД.

Информационная система позволяет контролировать уровень эмоционального напряжения и фазы сна в реальной повседневной жизни; пробуждать в индивидуально выбранную фазу сна; прерывать опасные для жизни фазы сна, которые могут сопровождаться выраженными сердечно-сосудистыми нарушениями, приводящими к мозговому инсульту, инфаркту миокарда и внезапной смерти.

Клинико-физиологическая апробация прибора для контроля сна была проведена в Сомнологическом центре Первого Московского Медицинского Университета им. И.М. Сеченова. Заключение подписано академиком РАМН А.М. Вейном и профессором Я.И. Левиным.

Работа поддержана грантом РГНФ, № 05-06-06026а по теме: «Разработка методологии исследования, новых критерии объективной оценки и классификации фазовой структуры сна человека в реальной повседневной жизни у здоровых и больных лиц» и грантом РФФИ, № 13-07-00756 по теме: «Разработка методологии и информационно-аппаратного комплекса для объективного контроля сна человека в повседневных условиях».

Информационно-аналитическая система для индивидуального повседневного контроля рационального питания позволяет осуществлять персональное программирование предельных верхних и нижних границ калорической ценности потребляемых пищевых продуктов и их компонентов, с учетом индивидуальных особенностей организма человека, условий труда и состояния здоровья [19].

Мобильный персональный компьютер (ПК) производит расчет суммарной калорийности потребляемой человеком пищи; дает интегральную оценку содержания отдельных ее компонентов - белков, жиров, углеводов, показывает избыточность или недостаточность в целом питания и отдельных пищевых компонентов.

В случае отклонения отдельных показателей пищевого рациона от установленной индивидуальной «нормы» в сторону завышения или занижения, прибор автоматически дает визуальный и звуковой сигнал о превышении или недостаточности отдельных пищевых компонентов.

Клинико-физиологическое испытание информационной системы контроля и обеспечения рационального питания проведено на кафедре нелекарственных методов лечения и клинической физиологии Первого Московского Медицинского Университета им. И.М. Сеченова. Заключение подписано академиком РАН В.Г. Зиловым.

Работа выполнена по гранту РГНФ № 03-06-12004в: «Разработка информационной системы для повседневного, объективного контроля рационального питания».

Прибор для повседневного контроля артериального давления (АД) в виде авторучки позволяет, в отличие от всех имеющихся приборов [20], более точно регистрировать АД, поскольку данное устройство воздействует непосредственно на артерию, а не на конечность или палец.

Приборы для измерения АД в виде авторучки крайне необходимы больным, - имеющим сердечно-сосудистые нарушения, артериальную гипертензию, кардиосклероз, ишемическую болезнь сердца, перенесшим инфаркт миокарда, фибрилляцию, предрасположенным к внезапной смерти. Они позволяют своевременно проконтролировать АД, осуществить индивидуальный подбор эффективных лекарственных препаратов.

Прибор для измерения АД в виде авторучки также может быть полезен здоровым людям для повседневного самоконтроля эмоциональных реакций и физической активности и, особенно, людям пожилого возраста.

Оригинальность прибора для измерения АД в виде авторучки и целесообразность его использования отмечена в Заключение Института Медико-биологических проблем РАН, подписанным академиком РАН М.М. Хананашвили.

Перспективы.

Дальнейшее развитие «Информационной медицины» имеет широкие перспективы. Несомненно, расширится класс приборов для контроля и охранной сигнализации нарушений физиологических функций в повседневной жизни. Наряду с существующим мобильным прибором для контроля уровня сахара в крови («Глюкометр»), будут использованы и новые мобильные устройства, реагирующие на различные химические показатели организма в их повседневной жизни. Эти приборы могут быть специализированы для повседневного контроля определённых химических параметров в выдыхаемом воздухе, в моче, в поте, в слюне человека.

В ближайшее время модульные устройства для охранной сигнализации жизненно важных функций человека будут включены в мобильные телефоны с одновременным использованием телемедицины.

В перспективе отдельные модули для повседневного индивидуального контроля жизненно важных функций могут быть объединены в единый комплекс, и составить уникальное медико-техническое устройство – персональный компьютер «Будьте Здоровы», который в бытовых и производственных условиях сможет постоянно следить за состоянием здоровья каждого человека.

Заключение.

Сохранение жизни и здоровья людей в реальных повседневных условиях является приоритетной медико-социальной задачей, в решении которой ведущая роль принадлежит своевременному оказанию медицинской помощи.

Успешная реализация задач профилактической медицины возможны только на основе развития и создания новых медицинских технологий для оценки и выявления первых объективных признаков нарушений жизненно важных функций в реальных условиях жизнедеятельности людей.

Предложенный нами новый класс медицинской техники – **«информационная микропроцессорная аппаратура»** предназначена для широкого массового использования. Приборы для охранной сигнализации нарушений жизненно важных функций позволяют своевременно обратиться к врачу, принять назначенные лекарства, оценить их эффективность в реальных условиях жизнедеятельности.

Несомненно, эта аппаратура войдет в практику здравоохранения как первостепенное и необходимое средство для спасения жизни и сохранения здоровья людей, профилактики нарушений жизненно важных функций в повседневных условиях.

Литература.

1. Юматов Е.А. “Устройство для непрерывного слежения за деятельностью сердца”. - патент РФ № 1814538. Соавтор О.С. Глазачев.
2. Юматов Е.А. “Способ определения эмоционального стресса и устройство для его осуществления”- патент РФ № 2073484.
3. Юматов Е.А. “Способ пробуждения человека в фиксированную фазу сна и устройство для его осуществления” - патент РФ № 2061406.
4. Юматов Е.А. “Устройство для регистрации частоты сердечных сокращений плода в период внутриутробного развития”- патент РФ № 2044512.
5. Юматов Е.А. Стражи здоровья и жизни. Ж. Наука и технология в России. 1993, № 2, с. 20-21.
6. Юматов Е.А. Стражи Здоровья - медицинская аппаратура охранной сигнализации ХХI века. Ж. "Справочник. Инженерный журнал". 1997, 4, с. 52-56.
7. Юматов Е.А. Микропроцессорные информационные системы для объективного контроля за физиологическими функциями человека в реальных бытовых и производственных условиях. 197-220 с. В кн. Информационные медико-биологические технологии. Под ред. В.А. Княжева, К.В. Судакова. 2002, М, "ГЭОТАР-МЕД", 277 с.
8. Юматов Е.А., Судаков К.В. Микропроцессорные технологии для самоконтроля и профилактики нарушений жизненно важных функций человека. Ж. Наука и промышленность. 2002, (2 – 3). Медицинские науки: от идей до новых технологий, с. 84-95.
9. Юматов Е.А. «Информационная медицина» - новые микропроцессорные технологии для контроля физиологических функций человека в реальных условиях. Материалы Физиологического съезда. 2007, М. с. 471.
10. Юматов Е.А. «Информационная медицина» - новые микропроцессорные технологии для охраны жизни и здоровья людей. Ж. Клиническая информатика и телемедицина. 2012, т. 8, № 9, с. 50-57.
11. Анохин П.К. Теория функциональной системы. Ж. Успехи физиологических наук. 1974, т. 5, №2, с. 5 - 92.
12. Судаков К.В. Теория функциональных систем. 1996, М., с. 95.
13. Юматов Е.А. Методология теории функциональных систем в разработки устройств для контроля физиологических функций человека. Вестник РАМН. 1997, 12, с. 40-45.

14. Юматов Е.А. Микропроцессорные системы самоконтроля жизненно важных физиологических функций человека. Ж. Биомедицинская радиоэлектроника, 1999, № 8, с. 3-12.
15. Юматов Е.А., Крамм М.Н., Набродов А.Б. Информационно-экспертная система для объективной оценки эмоционального стресса. Ж. Биомедицинская радиоэлектроника, 2004, т.12, с. 3-7.
16. Юматов Е.А., Крамм М.Н., Набродов А.Б. Информационная система для объективной оценки эмоционального стресса. Ж. Технологии живых систем. 2007, № 4, с. 142-149.
17. Юматов Е.А., Перцов С.С., Дудник Е.Н., Крамм М.Н., Стрелков Н.О. Информационный комплекс для системного контроля сна в повседневных условиях. Ж. Биомедицинская радиоэлектроника. 2014, № 3, с. 58-64.
18. Юматов Е.А., Перцов С.С., Дудник Е.Н., Крамм М.Н., Стрелков Н.О. Контроль физиологических функций человека во время повседневного ночного сна. Ж. Патофизиология и экспериментальная терапия. 2015, т. 59, № 3, с. 47-54.
19. Юматов Е.А. Информационные микропроцессорные системы для контроля оптимального питания. Материалы 7-го Всероссийского конгресса «Здоровое питание и население России». М, 2003.
20. O'Brien E., Waeber B., Parati G., Staessen J., Myers M. G. Blood pressure measuring devises: recommendation of the European Society of Hypertension. Clinical review. The British Medical Journal. 2001, v. 322, p. 531-536.

"INFORMATIONAL MEDICINE" – ACHIEVEMENTS AND PERSPECTIVES

Yumatov E. A.

P.K. Anokhin Research Institute of Normal Physiology. National Research University "MEI".

Russia, Moscow. eayumatov@mail.ru

A man is unable objectively to control the state of his vital physiological functions. Therefore on the background of full wellbeing a man can become a victim of acute heart attack or brain dysfunction that can lead to sudden death.

Untimely medical help is a fatal factor which often becomes the cause of death.

The mankind has invented a lot of technical and electronic devices to monitor the work of industries and their production: cars, planes, ships, power stations and so on. However the most vital functions of a man: operators, drivers, pilots, sportsmen, dispatchers and especially sick persons are out of physiological control and protective signaling.

In 1993 year the new direction – "Informational medicine" was offered by us for the prevention of disturbance of the vital functions of the person in real everyday life and for timely of health care [Yumatov E.A. 1993-2015]. Practical realization of the specified concept was in creation and in patents of the original information devices for the security of the vital physiological functions of the person in every-days-life ("Guards of Health").

Original instruments for individual continuous control of physiological functions gives alarm when first objective signs of disorders in vital physiological functions appear during day-time or sleep at night. A warning signal will make it possible and timely to take some reasonable actions to normalize a disordered physiological parameter and so to prevent further development of the serious dysfunction.

Heart Guard System («S.O.S») - portable device for prophylactics of disorders in heart activity: makes a continuous control of heart rhythm and reveals the first objective signs of rhythm disturbance, makes personal programming of individually permissible parameters of heart rate, gives warning signals when disorders in heart rhythm appear, enables timely to take measures (to take medicine, to visit a doctor, to reduce a psychoemotional tension etc).

Medical device for individual evaluation and daily control of the stage development of emotional stress in man in real home/work conditions. The method is based on registration of somatic human indices: heart rate (HR), respiration rate (RR) and on calculation of cross-correlation coefficients.

We find a new objective criterion of emotional stress, based on calculation of coefficients of cross-correlation between vital somatic parameters. It is stated that emotional stress is characterized by decrease of cross-correlation links between somatic parameters, disturbances of biorhythms due to disintegration of the activity of functional systems.

The information equipment for systemic control of the sleep in daily conditions allows: to carry out the complex analysis of physiological functions: to record phase structure of a sleep; to awake of the person in a optimum sleep phase for a psychophysiological state; to control of the cardiac functions and respiration; to interrupt dangerous phases of a sleep which can be accompanied by the expressed vascular disorders leading to a cerebral stroke, to a myocardial infarction and sudden death.

Information-analytical system for autonomic control of the individual everyday optimal nutrition makes possible to quantitatively determine total calories of the consumed food; gives integral assessment of its content: proteins, fats etc. in everyday's ration, calculates the equivalent substitution of one nutritive for another, monitors the individually chosen diet and in case of deviations from the fixed norm in one or several parameters, gives signal about the excess or insufficiency of some food components in healthy or sick people.

Portable device to measure arterial pressure of humans designed like a pen could be useful for healthy people for self-control of AP during their physical activity, under emotional tension and, particularly, for sick ones suffering cardiac-vascular, nephritic or other diseases.

The new direction – "Informational medicine" and developed medical devices have been supported and approved by the Presidium, General Meeting and Plenum of the Russian Academy of Medical Sciences and have been highly appreciated by leading Russian and foreign experts.

Further development of "Informational medicine" has wide prospects. Undoubtedly, the class of devices for monitoring and the security alarm system of violations of physiological functions in everyday life will extend. Along with the existing mobile device for monitoring of level of sugar in blood ("Glyukomett"), also the new mobile devices reacting to various chemical indicators of an organism in their everyday life will be used. These devices can be specialized for monitoring of particular chemical parameters in the exhaled air, in urine, in sweat, in a saliva and so forth.

Turning on of modular devices for the security alarm system of the vital functions of the person in mobile phones with simultaneous use of a telemedicine will gain development.

In the long term separate modules for daily individual monitoring of the vital functions can be united in a uniform complex, and make the unique medico-technical device – the personal computer «Be Healthy», which in living and working conditions will be able constantly to watch a state of health of each person.

◆

СЕКЦИЯ 1

МЕТОДЫ И СРЕДСТВА ДИАГНОСТИКИ И ЛЕЧЕНИЯ ЗАБОЛЕВАНИЙ

ДИАГНОСТИКА СЕРДЕЧНЫХ ЗАБОЛЕВАНИЙ НА ОСНОВЕ СТАТИСТИК ПОВТОРНЫХ ИНТЕРВАЛОВ МЕЖДУ ЭКСТРЕМАЛЬНЫМИ СОБЫТИЯМИ СЕРДЕЧНОГО РИТМА

Абдуллаев Н.Т., Дышин О.А., Ибрагимова И.Д.

Азербайджанский Технический Университет, e-mail: a.namik46@mail.ru

Азербайджанский Государственный Университет Нефти и Промышленности, Баку

Азербайджанский Технический Университет, e-mail: irada432@gmail.ru

Как известно, динамика многих физиологических процессов, протекающих в организме человека, является хаотической и может быть описана с позиций теории нелинейных детерминированных систем. Анализу хаотического поведения сердечного ритма посвящены многочисленные публикации [1-3]

Было бы неправомерно связывать все патологические изменения сердечно-сосудистой системы (ССС) с развитием хаотичности и повышением периодичности сердечного ритма. Однако своевременная регистрация хаотического поведения сердечного ритма должна расширить диагностические возможности и уменьшить риск ухудшения состояния или внезапной смерти 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 поведения к некоторым состояниям ССС и подтверждает целесообразность проводимых в этом направлении исследований. Как было показано в ряде работ [1-2, 4-5], при анализе физиологических сигналов, наряду с учетом кратковременной динамики процесса в части предшествующих выбросу отчетов, медленные контуры регуляции, формирующие долговременную зависимость, играют важную роль в формировании аномалий, в том числе выбросов. В этой связи представляется целесообразным использовать также дополнительную информацию о характере долговременной зависимости [6-7].

Из анализа множества рекордов (экстремальных событий) $\{x_i\}$ ($i=1, \dots, L$) ритмограммы и статистик повторных интервалов (return intervals) между рекордами $\{r_j\}$ ($j=1, \dots, L_Q$), превышающими Q исследованных в [7], можно извлечь информативные признаки для диагностики сердечных заболеваний пациента. Ниже дается описание этих признаков

1. Фрактальные характеристики множества рекордов

По исходным экстремальным событиям $\{x_i\}$ размера L , пользуясь методом мультифрактального флюктуационного анализа (МФФА) [8] вычислим обобщенную флюктуационную функцию

$$F_q(s) = \left\{ \frac{1}{N_s} \sum_{u=1}^{N_s} [F_u^2(s)]^{q/2} \right\}^{1/q} \quad (1)$$

где N_s – число (непересекающихся) сегментов размера S , на которое разбивается интервал наблюдения L ;

$$F_u^2(s) = \frac{1}{S} \sum_{j=1}^s (Y_{[(u-1)s+j]} - y_u(j))^2$$

это вариация между локальным трендом $Y_i \sum_{i=1}^j (x_i - \langle x \rangle)$ и профилем (аппроксимационным полиномом $y_u(j)$) в каждом сегменте u .

Функция $F_q(s)$ масштабируется по s

$$F_q(s) \sim s^{h(q)} \quad (2)$$

После логарифмирования обеих частей (2) и применяя метод наименьших квадратов (МНК) к регрессии $y=ax+b$ ($b=0$), где $y=\ln F_q(s)$, $x=\ln s$, $a=h(q)$, найдем МНК-оценку $\hat{h}(q)$ при фиксированном q и соответствующую оценку $\hat{a}=\hat{h}(q)$

Для монофрактального ряда $\hat{h}(q)$ не зависит от q и совпадает с показателем Херста Н. Для мультифрактальных данных обобщенный показатель Херста $h(q)$ зависит от момента q .

Аналогичным образом строятся функции $F_q(s)$ и $h(q)$ для мультифрактального множества $\{y_i\}$, генерируемого методом мультипликативного случайного каскада (multiplicative random cascade, MRC). Числа $\{y_i\}$ получаются рекуррентным способом $y_1=1$, $y_{2l}=y_1 \cdot m_1$, $y_{2l+1}=y_1 \cdot m_2$, ($l>1$), где m_1 и m_2 получаются при каждом l с помощью датчика случайных чисел *RANDOM*.

Графики функций $F_q(s)/s$ при $q=1$, $q=2$ и $q=5$ (для представительных рекордов повторных интервалов сердцебиения) для множеств $\{x_i\}$ и $\{y_i\}$ почти совпадают друг с другом.

2. Безусловная и условная функция плотности вероятностей длин повторных интервалов.

Временному ряду $\{x_i\}$ ($i=1, \dots, L$) соответствует ряд интервалов с длинами $\{r_j\}$ ($j=1, \dots, L_Q$), в которых рекорды превышают некоторый порог Q . Иногда вместо порога Q задают средний повторный интервал или период повторения R_Q , поскольку между парой квантилей Q и R_Q существует взаимно однозначное соответствие $R_Q = 1/\int_Q^\infty P(x)dx = L/L_Q$, где $P(x)$ -распределение событий $\{x_i\}$.

Для чисто случайного процесса со статистически независимыми и одинаково распределенными значениями (н.о.р.) $\{x_i\}$ (например, для гауссовского белого шума) последовательность $\{r_j\}$ также принимает независимые значения с экспоненциальной функцией плотности распределения вероятностей (*probability density function PDF*) и обозначается $P_Q(r)$

$$P_Q(r) = (1/R_Q)\exp(-r/R_Q) \quad (3)$$

Для мультифрактальных данных без линейных долговременных корреляций плотность распределения повторных интервалов $P_Q(r)$ с ростом r/R_Q для всех значений R_Q убывает по степенному закону

$$P_Q(r) \sim \left(\frac{r}{R_Q}\right)^{-\delta(Q)}, \quad (4)$$

причем $\delta(Q)$ убывает с увеличением r/R_Q . В частности, для трех фиксированных периодов повторений $R_Q=10, 70$ и 500 значения $\delta(Q)$ равны 1.6 , 1.4 и 1.25 соответственно. При перемешивании исходных данных $\{x_i\}$ графики зависимости $P_Q(r)$ от r/R_Q коллапсируют (схлопываются) в одну экспоненциальную кривую для всех значений R_Q .

Для монофракталов $\delta(Q) = \gamma$, причем для малых r/R_Q $\delta(Q)=\gamma-1$, где γ показатель скейлингового соотношения для автокорреляционной функции $C_Q(s)$.

Показатель $\delta(Q)$ при фиксированном Q получается с помощью МНК после предварительного логарифмирования обеих частей (4)

Некоторые отклонения величины $P_Q(r)$ от степенного закона (4) могут наблюдаться только для мультифрактальных рекордов при сопутствующих линейных корреляциях, в противоположность мультифрактальным рекордом в отсутствии линейных корреляций [9]. Для MRC рекордов, при спектре мощности $1/f$, эти отклонения хорошо аппроксимируются распределением

$$P_Q(r) \sim \left(\frac{r}{R_Q}\right)^{-\delta(Q)} e^{-\frac{cr}{R_Q}}, \quad c \approx \frac{1}{400} \quad (5)$$

Аналогичным образом строится условная PDF для повторных интервалов с рекордами больше Q , следующие за интервалом с фиксированной длиной r_0 (обозначается $P_Q(r/r_0)$). $P_Q(r/r_0)$ для $\{x_i\}$ и $\{y_i\}$ сильно различаются при очень малых значениях R_Q . Между условной плотностью $P_Q(r/r_0)$ и глобальной плотностью $P_Q(r)$ нет большой разницы. В силу эффекта конечного размера выборки и некоторых отклонений от степенного закона, значения $P_Q(r/r_0)$ при больших и малых r_0 трудно различить друг от друга [7].

3. Условный период повтора.

$R_Q(r_0)$ -условное среднее повторных интервалов или условный период повтора, вычисляется как среднее длин r всех интервалов с рекордами, превышающими порог Q и следующих за интервалом длины r_0 .

Глобальные периоды повтора R_Q и условные периоды повтора $R_Q(r_0)$ обладают памятью, заключающейся в том, что за большими интервалами чаще всего следуют большие, а за малыми интервалами - малые [7]. В частности для $r_0 > R_Q$ условный период повтора $R_Q(r_0)$ увеличивается по степенному закону

$$R_Q(r_0) \sim r_0^{\nu(Q)} \quad \text{для } r_0 > R_Q, \quad (6)$$

причем показатель ν уменьшается с увеличением R_Q , в частности при $R_Q=10, 70$ и 50 имеем $\nu(Q)=0.63$, 0.53 и 0.49 . Такая тенденция изменения показателя ν сохранения для мультифрактальных рекордов MRC с соответствующими линейными корреляциями [6].

Для всех систем размера L показатель $\nu(Q)$ в (6), равно как и показатель $\delta(Q)$ в (4), убывает логарифметически с ростом глобального периода R_Q . При этом для систем больших размеров L оба показателя $\nu(Q)$ и $\delta(Q)$ имеют тенденцию коллапсирования к предельным кривым [10].

Для монофракталов с долговременными корреляциями при $r > R_Q$

$$R_Q(r_0) \sim r_0^\nu, \quad \nu \approx 1/3 \quad (7)$$

4. Автокорреляционная функция повторных интервалов

Автокорреляционная функция (АКФ) для повторных интервалов $r_j (j=1, \dots, L_Q)$ с рекордами больше Q (обозначается $C_Q(s)$, s -задержка) вычисляется по формуле

$$\frac{1}{\sigma_r^2(L_Q - s)} \sum_{j=1}^{L_Q-s} (r_j - \langle r \rangle)(r_{j+s} - \langle r \rangle), \quad (8)$$

где $\langle r \rangle$ и σ_r^2 – среднее и дисперсия ряда $\{r_j\}$.

Функция $C_Q(s)$ убывает по степенному закону

$$C_Q(s) \sim s^{-\beta(Q)}, \quad (9)$$

демонстрируя долговременную память даже в отсутствие линейных корреляций в рекордах, что согласуется с аналогичными результатами для MRC модели [9]. Показатель $\beta(Q)$ отражает непосредственную зависимость $C_Q(s)$ от размера квантиля Q , так что интервалы между рекордами с малым периодом R_Q (например, $R_Q=10$) появляются со значительно большей корреляцией, (т.е. с малым показателем β), чем для интервалов с большим периодом (например, $R_Q=500$). Так для MRC модели $\beta=0.46, 0.49$ и 0.56 для $R_Q=10, 70$ и 500 , соответственно.

Аналогично вычисляется АКФ непосредственно для рекордов $\{x_i\} (i=1, \dots, L)$

$$C_x(s) = \frac{1}{\sigma_x^2(L - s)} \sum_{i=1}^L (x_i - \langle x \rangle)(x_{i+s} - \langle x \rangle)$$

Данные $\{x_i\}$ называют долговременно коррелированными, если $C_x(s)$ убывает по степенному закону (10)

$$C_x(s) \sim s^{-\gamma}, \quad (11)$$

где γ – корреляционная экспонента ($0 < \gamma < 1$), при этом отклонения от степенного закона становятся сильнее с увеличением корреляций, т.е. с уменьшением значения γ .

Если корреляции существуют с определенным временем корреляции s_x , то $C_x(s) > 0$ при $s < s_x$ и $C_x(s) = 0$ при $s > s_x$. Для некоррелированных данных $C_x(s) = 0$ при любом $s > 0$.

Описанные в п. 1-4 информативные признаки можно использовать для диагностирования различных заболеваний ССС на основе сигнала ЭКГ. Для этого достаточно применить известные алгоритмы классификации на основе нейронной сети (НС) [11], обучив ее по указанным информативным признакам и затем распознавать болезнь исследуемого пациента по заданным значениям этих признаков.

БИБЛИОГРАФИЧЕСКИЙ СПИСОК

1. Pikkjämsä S.M., Mäkkiallio T.H., Sourander L.B., et all. (1999). Cardial interbeat interval dynamics from childhood to senescence: comparison of conventional and new measures based on fractals and haos theory //Circulation 100, 393.
2. Ashkenazy Y., Lewkowicz M., Levitan J., et all (2001). Scale specific and scale independent measures of heart rate variability as risk indicators //Europhys. Lett, 53, 709.
3. Costa M.D., Peng C.-K., and Goldberger A.L. (2008) Multiscale analysis of heart rate dynamics: Entropy and time irreversibility measures //Cardiovasc. Eng.8, 88.
4. Goldberger A.L., Amaral L.A.N., Hausdorff J.M., et all (2002) Fractal dynamics in physiology: alterations with disease and ageing //Proc.Natl.Acad.Sci.USA, 99,2466/
5. Hausdorff X.M., Pardon P.L., Peng C.-K., et all (1996) Fractal dynamics of human gait: Stability of long-range correlation in stride universal fluctuations //J.Appl.Physiol.-Vol.80-P.1448.
6. Bogachev M.I., Eichner J.F., Bunde A. On the Occurrence of Extreme Events in long-term Correlated and Multifractal Data Sets//Pure and Applied Geophysics,165 (2008) p.1195-1207.
7. Bogachev M.I., Kirenov 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 (18pp).
8. Kantelhardt J.W., Zscheigner S.A., Koscielny-Bunde E., et all (2002) Multifractal detrended fluctuation analysis of nonstationary time series // Physica A 316 87.
9. Bogachev M.I., Eichner J.F. and Bunde A. (2007). Effect of nonlinear correlations on the statistics of return intervals in multifractal records //Phys.Rev.Lett 99 240601.

10. Bogachev M.I., Bunde A. (2008). Memory effects in the statistics of interoccurrence times between large returns in financial records//Physical Review E 78, 036114/
11. Осовский С..Нейронные сети для обработки информации /Пер.с польск.-М.:Финансы и статистика, 2002, - 344 с.

DIAGNOSTICS OF HEART DISEASES ON THE BASIS THE STATISTICIAN OF REPEATED INTERVALS BETWEEN EXTREME EVENTS OF THE WARM RHYTHM.

Abdullaev N. T. Dyshin O. A. Ibragimova I.D.
 Azerbaijan Technical University, e-mail: a.namik46@mail.ru
 Azerbaijan State University of Oil and Industry
 Azerbaijan Technical University, e-mail: irada432@gmail.com

Dynamics of change of the physiological processes proceeding in cardiovascular system of a human body is chaotic and is described by means of the theory of the nonlinear determined systems. The assessment of indicators of a randomness to some functional conditions of cardiovascular system allows to judge rather high sensitivity of such approach. In the analysis of electrocardiographic signals their emissions are analyzed, both at short-term, and at long-term registration.

Such estimates are:

- fractal characteristics of a set of extreme events of a warm rhythm;
- unconditional and conditional function of density of probabilities of lengths of repeated intervals;
- conditional period of repeated intervals;
- autocorrelated function of repeated intervals.

The received informative signs can be used for differential diagnostics of a functional condition of cardiovascular system on the basis of the analysis of electrocardiographic signals. For this purpose it is possible to use known algorithms of classification on the basis of artificial neural networks. Training of an artificial neural network on the received informative signs is for this purpose provided, and then the illness of the studied patient on preset values of these signs is distinguished.



МОДЕЛЬНЫЙ И СТАТИСТИЧЕСКИЙ АНАЛИЗ НАГРУЗКИ НА СЕРДЦЕ БОЛЬНЫХ С ДИЛАТАЦИОННОЙ КАРДИОМИОПАТИЕЙ

Сазыкина Л.В., Бокерия Л.А., Газизова Д.Ш., Лищук В.А., Колоскова Н.Н., Махмудова А.Н., Соболев А.В.
 ФГБУ «Научный центр сердечно-сосудистой хирургии им. А.Н. Бакулева» Минздрава России, Москва
 l_saz@rambler.ru

Резюме. Установлено, что изменения мощности желудочков сердца всех обследованных больных не превышает разброс для здоровых взрослых людей в покое. У половины обследованных не имеет место недостаточность функции сердца, хотя есть все признаки ДКМП, т.е. недостаточность функции сердца скорее всего не является причиной заболевания. Взаимоотношения между показателями функции и мощности имеют многофункциональный характер. Из этого следует, что получить общие рекомендации для лечения не представляется возможным. Необходимо выполнять индивидуальный анализ персонально для каждого больного.

Нагрузка на сердце изучалась ранее [1-4]. Данные о её величине сильно разнятся, например, [5, 6]. Детальное изучение нагрузки на левый и правый желудочек при дилатационной кардиомиопатии (ДКМП) предпринято коллективом лаборатории математического моделирования и мониторинга НЦССХ им. А.Н. Бакулева МЗ РФ [7]. В результате выявлена существенная вариация сердечного выброса и давлений в магистральных сосудах, а также свойств сердечно-сосудистой системы, определяемая действием различных механизмов регуляции [8, 9]. Рассчитанные по этим данным индексы мощности левых и правых отделов сердца показали, что их вариабельность также определяется различными механизмами регуляции при разной степени сердечной недостаточности [7]. В продолжении этих исследований **целью работы** было оценить роль нагрузки левого и правого желудочков сердца в патогенезе дилатационной кардиомиопатии.

Материал и методы. Проведен анализ мощности левого и правого желудочков сердца 95 больных с ДКМП. Были выделены группы по критерию сердечный индекс (СИ) больше (46 больных; группа 1; в среднем СИ=3,1±0,1 л/мин/м²) и меньше (49 больных; группа 2; в среднем СИ=1,9±0,1 л/мин/м²), чем средний СИ по всем обследованным.

Обследование проводилось по технологии «Миррор», включая on-line контроль в режиме реального времени, индивидуализацию математических моделей регуляции сердечно-сосудистой системы и цифровую имитацию [3, 10, 11]. Использовались индексы показателей и относительные оценки [12]. Непрерывно от 1 до 30 минут мониторно-компьютерная система контролировала частоту сердечных сокращений (ЧСС), параметры ЭКГ, артериальное давление мгновенное, систолическое, диастолическое и среднее (АД); давление в легочной артерии мгновенное, систолическое, диастолическое и среднее (ЛАД); давление заклинивания легочной артерии (ДЗЛА), центральное венозное давление (ЦВД), минутный объем кровообращения по методу терmodиллюции. Учитывались рост, вес, возраст, клинические и биохимические показатели, а также лекарственная поддержка. Рассчитывались: сердечный индекс (СИ) и индексы мощности: левого ($ИМлж=0,0022\times СИ\times АД \text{ Вт/м}^2$) и правого ($ИМпж=0,0022\times СИ\times ЛАД \text{ Вт/м}^2$) желудочков сердца. Кроме того выполнялся статистическая обработка данных, включая корреляционные зависимости и регрессионный анализ.

Результаты и обсуждение

Сравнение с данными литературы. Показатели мощности сравнивались с рассчитанными по приведенным в литературе данным для здоровых людей [13, 14] и для больных с хронической сердечной недостаточностью [4, 10, 15, 16]. Индексы мощности левого ($ИМлж=0,47\pm0,02$) и правого ($ИМпж=0,14\pm0,01$) желудочков сердца всех обследованных больных укладываются в диапазон разброса индексов мощности здоровых взрослых людей в покое. Например, по данным из руководства Лебединского К.М. (2012, [13]) были рассчитаны пределы изменения индексов мощности для левого ($0,43\div0,97$) и правого желудочков сердца ($0,06\div0,18$). Показатели нормы приведены в [17]. В руководстве Айткенхеда А.Р. (2010) приведены более высокие показатели для левого желудочка ($0,56\div0,47$) и более низкие для правого желудочка ($0,11\div0,14$) [14].

Мощности, рассчитанные по данным Е.Н. Амосовой [15] для больных ДКМП, в основном ниже, чем в среднем у здоровых людей.

Коэффициенты вариации. Индекс мощности левого желудочка варьировал на 35,5% и определялся вариацией СИ на 29,8% и АД на 14%. Индекс мощности правого желудочка варьировал на 44,6% и определялся вариацией СИ на 29,8% и ЛАД на 40,9 %.

Коэффициенты корреляции. Исследована теснота связи между показателями мощности сердца и ЧСС, СИ, АД, ЛАД, ДЗЛА, ЦВД. Индекс мощности левого желудочка всех обследованных больных тесно связан с изменениями сердечного индекса (коэффициент корреляции $K_{кор}(ИМлж, СИ)=0,92$; рис. 1А). Существенно менее тесно, но все же мощность левого желудочка связана с изменениями артериального давления ($K_{кор}(ИМлж, АД)=0,47$, рис 2А).

Индекс мощности, развиваемой правым желудочком, мало связан с изменениями сердечного индекса (коэффициент корреляции $K_{кор}(ИМпж, СИ)=0,36$, рис. 1Б) и тесно с изменениями легочного артериального давления ($K_{кор}(ИМпж, ЛАД)=0,76$, рис. 2Б).

На рис. 1 и 2 зависимости приведены в относительных единицах, что дает возможность сравнения характеристик между собой [12]. Чтобы перейти к относительным величинам, введем следующие оценки:

$$\xi_j = sign(\ln \frac{f_j}{\bar{f}_j}) \times e^{\left| \ln \frac{f_j}{\bar{f}_j} \right|},$$

где ξ_j – относительная оценка изменения j -той величины (СИ, ЛАД, ИМлж и др.), f_j – текущее значение, \bar{f}_j – опорное (среднестатистическое, экспертное, исходное и т.п., в нашем случае среднестатистическое по группе); j – относит величину к конкретному показателю кровообращения, [12]. Знак «+» приписывается к числу, если показатель выше опорного значения, «-», если – меньше.

Линии регрессии, приведенные на рис. 1 и 2 (черные прерывистые линии) показывают высокую степень связи ИМлж от СИотн (рис. 1А) и отсутствие связи для ИМпж от СИотн (рис. 1Б). Аналогично для давлений: связи ИМлж от АД отн (рис 2А) и ИМпж от ЛАД отн (рис. 2Б) достаточно высоки.

Подразделение на группы по величине СИ

Коэффициенты вариации. Коэффициенты вариации ИМлж понизились с 35,5% по всем больным до 23,2% в группе 1 и до 19,2% в группе 2.

Для правых отделов сердца коэффициенты вариации ИМпж мало отличались в группах 1 и 2 от по всем обследованным.

Средние величины. Установлено, что характеристики мощности как левого, так и правого сердца у больных с СИ выше, чем в среднем по всем больным, не выходят за рамки для здоровых людей [13, 14]. Т.е. сердца этих больных могут развивать мощность, соответствующую здоровому сердцу при том что средняя фракция выброса всех больных составила $29\pm1\%$ ($30\pm1\%$ для больных с СИ больше среднего и $28\pm1\%$ для больных с СИ меньше среднего).

Индекс мощности левого желудочка у больных с СИ ниже среднего ($ИМлж=0,35\pm0,01$) на 42% ниже, чем у больных с СИ выше среднего ($ИМлж=0,60\pm0,02$; $p<0,05$). Максимально наблюдаемый индекс мощности был

0,95, минимальный - 0,15 Вт/м². Таким образом, больные с высоким СИ имели большой запас мощности и состояние тяжести не может быть объяснено только недостаточностью левого желудочка сердца.

Индекс мощности правого желудочка у больных ДКМП с СИ ниже среднего (ИМпж=0,11±0,01) на 30% ниже, чем у больных с СИ выше среднего (ИМпж=0,16±0,01). Это снижение меньше, чем для левых отделов сердца. Максимально наблюдаемый индекс мощности был 0,31, минимальный - 0,04 Вт/м², т.е. также имелся достаточно значимый запас мощности для правого желудочка.

Коэффициенты корреляции. Установлено, что зависимости мощности левого и правого желудочков от СИ и артериального и легочного артериального давлений существенно различны для больных с низким и высоким сердечным индексом.

У больных группы 1 с сердечным индексом выше, чем в среднем по всем больным, нагрузка на левое сердце определяется как изменением СИ ($K_{\text{кор}}(\text{ИМлж}, \text{СИ})=0,89$), так и АД ($K_{\text{кор}}(\text{ИМлж}, \text{АД})=0,72$). В группе 2 с более тяжелыми больными, также как и в целом в выборке из 95 больных связь с СИ снижается, но остается достаточно высокой, ($K_{\text{кор}}(\text{ИМлж}, \text{СИ})=0,68$), а связь с АД уменьшается ($K_{\text{кор}}(\text{ИМлж}, \text{АД})=0,48$).

У всех больных с ДКМП мощность правого сердца, слабо зависит или не зависит от изменений сердечного выброса (коэффициент корреляции для всех обследованных больных 0,36; для больных с СИ больше среднего -0,08; с СИ меньше среднего 0,31). От давления в легочной артерии зависимость весьма выражена (0,76, 0,93, 0,88, соответственно). Если изменения СИ (коэффициент вариации для всех обследованных больных 29,8%; для больных с СИ больше среднего 14,9%; с СИ меньше среднего 19,0%) не влияют на изменения мощности правого желудочка, то это значит, что давление в легочной артерии почти пропорционально изменяется противоположно СИ ($K_{\text{вар}}(\text{ЛАД}) 40,9\%, 43,8\% \text{ и } 38,2\%$, соответственно).

Для обоснования этого результата детально рассмотрена связь сердечного индекса и давления в легочной артерии с изменениями общего легочного сопротивления (ИОЛС) и эластичности (тонуса) легочной артерии (ИЭЛА) [1, 2].

Для всех обследованных больных $K_{\text{кор}}(\text{СИ}, \text{ИОЛС})=-0,42$; $K_{\text{кор}}(\text{ЛАД}, \text{ИОЛС})=0,62$; $K_{\text{кор}}(\text{СИ}, \text{ИЭЛА})=0,45$; $K_{\text{кор}}(\text{ЛАД}, \text{ИЭЛА})=-0,52$. Видно, что эти зависимости разнонаправлены (имеют разные знаки). Еще более наглядно это можно увидеть на представленных на рис. 3 примерах зависимости ИОЛСотн от СИотн (рис. 3А) и от ЛАДотн (рис. 3Б). Видно, что линии регрессии разнонаправлены. Этот вывод был подтвержден и для выделенных групп 1 и 2. Зависимости ИОЛС и ИЭЛА от СИ и ЛАД у всех обследованных больных в группе 1 и 2 имели противоположный знак, что подтверждает, что давление в легочной артерии изменяется противоположно сердечному индексу.

Заключение. Изменения мощности желудочков сердца всех обследованных больных не превышают разброс для здоровых взрослых людей в покое. Индексы мощности левого и правого желудочков сердца больных в группе с СИ выше среднего по всем больным (левого 0,6±0,02 и правого 0,16±0,01) достоверно выше нижнего значения диапазона индекса мощности по данным литературы для здоровых людей в покое.

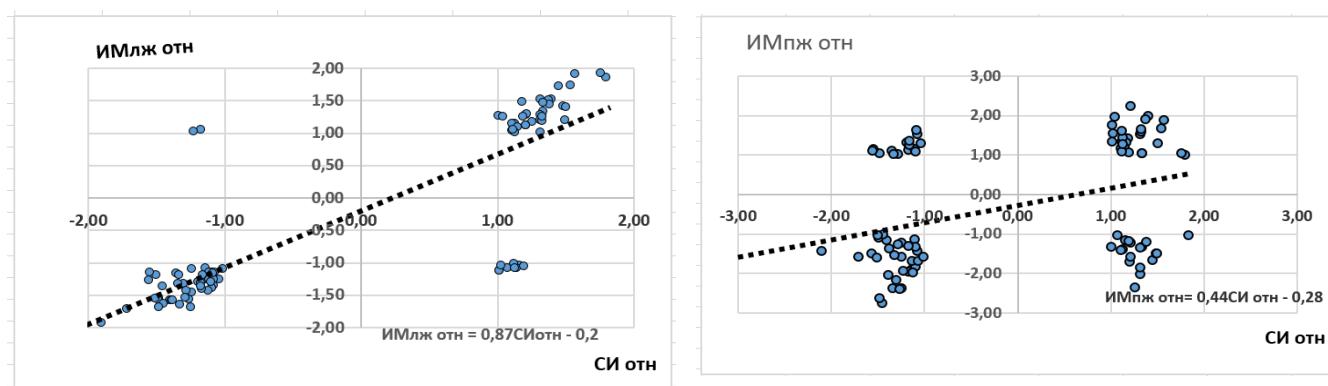


Рис. 1. А - зависимость индекса мощности левого желудочка (ИМлж отн) от сердечного индекса (СИотн) для 95 обследованных больных. Б - зависимость индекса мощности правого желудочка (ИМпж отн) от сердечного индекса (СИотн) для 95 обследованных больных.

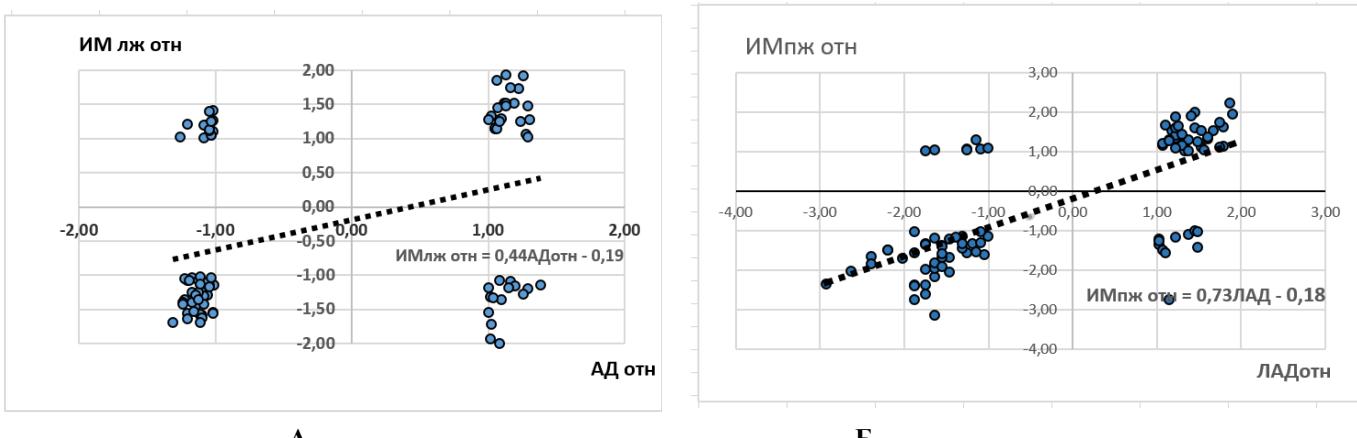


Рис. 2. А - зависимость индекса мощности левого желудочка (ИМлж отн) от артериального давления (АДотн) для 95 обследованных больных. Б - зависимость индекса мощности правого желудочка (ИМпж отн) от легочного артериального давления (ЛАДотн) для 95 обследованных больных.

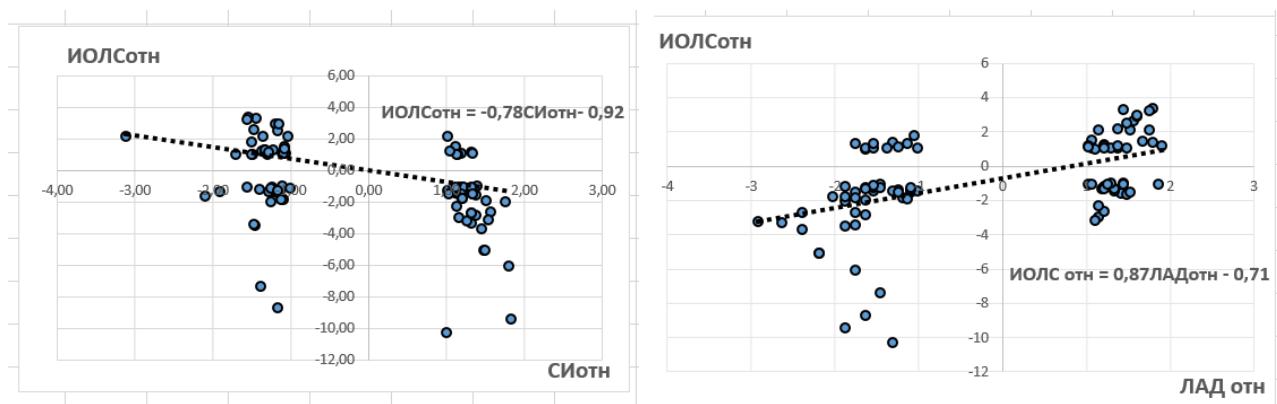


Рис. 3. Зависимость индекса общего легочного сопротивления ИОЛСотн от сердечного индекса СИотн (А) и от давления в легочной артерии ЛАДотн (Б) для 95 обследованных больных.

Таким образом, у половины обследованных больных не имеет место недостаточность функции сердца, хотя есть все признаки ДКМП, т.е. недостаточность функции сердца скорее всего не является причиной заболевания. Это положение подтверждается тем, что имеется разброс индекса мощности левого желудочка у обследованных 95 больных ДКМП, левого в 6, а правого в 8 раз.

У больных, которые имели сердечный индекс выше, чем у здоровых людей, нагрузка на левое сердце определяется изменением сердечного выброса и артериального давления. Изменение мощности правого сердца, слабо зависит от изменений сердечного индекса. Так как СИ у больных с ДКМП варьирует до 30%, а мощность правого желудочка не изменяется, то имеется регуляторный механизм, изменяющий давление в легочной артерии почти пропорционально, но противоположно изменению СИ.

Отметим, что взаимоотношения между показателями функции и мощности имеют многофункциональный характер. Из этого следует, что получить общие рекомендации для лечения не представляется возможным. Необходимо выполнять индивидуальный анализ персонально для каждого больного и более того, выполнять ситуационные исследования в связи с изменением его состояния в результате лечения и/или утяжеления заболевания. Такие исследования надеемся продолжить в ближайшее время.

Литература

1. Амосов Н.М. / Амосов Н.М., Лищук В.А., Пацкина С.А., Палец Б.Л., Лисов И.Л. Саморегуляция сердца. // Киев: Наукова думка. – 196 с.
2. Лищук В. Л. Общие свойства сердечно-сосудистой системы: Препринт 71—15. —Киев, 1971.—20 с.
3. Лищук В.А. Математическая теория кровообращения. – М.: Медицина, 1991. – 256 с.
4. Бураковский В.И., Лищук В.А. Анализ гемодинамической нагрузки миокарда после операций на открытом сердце. *Грудная хирургия*. 1977; 4: - С. 177-192.
5. Физиология человека. В 3-х томах. Под ред. Р. Шмидта и Г. Тевса Пер. с англ. - 3-е изд. - М.: Мир, 2005; Т.1 - 323с., Т.2 - 314с.; Т.3 – 228 с.

6. Брин В.Б., Зонис Б.Я. Физиология системного кровообращения. Формулы и расчеты. Издательство Ростовского университета, 1984. - 88 с.
7. Бокерия Л.А., Лищук В.А., Газизова Д.Ш., Сазыкина Л.В., Соболев А.В., Махмудова А.Н., Колоскова Н.Н. Концепция регуляции сердечно-сосудистой системы – от управления функциями к согласованию возможностей. Часть 6. Роль нагрузки на левый и правый желудочки сердца. *Клиническая физиология кровообращения*. 2015; №1. - С. 19-30.
8. Лищук В.А. Математическая модель регуляции сердечно-сосудистой системы - от классических представлений к концепции организации// Материалы III Всероссийской научно-практической конференции «Функциональное состояние и здоровье человека». - Ростов-на-Дону.4-7 октября 2010 г.- С.74.
9. Бокерия Л.А., Лищук В.А., Газизова Д.Ш., Сазыкина Л.В., Соболев А.В., Махмудова А.Н. и др. Концепция регуляции сердечно-сосудистой системы – от управления функциями к согласованию возможностей. Часть 5. Роль регуляции. *Клиническая физиология кровообращения*. 2013; 1: 24-34.
10. Бураковский В.И., Бокерия Л.А., Газизова Д.Ш., Лищук В.А., Люде М.Н., Работников В.С. и др. Компьютерная технология интенсивного лечения: контроль, анализ, диагностика, лечение, обучение. М.; 1995. – 85 с.
11. Лищук В.А. Стратегия информатизации медицины. 17 принципов и решений. 2-е изд./ Лищук В.А., Калин С.В., Шевченко Г.В., Газизова Д.Ш. и др. – М.:Момент. – 2012. - 524 с.
12. Лищук В.А. Роль относительных величин в анализе состояния сердечно-сосудистой системы// Клиническая физиология кровообращения. 2005, №1. - С. 75-80.
13. Лебединский К.М. (ред.) Кровообращение и анестезия. СПб: Человек; 2012. - 1076 с.
14. Айткенхед А.Р., Смит Г., Роуботам Д. Дж. (ред.) Анастезиология/ пер. с англ. Под ред. М.С. Ветшевой. М.: ООО “Рид Элсирвер”; 2010. – 848 С.
15. Амосова Е.Н. Кардиомиопатии. Киев: ООО “Книга плюс”; 1999. – 425 с.
16. Burakovskiy V.I., Lischuk V.A., Kertsman V.P., Mostkova H.V. Diagnosis of acute heart failure after open-heart surgery using mathematical models. *Congenital heart disease/ Williamsburg, Virginia*, 1983; 9-10: 251-271.
17. Газизова Д.Ш. Клинико-физиологические представления о норме. *Клиническая физиология кровообращения*. 2005; 3: 49-60.

MODEL AND STATISTICAL ANALYSIS OF THE LOAD ON THE HEART OF PATIENTS WITH DILATED CARDIOMYOPATHY

Sazykina L. V., Bockeria L. A., Gazizova D. Sh., Lischouk V. A., Koloskova N. N., Makhmudova A. N., Sobolev A. V. A.N. Bakoulev Scientific Center for Cardiovascular Surgery, Moscow

1_saz@rambler.ru

Objective. It is established that indexes of power of the left and right ventricles of heart of all surveyed patients don't derate dispersion of indexes of power of healthy adults in rest. Half of the examined patients there is no insufficiency of cardiac function, although there are all signs of dilated cardiomyopathy, i.e. a failure of function of the heart most likely is not the cause of the disease. The relationship between indicators of function and power of the left and right ventricles of heart are multi-functional in nature. From this it follows that to obtain general recommendations for treatment is not possible. The physician must perform an individual analysis for each particular patient.

Key words: dilated cardiomyopathy, index of power of the left ventricle, index of power of the right ventricle.

ИНТЕГРИРОВАННЫЕ ИНТЕЛЛЕКТУАЛЬНЫЕ РЕКОМЕНДАЦИИ ПО ЛЕЧЕНИЮ ОСТРОЙ СЕРДЕЧНОЙ НЕДОСТАТОЧНОСТИ ПОСЛЕ ОПЕРАЦИЙ НА СЕРДЦЕ И СОСУДАХ

Газизова Д.Ш., Бокерия Л.А., Лищук В.А., Ступаков И.Н. ,Сазыкина Л.В., Шевченко Г.В., Юрлов И.И. ФГБУ «Научный центр сердечно-сосудистой хирургии им. А.Н. Бакулева» Минздрава России, Москва dgazizova@yandex

Резюме. Интегрированные интеллектуальные рекомендации по лечению острой сердечной недостаточности после операций на сердце и сосудах объединяют, используя интеллектуальные средства и методы, клинический опыт, достижения биологии, математических модели и методы.

Ключевые слова: интегрированные интеллектуальные рекомендации, острая сердечная недостаточность.

Цель исследования: создать интегрированные интеллектуальные рекомендации по лечению острой сердечной недостаточности после операций на сердце и сосудах. Такие рекомендации позволяют, используя клинически эффективные знания, методы аналитического, цифрового моделирования и анализа, средства управления лечебно-диагностическим процессом, организованные в соответствии с динамическими оценками больного и психофизиологическими характеристиками врача, кардинально улучшить диагностику и терапию.

В последнем десятилетии практически все кардиохирургические школы обратились к математическим методам диагностики и лечения послеоперационных осложнений. Кроме классических математических методов анализа, синтеза и статистических обобщений получили гражданство методы статистики в режиме реального времени, идентификации и фильтрации, имитации и средства, использующие среды и языков высокого уровня. Современные средства статистического анализа, прогноза, оценок риска и обоснования рекомендаций (МОДД) дополняются и объединяются со знаниями по генетике, цитологии, морфологии, физиологии, биофизике и биохимии. Последние получили существенное развитие, например, с применением видео диагностики, маркёров, эмбриональных клеток и т.п. Математические модели охватывают всё больший объём знаний, от моделей органов и систем до патологических и терапевтических процессов. В ближайшее время с распространением настольных суперкомпьютеров врач получит возможность параллельно с результатами лечения видеть в режиме опережения развитие и взаимодействие патологических, функциональных и терапевтических процессов. Сам прогноз, поддержка решений и синтез в диалоге "врач-медицинские интеллектуальные технологии" уже сейчас опирается на сравнимые индексы, анализ и оценки рисков, а в ближайшее время получит возможность перейти к относительным величинам, синтезу, идентификации и имитации в реальном времени с помощью доступных интерфейсов.

Наши исследования опираются на клиническую практику и разработанные в НЦССХ им. А.Н. Бакулева концепции, а также исследование моделирования и управления в "диалоге врач-автоматизированная система обеспечения решений". Кроме того, мы использовали полученные в 2007-2015 годах результаты по изучению регуляции и организации функциональных систем кровообращения [1, 2, 3, 4, 5, 6,]. Выполнен анализ отечественных и зарубежных работ. На этой основе мы надеемся построить концепцию управления функциональными системами организма (Я. Смэтс, Н.А. Бернштейн и П.К. Анохин [7, 8, 9]), Концепция включает принципы, структуру, логику и математическое описание взаимодействия организма и патологических процессов (заболеваний, травм, повреждений, терапевтических и хирургических воздействий). Концепция также учитывает управление функциональными системами при шоке, стрессе, гиповолемии и при других экстремальных состояниях. Такая организация управления не требует информации о функциях, возмущениях, критериях и состояниях функциональных систем, что является обязательными составляющими современной теории управления [1]. Поскольку автономные функциональные системы не обусловлены целями и критериями известных структур подкорки, то естественно отказаться от термина "управление". В соответствии с результатами наших исследований эти взаимодействия определяют организацию согласования потребностей и возможностей подсистем в отдельности и всех вместе и, таким образом, обеспечивает целостность организма [2]. Поэтому эти взаимоотношения естественно называть организацией функциональных систем вегетативной сферы человека. Такая организация взаимоотношений функциональных систем, а не управление, определяет взаимодействие организма с патологическими и лечебными воздействиями, а также определяет фундаментальные требования к профилактике, диагностике, лечению, образу жизни (Бокерия Л.А. и др., 2007-2013 [1, 2, 3]). Такая организация согласуется с биофизическими, геномными, цитологическими, морфологическими (структурными), физиологическими (функциональными), кибернетическими (информационными) и психическими (осознанными, эмоциональными) отношениями, возможностями и традициями семьи, этноса и социума с позиции сохранения целостности организма. Эти сведения, несмотря на практическую необозримость без современных средств информатизации, используются в ЛПУ на уровне интуиции и организованного на бумаге документооборота (переход к электронному документообороту идёт, но он нуждается в поддержке клинико-математическими требованиями и медико-техническом задании; в принятой сейчас терминологии). Концепция организации и построенные на её основе рекомендации являются естественной научной основой организации клинико-диагностического процесса (и электронного документооборота).

Пример (работающий макет) реализации интегрированных интеллектуальных рекомендаций по лечению острой сердечной недостаточности после операций на сердце и сосудах на современных гаджетах (рис. 1, 2, 3 [10, 11, 12]). Клинические рекомендации по лечению острой и хронической недостаточности кровообращения Российского кардиологического общества и Европейского общества кардиологов [13, 14] переработаны в удобный гипертекст, дополнены и структурированы. Во второй части рекомендаций дан гипертекст рекомендаций по интеллектуальной поддержке лечения острых нарушений кровообращения. Такая интеллектуальная поддержка предназначена для использования у больных с комплексными расстройствами и осложнениями. Может использоваться при нарушениях, для которых нет прямых указаний в рекомендациях РКО и ЕОК. Представлены примеры работы интеллектуальной технологии, которые применяются в кардиологии, интенсивной терапии, в periоперационном и послеоперационном периодах. Реализованная поисковая система – гипертекст с выходом в интернет.

Результат. Разработаны (на сегодня работающий макет) клинически эффективные и коммерчески конкурентные интегрированные интеллектуальные рекомендации по лечению острой сердечной недостаточности после операций на сердце и сосудах, что позволит кардинально улучшить диагностику и терапию, используя для лечения все необходимые для каждого больного персонально клинически эффективные знания, методы аналитического и цифрового моделирования и анализа, средства управления и организации лечебно-диагностического процесса.

Литература

1. Бокерия Л.А., Лищук В.А. Концепция регуляции сердечно-сосудистой системы – от управления функциями

- к согласованию возможностей (Часть I. Обзор) // Клиническая физиология кровообращения. – № 2. – 2008 г. – М.: Издательство НЦССХ им. А.Н. Бакулева РАМН. – С. 53 – 67.
2. Бокерия Л.А., Лищук В.А. Концепция регуляции сердечно-сосудистой системы – от управления функциями к согласованию возможностей (Часть II. Математическая модель) // Клиническая физиология кровообращения. – № 3. – 2008 г. – М.: Издательство НЦССХ им. А.Н. Бакулева РАМН. – С. 53 – 68.
 3. Бокерия Л.А., Лищук В.А. Концепция регуляции сердечно-сосудистой системы – от управления функциями к согласованию возможностей (Часть 3. Имитация) // Клиническая физиология кровообращения. – № 4. – 2008 г. – М.: Издательство НЦССХ им. А.Н. Бакулева РАМН. – С. 5 – 19.
 4. Бокерия Л.А., Лищук В.А., Газизова Д.Ш., Сазыкина Л.В., Соболев А.В., Махмудова А.Н., Неджепов М.Б., Дракина О.В. Концепция регуляции сердечно-сосудистой системы – от управления функциями к согласованию возможностей. Часть 4. Анализ клинического материала// Клиническая физиология кровообращения. 2013. № 1. С. 19-24.
 5. Бокерия Л.А., Лищук В.А., Газизова Д.Ш., Сазыкина Л.В., Соболев А.В., Махмудова А.Н. и др. Концепция регуляции сердечно-сосудистой системы – от управления функциями к согласованию возможностей. Часть 5. Роль регуляции. Клиническая физиология кровообращения. 2013; 1: 24-34.
 6. Бокерия Л.А., Лищук В.А., Газизова Д.Ш., Сазыкина Л.В., Соболев А.В., Махмудова А.Н., Колоскова Н.Н. Концепция регуляции сердечно-сосудистой системы – от управления функциями к согласованию возможностей. Часть 6. Роль нагрузки на левый и правый желудочки сердца. Клиническая физиология кровообращения. 2015; №1. - С. 19-30.
 7. Я. Смэтс. Holism and Evolution, 1926.
 8. Дж. С. Холдейн. The philosophical basis of biology, 1931.
 9. Анохин П.К. Принципиальные вопросы общей теории функциональных систем. — М., 1971
 10. 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: Книга 1. – Владимир, 2014. - С. 313-315.
 11. Сазыкина Л.В., Газизова Д.Ш., Лищук В.А., Колоскова Н.Н., Махмудова А.Н., Соболев А.В., Фролов С.В. Использование методов математического моделирования для количественной оценки тяжести дилатационной кардиомиопатии. В кн.: Физика и радиоэлектроника в медицине и экологии: Книга 1. – Владимир: 2014. С. 15-153.
 12. Ступаков И.Н., Газизова Д.Ш., Лищук В.А., Сазыкина Л.В., Добрышина Н.В. Технологические основы организации лечебного процесса. В кн.: Физика и радиоэлектроника в медицине и экологии: Книга 1 – Владимир: 2014. С. 45-49.
 13. Рекомендации Европейского общества кардиологов (ЕОК) по диагностике и лечению острой и хронической сердечной недостаточности. 2012//Российский кардиологический журнал; 4(102). Приложение 3. – С. 1-68.
- Национальные рекомендации ВНОК и ОССН по диагностике и лечению ХСН (III пересмотр)/ Мареев В.Ю., Агеев Ф.Т., Арутюнов Г.П. и др.// А.Ш. Электронный ресурс
<http://www.cardiosite.ru/articles/Article.aspx?articleid=10869&rubricid=13>

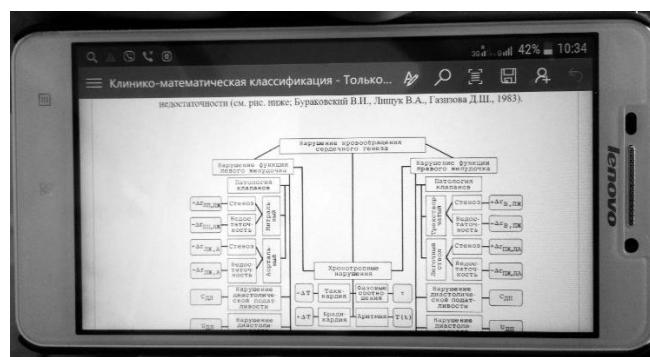


Рис. 1. Фрагмент представления классификаций нарушений кровообращения на айфоне Lenovo. Приведена клиническо-математическая классификация, разработанная В.И. Бураковским, В.А. Лищуком и Д.Ш. Газизовой (1983).

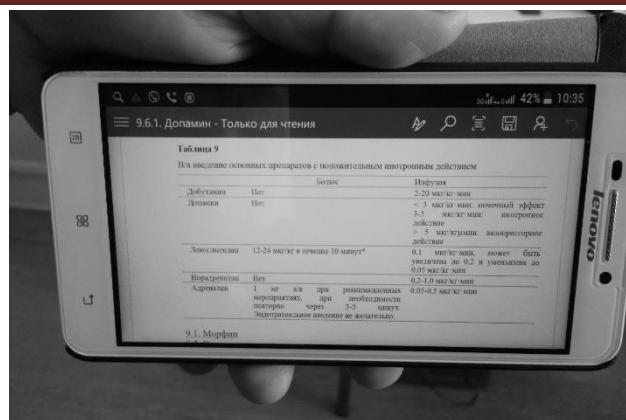


Рис. 2. Фрагмент рекомендаций по введению инотропных препаратов из рекомендаций Российской общества кардиологов. Названия лекарств являются гиперссылками, позволяющими посмотреть условия применения лекарства, противопоказания, совместимость с другими лекарственными препаратами и т.п.



Рис. 3. Фрагмент имитационного анализа левожелудочковой недостаточности, позволяющий определить ведущее патофизиологическое расстройство и регуляторные реакции. Анализ ведется с использованием графического образа сердечно-сосудистой системы, что обеспечивает лучшее понимание происходящих процессов и является удобным средством для обучения.

INTEGRATED INTELLIGENT RECOMMENDATIONS FOR TREATMENT OF ACUTE HEART FAILURE AFTER OPERATIONS ON HEART AND VESSELS.

Gazizova D. Sh., Bockeria L.A., Lishchuk V. A., Stupakov I. N., Sazykina L. V., Shevchenko V. G., Yurlov I. I.
A.N. Bakoulev Scientific Center for Cardiovascular Surgery, Moscow
dgazizova@yandex.ru

Objective. Integrated intelligent recommendations for treatment of acute heart failure after operations on heart and vessels unite, using intelligent tools and techniques, clinical experience, advances in biology, mathematical models and methods.



ИСПОЛЬЗОВАНИЕ МОРФОСТРУКТУРНОГО АНАЛИЗА И ЛАЗЕРНОЙ АТОМНО-ЭМИССИОННОЙ СПЕКТРОМЕТРИИ ВЫСОХШИХ КАПЕЛЬ ПЛАЗМЫ КРОВИ ДЛЯ ДИАГНОСТИКИ РАКА ПРОСТАТЫ

Савков А.В.¹, Сергей М.А.¹, Булойчик Ж.И.¹, Зажогин А.П.¹, Маслова Г.Т.¹, Мавричев А.С.², Державец Л.А.²

¹ Белорусский государственный университет,

² Республиканский научно-практический центр по онкологии и медицинской радиологии РБ

zajogin_an@mail.ru

Диагностика рака предстательной железы – одна из наиболее важных проблем современной онкологии. Общеизвестно, что развитие злокачественной опухоли – процесс мультифакторный, сопряженный с нарушением или перестройкой большей части внутриклеточных механизмов. В связи с этим составить представление о течении процесса лишь по одному маркеру практически невозможно. Приоритетной задачей в настоящее время является не разработка способов применения каждого маркера в отдельности, а создание набора из доступных маркеров, способного достаточно подробно дать характеристику опухоли [1].

Существует настоятельная необходимость в разработке методов, которые могли бы обеспечить раннее выявление заболевания, оценить распространенность процесса, осуществить контроль эффективности проводимой терапии и позволить вести динамическое наблюдение за состоянием пациентов.

В последние десятилетия все большее применение в медицинской диагностике находят методы исследования структур, образованных при кристаллизации солей в биологических жидкостях (БЖ) (кровь, плазма крови, спинномозговая жидкость, слюна). Явление дегидратационной самоорганизации БЖ позволило авторам более 30 лет назад использовать внешний вид фазы (высушенная капля БЖ) в диагностических целях [2-4].

Исследования структуризации твердой фазы БЖ перспективны для диагностического использования в самых разнообразных областях медицины. Метод диагностики на основе дегидратации капли БЖ состоит в том, что при высыхании капли в случае нормы возникают регулярные и однородные структуры (радиальное растрескивание). При малейшей патологии происходит нарушение структуры белка, начинаются процессы агрегации, сопровождающиеся возникновением аномальных и нерегулярных структур (конкремции, трещины) [7].

В настоящей работе изучена динамика структурирования высыхающей на твердой поверхности капли плазмы крови (10 мкл) больных с диагнозом рак предстательной железы. Сушку вели при комнатной температуре 18 – 20 °С. Диагностику капли проводили примерно с 40 минуты с началом структурирования, изменения в структуре фиксировали каждые 10 минут до полного высыхания капли.

Снимки высыхающих капель получали с помощью оптического микроскопа Webbers, совмещенного с цифровой камерой (отраженный свет), и микроскопа Биолам со светодиодной подсветкой (на пропускание) и веб-камерой. Оба микроскопа имеют видеонасадки, работающие с компьютером по USB-2 порту.

На рисунке 1 для сравнения приведены фрагменты центральной части высохших капель плазмы крови (увеличение 120 раз – на пропускание).



Рисунок 1 - Фрагменты центральной части высохших капель плазмы крови (увеличение 120 раз – на пропускание) пациентов А, Б, В, Г с диагнозом рак простаты

Анализ морфоструктуры высохших капель позволил выявить структурные особенности высохших капель.

Морфоструктура образца плазмы крови пациента Г имеет свои специфические особенности и существенно отличается от остальных. Присутствует большое количество завитков, практически отсутствующих у первых трех пациентов. Действительно оказалось, что только у этого пациента диагноз – аденокарцинома простаты типа Т₃В N₁ M₀, у остальных – опухоль типа Т₂.

В работе нами также анализируется пространственное распределение одного из жизненно необходимых элементов кальция по диаметру высохших капель плазмы крови.

Локальное пространственное распределение кальция в высохших каплях крови экспериментально изучено методом лазерной многоканальной спектрометрии. Исследования проводили с использованием

лазерного многоканального атомно-эмиссионного спектрометра LSS-1. Лазерное излучение фокусируется на образец с помощью ахроматического конденсора с фокусным расстоянием 100 мм. Размер пятна фокусировки примерно 50 мкм. Все эксперименты проводили в атмосфере воздуха при нормальном атмосферном давлении. Анализировали суммарные результаты действия 5 последовательных сдвоенных лазерных импульсов (СЛИ). Энергия лазерного излучения составляла 34 мДж (первый и второй импульсы, соответственно), временной интервал между сдвоенными импульсами – 8 мкс. Абляцию осуществляли через 0,6 мм. Размер точки повреждения примерно 0,10-0,15 мм. По диаметру пробы анализ проводили в 12 точках поверхности. Диаметр высохшей капли примерно 6 мм.

На рисунке 2 представлена интенсивность линии Ca II (393,239 нм) в спектрах высушенных капель плазмы крови в зависимости от положения точки на поверхности капли и в слое.

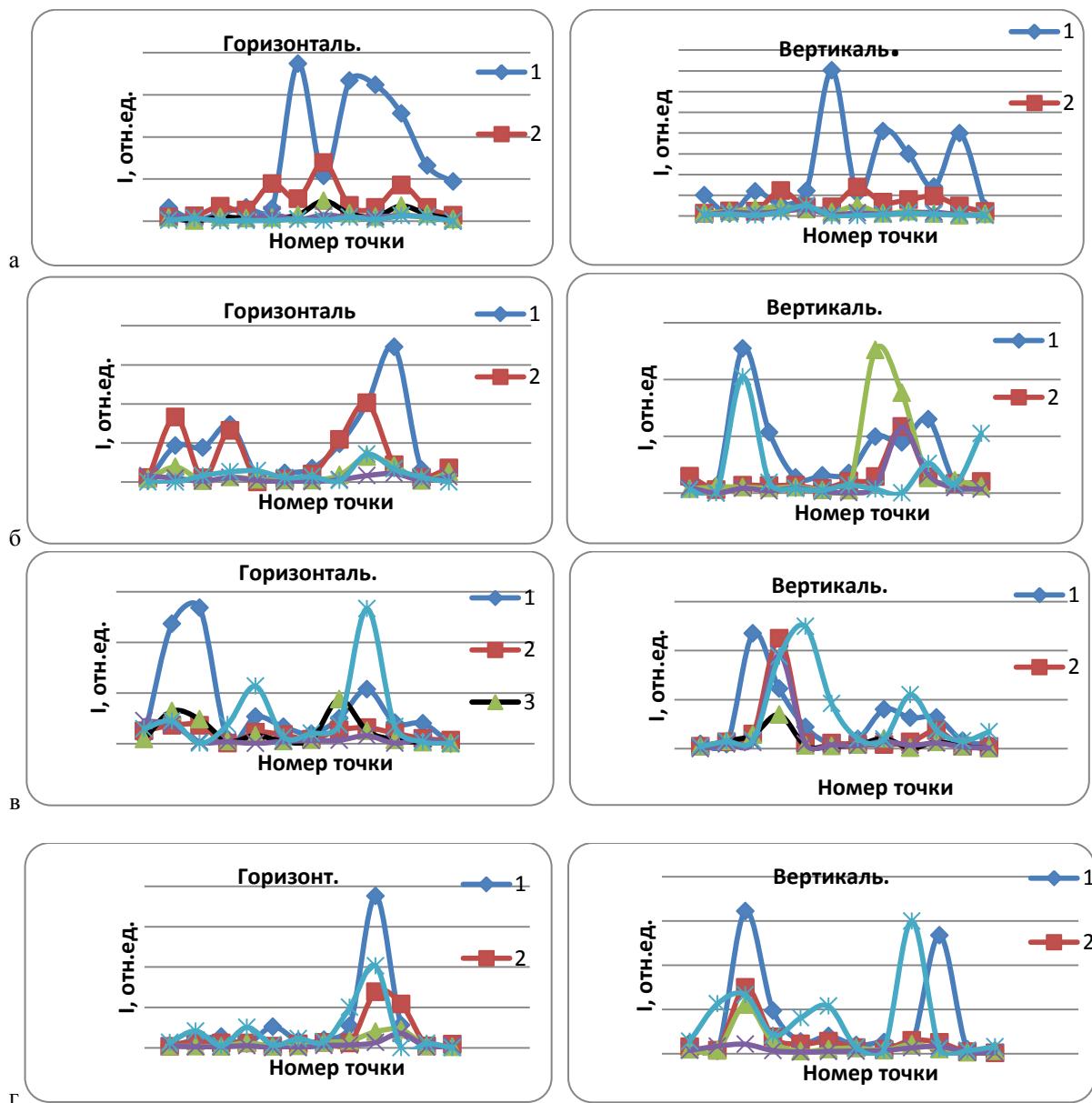


Рисунок 2 - Интенсивность линии Ca в атомно-эмиссионных спектрах высушенных капель плазмы крови (1-5 - номер слоя)

Отметим, что в высохших каплях плазмы крови пациента А с онкологическим диагнозом рак простаты типа T_{2c} N₀ M₀ максимальная интенсивность кальция отмечается практически на поверхности капли. У пациентов Б и В наибольшие концентрации также определены в верхних слоях высохших капель.

Локальное распределение кальция в высохшей капле плазмы крови пациента Г с диагнозом аденокарцинома простаты типа T_{3b} N₁ M₀ представляет несколько другую картину. Максимальное содержание кальция приходится на самый нижний, пятый, слой капли.

У пациентов Б и В наблюдаемое локальное распределение кальция по поверхности и по слоям находится между этими двумя крайними случаями. В капле пациента Б в точке 8 обнаруживается несколько большее содержание кальция в третьем слое по сравнению с первым слоем. В высохшей капле пациента В присутствуют довольно резкие всплески повышения концентрации не только на поверхности капли, но и во втором и пятом слоях. Полученные данные позволяют оценивать степень заболевания и в случае этих пациентов можно говорить о несколько худшем состоянии их здоровья в сравнении с пациентом А и лучшем, чем у пациента Г.

Хотя для систематизации результатов требуется набор статистических данных, однако полученные аналитические данные убедительно демонстрируют различия в морфоструктуре высохшей капли и локальном распределении кальция как на ее поверхности, так и в слоях в зависимости от стадии заболевания.

Использование метода ЛАЭМС для анализа высохшей капли БЖ позволяют дать полукачественную оценку распределения эссенциальных элементов в высохшей капли, что поможет оценить степень прогрессирования заболевания. Результаты таких оценок очень важны, так как помогают уточнить диагноз при проведении предварительных диагностических исследований и правильно выбрать необходимое лечение.

Учитывая относительную простоту выполнения анализа, не требующего больших временных затрат и дорогостоящего оборудования, возможно предварительное формирование групп риска больных для дальнейшей диагностики с подключением более специфических и сложных медицинских методов.

Библиографический список

1. Аляев Ю.Г., Безруков Е.А., Шестиперов П.А. Молекулярная патология рака предстательной железы: диагностическая и прогностическая значимость основных маркеров. Онкоурология. 2006. № 2. С. 45–50.
2. Рапис Е.Г. Использование метода поляризационной микроскопии для исследования хрусталика. Вестник офтальмологии. 1976. № 2. С. 128-130.,
3. Рапис Е.Г. Микрокристаллооптический способ исследования стекловидного тела человека и животных в норме и при гемофтальме. Вестник офтальмологии. 1976. № 5. С. 62- 67.
4. Рапис Е.Г. Образование упорядоченной структуры при высыхании пленки белка. Письма в ЖТФ. 1988. Т. 14 (17). С.1560–1564.
5. Шабалин В.Н., Шатохина С.Н. Морфология биологических жидкостей человека. М.: Хризостом, 2001. 303 с.
6. Максимов С.А. Морфология твердой фазы биологических жидкостей как метод диагностики в медицине. Бюллетень сибирской медицины. 2007. № 4. С. 80-85.
7. Тарасевич Ю.Ю., Аюпова А.К. Влияние диффузии на разделение компонентов биологической жидкости при клиновидной дегидратации. ЖТФ. 2003. Т.73 (5). С. 13-17.
8. Тарасевич Ю.Ю., Исакова О.Л., Кондухов В.В., Савицкая А.В. Влияние режима испарения на пространственное перераспределение компонентов в испаряющейся капле жидкости на твердой горизонтальной подложке. ЖТФ. 2010. Т.89 (5). С. 45-50.
9. Гольбрайх Е., Рапис Е.Г., Моисеев С.С. О формировании узора трещины в свободно высыхающей пленке водного раствора белка. ЖТФ. 2003. Т.73 (10). С. 118-122.
11. Кизель В.А. Физические причины десимметрии гелевых систем. М.: Наука, 1985. 120 с.
11. Краевой С. А., Колтовой Н. А. Диагностика по капле крови. Кристаллизация биожидкостей. Книга–1 Открытая капля, 2013. С. 67-71.

THE USE OF MORPHOSTRUCTURAL ANALYSIS AND LASER ATOMIC-EMISSION SPECTROMETRY OF THE DRIED BLOOD PLASMA DROPS FOR DIAGNOSIS OF PROSTATE CARCINOMA

Savkov A.V.¹, Sergey M.A.¹, Buloichik J.I.¹, Zajogin A.P.¹, Maslova G.T.¹, Mavrichev A.S.², Derzhavets L.A.²
¹ Belarusian State University,

² Science-Practical Center of Oncology and Medical Radiology
zajogin_an@mail.ru

The morphology of the dried blood plasma drops from the patients with oncopathology has been studied. The structural features characteristic for the dried blood plasma drops from the patients with diagnosed prostate carcinoma have been revealed. It has been demonstrated that diagnosis may be identified better due to the possibility to attribute a tumor to the type T₂ or to the type T₃. Semiquantitative results for the spatial distribution of calcium over the surface of the dried drop of a biological fluid and within the layers have been obtained using the laser atomic-emission spectrometry method. As shown, this method enables one to assess quantitatively the changes in albuminous centers and may be an effective diagnostic instrument. Based on the obtained experimental data, the early diagnostication technique for disorders in the functional reserves of a human organism may be improved and the adequate rehabilitation measures may be suggested.

РАЗРАБОТКА МЕТОДИК ДИАГНОСТИКИ ПАТОЛОГИИ ЧЕЛОВЕКА ПО АНАЛИЗУ ВЫСОХШЕЙ КАПЛИ БИОЛОГИЧЕСКОЙ ЖИДКОСТИ

Булойчик Ж.И., Зажогин А.П., Нечипуренко Н.И., Пашковская И.Д.

Белорусский государственный университет

zajogin_an@mail.ru

Первичные опухоли центральной нервной системы (ЦНС) составляют 2% от всех опухолей человека. В то же время они занимают четвертое место как причина смертности от опухолей среди мужчин от 15 до 54 лет и женщин от 15 до 34 лет и являются второй по частоте причиной смертности в ряду опухолей у детей до 15 лет, причем эта смертность обусловлена главным образом злокачественными опухолями головного мозга. Первичные опухоли головного мозга встречаются значительно чаще опухолей спинного мозга – 85-90% и 10-15%, соответственно. Диагностика и лечение первичных злокачественных опухолей головного мозга является трудной задачей.

Опухоли головного мозга — гетерогенная группа различных внутричерепных новообразований, доброкачественных или злокачественных, а также возникающих вследствие метастазирования первичной опухоли, находящейся в другом органе. Тип опухоли определяется клетками, её формирующими. В зависимости от локализации и гистологического варианта формируется симптоматика заболевания. Течение заболевания при опухолях мозга зависит не столько от гистологического типа опухоли, сколько от того, в какой области опухоль развилась и какие участки мозга сдавливает.

Однако отсутствие специфических симптомов проявления данного заболевания, а также возможности своевременно выполнить скрининг (МРТ или СКТ головного мозга) всем нуждающимся, отчасти в связи с высокой стоимостью обследования затрудняют раннюю диагностику опухолей головного мозга. Все выше изложенное обуславливает необходимость поиска новых методов как диагностики опухолей головного мозга, так и контроля после операционного процесса.

До настоящего времени выявление связи между патологическими процессами, протекающими в организме человека, и изменением физических и физико-химических свойств биологических жидкостей (БЖ), вызванными этими процессами, продолжает являться фундаментальной научной проблемой, на решение которой направлены серьезные исследования многих ученых.

Сделаны значительные шаги по использованию методик анализа высыхающей капли БЖ в диагностических целях. Метод «клиновидной дегидратации» нашел широкое применение в экспресс-диагностике и позволяет на основании анализа структур высыхающей капли БЖ выявлять различные патологии [1].

Процессы самоорганизации в естественных и модельных БЖ исследованы многими авторами [2, 3]. Современное состояние исследований и обобщенная картина процессов, протекающих при дегидратационной самоорганизации БЖ, приведены в работе [4].

Подробно изучены динамические параметры фазовых переходов в высыхающих каплях БЖ методом регистрации акусто-механического импеданса. Показано, что степень повреждения белка влияет на кинетические параметры кристаллизации соли в белково-солевых растворах и отражает физико-химические особенности структуризации высыхающей капли [5].

Показана взаимосвязь фазовых переходов солей и физических свойств геля, зависящими от концентрации и качества макромолекул, а также от концентрации низкомолекулярных органических компонентов раствора. Показано, что эти процессы обратимы и во многих случаях возможно вернуть физические свойства биожидкостей с помощью терапевтических процедур [6].

Поскольку при патологических процессах происходит изменение фазового состояния белка, выявлены достаточно четкие зависимости типа «вид наблюдаемых структур - патологический процесс». И хотя в последнее время появилось множество работ, показывающих, что развитие самых разнообразных патологических процессов в организме сопровождается изменением распределения коллоидных частиц и солей БЖ, что сказывается на изменении морфоструктур высохших капель, до сих пор практически отсутствуют количественные оценки образующихся структур. На сегодняшний день нет модели, которая бы одновременно учитывала оба фактора.

Целью данной работы является изучение процесса структурирования высыхающей капли БЖ, а также количественная оценка пространственного распределения некоторых эссенциальных элементов (ЭЭ) как по поверхности высохшей капли, так и по слоям.

Ранее нами были разработаны методики количественного определения ЭЭ в каплях БЖ, высохших на пористой и твердой поверхности методом лазерной атомно-эмиссионной спектрометрии (ЛАЭМС). Найден эмпирический коэффициент, равный 3, связывающий интенсивности линий анализируемых элементов в каплях, высушенных на пористой и твердой поверхности, позволяющий хорошо корректировать результаты количественных определений [7 - 9].

Использование метода осадочной хроматографии позволило значительно повысить чувствительность при определении содержания тяжелых металлов (цинк, алюминий, железо) в биообразцах методом ЛАЭМС [7].

Комплексное изучение динамики структурирования высыхающей капли БЖ и пространственного распределения кальция, магния и алюминия по поверхности высохшей капли БЖ позволило в ряде случаев уточнить диагноз онкологических больных для своевременной корректировки лечения [9, 10].

В настоящей работе приведены результаты исследования структуры высохшей на твердой поверхности капли крови, плазмы крови и спинномозговой жидкости (ликвора) пациентки с диагнозом невринома. Изучена динамика структурирования высыхающих капель. Также приведены данные полуколичественного пространственного определения содержания кальция в высохших каплях БЖ.

Каплю БЖ объемом 10 мкл наносили на обезжиренную пластинку оргстекла, высушивали при комнатной температуре в течение 90 - 100 минут. Динамику структурирования изучали с 35 – 40 минуты, делая снимки через каждые 5 минут до полного высыхания капли. Процесс сушки проводили в открытой системе при комнатной температуре 20 – 22° С.

Для получения снимков высохших капель крови использовали оптический микроскоп Webbers, совмещенный с цифровой камерой (отраженный свет), и микроскоп Биолам со светодиодной подсветкой (на пропускание) и веб-камерой. Оба микроскопа имеют видеонасадки, работающие с компьютером по USB-2 порту.

На рисунке 1 приведены снимки высохших на твердой поверхности после 90 минут сушки капель крови и плазмы крови пациентки до операции (Кд и Пд) и после (Кп и Пп) операции. Диаметр высохшей капли равен примерно 6 мм.

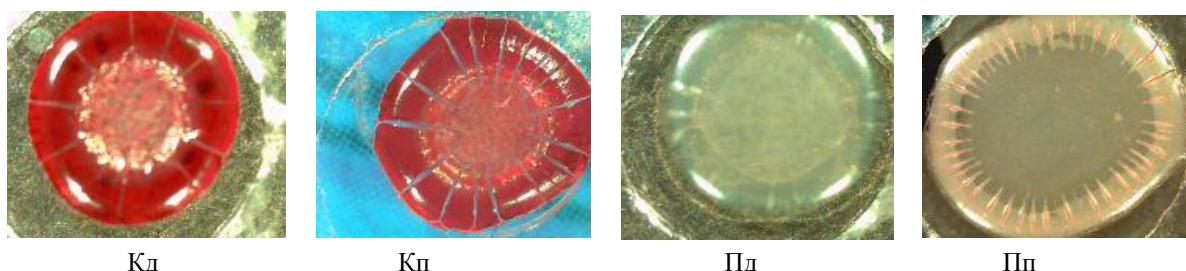


Рис.1. Высохшие капели крови и плазмы крови пациента до операции (Кд и Пд) и после операции (Кп и Пп).

В процессе высыхания в высохшей капле наблюдается четкое образование белкового валика. Заметно, что после проведения операции радиальное растрескивание капли становится более упорядоченным, характерным для здорового человека. Различия в структуре до и после операции особенно наглядно видны в высохшей капле плазмы крови. Возможно, более кардинальные изменения морфологии связаны с физиологическим составом плазмы, в которой отсутствуют форменные элементы.

Известно, что все случайные колебания в составе крови в здоровом организме быстро выравниваются. Напротив, при патологических процессах отмечаются более или менее резкие сдвиги в химическом составе крови. Поэтому более корректную информацию о физиологических процессах дает количественная оценка пространственного распределения ЭЭ в высохшей капле.

Связь между изменением морфологии капли и локальным пространственным распределением кальция по поверхности и слоям высохшей капли оценивали, используя метод ЛАЭМС для количественного определения элемента. Кальций выбран, поскольку он является одним из самых необходимых элементов в организме. Более того, известно, что он - наиболее активный коацерват в белковой среде и легко образует связи с амино- и карбоксильными группами белковых молекул.

В работе использовали лазерный многоканальный атомно-эмиссионный спектрометр LSS-1. Лазерное излучение фокусируется на образец с помощью ахроматического конденсора с фокусным расстоянием 100 мм. Размер пятна фокусировки примерно 50 мкм. Все эксперименты проводили в атмосфере воздуха при нормальном атмосферном давлении. Анализировали суммарные результаты действия 5 последовательных сдвоенных лазерных импульсов (СЛИ). Энергия лазерного излучения составляла 34 мДж (первый и второй импульсы, соответственно), временной интервал между сдвоенными импульсами – 8 мкс. Абляция осуществлялась через 0,6 мм. Размер точки повреждения примерно 0,10 мм. По диаметру пробы анализ проводили в 12 точках поверхности.

Результаты количественного определения кальция по диаметру на поверхности высохшей капли и по слоям приведены на рисунке 2. Приведены данные послойного определения (5 слоев) в каждой анализируемой точке и суммарное распределение элемента по диаметрам.

Виден явный разброс концентрации кальция до операции, значительное выравнивание после операции с явным превалированием его содержания по краям капли, где расположен белковый валик. Это напоминает распределение кальция в высохшей капле БЖ здорового человека. Следует также отметить, что концентрация кальция у пациентки до операции была завышена по сравнению с нормой и приблизилась к норме после операции.

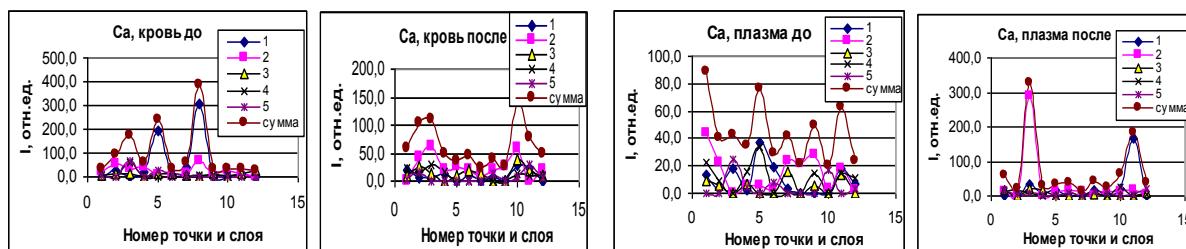


Рис. 2. Послойная интенсивность линии Ca II (393,239 нм) в атомно-эмиссионных спектрах крови и плазмы крови.

Таким образом, следует отметить общую тенденцию для всех исследованных БЖ: после лечения происходит выравнивание концентрации кальция по всей площади высохшей капли с максимальной концентрацией его в краевой зоне белкового валика. Метод ЛАЭМС дает возможность количественно оценить изменения состава БЖ в случаях патологии, а проведенные исследования свидетельствуют о большой информативности полученных результатов.

Библиографический список

- 1 Шабалин В.Н., Шатохина С.Н. Морфология биологических жидкостей человека. М.: Хризостом, 2001. 304 с.
- 2 Е. Гольбрайх, Е.Г.Рапис, С.С. Моисеев О формировании узора трещины в свободно высыхающей пленке водного раствора белка. // ЖТФ. 2003. Т. 73, вып.10. С.17-23.
- 3 Ю.Ю.Тарасевич. Качественный анализ закономерностей высыхания капли многокомпонентного раствора на твердой подложке. //ЖТФ. 2007. Т. 77, вып. 2. С 17-22.
- 4 Ю.Ю.Тарасевич. Механизмы и модели дегидратационной самоорганизации биологических жидкостей. // УФН. 2004. Т. 174, № 7. С.779-790.
- 5 Т.А.Яхно, В.Г. Яхно, А.Г.Санин, О.А. Санина, А.С.Пелюшенко. Белок и соль: пространственно-временные события в высыхающей капле. //ЖТФ. 2004. Т.74, вып. 8. С. 100-108.
- 6 Т.А. Яхно, О.А. Седова, А.Г. Санин, А.С. Пелюшенко. О существовании регулярных структур в жидкой сыворотке (плазме) крови человека и фазовых переходах в процессе ее высыхания. // ЖТФ. 2003. Т. 73, вып.4. С. 23-27.
- 7 Патапович М.П., Чинь Нгок Хоанг, Пашковская И.Д., Лэ Тхи Ким Ань, Булойчик Ж.И., Зажогин А.П. Разработка методик повышения чувствительности определения содержания эссенциальных тяжелых металлов в биологических образцах методом лазерной атомно-эмиссионной спектрометрии. // Вестник БГУ. Сер. 1. 2013. № 2. С.19–23.
- 8 Чинь Нгок Хоанг (Вьетнам), Фам Уиен Тхи, Лэ Тхи Ким Ань, М.Н. Трущенко, Ж.И. Булойчик. Количественное определение содержания Ca, Mg и Al в биологических жидкостях методом лазерной атомно-эмиссионной многоканальной спектрометрии. // Вестник БГУ. Сер.1. 2014. № 1. С.31-36.
- 9 Булойчик Ж.И., Веремчук А.Н., Русско Т.А., Маслова Г.Т., Мавричев А.С. Морфологическое и спектрометрическое изучение образцов высохших капель крови онкологических больных. // Вестник БГУ. Серия 1. 2015. №2. С. 24-30.
- 10 Г.Т. Маслова, А.Н. Веремчук, Т.А. Русско, А.С. Мавричев, А.П. Зажогин, Ж.И. Булойчик. Спектрометрический анализ в диагностике онкологических больных. // Сборник научных трудов V конгресса физиков Беларуси. (Минск 27-30 октября 2015 г.) Минск, 2015. С. 153-154

THE DEVELOPMENT OF DIAGNOSTIC METHODS FOR HUMAN PTHOLOGIES USING ANALYSIS OF DRIED DROPS OF BIOLOGICAL FLUIDS

Buloichik J.I., Zajogin A.P., Nechipurenko N.I., Pashkovskaya I.D.
Belarusian State University, zajogin_an@mail.ru

The morphology of a dried drop of blood and blood plasma from a patient with oncopathology has been studied. The structural features of dried drops have been revealed. The quantitative results for the spatial distribution of calcium on the surface of the dried drop of a biological fluid and within the layers have been obtained using the laser atomic-emission spectroscopy method. It has been shown that this method enables one to estimate changes at the albuminous centers and may be an efficient highly-sensitive instrument in diagnostics of various diseases. The obtained experimental data form the basis for further development of the early diagnostics technique for disturbances in functional reserves of human organisms with an adequate system of rehabilitation measures.

ИССЛЕДОВАНИЕ ПОТОКОВ СУПЕРОКСИДА НА РАНЕВУЮ ПОВЕРХНОСТЬ ОЖОГОВЫХ БОЛЬНЫХ

Карпухин В.А, Солянкина Е.М.

Московский Государственный Технический Университет им. Н.Э. Баумана, solyankina.ekaterina@mail.ru

Ожоговые травмы являются важнейшей медико-социальной проблемой современного общества, что обусловлено их распространностью, высокой смертностью, значительными показателями временных трудовых потерь и первичной инвалидности. По данным Всемирной организации здравоохранения, ожоги находятся на 4 (в РФ термические ожоги занимают 3-е место) месте среди наиболее распространенных видов травм. Летальность от тяжелых травм на догоспитальном этапе в РФ составляет 25-30%, сохраняется высокой она и у больных с обширными ожогами [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].

Несмотря на усовершенствование методов интенсивной терапии, применение активной хирургической тактики, появление новых антибактериальных препаратов, этот показатель в группе тяжело обожженных не снижается [3,4].

Одним из методов лечения осложнений ожоговых ран является мультимодальная физиотерапия: воздействие на ожоговую рану супероксидом, озоном и УФ [5]. В отличие от фармакологических методов, мультимодальная терапия менее токсична и опасна для организма, так же оказывается эффективной при лечении ожогов и позволяет значительно снизить дозу медикаментозной нагрузки.

Анализ аппаратов - аналогов показал, что в настоящее время практически не существует аппаратов для мультимодальной терапии. Наиболее похожими аппаратами в данной области являются аэроионизаторы, которые генерируют супероксид, наиболее эффективный компонент в мультимодальной терапии. Аэроионизаторы в основном ориентированы на применение в бытовых условиях, и воздействие оказывается на всё помещение, а не индивидуально на человека, и тем более не локально на пораженный участок тканей.

Поэтому актуальной является разработка генератора супероксида для лечения ожоговых больных, обеспечивающего направленный поток супероксида на раневую поверхность и позволяющего регулировать скорость потока.

Целью работы является обоснование геометрии параметров рабочей камеры генератора супероксида, обеспечивающего заданный поток на раневую поверхность ожоговых больных.

Для решения поставленной задачи в среде COMSOL Multiphysics 5.1 была разработана геометрическая модель рабочей камеры генератора супероксида.

Генератор супероксида оказывает воздействие на воздушную среду с целью изменения степени ее ионизации и создания направленного потока ионизированного воздуха, непосредственно оказывающего воздействие на биообъект (поврежденная поверхность кожи).

Воздух с естественной ионизацией, поступает в рабочую камеру ионизатора, на входе которой вентилятор создает направленный поток воздуха. При помощи ионизирующего электрода достигается необходимая концентрация супероксида в воздушном потоке, который поступает на поверхность биообъекта. Пространственная геометрическая модель, с картиной распределения концентрации супероксида, представлена на рисунке 1.

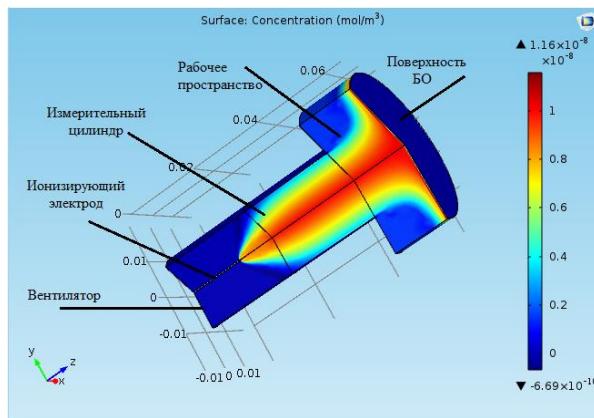


Рис.1. Вид распределения концентрации супероксида в 3D модели

Поскольку геометрическая модель рабочей камеры генератора супероксида осесимметричная, в дальнейшем будет рассматриваться модель, представленную на рисунке 2 и состоящую из: ионизирующего электрода(грани 2, 8), измерительного цилиндра (АВЖИ), и рабочего пространства (ВГДЕ).

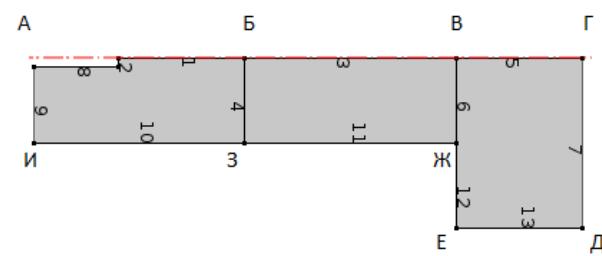


Рис.2. Геометрическая модель рабочей камеры и рабочего пространства генератора супероксида

Для расчета модели были сделаны следующие допущения: предполагаем поток воздуха ламинарным, поток воздуха моделируется как ньютоновская несжимаемая жидкость, пренебрегаем силами тяготения, рекомбинация отсутствует, для реализации расчетов в COMSOL Multiphysics 5.1 рабочее пространство представлено, как ограниченное пространство.

Для расчета потока супероксида, в рабочей камере и воздушном пространстве между рабочей камерой и биообъектом под действием электрического поля, создаваемого ионизирующим электродом и под действием статического давления на входе рабочей камеры, создаваемого вентилятором, использовались уравнения с соответствующими граничными условиями:

- конвекции-диффузии Фика

$$\nabla \cdot (-D_i \nabla c_i - z_i \cdot \text{mob} \cdot F \cdot \nabla V) + \vec{U} \cdot \nabla c_i = R_i$$

$$N_i = -D_i \nabla c_i - z_i \cdot \text{mob} \cdot F \cdot \nabla V + \vec{U} \cdot \nabla c_i$$

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

$$\frac{\partial \vec{U}}{\partial t} = (-\vec{U} \cdot \nabla) \vec{U} + \nu \Delta \vec{U} - \frac{1}{\rho} \nabla P + \vec{f}$$

$$\nabla \vec{U} = 0$$

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.

- электростатики Пуассона

$$\nabla \cdot \vec{D} = \rho_v$$

$$\vec{E} = \nabla V$$

где \vec{D} – поток вектора электрической индукции, ρ_v - пространственная плотность заряда, \vec{E} - вектор напряженности электрического поля, V – потенциал.

Исследовалось влияние: длины ионизирующего электрода, расстояния между рабочей камерой и поверхностью биообъекта, эффективного радиуса обрабатываемой поверхности и статического давления, создаваемого вентилятором на входе рабочей камеры. В качестве численного значения потока использовался ток.

Результаты расчета тока на поверхности биообъекта, создаваемого супероксидом представлены на рисунках 3-5.

Ток на поверхности биообъекта I_{BO} , при изменении значений длины ионизирующего электрода $H_{iэ}$ от 10 мм до 30 мм, зависит незначительно. Если длина ионизирующего электрода превышает 35 мм, то I_{BO} начинает снижаться.

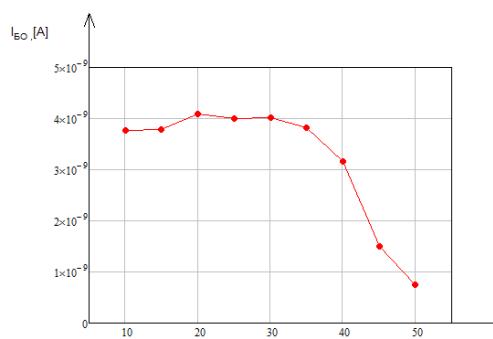


Рис.3. Зависимость тока на длины ионизирующего электрода

поверхности биообъекта от

На рисунке 4 просматривается следующая зависимость: чем больше высота рабочего пространства H_{BP} , тем меньше значения тока на биообъекте. При радиусе обрабатываемой поверхности $R_{BP} \geq 50$ мм ток на поверхности биообъекта переходят в состояния насыщения.

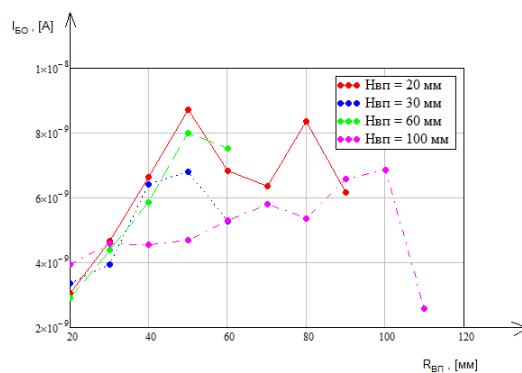


Рис.4. Зависимость биообъекта от эффективного поверхности

Из рисунка 5 видно, биообъекта возрастает при давления P_{BX} не давлении на входе на поверхности уменьшается.

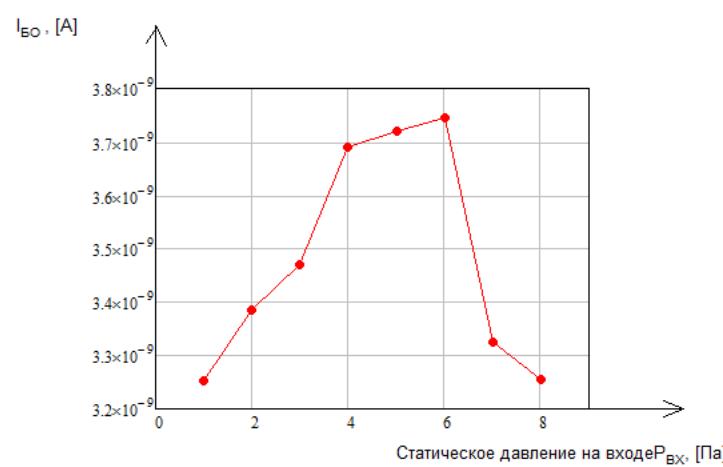


Рис.5. поверхности статического

рабочей камеры

В результате проведенных исследований установлено, что при следующих параметрах рабочей камеры: высота – 50 мм, радиус – 10 мм, радиус ионизирующего электрода – 0.2 мм, напряжение подаваемое на ионизирующий электрод – (-25) кВ, концентрации супероксида на острье ионизирующего электрода – 1×10^{-8} моль/м³ исследуемые величины должны быть:

1. Длина ионизирующего электрода - не более 30 мм. При H_{iE} более 30 мм ток на поверхности БО начинает уменьшаться.
2. Расстояние между рабочей камерой и поверхностью биообъекта - не более 20 мм, эффективный радиус обрабатываемой поверхности – не более 50 мм. При таких параметрах достигается наибольшее значение тока на поверхности БО равное 8.73×10^{-9} А.
3. Статическое давление, создаваемое вентилятором на входе рабочей камеры должно быть в диапазоне от 1 до 4 Па. В данном диапазоне зависимость I_{BO} от P_{BX} близка к линейной.
- 4.

Список литературы

1. Кокинов М. А. Экспериментальное обоснование применения аэроионов кислорода в комплексном лечении комбинированной травмы (ожог на фоне кровопотери): диссертация ... кандидата медицинских наук – Саранск: ГОУВПО, 2006. – 30 с., 65-67 с.
2. Алексеев А.А. Ожоговый сепсис: диагностика, профилактика, лечение: Дис. ... д-ра мед. наук.- М: Институт хирургии им. А. В. Вишневского РАМН , 1993 - 5 – 6 с.
3. Коростылев М.Ю., Подкорытнов И.Л., Совцов С.А., Шестопалов С.С. Влияние активной хирургической практики на выживаемость тяжелообожженных: Материалы VI съезда травматологов и ортопедов России – М., 1997, С.47-50
4. Крутиков М.Г.Контроль инфекции в ожоговом стационаре. 2003-№14-С.3-7
5. Bactericidal Effect of Corona Discharges in Atmospheric Air /Igor V. Timoshkin, Member, IEEE, Michelle Maclean, Mark P. Wilson, Member, IEEE, Martin J. Given, Senior Member, IEEE, Scott J. MacGregor, Member, IEEE, Tao Wang, и John G. Anderson-pp.// Вестник АМТН. -2005-Т.1, №3. - 22

тока на поверхности радиуса обрабатываемой

что ток на поверхности значениях статического превышающих 6 Па, при статическом рабочей камеры ток биообъекта

Зависимость тока на биообъекта от давления на входе

THE STUDY OF THE FLOW OF SUPEROXIDE AT THE WOUND SURFACE OF BURN PATIENTS

Karpukhin V.A, Solyankina E.M.
Bauman Moscow State Technical University, solyankina.ekaterina@mail.ru

Burn injury is a major medical and social problem of modern society due to their prevalence, high mortality, significant temporary employment losses and primary disability. One of the methods of burn wound complication treatment is a multimodal physiotherapy: an impact on burn wound by ozone, UV and the most effective component -- superoxide. The analogue analysis has shown that at present there are no apparatus for multimodal therapy. So the development of a superoxide generator for the burn patients treatment, providing a directed superoxide flow at wound surface and allowing to adjust the flow rate is an urgent problem. The study aim is to validate the geometry parameters of the superoxide generator working chamber, providing a specified stream to the wound surface of burn patients. To solve this problem, the geometric model of the superoxide generator working chamber has been developed in COMSOL Multiphysics 5.1 and the study has been conducted. The research has shown that when the working chamber parameters are: height - 50 mm, radius - 10 mm, the radius of the ionizing electrode - 0.2 mm, the voltage applied to the ionizing electrode - (-25 kV), the concentration of superoxide on the tip of the ionizing electrode - 1×10^{-8} mol/m³; the value of interest should be: the length of the ionizing electrode is not more than 30 mm, the distance between the working chamber and the bioobject surface is not more than 20 mm, the effective radius of the machined surface is not more than 50 mm, the static pressure created by the fan at the input of the working chamber should be in the range of 1 to 4 PA.



ИССЛЕДОВАНИЕ ОКИСЛИТЕЛЬНОГО МЕТАБОЛИЗМА И ПОКАЗАТЕЛЕЙ ГЕМОДИНАМИКИ ПРИ ДИАГНОСТИКЕ ЖИЗНЕСПОСОБНОСТИ ТКАНЕЙ НИЖНИХ КОНЕЧНОСТЕЙ ПАЦИЕНТОВ С САХАРНЫМ ДИАБЕТОМ

В.В. Дрёмин^{1*}, Е.В. Жарких¹, М.А. Филина¹, И.Н. Маковик¹, Е.В. Потапова¹, Е.А. Жеребцов¹,
А.И. Жеребцова¹, А.В. Дунаев¹, В.В. Сидоров², А.И. Крупакин³

¹ФГБОУ ВО «ОГУ имени И.С. Тургенева», [*dremin_viktor@mail.ru](mailto:dremin_viktor@mail.ru)

²ООО НПП «ЛАЗМА»

³ФГБУ «ЦИТО им. Н.Н. Приорова» Минздрава России

Проблема ранней диагностики осложнений, связанных с развитием сахарного диабета (СД), в настоящее время стоит особенно остро. Медицинская, социальная и экономическая значимость СД в первую очередь определяется высокой распространенностью этого заболевания, а также частотой развития у пациентов инвалидизирующих и снижающих качество жизни осложнений. Многочисленные исследования в данной области подтверждают, что своевременная диагностика и лечение, включающее повышение уровня гликемического контроля, уменьшают проявления осложнений, а на ранних доклинических стадиях делают возможным их обратное развитие.

Известно, что при сахарном диабете происходит поражение сосудистых стенок и нервных окончаний вследствие нарушения обмена веществ, недостатка кислорода в тканях и избытка токсических продуктов углеводного обмена. Поэтому непосредственный контроль именно этих процессов является наиболее логичным.

Методы биофотоники уже в течение многих лет являются одними из самых эффективных методов скрининга, диагностики и лечения во многих медицинских приложениях. В связи с этим объединение часто используемого на сегодняшний день метода лазерной допплеровской флуориметрии (ЛДФ) с методом флуоресцентной спектроскопии (ФС) может позволить комплексно анализировать изменения в тканях больных СД, что потенциально увеличит информативность и достоверность получаемых диагностических результатов и позволит выявлять нарушения в системе микроциркуляции крови и метаболических процессах биоткани стоп конечностей на более ранних стадиях [1-3]. Так метод ЛДФ позволяет диагностировать периферический кровоток. Колебательный процесс, регистрируемый этим методом является наложением колебаний, обусловленных активными и пассивными факторами. Для диагностики состояния биологических тканей и регуляторных механизмов важно определять вклад каждого колебательного компонента в регистрируемый сигнал. В настоящее время выделяют несколько частотных диапазонов колебаний кровотока: диапазон 0,005–0,0095 Гц отражает влияние эндотелиального гиперполяризующего фактора; 0,0095–0,02 Гц – осцилляции, обусловленные влиянием эндотелиального оксида азота (*NO*); 0,02–0,046 Гц – осцилляции, вызванные низкочастотной ритмикой импульсации симпатических адренергических вазомоторных волокон, непосредственно иннервирующих микрососуды кожи; 0,05–0,069 Гц – колебания, зависящие от влияния сенсорных пептидергических нервных волокон; 0,07–0,15 Гц – осцилляции, обусловленные собственной миогенной активностью миоцитов микрососудов; 0,16–0,18 Гц – осцилляции, вызванные парасимпатическими или симпатическими холинергическими влияниями; 0,2–0,4 Гц – дыхательные волны; 0,8–1,6 Гц – пульсовые

волны [4]. Для более качественной оценки состояния регуляторных механизмов применяют различные функциональные нагрузочные пробы.

В настоящее время проводится также множество исследований, направленных на изучение процессов метаболизма с использованием методов, регистрирующих флуоресценцию различных флуорофоров. Митохондриальная функция является важным параметром жизнеспособности ткани. По показателям активности дыхательной цепи имеется возможность предсказывать гибель клетки, диагностировать состояние тканевой ишемии, либо напротив, говорить о ее злокачественной активности. Одной из оценок митохондриальной функции является соотношение коферментов *NADH* и *FAD*, которое возможно определять по интенсивности их эндогенной флуоресценции.

Целью данной работы явился анализ изменений содержания коферментов *NADH* и *FAD* и модуляций кровотока при тепловых пробах на стопах пациентов с сахарным диабетом.

Для реализации поставленной цели были проведены экспериментальные исследования, в которых приняли участие 76 пациентов с диагнозом сахарный диабет (средний возраст 53 ± 13 лет) и 20 условно-здоровых добровольцев (средний возраст 46 ± 7 лет). Для предварительной оценки результатов исследования пациенты были разделены на 2 группы по критерию наличия или отсутствия выраженных трофических нарушений, таким образом в первую группу вошло 17 пациентов, у которых имелись выраженные трофические нарушения нижних конечностей, во вторую группу вошло 59 пациентов, у которых трофические нарушения не были выявлены.

В качестве провокационного воздействия была выбрана локальная тепловая пробы, позволяющая оценивать местные регуляторные механизмы. Для проведения экспериментальных исследований использовали многофункциональный лазерный комплекс «ЛАЗМА МЦ», для оказания теплового воздействия использовали комплекс «ЛАЗМА-ТЕСТ» (ООО НПП «ЛАЗМА»). Этапы и параметры исследования представлены в таблице 1.

Таблица 1 – Методика исследования с применением температурных проб

№	Этап	Температура, °C	Время, мин
1	Базовый тест	–	4
2	Локальный нагрев	25	4
3	Окклюзионная пробы	35	4
4	Локальное охлаждение	42	10

Таким образом, одно исследование на одной стопе составляло 22 мин. Одновременно с постоянной регистрацией перфузии на каждом этапе регистрировалась пара спектров флуоресценции при возбуждении источниками с длинами волн излучения 365 нм и 450 нм. Световодный зонд устанавливали на дорсальной поверхности стопы в точке, расположенной на плато между 1-й и 2-й плюсневыми костями. Все исследования проводились в положении лежа через 2 часа после приема пищи. Испытуемый адаптировался к условиям в течение не менее 10 минут. Типовой пример ЛДФ-граммы, зарегистрированной на первом этапе исследования, и спектров флуоресценции представлены на рисунке 1.

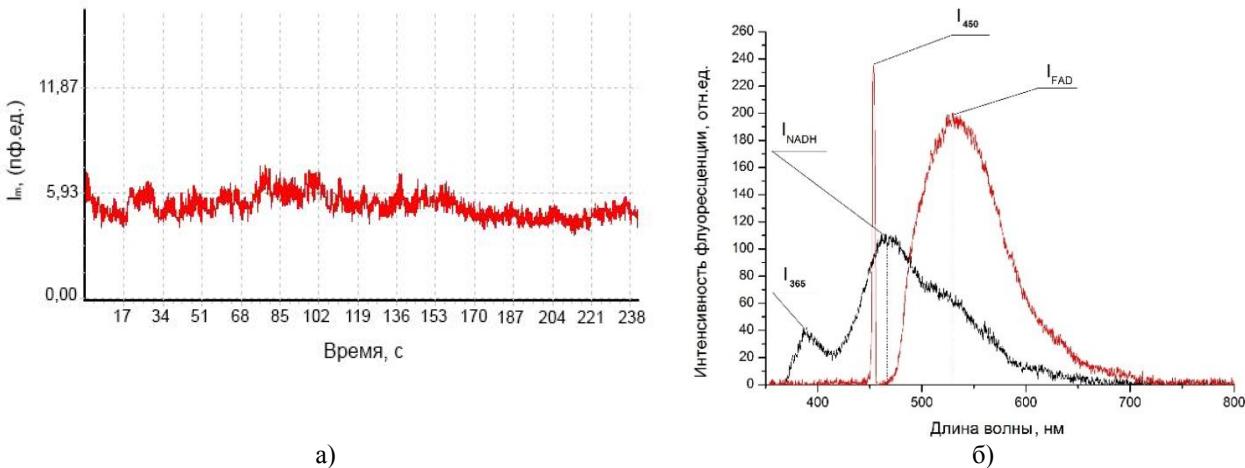


Рисунок 1 – Типовой пример регистрации ЛДФ-граммы (а) и спектров флуоресценции коферментов *NADH* и *FAD* (б)

После проведения экспериментов ЛДФ-граммы каждого этапа исследования подвергались аддитивному вейвлет-анализу с помощью программы *LDF 3.0.2.384* (ООО НПП «ЛАЗМА») которая реализует непрерывное вейвлет-преобразование с использованием комплекснозначного вейвлета Морле. С помощью данного вейвлет-анализа определялись амплитудные значения колебаний для 5 основных диапазонов – эндотелиального (A_e), нейрогенного (A_n), миогенного (A_m), дыхательного (A_r) и сердечного (A_c). Для сравнения амплитуд осцилляций

у разных испытуемых и анализа регуляторных механизмов, по мнению некоторых авторов, более корректно применять величины нормированных амплитуд осцилляций, вследствие чего производился анализ их амплитуд, нормированных на среднеквадратическое отклонение (σ) и среднее значение показателя микроциркуляции (I_m). Величина A/σ позволяет оценить вклад колебаний определенного частотного диапазона относительно средней модуляции кровотока, в то же время A/I_m характеризует напряженность регуляции кровотока со стороны отдельных регулятивных факторов. Для оценки колебательного компонента микрососудистого тонуса рассчитывались показатели эндотелиального (ET), нейрогенного (NT) и миогенного (MT) тонуса. По методике [5], основанной на анализе амплитуд колебаний кровотока, рассчитывали показатель шунтирования (BI) и нутритивный кровоток (I_{mn}). Производилась регистрация показателя микроциркуляции (I_m) и амплитуд флуоресценции I_{NADH} и I_{FAD} . На основании полученных данных был рассчитан показатель тканевого кислородного метаболизма редокс-отношение по следующей формуле:

$$RR = \frac{I_{NADH}}{I_{FAD}} \cdot \frac{I_{450}}{I_{365}}.$$

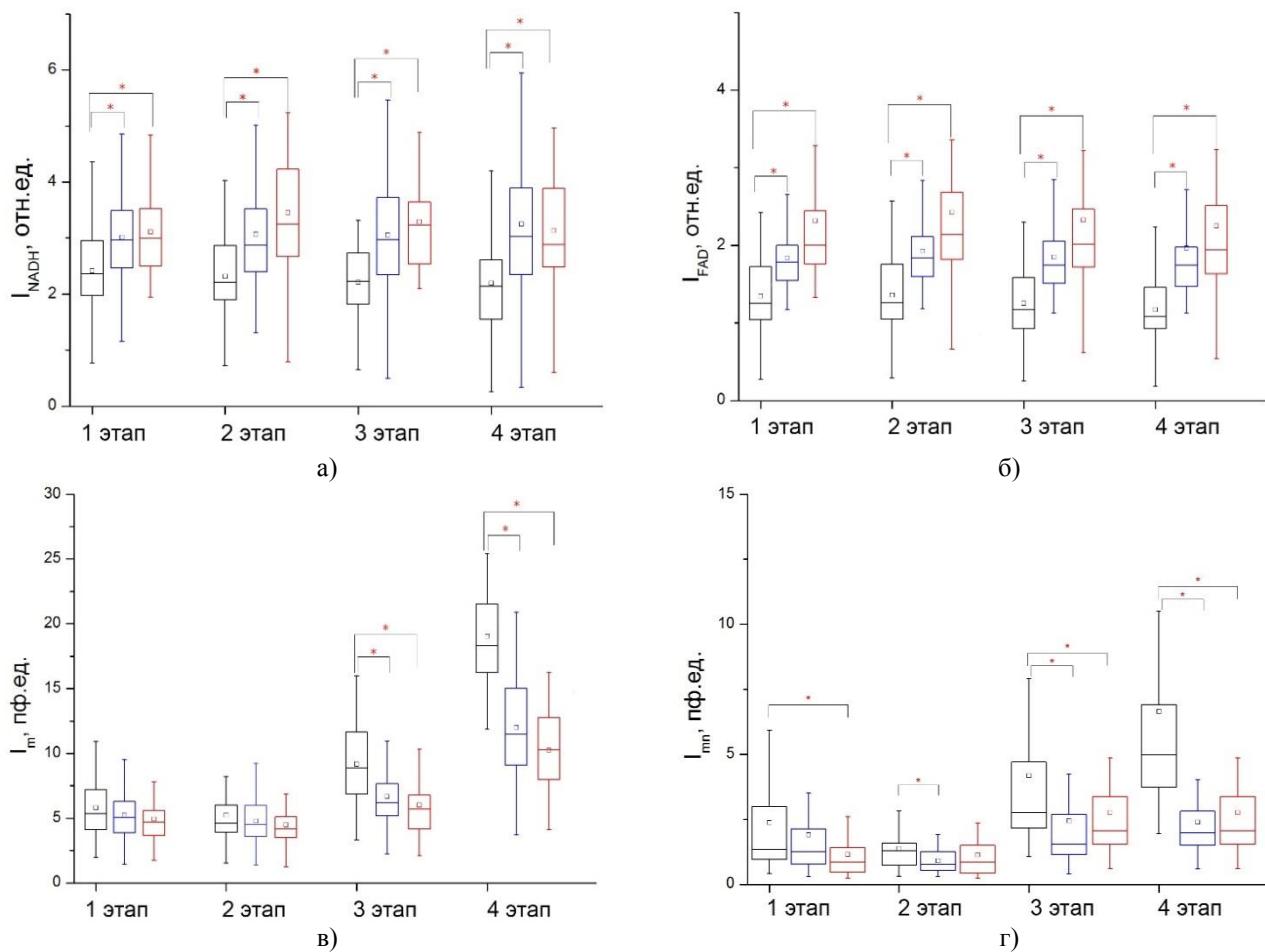
Также был предложен комплексный диагностический параметр, характеризующий метаболизм тканей и позволяющий оценивать состояние системы «доставка-потребление кислорода», показатель метаболизма тканей:

$$MR = \frac{RR}{I_m}.$$

Было проведено сравнение результатов, полученных в двух группах пациентов и в контрольной группе. Были выявлены статистически значимые различия (по критерию Манна-Уитни, $p<0,05$) для двух групп пациентов относительно контрольной группы во всех приведенных параметрах.

Было выявлено, что интенсивность флуоресценции коферментов $NADH$ и FAD для групп пациентов в целом больше по сравнению с контрольной группой (рисунок 2а, 2б). В то же время уровень перфузии для пациентов меньше, что особенно проявляется при тепловых пробах (рисунок 2в).

Уровень MR у пациентов выше по сравнению с условно-здоровыми добровольцами, что свидетельствует об уменьшенном количестве поставляемого кровью кислорода вследствие снижения нутритивного кровотока (рисунок 2г) и, как следствие, говорит о развитии процессов гипоксии и ишемии тканей.



* – статистическая значимость различий значений подтверждена с $p < 0,05$ по критерию Манна-Уитни

Рисунок 2 – Диаграммы размаха параметров (а – нормированная интенсивность флуоресценции $NADH$; б – нормированная интенсивность флуоресценции FAD ; показатель микроциркуляции I_m ; нутритивный кровоток I_{mn}), полученных в трех группах (1 – контрольная группа, 2 – пациенты без трофических нарушений, 3 – пациенты с трофическими нарушениями)

Предложенная методика проведения исследований позволяет выявлять не только наличие или отсутствие трофических нарушений, но и определять возможную причину их возникновения, оценивая процессы адаптации при тепловых пробах в динамике и сравнивая их с результатами, полученными в контрольной группе.

Так, например, для условно-здорового добровольца (мужчина, 55 лет) при фоновой записи наблюдается доминирование в нейрогенном диапазоне, а после оказания теплового воздействия (3 и 4 этапы исследования) доминируют эндотелиальные ритмы, что может свидетельствовать об увеличении количества вырабатываемых NO -эндотелием вазодилататоров при нагреве тканей.

Для пациента с сахарным диабетом без выявленных трофических нарушений (мужчина, 52 года) при фоновой записи наблюдается максимум колебаний в области нейрогенных осцилляций, при нагреве до $35^{\circ}C$ наблюдается доминирование колебаний в сенсорно-пептидергической области, что может свидетельствовать о возникновении процессов вазодилатации, но при дальнейшем нагреве до $42^{\circ}C$ доминируют нейрогенные осцилляции, что может свидетельствовать о недостаточном выполнении эндотелием функции вазодилатации и о развитии патологических процессов.

Для пациента с сахарным диабетом с выраженным трофическим нарушением (мужчина, 80 лет) наблюдается другая картина: во всех этапах исследования наблюдается доминирование миогенных осцилляций, что свидетельствует о протекании процессов вазоконстрикции и об отсутствии реакции испытуемого на оказываемое провокационное воздействие в виде тепловых проб.

Таким образом, совместное применение методов ЛДФ и ФС и использование вейвлет-преобразования при анализе ЛДФ-грамм позволяет не только на ранних стадиях прогнозировать развитие трофических нарушений и синдрома диабетической стопы, но и выявлять причины и локализацию возникновения этих нарушений.

Исследование выполнено при поддержке гранта Президента Российской Федерации для государственной поддержки молодых российских ученых – кандидатов наук № МК-7168.2016.8.

Библиографический список

1. Дрёмин, В.В. Возможности применения сочетанных методов оптической неинвазивной диагностики при исследовании жизнеспособности тканей нижних конечностей пациентов с сахарным диабетом / В.В. Дрёмин, Е.В. Дрёмина, Е.В. Жарких, Е.В. Потапова, Е.А. Алимичева, Г.И. Масалыгина, А.В. Дунаев // Фундаментальные и прикладные проблемы техники и технологии, 2016. – 1. – № 315. – 136-142.
2. Оптическая биомедицинская диагностика: в 2 т. Т. 2 / Пер. с англ. под ред. В. В. Тучина. М.: Физматлит, 2007. – 368 с.
3. Дунаев, А.В. Анализ индивидуальной вариабельности параметров в лазерной флуоресцентной диагностике / А.В. Дунаев, В.В. Дрёмин, Е.А. Жеребцов, С.Г. Палмер, С.Г. Соколовский, Э.У. Рафаилов // Биотехносфера, 2013. – № 2 (26). – С. 39-47.
4. Крупаткин, А.И. Функциональная диагностика состояния микроциркуляторно-тканевых систем: колебания, информация, нелинейность: руководство для врачей / А.И. Крупаткин, В.В. Сидоров. – М.: Книжный дом «ЛИБРОКОМ», 2013. – 496 с..
5. Dunaev, A.V. Investigating tissue respiration and skin microhaemocirculation under adaptive changes and the synchronization of blood flow and oxygen saturation rhythms // Physiological Measurement, 2014. – 35. – № 4. – 607-621. – ISSN 0967-3334; 1361-6579.

STUDY OF OXIDATIVE METABOLISM AND HEMODYNAMIC PARAMETERS IN THE DIAGNOSIS OF TISSUE VIABILITY LOWER LIMB PATIENTS WITH DIABETES

V.V. Dremin¹, E.V. Zharkikh¹, M.A. Filina¹, I.N. Makovik¹, E.V. Potapova¹, E.A. Zherebtsov¹, A.I. Zherebtsova¹, A.V. Dunaev¹, V.V. Sidirov², A.I. Krupatkin³

¹Orel State University, dremin_viktor@mail.ru

²SPE “LAZMA” Ltd

³Priorov Central Research Institute of Traumatology and Orthopaedics

The paper presents the results of the study of oxidative metabolism and hemodynamic parameters in the diagnosis of tissue viability lower limb patients with diabetes mellitus by laser Doppler flowmetry (LDF) and fluorescence spectroscopy (FS). LDF with 1064 nm laser light source and FS with excitation light of 365 nm and 450

nm have been used to monitor the blood perfusion and the content of coenzymes NADH and FAD. The possibility of using an adaptive wavelet analysis of signals recorded by laser Doppler flowmetry during the study of the oscillation of microcirculatory parameters via stress tests in the form of local heating test is shown.

Concluding, the proposed combined LDF and tissue FS approach allows to identify the significant violations in the blood microcirculation and metabolic activity for diabetes patients.



ПРИМЕНЕНИЕ ЭЛАСТОГРАФИИ СДВИГОВОЙ ВОЛНЫ ДЛЯ ДИАГНОСТИКИ ФИБРОЗА ПЕЧЕНИ В КЛИНИЧЕСКОЙ ПРАКТИКЕ ГЕПАТОЛОГИЧЕСКОГО ЦЕНТРА

Рыхтик П.И., Рябова Е.Н., Демин И.Ю., Загайнов В.Е.

ФБУЗ «Приволжский окружной медицинский центр Федерального медико-биологического агентства России»,
ryabova_elena_2011@mail.ru

Национальный исследовательский Нижегородский государственный университет им. Н.И. Лобачевского,
phdem56@gmail.com

Введение. В последние годы во всём мире отмечается значительный рост количества пациентов с хроническими диффузными заболеваниями печени, в том числе фиброзом и циррозом печени различной этиологии. Общепринятым «золотым стандартом» диагностики диффузных изменений ткани печени в медицине является пункционная биопсия печени, когда под местным обезболиванием специальной иглой через кожу выполняется прокол ткани печени для последующего морфологического исследования. Пункционная биопсия печени является инвазивной процедурой, сопровождается риском развития внутрибрюшного кровотечения, требует наличия специалиста, владеющего методикой проведения данного вмешательства и опыта врача-морфолога. В ряде случаев необходимо выполнение повторных биопсий для оценки эффективности проводимого лечения.

В связи с этими причинами всё большую востребованность в клинической практике приобретает ARFI-эластография печени, позволяющая с достаточной степенью достоверности верифицировать изменение структуры печени, как при первичном обследовании пациента, так и при последующем наблюдении.

Целью работы явилось изучение возможностей эластографии сдвиговой волны в сопоставлении с данными пункционной биопсии при хронических диффузных заболеваниях печени, у здоровых лиц и у пациентов, перенёсших трансплантацию печени для оценки степени развития фиброзных изменений в паренхиме трансплантата.

Материалы и методы. За период с января 2014 года по апрель 2016 года на базе ФБУЗ «Приволжский окружной медицинский центр ФМБА России» было обследовано 47 пациентов с применением метода эластографии. Пациенты были разделены на три группы. В первую группу вошли 6 человек практически здоровых лиц, которые рассматривались в качестве потенциальных родственных доноров фрагмента печени. Женщин в группе было 2 (33,3%), средний возраст 55,5±2,1 лет; мужчин 4 (66,7%), средний возраст 35±12,1 лет.

Вторую группу составили 24 пациента с циррозом печени вирусной HCV-этиологии - 7 (29,1%) пациентов, HBV-этиологии - 2 (8,3%), HBV+HCV-этиологии – 1 (4,2%), токсическим циррозом печени – 3 (12,5%), сочетанием токсического и вирусного ЦП – 5 (20,8%), аутоиммунным ЦП – 1 (4,2%), сочетанием аутоиммунного и первичного билиарного цирроза печени – 1 (4,2%), первичным билиарным циррозом печени – 3 (12,5%), болезнь Вильсона-Коновалова – 1 (4,2%). Женщин было 18 (75%), средний возраст 48,5±10,2 лет; мужчин 6 (25%), средний возраст 47±11,3 лет.

Третья группа объединила 17 пациентов, которым была выполнена трансплантации печени. Женщин в группе было 8 (47%), средний возраст 44,6±11 года; мужчин 9 (53%), средний возраст 40,5±15,3 лет.

Причиной, по которой пациентам была выполнена трансплантация печени, явился цирроз печени вирусной HCV-этиологии - 1 (5,9%) пациент, цирроз печени HBV+HCV-этиологии – 1 (5,9%), токсический цирроз печени – 1 (5,9%), сочетание токсического и вирусного цирроза печени – 1 (5,9%), аутоиммунный цирроз печени – 3 (17,5%), сочетание аутоиммунного и первичного билиарного цирроза печени – 1 (5,9%), первичный билиарный цирроз печени – 1 (5,9%), болезнь Вильсона-Коновалова – 1 (5,9%), криптогенный цирроз печени – 3 (17,5%), первичный склерозирующий холангит – 2 (11,8%), тотальный альвеококкоз печени – 2 (11,8%).

Результаты и обсуждение. Всем пациентам выполнялись комплексное ультразвуковое исследование, допплерография сосудов портальной системы и ARFI-эластография печени. В ходе клинического обследования патологии со стороны печени, желчевыводящих путей и сосудов портальной системы у пациентов первой группы – практически здоровых лиц – выявлено не было. В ходе обследования всем пациентам была выполнена ARFI-эластография печени в 5 различных точках паренхимы печени.

При выполнении эластографии сдвиговой волны у 100% пациентов первой группы был диагностирован фиброз печени F0-F1. Референтным методом для сравнения полученных результатов во всех трёх группах являлась чреспечёночная пункционная биопсия печени под УЗ-контролем, выполняемая через 1-2 суток после проведения эластографии. Практически здоровым лицам – потенциальным родственным донорам

фрагмента печени - функционная биопсия выполнялась для оценки качества паренхимы перед забором правой доли для трансплантации.

При ARFI-эластографии печени у пациентов второй группы из листа ожидания на трансплантацию фиброз печени F3 по классификации Metavir диагностирован у 1-го (4,2%) пациента, F3-4 – у 6-ти (25%), F4 – у 14-ти (70,8%). В ходе проведённого морфологического исследования ткани печени у пациентов с хроническими диффузными заболеваниями печени сформированный цирроз печени незначительной степени активности диагностирован у 1-го (4,2%) пациента, умеренной степени активности – у 22 (91,6%), выраженной – у 1 (4,2%), что соответствовало стадии F4 фиброза печени по Metavir.

При анализе данных ARFI-эластографии и биопсии печени у пациентов во второй группе расхождение диагностики стадии фиброза отмечено у 1 (4,2%) пациента. У 23 (95,8%) больных имело место полное совпадение стадии фиброза печени по классификации Metavir. В 95,8% случаев применения эластографии печени - стадия фиброза совпадала с данными морфологического исследования.

У пациентов с декомпенсированным циррозом печени, когда выполнение функционной биопсии противопоказано, ARFI-эластография является методом выбора неинвазивного подтверждения диагноза при решении вопроса о внесении больного в лист ожидания на трансплантацию печени.

За период с мая 2009 года по апрель 2016 года на базе ФБУЗ «Приволжский окружной медицинский центр ФМБА России» выполнено 58 ортоптических трансплантаций печени 57 реципиентам, в т.ч. 10 родственных трансплантаций и 48 пересадок от посмертного донора. С применением метода ARFI-эластографии было обследовано 17 пациентов после трансплантации печени, которые составили третью группу больных. Обследование проводилось в сроки от 6 месяцев до 6 лет после выполнения трансплантации. ARFI-эластография печени осуществлялась в сочетании с ультразвуковой допплерографией (УЗДГ) сосудов портальной системы. Данные УЗДГ сосудов портальной системы у пациентов после трансплантации печени соответствовали нормальным параметрам кровотока.

В ходе выполнения ARFI-эластографии исследовалась скорость сдвиговой волны (CCB) в 5 различных, произвольно взятых, точках паренхимы, на глубине 4-6 см. CCB у 11 (64,7%) пациентов составила $1,33 \pm 0,15$ м/с, что по классификации Metavir соответствовало стадии F0-F1 фиброза печени. У 4 больных CCB равнялась $1,8 \pm 0,12$ м/с, что согласуется со стадией F2 фиброза печени. У 2 (11,8%) пациентов CCB отмечена на уровне $2,5 \pm 0,11$ м/с, что совпадает со стадией F3 фиброза печени. Значений CCB, соответствующих стадии F4 фиброза печени отмечено не было.

Фиброз печени F2-F3 после трансплантации был выявлен у пациентов с реактивацией хронического вирусного гепатита С в трансплантате и с развитием «de novo» хронического вирусного гепатита, сопровождавшихся повышением уровня печёночных ферментов крови. Выраженный фиброз печени был отмечен у больных в сроки выше 5 лет после трансплантации и у пациентов с избыtkом массы тела на фоне приёма кортикоステроидов, как компонента иммуносупрессивной терапии.

Для сравнения полученных результатов выполнялась чрескожная чреспечёночная функционная биопсия трансплантата печени под УЗ-контролем, выполненная через 1-2 суток после ARFI-эластографии. Биопсия трансплантата выполнялась только тем пациентам, у которых по клинико-лабораторным данным было заподозрено развитие криза отторжения. Функциональная биопсия выполнена 4 (23,5%) больных, ни в одном из случаев криз отторжения не подтвердился. Морфологическое исследование ткани трансплантата в 100% случаев подтвердило данные, полученные при ARFI-эластографии.

Выводы. Стадия фиброза печени у практически здоровых лиц в 100% полностью совпадает с данными морфологического исследования.

Эластография сдвиговой волны является методом выбора неинвазивного подтверждения диагноза у 95,8% декомпенсированных пациентов (вторая группа), выполнение которым функциональной биопсии противопоказано при решении вопроса о внесении больного в лист ожидания на трансплантацию печени.

У пациентов третьей группы ARFI-эластография может являться методом выбора неинвазивного подтверждения диагноза фиброза печени после трансплантации и применима в комплексном мониторировании больных. Наличие нормальных допплерографических показателей кровотока в сосудах портальной системы не исключает развитие выраженных диффузных изменений у пациентов после трансплантации печени.

Таким образом, применение эластографии сдвиговой волны для диагностики фиброза печени является новым и весьма перспективным методом обследования пациентов.

Работа выполнена при поддержке гранта РНФ (№ 14-12-00882) и РФФИ (15-42-02586).

THE USING OF ELASTOGRAPHY FOR THE DIAGNOSIS OF LIVER FIBROSIS IN THE CLINICAL PRACTICE OF HEPATOLOGY CENTER

Rykhtik P.I., Ryabova E.N., Demin I.U., Zagaynov V.E.

Federal Institution of Health «Privolzhsky Regional Medical Center Federal Medical-Biological Agency of Russia»,

ryabova_elena_2011@mail.ru

Lobachevsky State University of Nizhny Novgorod, phdem56@gmail.com

We examined three groups of patients – apparently healthy, patients with liver cirrhosis of different etiology and patients after liver transplant. All patients were performed with complex abdominal ultrasound, Doppler ultrasound of

the portal system and elastography. All information is compared with puncture biopsy of the liver. According to elastography the group of apparently healthy the liver fibrosis F0-1 Metavir classification diagnosed in the 100% patients. According to elastography the second group the liver fibrosis F3 Metavir classification diagnosed in the 1st (4,2 %) patient, F3-F4 — in 6 (25 %), F4 — in 14 (70,8 %). After a liver biopsy in all patients has been diagnosed liver cirrhosis, which corresponded stage F4 liver fibrosis.

Divergence diagnostic stage fibrotic process in liver biopsy and elastography data recorded in one case, which was 4,2 %. In 95,8 % there has been a complete coincidence of liver fibrosis by Metavir. Elastography can improve the early non-invasive diagnosis of liver fibrosis and cirrhosis and confirm the diagnosis without performing a biopsy of the liver. Elastography can use for monitoring of liver fibrosis patients after liver transplant also.



УЛЬТРАЗВУКОВАЯ ЭЛАСТОГРАФИЯ ПО СКОРОСТИ СДВИГОВЫХ ВОЛН (ИЗМЕРЕНИЯ В МЯГКИХ БИОЛОГИЧЕСКИХ ТКАНЯХ)

Демин И.Ю.¹, Андреев В.Г.², Крит Т.Б.², Рыхтик П.И.³, Рябова Е.Н.³, Сафонов Д.В.³

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

²Физический факультет МГУ имени М.В.Ломоносова, г. Москва

³Приволжский окружной медицинский центр ФМБА России, г. Нижний Новгород

Цель: Визуализация и измерение упругости тканей становится одной из опций современной аппаратуры ультразвуковой диагностики. Наиболее перспективным методом измерения и картирования упругости тканей является метод, основанный на бесконтактном возбуждении и регистрации скорости сдвиговой волны. Целью работы является демонстрация возможностей и ограничений метода с использованием фантомов мягких биологических тканей, содержащих сферические и цилиндрические вставки различной упругости.

Материалы: Диагностическая система Verasonics с открытой архитектурой, позволяющая формировать импульсные последовательности для возбуждения и регистрации сдвиговых волн. Система укомплектована стандартным линейным датчиком L7-4, работающим на частоте 5 МГц.

Ультразвуковая система фирмы Siemens Acuson S2000 с датчиком 9L4.

Желатиновые фантомы с различными процентным содержанием желатина, разработанные и изготовленные в лаборатории «МедЛаб». Фантомы имели включения различной упругости и включения в виде пузырька с жидкостью, имитирующего кисту.

Калиброванные полимерные фантомы CIRS - Model 049A Elasticity QA, содержащие цилиндры и сферы на различной глубине от поверхности с различными диаметрами и значениями модуля Юнга в диапазоне от 5 до 80 кПа.

Методы: Измерены скорости сдвиговой волны в объеме фантомов и различных включениях. Сдвиговая волна возбуждалась как в центральной части неоднородности, так и на различных расстояниях от центра. Вычислены модули Юнга и проведено сравнение с значениями, данными производителями.

Результаты: Показано, что обе системы дают результаты, близкие к калибровочным значениям в неоднородностях с размерами 2- 4 см на глубине до 4 см. На больших глубинах

Siemens Acuson S2000 не работала. При измерениях вблизи края неоднородности отмечена значительная погрешность в определении модуля Юнга. Это связано с усреднением значений скорости волн, распространяющихся по двум направлениям от области возбуждения.

Погрешность модуля Юнга при измерениях в объектах с размерами менее 2 см возрастала и достигала 100%.

Киста не визуализируется эластографическим методом при фокусировке в ее центральную часть. Однако при фокусировке вблизи границы при использовании системы Siemens Acuson S2000 возможно получение значения, близкого к половине упругости тела фантома, что связано с алгоритмом измерения скорости сдвиговой волны.

Выводы: Определены область размеров неоднородностей и глубина их залегания, при которых результаты измерений модуля Юнга с помощью метода сдвиговой волны находятся в хорошем соответствии с калиброванными значениями. Выявлен ряд ограничений на измерения с помощью стандартной системы Siemens Acuson S2000: невозможно делать измерения на глубине выше 4 см, на малых объектах, сравнимых с длиной сдвиговой волны (4-6 мм) существенно падает точность определения модуля Юнга, пузырьки жидкости (кисты) не визуализируются эластографическим методом. Важно учитывать такие ограничения при использовании эластографического метода в практике. Желательно практикующим врачам – диагностам поработать на фантомах с калиброванными включениями, которые имеются в лаборатории МедЛаб, и которые она готова предоставить.

Работа выполнена при поддержке грантов РФФИ 15-42-02586 и 16-32-50001 мол_нр.

ULTRASOUND ELASTOGRAPHY, BASED ON THE MEASUREMENT OF THE VELOCITY OF SHEAR WAVE

Demin I.Yu., Andreev V.G., Krit T.B., Rykhtik P.I., Ryabova E.N., Safonov D.V.

Nizhny Novgorod State University, Nizhny Novgorod

Faculty of Physics, M.V.Lomonosov Moscow State University, Moscow

Volga District Medical Centre of the Federal Medical and Biological Agency of Russia, Nizhny Novgorod

The report presents the results of measurements of the velocity of shear waves and the elastic characteristics (shear modulus and Young modulus) carried out on test objects with a calibrated phantoms (Elasticity QA Phantoms, models 049 and 049A) and gelatin phantoms. The measurements were carried out on the basis of the Volga District Medical Centre an ultrasound system ACUSON S2000 (Siemens) and in the research laboratory "Medlab" (Nizhny Novgorod State University) by a research system with an open architecture V-1 Electronics (Verasonics).



К ВОПРОСУ О МЕХАНИЗМАХ НЕЙРОГЕННЫХ АРИТМИЙ СЕРДЦА (ОБЗОР)

А.А. Кузнецов, В.В. Чепенко

Владимирский государственный университет, e-mail: artemi-k@mail.ru

Введение. История вопроса. Нейрогенные аритмии сердца при заболеваниях нервной системы известны давно. В 1908 году М.В. Яновский отмечал резкое замедление сердечного ритма у больных с опухолями головного мозга и кровоизлияниями в центры блуждающего нерва [1]. В 1938 году R. Aschenbrenner и G. Bodechtel [2] фиксировали характерные морфологические нарушения участков электрокардиограмм (ЭКГ) молодых лиц без заболеваний сердца и патологией нервной системы и предположили существование связи между ними, а в 1941 году W. Penfield и T. Erikson [3] демонстрировали эпизоды пароксизмальной тахикардии при приступах височнной эпилепсии. В 1947 году E. Byer et al. [4] описали удлинение интервала Q-T и увеличение волны T при субарахноидальных кровоизлияниях. Субарахноидальным и внутримозговым кровоизлияниям были сопоставлены: удлинение интервала Q-T, увеличение размеров зубца T и появление зубца U [5]. Описаны случаи желудочковых экстрасистол (20%) и удлиненного интервала Q-T (13%) у больных менингитом, а удлинения интервала Q-T и у больных спонгиозной энцефалопатией [6 – 8]. Было обнаружено, что вероятность развития сердечных аритмий, как причины «внезапной сердечной смерти», растет при локализации патологического процесса в области ствола мозга [9].

Фатальная аритмия и остановка сердца вследствие дисфункции кардиореспираторных центров ствола мозга являются основными причинами смерти больных с черепно-мозговой травмой (ЧМТ) в остром периоде [10, 11]. В промежуточном и отдаленном периодах ЧМТ у больных регистрируются: синусовая тахи- и брадикардия, суправентрикулярная пароксизмальная тахикардия, синоатриальные блокады II ст. I типа, суправентрикулярная миграция водителя ритма, суправентрикулярная и желудочковая экстрасистолия [12]. На данный момент аритмии сердца и нарушения реполяризации выявляются у 90% больных с острой церебральной патологией при превалировании мозгового инсульта и ЧМТ. На ЭКГ таких больных отмечаются нарушения реполяризации, включая депрессию или подъем сегмента S-T [13 – 16]. Сердечная аритмия является наиболее вероятным кандидатом на роль механизма внезапной смерти при эпилепсии и ЧМТ [17 – 24].

Источники и механизмы нейрогенных аритмий сердца

Опыты с электрической стимуляцией структур головного мозга показали [25], что раздражение заднемедиального гипоталамуса сопровождается тахикардией, а воздействие на заднебоковые отделы вызывает политопные желудочковые аритмии. Гипоталамус не является единственным высшим центром регуляции деятельности сердца. Кора островка височной доли (insula Reili) обладает хронотропной организацией и может играть ведущую роль в патогенезе нейрогенных нарушений сердечного ритма и внезапной смерти [18]. Патологическая активация инсулярной коры независимо от ведущего этиологического фактора (инфаркт, эпилептический приступ, тяжелый эмоциональный стресс) вызывает нарушения реполяризации сердца и аритмии [18, 26]. Воздействие на правую инсулярную кору вызывает тахикардию, а воздействие на левую инсулярную кору – брадикардию [23]. Балансная роль инсулярной и инфралимбической коры заключается в ее влиянии на нижележащие кардиоваскулярные центры (гипоталамус, ядра мозгового ствола). Нарушение вегетативного баланса с повышением симпатической активности, приводит к развитию сердечной аритмии, а активация вагуса дает защитный антифибрилляторный эффект [19]. Одним из важнейших центральных механизмов активации симпатической нервной системы, является повышение уровня обмена норадреналина в

переднем мозге [27]. Вероятно [28], в основе пароксизмальных расстройств нервной и сердечно-сосудистой систем, таких как эпилепсия, мигрень и сердечные аритмии, могут лежать и общие патофизиологические механизмы, связанные с нарушением проницаемости ионных каналов клеточных мембран. Таким образом, взаимосвязь сердечных аритмий с патологией нервной системы обусловливается: напрямую – влиянием центральной нервной системы (контроль и управление), опосредованно – влиянием вегетативной нервной системы (регуляция) и комплексом патофизиологических механизмов мембранных нарушений в клеточных структурах сердца и мозга.

Концептуально возможны три типа кардиоцеребральных взаимоотношений: прямое индуцированное – влияние пароксизмальной активности головного мозга на изменения электрофизиологических свойств электропроводящей системы сердца (ЭПСС) с инициализацией пароксизмов; взаимно индуцированное – длительными приступами тахиаритмий нарушение церебральной гемодинамики с формированием патологической активности головного мозга, которая, в свою очередь, провоцирует аритмии; системное – с единым приобретенным или наследственным биохимическим механизмом формирования мембранных сдвигов в клеточных структурах с пароксизмальной биоэлектрической активностью в обеих системах [29].

Нервная экстракардиальная регуляция

Нервная экстракардиальная регуляция сердца осуществляется импульсами из ЦНС по блуждающим и симпатическим нервам. Подобно всем вегетативным нервам, сердечные нервы образованы двумя нейронами. Тела первых нейронов, отростки которых составляют блуждающие нервы (парасимпатический отдел автономной нервной системы), расположены в продолговатом мозге. Отростки этих нейронов заканчиваются в интрамуральных ганглиях сердца. Здесь находятся вторые нейроны, отростки которых идут к проводящей системе, миокарду и коронарным сосудам. Волокна правого блуждающего нерва распределяются преимущественно в правом предсердии и синусно-предсердном узле, иннервируя миокард и коронарные сосуды. Волокна левого блуждающего нерва передают влияния предсердно-желудочковому узлу. Стимуляция правого блуждающего нерва меняет частоту сердечных сокращений, левого – предсердно-желудочковое проведение.

Первые нейроны симпатической нервной системы, передающие импульсы к сердцу, расположены в боковых рогах пяти верхних сегментов грудного отдела спинного мозга. Отростки этих нейронов заканчиваются в шейных и верхних грудных симпатических узлах, где находятся вторые нейроны, отростки которых идут к сердцу. Большая часть симпатических нервных волокон, иннервирующих сердце, отходит от звездчатого узла.

Раздражение блуждающих нервов тормозит работу сердца вплоть до полной его остановки в диастолу. При электрическом раздражении периферического отрезка перерезанного блуждающего нерва происходит урежение сердечных сокращений (отрицательный хронотропный эффект) с одновременным уменьшением амплитуды сокращений (отрицательный инотропный эффект). При сильном раздражении снижается возбудимость мышцы сердца (отрицательный батмотропный эффект) с замедлением проведения возбуждения (отрицательный дромотропный эффект) вплоть до полной блокады проведения возбуждения в предсердно-желудочковом узле. Мышечные волокна предсердий обретают увеличенный мембранный потенциал (гиперполяризация водителей ритма). При продолжительном раздражении блуждающего нерва прекратившиеся сокращения сердца восстанавливаются (ускользание сердца из-под влияния блуждающего нерва).

При раздражении симпатических нервов ускоряется спонтанная деполяризация клеток – водителей ритма в диастолу, что ведет к учащению сердечных сокращений (положительный хронотропный эффект). Раздражение сердечных ветвей симпатического нерва улучшает проведение возбуждения в предсердно-желудочковом узле (положительный дромотропный эффект) и повышает пониженную возбудимость сердца (положительный батмотропный эффект). Симпатическая стимуляция усиливает в нем проведение возбуждения и тем самым укорачивает интервал между сокращениями предсердий и желудочков. При положительном инотропном эффекте восходящая часть кривой, отражающей сокращения предсердий и желудочков, бывает круче, помимо того, уменьшается интервал от начала сокращения до пика и увеличивается скорость расслабления миокарда.

Павлов И.П. (1887) обнаружил нервные волокна, усиливающие сердечные сокращения без заметного учащения ритма. Влияние «усиливающего нерва» на сократимость миокарда проявляется и при нарушениях сократимости – устранением альтернаций сокращений восстановлением до нормы.

При раздражении периферических отрезков блуждающих нервов в их окончаниях в сердце выделяется ацетилхолин, а при раздражении симпатических нервов норадреналин. Эти вещества являются медиаторами нервных влияний – прямыми агентами торможения и усиления деятельности сердца. Вызываемые раздражением симпатических волокон эффекты возникают через промежутки времени более 10 с, и продолжаются длительное время после окончания раздражения. При одновременном раздражении симпатических и блуждающих нервов преобладает действие на сердце блуждающих нервов.

Совокупность приведенных данных позволяет представить влияние нервной системы на ритм сердца как корректирующее. Ритм сердца зарождается в водителе ритма, а нервные влияния ускоряют или замедляют скорость спонтанной деполяризации клеток водителя ритма, влияя, на частоту сердечных сокращений.

Автономия и саморегуляция сердечно-сосудистой системы

В сердечно-сосудистой системе оптимально сочетаются централизованный контроль и управление, экстракардиальная регуляция и автономия и саморегуляция. Клеткам миокарда свойственна многоконтурная система авторегулирования, в которой оптимальные режимы отдельных звеньев определяются частотой электрических импульсов раздражения, поступающей на вход системы. Звеном, через которое опосредуются внешние воздействия и внутренняя биохимическая организация в отношении сокращения миокарда, является плато потенциала действия, а у гладкомышечных клеток кровеносных сосудов - медленная волна мембранныго потенциала. Факторами управления параметрами сократительного процесса служат мембранные электрические явления в клетках миокарда и гладкомышечных клетках сосудов. Клеточный саморегуляторный механизм зависимости силы сокращения от частоты стимуляции (хронотропия) является универсальным свойством, обеспечивающим адаптацию сердечной мышцы к различного вида нагрузкам. Инотропный эффект при одних только вариациях интервала между раздражющими стимулами обеспечивает двух-, трехкратный прирост силы сердечных сокращений [30].

Другим саморегуляторным фактором является активность клеток миокарда и гладкомышечных клеток сосудов в ответ на механическую деформацию структуры их возбудимой мембранны циркулирующей кровью («гетерометрический» механизм саморегуляции). Растворение гладкомышечных клеток сосудов, по скорости и амплитуде адекватное их физиологическому состоянию, вызывает деполяризацию клеточных мембран, возбудимость и реактивность к действию внешних и внутренних модуляторов активности (норадреналин, кислород, продукты метаболизма), обеспечивая синхронизированную деятельность клеточных элементов. Неадекватные величины растяжения ведут к снижению возбудимости клеточной мембранны, нарушают синхронизацию электрической активности отдельных клеток, приводя к уменьшению активного напряжения сосудистой мышцы. Не только быстрое растяжение, но и исходная длина гладкомышечных клеток сосудов является фактором влияния на величину сократительного ответа [31, 32]. Такой авторегуляторный механизм кровеносных сосудов обеспечивает формирование миогенного компонента тонуса сосудов в обычных условиях и частично регуляцию органного кровотока [30].

Гладкомышечные клетки сосудов – мишень для действия нервных импульсов и медиаторов, гормонов и других физически активных веществ, циркулирующих в крови, ее ионного состава, степени напряжения в ней кислорода и углекислого газа. На действие этих раздражителей они отвечают изменением степени поляризации клеточных мембран в виде различных вариаций медленной градиентной активности - высокочувствительного интегрального элемента, связующего клеточные саморегуляторные механизмы с экстраклеточными влияниями [32].

Изолированное сердце регулирует свою работу соответственно изменениям венозного притока и артериального сопротивления. Важнейшим фактором саморегуляции сердца является изменение притока к нему крови из вен. Именно с нервных импульсов, увеличивающих жесткость вен, начинается цепочка биохимических процессов, приводящих к увеличению ударного объема и систолического давления в левом желудочке, и повышению гидравлической мощности потока крови в области высокого давления [33].

Факт существования саморегуляции насосной функции сердца известен давно. Сила сокращений миокарда зависит от степени заполнения сердца кровью во время диастолы, т. е. от степени вызываемого напряжения волокон сердечной мышцы (O. Prank, 1895). Энергия сердечного сокращения зависит от величины конечного диастолического наполнения и является функцией растяжения мышечных волокон к моменту окончания диастолы (E.H. Starling, 1918). E. H. Starling считал, что механизм регуляции сердечного сокращения величиной конечного диастолического объема является ведущим, действующим при любых нагрузках на сердце независимо от того, задаются ли они венозным притоком или артериальным сопротивлением и в больших пределах изменений массы протекающей крови. Однако, наполнение кровью артериальной системы посредством насосной функции сердца регулируется двумя дублирующими механизмами его деятельности – собственными внутрисердечными и центральными, передаваемыми по волокнам блуждающего нерва. Поэтому результирующее действие блуждающего нерва при одной и той же силе раздражения может сопровождаться и противоположными реакциями (см. выше). Это связано со степенью наполнения сердца и сердечных сосудов кровью, т.е. с активностью собственного внутрисердечного нервного аппарата. При его переполнении или значительном наполнении раздражение волокон блуждающего нерва сопровождается появлением тормозных реакций. Напротив, при слабом наполнении сердца и, соответственно, слабом возбуждении mechanoreцепторов внутрисердечной нервной сети проявляются стимулирующие влияния.

Гомеометрический авторегуляторный механизм [34] определен изменением силы сердечного сокращения под влиянием артериального давления (АД) при неизменной длине волокон миокарда. Мощность сокращения желудочка изменяется пропорционально величине АД при неизменном ударном объеме и давлении в полостях сердца во время диастолы. Описанная зависимость мощности сокращений сердца от среднего давления в аорте наблюдается в широких пределах (от 40 – 50 до 130 – 150 мм рт. ст.), за пределами которых влияние становится противоположным. АД независимо от венозного регулирует мощность сокращения желудочка таким образом, что величина сердечного выброса после окончания переходного процесса остается постоянной в широких пределах изменений давления в аорте. Иными словами, развиваемая сердцем мощность изменяется под влиянием АД ровно в той степени, какая необходима для обеспечения постоянства сердечного выброса. Благодаря этому сердце способно в широких пределах регулировать развивающую мощность, сохраняя заданный приток ударный объем и не используя гетерометрических резервов. Ритмические сокращения

сердечной мышцы и сократительные реакции гладкомышечных клеток сосудов выполняют гомеостатическую функцию.

Сердцу свойствен и еще один авторегуляторный механизм. Ганглии внутрисердечной нервной системы являются нервными центрами, регулирующими тонус коронарных сосудов и все основные функции сердца (автоматизм, проведение возбуждения и сократимость миокарда) по типу периферических интракардиальных рефлексов [35]. В процессе осуществления кардио-кардиальных рефлексов, возникающих при повышении венозного притока, изменяются ритмика сердца, скорость и степень расслабления миокарда, сила сокращения и скорость атриовентрикулярного проведения. Увеличение скорости и степени расслабления миокарда и повышение скорости и силы сокращений как бы предваряют последующее увеличение венозного притока к сердцу и возникающий непосредственно в ответ на него кардио-кардиальный рефлекс. Этим рефлекторным влиянием сердце подготавливается к приему повышенного объема крови и последующему увеличению систолического выброса. Значит, рефлекторные реакции, осуществляемые через внутрисердечную нервную систему, способны создавать эффект "опережающего возбуждения". Регулируя коронарный кровоток, координируя работу правых и левых половин сердца, внутрисердечная нервная система мягко готовит его к реакции [35].

Система регуляции кровообращения – многоконтурная замкнутая система с множеством прямых и обратных нервных и гормональных связей. Начальное звено этой системы представлено многообразными рецепторными образованиями по всему сосудистому руслу. Сердце и стенки кровеносных сосудов снабжены многочисленными чувствительными нервными окончаниями, улавливающими тончайшие изменения кровенаполнения, давления и химизма крови. Рецепторные зоны являются источником колоссальной афферентной импульсации, поступающей в центральную нервную систему. Авторегуляторные механизмы сердца и кровеносных сосудов постоянно корректируются центральной нервной системой и ее высшим отделом – корой головного мозга. Единство автономного и централизованного управления особенно отчетливо проявляется на системном уровне. При действии стресс-факторов в процесс вовлекаются регуляторные уровни более высокого порядка [35 – 39].

Рефлексогенные зоны сосудистого русла не являются специализированными по отношению к изменениям работы сердца и тонуса сосудов. В зависимости от условий гемодинамики и характера раздражения с любого рецепторного поля можно получить двойственный эффект – учащение или замедление сердечного ритма, сужение или расширение кровеносных сосудов, повышение или понижение АД. Раздражение рецепторного аппарата сердечно-сосудистой системы и тканевых рецепторов является началом возникновения каскадного ответа либо в виде нарастающих, либо затухающих фазовых колебаний проницаемости гистогематических барьеров, состава и свойств интерстициальной жидкости, крови и лимфы, с усилением или ослаблением тонуса различных структур гемодинамического центра и изменением работы сердца и тонуса сосудов [40].

Возбуждение ряда эндокринных желез при рефлекторных реакциях усиливает активность мозгового слоя надпочечников, системы «гипофиз-кора надпочечников», инсулярного аппарата поджелудочной железы и нейрогипофиза, обеспечивая рефлекторную нейрогуморальную регуляцию обмена веществ и тканевого энергетического баланса. Функциональная разнородность реакций – необходимое условие обеспечения оптимального режима работы системы кровообращения. Отклонение от нормы регулируемого показателя – стимул к направленному смещению значений всех регулируемых показателей.

Список литературы

1. Кушаковский М.С. Аритмии сердца. – М.: Медицина. 1998. 640 с.
2. Aschenbrenner R., Bodechtel G. Ueber EKG veranderungen veihirntumorkranken / Klin Wochenschr. 1938. 17. P. 298.
3. Карлов В.А. Эпилепсия. – М.: Медицина. 1990. 336 с.
4. Byer E., Ashman, R. Toth L. A. Electrocardiogram with large upright T waves and long QT intervals // Am. Heart J. 1947. 33. P. 796.
5. Burch G. E., Meyers R., Abildskov J. A. A new electrocardiography pattern observed in cerebrovascular accidents // Circulation. 1954. 9. P. 719.
6. Mehta S.S., Kronzon I., Laniado S. Electrocardiograph changes in meningitis // Isr. J. Med Sci. 1974. V.10, 7. P. 748 – 752.
7. Matturri L., Valli G., Varesi C. [et al.]. Clinical and pathological features of brainstem involvement in Creutzfeldt-Jakob disease (CJD) // Ital. J. Neurol. Sci. 1993. 14. P. 93.
8. Valli G., Rossi L., Varesi C. [et al.]. Brain stem involvement and long QT interval in transmissible spongiform encephalopathy // Ann N Y Acad. Sci. 1994. 724. P. 363 – 366.
9. Rossi L., Matturri L. Clinic pathological approach to cardiac arrhythmias. – Torino. 1990. P. 92 – 280.
10. Fulton R.L., Voigt W.J., Hilakos A.S. Confusion surrounding the treatment of traumatic cardiac arrest // J. Am. Coll. Surg. 1995. V. 181. 3. P. 209 – 214.
11. Ramsay D.A., Shkruum M.J. Homicidal blunt head trauma, diffuses axonal injury, alcoholic intoxication, and cardio respiratory arrest: a case report of a forensic syndrome of acute brainstem dysfunction // Am. J. Forensic. Med. Pathol. 1995. V.16. 2. P. 107 – 114.

12. Шпрах В.В., Синьков А.В., Синькова Г.М. [и др.]. Церебральные нарушения ритма и проводимости сердца у больных с последствиями закрытой черепно-мозговой травмы // Неврол. журн. 2000. Т. 5, 1. С. 31 – 34.
13. Oppenheimer S.M., Hachinski V.C. The cardiac consequences of stroke // Neurol. Clin 1992. V. 10. 1. P. 167 – 176.
14. Davis T.P., Alexander J., Lesch M. Electrocardiography changes associated with acute cerebrovascular disease: a clinical review // Prog. Cardiovasc. Dis. 1993. V. 36. 3. P. 245 – 260.
15. Perloff J. K. Neurological Disorders and Heart Disease // In: Braunwald: Heart Disease: A Textbook of Cardiovascular Medicine. 1997. P. 1865 – 1885.
16. Sandercock P., Bamford J., Dennis M. [et al.]. Atrial fibrillation and stroke: prevalence in different types of stroke and influence on early and long term prognosis / Oxfordshire community stroke project. BMJ. 1992. N.305. P. 1460 – 1465.
17. Leestma J.E., Hughes J.R., Teas S.S. [et al.]. Sudden epilepsy deaths and the forensic pathologist // Am. J. Forensic Med. Pathol. 1985. V. 6. 3. P. 215 – 218.
18. Oppenheimer S.M., Wilson J.X., Guiraudon C. [et al.]. Insular cortex stimulation produces lethal cardiac arrhythmias: a mechanism of sudden death? // Brain Res. 1991. V. 550. 1. P. 115 – 121.
19. Natelson B.H., Chang Q. Sudden death. A neurocardiologic phenomenon // Neurol. Clin. 1993. V. 11. 2. P. 293 – 308.
20. Jallon P. Epilepsy and the heart // Rev. Neurol. (Paris). 1997. V. 153. 3. P. 173 – 184.
21. Natelson B.H., Suarez R.V., Terrence C.F. [et al.]. Patients with epilepsy who die suddenly have cardiac disease // Arch. Neurol. 1998. V. 55. 6. P. 857 – 860.
22. Syverud G. Electrocardiography changes and intracranial pathology // AANA J. 1991. V. 59. 3. P. 229 – 232.
23. Keller C., Williams A. Cardiac dysrhythmias associated with central nervous system dysfunction // J. Neurosci. Nurs. 1993. V. 25. 6. P. 349 – 355.
24. Schwarz S., Schwab S., Keller E. et al. Neurogenic disorders of heart and lung function in acute cerebral lesions // Nervenarzt. 1997. V. 68. 12. P. 956 – 962.
25. Бурцев Е.М. Церебральные аритмии сердца // Журн. невропатол и психиатр. 1993. Т. 93. №:6. С. 93 – 97.
26. Oppenheimer S.M., Cechetto D.F., Hachinski V.C. Cerebrogenic cardiac arrhythmias. Cerebral electrocardiography influences and their role in sudden death // Arch. Neurol. 1990. V. 47. 5. P. 513 – 519.
27. Esler M., Kaye D., Lambert G. [et al.]. Adrenergic nervous system in heart failure // Am. J. Cardiol. 1997. V. 80. 11A. P. 7 – 14.
28. Ptacek L.J. Channelopathies: ion channel disorders of muscle as a paradigm for paroxysmal disorders of the nervous system // Neuromuscular Disorder. 1997. V. 7. 4. P. 250 – 255.
29. Антюфьев В.Ф., Гузовский Е.В., Мякотных В.С. Характеристика биоэлектрической активности структур головного мозга у пациентов с различными видами тахиаритмий // Кардиология. 1992. Т. 92, № :4. С. 17 – 20.
30. Конради Г.П. Регуляция сосудистого тонуса. – Л.: Наука. 1973. 325 с.
31. Гуревич М.И. Сердечный выброс и его соотношение с другими параметрами гемодинамики. В кн.: Физиология сердечного выброса. – Киев: Наукова думка, 1970, С. 80 – 87.
32. Гуревич М.И., Берштейн С.А. Основы гемодинамики. – Киев: Наукова думка, 979. 230 с.
33. Хаютин В.М. Основная цель управления кровообращением, принципы и механизмы ее осуществления. В кн.: Физиология сердечного выброса. 1970. с. 5 – 19.
34. Sarnoff S.J., Mitchell J.H. The control of the function of the heart / In Handdook of Physiology. Section 2. The Cardiovascular System. V. 1. The Heart. – Washington, USA: Hamilton W.F. & Dow P. 1962. P. 489 – 532.
35. Косицкий Г.И., Червова И.А. Сердце как саморегулирующаяся система. – М.: Наука. 1968. 142 с.
36. Савицкий Н.Н. Биофизические основы кровообращения и клинические методы изучения гемодинамики. Л.: Медицина. 1974. 37 с.
37. Амосов Н.М., Лищук В.А., Пацкина С.А. [и др.]. Саморегуляция сердца. – Киев: Наукова думка. 1969. 157 с.
38. Хаютин В.М. Применение теории автоматического регулирования в физиологии (на примере кровообращения) / Вестник АМН СССР. 1964. № 2, с. 38.
39. Черниговский В.Н. Избранные труды. – Л.: Наука. 1969. 580 с.
40. Аничков С.В. Нейрофармакология. – М.: Медицина и здравоохранение. 1982. 383 с.

TO A QUESTION ON MECHANISMS OF NEUROGENIC ARRHYTHMIAS OF HEART (REVIEW)

Kuznetsov A.A., Chepenko V.V.

The Vladimir state university of a name of Alexander Grigor'evicha and Nikolay Grigor'evicha Stoletovych

In the form of the review of existing opinions, tendencies and directions of research the basic direct sources and mechanisms neurogenic arrhythmias of heart are considered. Nervous extra cardiac regulation influence is offered for

counting the basic on peak making an electric signal and correcting - on its phase component. Extra cardiac centralized control and management is accepted in norm optimum combined with inside intimate functions of heart by mechanisms of regulation: an autonomy and self-control.



ОСОБЕННОСТИ СИСТЕМ МОНИТОРИНГА ДВИГАТЕЛЬНОЙ АКТИВНОСТИ И РЕАБИЛИТАЦИИ ПАЦИЕНТОВ С НАРУШЕНИЕМ КРОВООБРАЩЕНИЯ ГОЛОВНОГО МОЗГА

Степанкевич В.Ю., Апоплонова И. А.

МГТУ им. Н.Э. Баумана

apollonova-i@bmsyu.ru

Работа посвящена разработке системы для реабилитации пациентов с нарушением мозгового кровообращения, как в клинических, так и в домашних условиях. Особенностью данной разработки является то, что она позволяет оценивать двигательную активность пациента и способность восстанавливать навыки, необходимые для самостоятельного проживания. К отличительным особенностям данной системы так же относятся: доступность работы с системой из – за простоты управления, быстрая настройка и приведение в рабочее состояние, стоимость гораздо ниже, чем у уже существующих лабораторий по анализу движений, возможность установки программного продукта на домашний ПК с Windows 8 и выше, и с USB 3.0.

В ходе анализа поставленной проблемы было показано, что от момента начала занятий, зависит скорость и эффективность восстановления утраченных навыков.

Проведённый сравнительный анализ рынка тренажёров показал, что на современном рынке присутствуют, как изделия исключительно для восстановления мышц, суставов, подвижности конечностей, направленная регуляция мышечного тонуса так и лаборатории по анализу движений. Все рассмотренные тренажёры и лаборатории имеют цену в несколько тысяч а иногда и миллионов долларов и не доступны не только семьям пациентов но и медицинским учреждениям.

Целью настоящей работы является создание системы, предназначенной для реабилитации и адаптации больных с нарушением мозгового кровообращения, которая будет сочетать в себе: простоту, высокотехнологичность и низкую стоимость.

Общий вид тренажёра изображён на рис.1 представляет собой систему из нескольких модулей: сенсора движений Kinect2.0, персонального компьютера и портативного пульсометра.



Рис.1 Общий вид тренажёра, предназначенного для реабилитации людей с нарушением кровообращения головного мозга.

Основным принципом работы системы является принцип сравнения упражнения, выполняемого пациентом с упражнением эталоном. Этalon формируется следующим образом: С помощью специальной программы записывается видеоклип с выполнением жеста. Движения выполняются пошагово. «Пошагово» здесь означает, что наша обученная модель позволит детектировать сам факт наличия выполненного движения(возвращая степень уверенности — было ли в данный момент времени движение).

После записи видеоклип обрабатывается по средствам выделения в нём правильно и неправильно выполненных жестов. После обработки эталон готов к сопоставлению с выполняемым пациентом движением и дальнейшему анализу. Выделяемое в эталоне «правильное выполнение движения» позволяет системе более точно передать информация для лечащего врача.

Во время тренировок необходимо контролировать физиологические параметры пациента для избегания перегрузок и ухудшения состояния. Для оценки функционального состояния пациента в состав системы входит пульсометр.

Алгоритм оценки выполняемого пациентом движения:

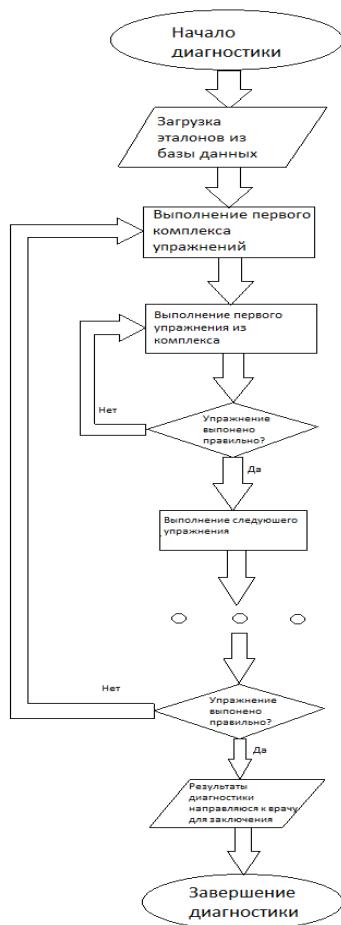


Рис.2 Алгоритм диагностики пациента

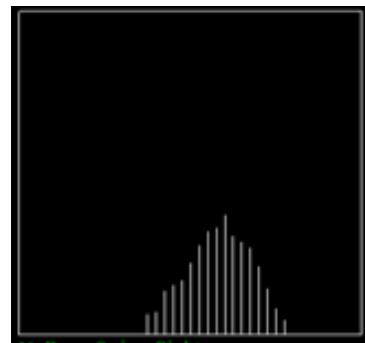


Рис.3 График результата сравнения

Данный график является тем примером нормального распределения Гаусса и отражает степень уверенности в том, что движение выполняется удовлетворительно в настоящий момент времени (ось абсцисс — время, ординат — степень совпадения).

Для клинического использования в перспективе планируется дополнить систему передвижным регулируемым штативом с закрепляемым на нём сенсором движений Kinect2.0 для лучшего «захвата» упражнений, выполняемых лежачими пациентами.

Список литературы

1. Кузнецова С. М., Возможности реабилитации больных с нарушением мозгового кровообращения. Режим доступа: <http://www.health-ua.org/archives/health/396.html> (дата обращения 23.01.2015)
2. Большая медицинская энциклопедия. Режим доступа: http://doktorland.ru/narusheniya_mozgovogo_krovoobrascheniya.html (дата обращения: 24. 01. 2015)
3. Тренажёры для реабилитации после инсульта. Режим доступа: <http://medinsult.ru/vosstanovlenie/trenazhery-posle-insulta.html> (дата обращения 16. 07. 2014)

4. Википедия. Kinect. Режим доступа: <https://ru.wikipedia.org/wiki/Kinect> (дата обращения 24.01.2015)
5. Жорина Л. В., Змиевской Г.Н. Основы взаимодействия физических полей с биообъектами/ под ред. С.И. Щукина М.: МГТУ им. Баумана, 2014. 374 с.
6. Лечебная физкультура при нарушении мозгового кровообращения. Этапы. Режим доступа: <http://medbe.ru/materials/lechebnaya-fizkultura/lechebnaya-fizkultura-pri-narushenii-mozgovogo-krovoobrashcheniya-etapy/> (дата обращения 23. 01. 2015)
7. Виленский Б.С. Неотложные состояния в невропатологии. М.: Медицина, 1986. 304 с.
8. Нехина А.А., Князев Б.А., Кашапова Л.Х., Спиридов И.Н. Использование онтологической модели знаний и программных средств сенсора Kinect описания позирования человека // Биомедицинская радиоэлектроника 2012 № 12. С. 54-60
9. Спиридов И.Н. Биометрические технологии идентификации личности и безопасность государства. М: Инфофорум, 2011. Т. 57. С. 25-30
10. Нехина А.А. Разработка автоматизированной системы измерения двигательной активности тела человека. М: Общеуниверситетская НТК "Студенческая научная весна – 2012" М.: МГТУ им. Н.Э. Баумана, 2012. Том XII. В 5ч. Ч 4. С. 257-262

FEATURES OF PHYSICAL ACTIVITY MONITORING AND REHABILITATION OF PATIENTS WITH IMPAIRED BRAIN CIRCULATION

Apollonova I.A., Stepankevich V.Y.

The causes of cerebral circulatory disorders, their consequences and rehabilitation techniques. We have been analyzed modern technical means of rehabilitation of the patient. Revealed their shortcomings and proposed simulator characteristics, capable of not only restoring motor activity of the patient, but also to educate the patient lost skills and diagnose their presence. The algorithm of the patient's rehabilitation it was developed.

**ИССЛЕДОВАНИЕ ПАРАМЕТРОВ КАПИЛЛЯРНОГО КРОВОТОКА МЕТОДОМ ВИДЕОКАПИЛЛЯРОСКОПИИ**

Волков М.В., Кострова Д.А., Маргарянц Н.Б., Пименов А.Ю.
Университет ИТМО, fosp@grv.ifmo.ru

Методы анализа параметров капиллярного кровотока используются в биомедицине для исследования состояния здоровья пациентов и диагностики различных заболеваний, таких как сахарный диабет, системный склероз, синдром Рейно, артрит, псориаз [1-3]. Данные заболевания приводят к изменению формы капилляров, изменению скорости капиллярного кровотока при различных воздействиях на пациента, а также к изменению диаметров капилляров.

Известно большое количество различных бесконтактных методов исследования кровотока, основанных на эффекте Допплера, термографии, томографии, фотоплетизмографии [2]. Данные методы позволяют восстанавливать усредненные параметры кровотока по заданному объему ткани, при этом для диагностики заболеваний часто требуются локальные параметры кровотока для выбранного капилляра.

Метод компьютерной видеокапилляроскопии [1, 3], основанный на анализе последовательности видеокадров кровотока для выбранного капилляра, позволяет исследовать локальные параметры капиллярного кровотока. В качестве области наблюдений чаще всего используется ногтевое ложе пальцев рук. В данной области капилляры расположены параллельно поверхности кожи.

На рис. 1 приведены схема и фотография одного из вариантов экспериментальной установки, предназначенной для регистрации капиллярного кровотока ногтевого ложа. Установка состоит из светосильного микрообъектива с апертурой 0.12, обеспечивающего измерения с боковой подсветкой, осветителя, проекционного объектива и высокоскоростной видеокамеры IDS. Предельный размер линейного поля в плоскости наблюдения составляет 1 мм. Камера подключается через интерфейс USB 3.0 и при высокоскоростной съемке (до 400 кадров/с) размер захватываемого кадра приходится уменьшать, что приводит к ограничению размера линейного поля в плоскости наблюдения до 0.25-0.5 мм. Линейное оптическое увеличение установки составляет 11.3x. Разрешающая способность установки составляет 2.8 мкм, что обеспечивает различие отдельных эритроцитов при наблюдении капиллярного кровотока.

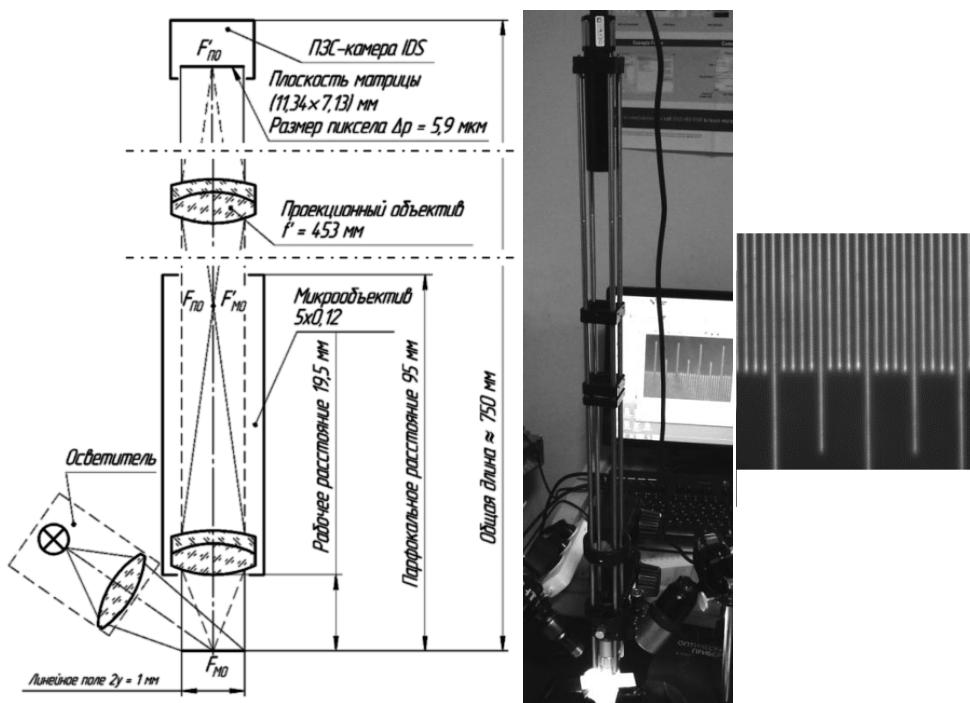


Рис. 1. Схема, фотография установки, предназначенной для регистрации капиллярного кровотока ногтевого ложа, изображение миры с делением 10 мкм

Установка обеспечивает регистрацию экспериментальных данных в виде последовательностей видеокадров капиллярного кровотока ногтевого ложа, рис. 2. Из-за особенностей объекта измерения в полученных видеокадрах возможно смещение наблюдаемых капилляров и флюктуации яркости видеокадров.

Методика обработки данных и восстановления скорости капиллярного кровотока заключается в выполнении следующих операций:

- 1) предварительная обработка, компенсация помех матрицы видеокамеры, компенсация фона видеокадров, выравнивание яркости и контрастирование, рис. 3;
 - 2) совмещение изображений капилляра для всей последовательности видеокадров с использованием метода полнокадрового совмещения с несколькими опорными кадрами [4, 5], рис. 4, 5;

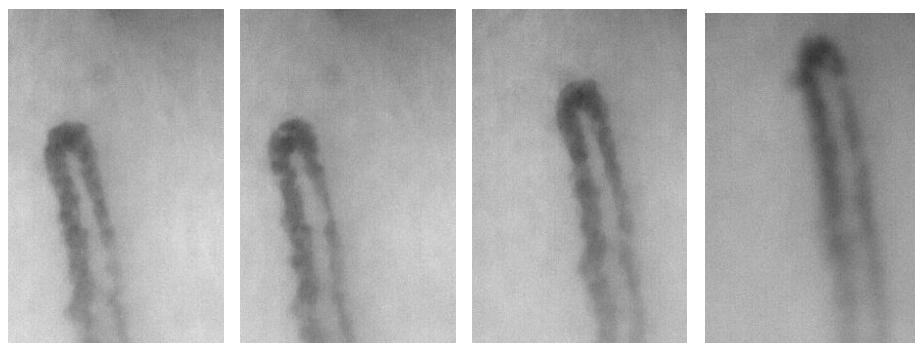


Рис. 2. Зарегистрированная последовательность видеокадров капиллярного кровотока (0, 10, 150 и 1300 кадры)



Рис. 3. Результат предварительной обработки видеокадров, произведено подавление помех камеры, компенсация фоновой составляющей и контрастирование

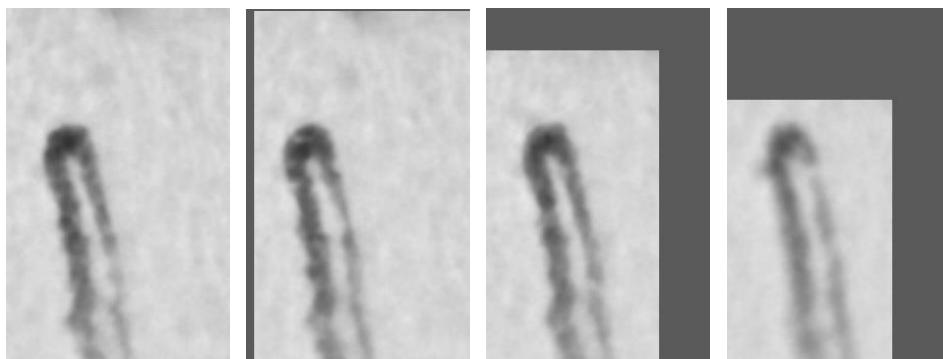


Рис. 4. Детектированные смещения в процессе стабилизации и компенсации дрейфа видеокадров

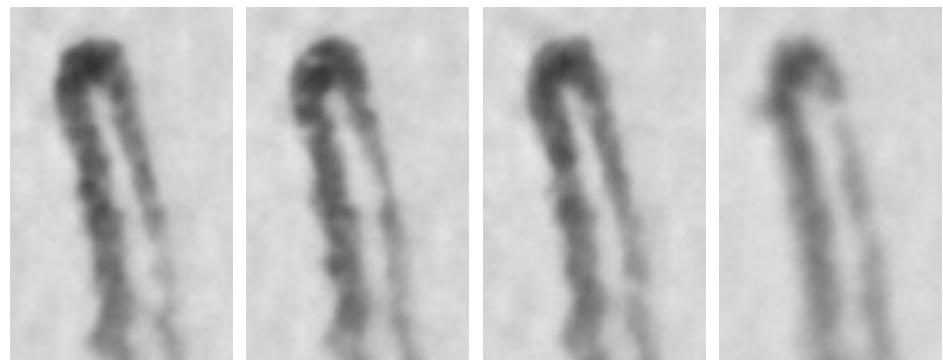


Рис. 5. Последовательность видеокадров с совмещенными изображениями капилляра

- 3) вычисление синтезированного усредненного изображения капилляра, оконтуривание капилляра, рис. 6;
- 4) вычисление скомпенсированных изображений капилляра, рис. 7;
- 5) восстановление усредненного во времени вектора скорости капиллярного кровотока, вычисление координат точек трека капилляра, после построения трека капилляра возможно вычисление диаметра капилляра, рис. 8;
- 6) вычисление локальной скорости капиллярного кровотока в каждой точке трека капилляра в каждый момент времени, что позволяет восстановить изменение средней по капилляру скорости кровотока во времени, рис. 9.

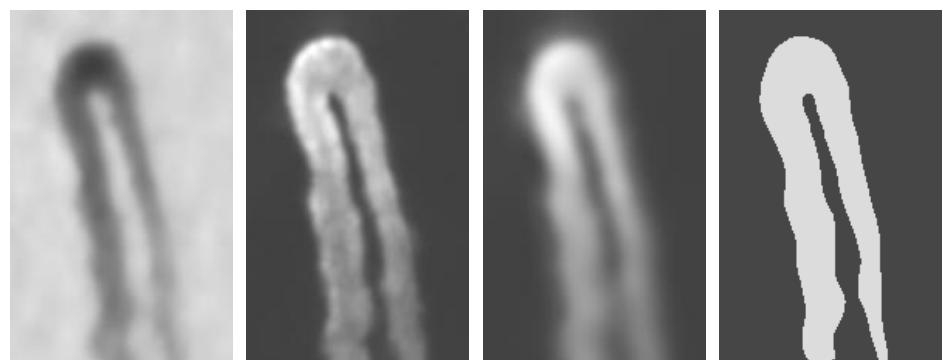


Рис. 6. Результаты вычисления усредненного изображения капилляра, СКО изменения яркости в каждой точке кадра, синтезированного изображения капилляра и границы капилляра

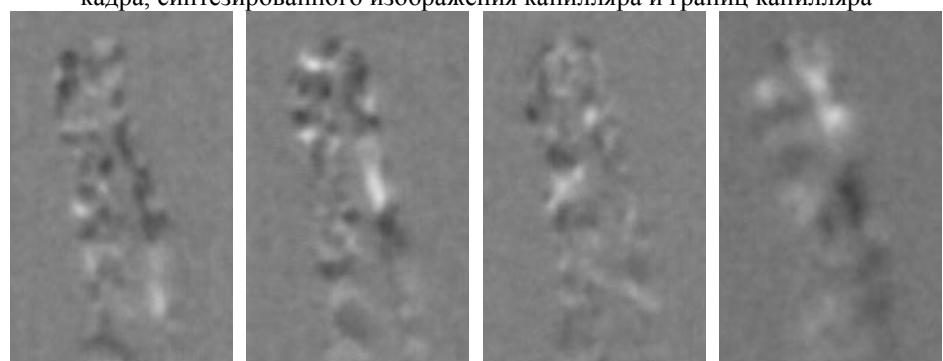


Рис. 7. Результаты локальной компенсации фона вдоль капилляра

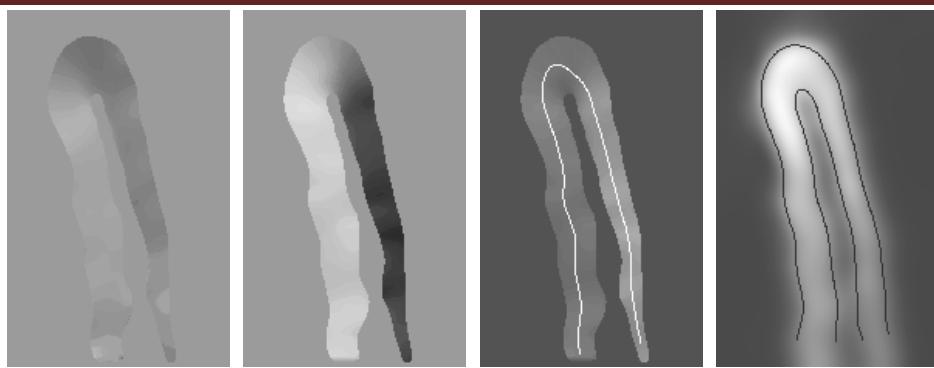


Рис. 8. Компоненты dx , dy усредненной по времени скорости в капилляре, средняя скорость в капилляре с восстановленным треком капилляра, результат вычисления диаметра капилляра

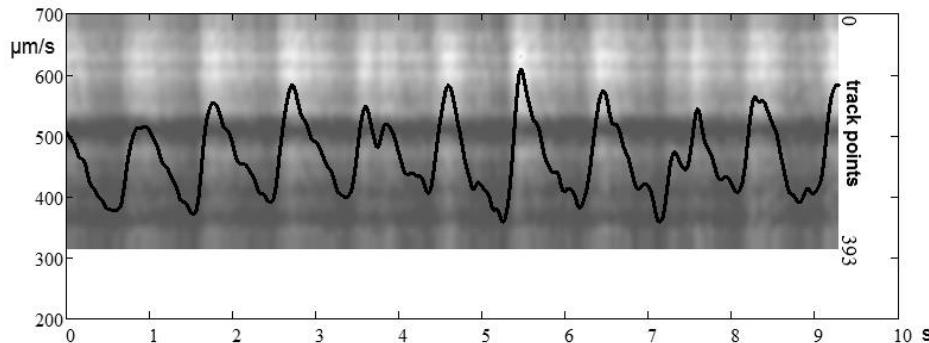


Рис. 9. Карта локальной скорости капиллярного кровотока (мкм/с) в каждой точке трека капилляра в каждый момент времени и изменение во времени средней по капилляру скорости кровотока

В работе представлена экспериментальная установка, обеспечивающая регистрацию капиллярного кровотока в виде последовательности видеокадров. Показано, что предложенная методика обработки данных позволяет восстанавливать параметры капиллярного кровотока, такие как локальная скорость и диаметр капилляра.

Список литературы

- [1] M. Cutolo, C. Pizzorni, M. E. Secchi, A. Sulli Capillaroscopy // Best Practice & Research Clinical Rheumatology. 2008. – Vol. 22. – No. 6. – P. 1093-1108.
- [2] J. Allen, K. Howell Microvascular imaging: techniques and opportunities for clinical physiological measurements // Physiol. Meas. 2014. – 35. – R91-R141.
- [3] Yu. Gurfinkel, O. Suchkova, M. Sasonko, A. Priezzhev Implementation of digital optical capillaroscopy for quantifying and estimating the microvascular abnormalities in type 2 diabetes mellitus // Proc. of SPIE. 2016. – Vol. 9917. – P991703-1 – 991703-8.
- [4] K. Karimov, M. Volkov The phase correlation algorithm for stabilization of capillary blood flow video frames // Proc. of SPIE. 2015. – Vol. 9528. – P952810-1 - 952810-1.
- [5] К. Каримов, М. Волков Анализ применимости алгоритма фазовой корреляции при стабилизации последовательностей видеокадров капиллярного кровотока // Научно-технический вестник информационных технологий, механики и оптики. 2015. – Т. 15. – № 3. – С. 365-372.

INVESTIGATION OF CAPILLARY BLOOD FLOW PARAMETERS BY VIDEOCAPILLAROSCOPY METHOD

Volkov M.V., Kostrova D.A., Margaryants N.B., Pimenov A.Yu.
ITMO University, fosp@grv.ifmo.ru

Setting for capillary blood parameters investigation by videocapillaroscopy method is presented. Parameters of presented setting are considered. Experimental video frames of capillary blood flow received by considered setting are presented. Data processing method for local blood flow velocity estimation is presented.

ВОЗМОЖНОСТИ УЛЬТРАЗВУКОВЫХ КОНТРАСТОВ ПРИ ОЧАГОВОЙ ПАТОЛОГИИ ПЕЧЕНИ

Буланов М.Н., Буренко А.В., Павлова Н.С., Зирин А.Г.

ГБУЗ ВО «Областной клинический онкологический диспансер», Владимир
ФГБОУ ВПО «Новгородский ГУ им. Ярослава Мудрого», Великий Новгород

doctorbulanov@gmail.com

Актуальность: В последние годы появилось большое количество международных публикаций, свидетельствующих об эффективности использования ультразвуковых контрастов при очаговой патологии печени. Ввиду недавнего начала использования ультразвуковых контрастов в России (2-я половина 2014 года), отечественных работ, посвященных этой теме, еще очень мало.

Цель: Изучить возможности ультразвукового контрастного средства при дифференциальной диагностике очаговых образований печени. **Материалы и методы:** Обследовано 22 больных с очаговыми поражениями печени: фокальная узловая гиперплазия – 6 (27%); гемангиома – 8 (36%); метастатические опухоли - 7 (32%) (первичные опухоли: колоректальный рак – 4 больных, рак яичников - 2, рак молочной железы - 1); рецидив гепатоцеллюлярной карциномы - 1 (5%). Всем больным также проводилась мультиспиральная компьютерная томография с болюсным контрастированием (МСКТ с БК). Пациентам с диагнозом гемангиома печени морфологическая верификация не проводилась (подтверждением диагноза считались результаты МСКТ с БК), у всех остальных больных диагноз подтвержден морфологически при тонкоигольной пункционной биопсии под контролем эхографии с последующим цитологическим исследованием. Применялся ультразвуковой сканер Voluson E8 Expert (GE, Австрия), оснащенный блоком визуализации с контрастированием, с использованием абдоминального конвексного датчика C1-5-D, поддерживающего режим контрастирования. Все очаговые образования печени первоначально визуализировались в В-режиме в сочетании с цветовой/энергетической допплерографией, при этом давалось заключение о предположительном морфологическом характере образования. Затем по стандартной методике внутривенно болюсно вводилось 2.5 мл суспензии лиофилизата «Соновью» (Bracco, Швейцария) с одновременным включением хронометра контрастирования. Накопление и вымывание контраста оценивалось в течение 5 минут с учетом артериальной, порталной и отсроченной венозной фаз. накопления контраста. **Результаты:** Чувствительность и специфичность ультразвукового исследования в В-режиме в сочетании с цветовой/энергетической допплерографией и ультразвукового исследования с болюсным контрастированием составили соответственно для фокальной узловой гиперплазии – чувствительность 83% и 100%, специфичность 94% и 100%; гемангиомы – 88% и 100%, 93% и 100%; метастатических опухолей - 86% и 100%, 93% и 100%; рецидива гепатоцеллюлярной карциномы - 100% и 100%, 100% и 100%; в целом для всех очаговых образований печени 86% и 100%, 96% и 100%. **Выводы:** при дифференциальной диагностике доброкачественного или злокачественного происхождения предварительно уже визуализируемых эхографически очаговых образований печени, использование ультразвукового контраста может быть использовано в качестве альтернативы МСКТ.

THE ABILITY OF ULTRASOUND CONTRASTS WITH FOCAL LESIONS OF THE LIVER

M.N. Bulanov^{1, 2}, A.V. Burenko, N.S. Pavlova, A.G. Zirin

¹Vladimir Oncologic Clinic

²Institute of Medical Education, Yaroslav-the-Wise Novgorod State University, Veliky Novgorod

Actuality: In recent years, a large number of international publications, evidence of the effectiveness of using ultrasound contrasts with focal lesions of the liver. **Objective:** To study the possibility of ultrasound contrast in the differential diagnosis of focal liver lesions. **Materials and Methods:** The study involved 22 patients with focal liver lesions: focal nodular hyperplasia - 6 (27%); hemangioma - 8 (36%); metastatic tumors - 7 (32%). All patients were also conducted multislice computed tomography with contrast bolus (MSCT with BC). Patients with a diagnosis of liver hemangioma morphological verification was not conducted (confirmation of a diagnosis of MSCT with BC were considered), for all other patients, the diagnosis was confirmed morphologically with fine-needle biopsy under ultrasound control, followed by cytology. We used ultrasound scanner Voluson E8 Expert (GE, Austria), equipped with contrast imaging unit. All focal liver lesions initially visualized in B-mode, combined with the color / power Doppler. Then was administered intravenously 2.5 ml of a suspension of the «SonoView» (Bracco, Switzerland). Accumulation and washout of contrast evaluated for 5 minutes including the arterial, portal venous phase and late venous phase. **Results:** The sensitivity and specificity of ultrasound B-mode combined with color / power Doppler and ultrasound with contrast «SonoView» were respectively for focal nodular hyperplasia - a sensitivity of 83% and 100%, specificity of 94% and 100%; hemangioma - 88% and 100%, 93% and 100%; metastatic tumors - 86% and 100%, 93% and 100%; generally for all focal liver formations 86% and 100%, 96% and 100%. **Conclusion:** for the differential diagnosis of benign or malignant origin already visualized echographically focal liver lesions, the contrast ultrasound can be used as an alternative to MSCT.

БРАХИТЕРАПИЯ: ПЕРСПЕКТИВНЫЕ РАДИОНУКЛИДЫ

Белянов А.А.

Московский государственный университет имени М.В. Ломоносова,
belyanov@cern.ch

Брахитерапия - вид лучевой терапии, при котором радиоактивный материал, запаянный в иглах, капсулах, проводах или катетерах, размещается внутри или вблизи опухоли [1]. Традиционными радионуклидами для брахитерапевтических источников считаются ^{60}Co , ^{131}Cs и др. Радиоактивный материал источника описывается такими параметрами, как энергия испускаемых фотонов и период полураспада. Радионуклид, идеально подходящий на роль брахитерапевтического источника, должен обладать рядом свойств. Во-первых, его получение должно быть экономически целесообразным. Во-вторых, он должен быть нетоксичным и иметь большой период полураспада (для временной брахитерапии). Спектр его излучения должен лежать в диапазоне 300-600 кэВ.

Поиск перспективных радионуклидов осуществляется в несколько этапов. Отправной точкой служит отбор в базе Брукхейвенской национальной лаборатории NuDat [2] элементов с периодом полураспада, лежащим в диапазоне от 10 дней до 100 лет. Вклад линий гамма-излучения с энергией более 10 кэВ должен быть не менее 10 процентов от общей интенсивности. Также изучаются дочерние ядра, поскольку их характеристики могут повлиять на параметры источника в целом. Отбираются элементы, дочерние ядра которых или стабильны, или обладают значительно отличающимся от материнского ядра периодом полураспада. Это делается для упрощения учёта изменения мощности дозы во времени.

Следующим этапом является изучение поведения отобранных радионуклидов при помощи среды ядерного моделирования GEANT. В моделируемой среде точечный источник помещается в центре водного фантома, представленного шаром с диаметром в 1 м. Рассчитывается поглощённая доза $D(r)$ в концентрических сферических слоях толщиной 1 мм, проводится вычисление дозового ядра $PDK(r)$.

Третий этап предполагает изучение способов получения рассматриваемых радионуклидов и их стоимость. Проводится моделирование ядерных реакций по получению радионуклидов в среде TALYS. Свойства отобранных радионуклидов проверяются путём моделирования поведения брахитерапевтической капсулы с радионуклидом в среде GEANT.

Результатом работы является создание методики отбора новых потенциальных радионуклидов для применения в брахитерапии. В настоящее время выполнены первые два этапа поиска. По их выполнении были отобраны следующие радионуклиды: ^{22}Na , ^{46}Sc , ^{54}Mn , ^{56}Co , ^{58}Co , ^{65}Zn , ^{73}As , ^{74}As , ^{75}Se , ^{83}Rb , ^{85}Sr , ^{88}Y , ^{99}Rh , ^{102}Rh , ^{103}Ru , ^{113}Sn , ^{125}Sb , ^{134}Cs , ^{139}Ce , ^{141}Ce , ^{143}Pm , ^{144}Pm , ^{147}Eu , ^{146}Pm , ^{150}Eu , ^{151}Gd , ^{152}Eu , ^{154}Eu , ^{159}Dy , ^{160}Tb , ^{168}Tm , ^{175}Hf , ^{181}Hf , ^{183}Re , ^{185}Os , ^{195}Au , ^{202}Tl , ^{207}Bi .

Литература

1. <http://www.cancer.gov/publications/dictionaries/cancer-terms?cdrid=45151> National Cancer Institute Dictionary of Cancer Terms // Словарь онкологических терминов Национального Института Рака (на английском)
2. <http://www.nndc.bnl.gov/nudat2/> NuDat, Brookhaven National Laboratory

BRACHYTHERAPY: PERSPECTIVE RADIONUCLIDES

Belianov A.A.

Lomonosov Moscow State University, Moscow

The paper presents an approach to finding new radionuclides for brachytherapy. Suggested method includes several stages, such as selection proper isotopes from the NuDat database, simulation using Geant and TALYS software packages. As a result, the research offers several candidates that could be reviewed to determine the possibility of their use as radionuclides for brachytherapy.

ДВА ПОДХОДА К ОЦЕНКЕ ЭФФЕКТИВНОСТИ ПРОТИВООПУХОЛЕВОЙ ТЕРАПИИ

Григорьева Е.П.
Московский технологический университет,
soubi421416@yandex.ru

Реальность такова, что многие, даже весьма эффективные методы диагностики и лечебного воздействия, не могут быть применены на практике в связи с дорогоизной экспериментов и внедрения метода в клинических условиях. В современных условиях, когда экономическая ситуация в мире нестабильна, особенную актуальность приобретают экономическая эффективность и целесообразность проводимых экспериментов, клинических испытаний и непосредственного лечения больного. В случае онкологических заболеваний на сегодняшний день применяют три основных метода лечения: хирургическое удаление сформировавшейся опухоли; химиотерапия, использующая различный набор препаратов; радиотерапия, основанная на действии радиоактивного излучения извне. Однако практика показывает, что совокупность этих методов малоэффективна по ряду причин. Химиотерапия и радиотерапия (лучевая терапия) могут применяться в различных комбинациях. Однако все они действуют не только на опухолевые клетки, но в большей или меньшей степени повреждают здоровые ткани организма, т.е. являются высоко токсичными. Поэтому их применение требует проведения сопутствующей терапии для компенсации токсических повреждений в организме, зачастую – пересадку костного мозга. С помощью такого лечения в клинике достигается сравнительно небольшой период ремиссии (порядка пяти лет), после чего необходим повторный курс лечения. В результате, такой подход к лечению стоит больших финансовых затрат, а также серьезно подрывает здоровье пациента и уменьшает общую продолжительность жизни.

В связи со всем вышесказанным в последние десятилетия активно изучаются новые технологии борьбы с онкологическими заболеваниями, связанные со стимуляцией иммунной защиты самого организма опухоленосителя. Новые технологии основываются на использовании различных способов маркировки опухолевых клеток организма опухоленосителя, после чего иммунная система организма начинает воспринимать их как чужеродные тела. Таким образом, происходит стимуляция иммунной системы против собственных опухолевых клеток. В результате происходит выработка антител, специфичных тому виду опухолевых клеток, носителем которых является организм. Преимуществом методов иммунной терапии является отсутствие токсических эффектов, связанных с поражением нормальных здоровых тканей организма. Как следствие этого исключаются дополнительные сопутствующие лечебные воздействия для ликвидации токсических поражений организма после противоопухолевой терапии. Таким образом применение новых высокотехнологичных методов противоопухолевой иммунной терапии снижает затраты на лечение и является значительно более эффективным, что увеличивает продолжительность жизни организма опухоленосителя.

В настоящее время вступил в силу закон, по которому для каждого метода противоопухолевой терапии необходимо проводить комплексную оценку эффективности противоопухолевых лекарственных препаратов и методов лечения. Цель принятого закона направлена на активизацию разработки высокотехнологичных методов лечения онкологических заболеваний. Критерием оценки эффективности применения противоопухолевых препаратов является экономическая эффективность использования данного метода лечения в клинике. Экономический критерий будет учитывать количество койко-дней, требующихся для проведения лечения в клинике, объем и стоимость противоопухолевых препаратов, стоимость сопутствующей терапии для снижения токсических эффектов и т.п. На основании экономического критерия будет приниматься решение о целесообразности внедрения новых методов лечения онкологических заболеваний.

Поставленная задача разработки высокотехнологичных методов лечения онкологических заболеваний непосредственно связана со стоимостью проведения научных экспериментальных исследований по оценке эффективности лечебных доз и исследованию степени токсических эффектов предлагаемых методов. Снижение стоимости экспериментальных исследований при разработке новых методов лечения, в частности методов иммунотерапии, может осуществляться путем активного внедрения методов математического моделирования на различных этапах проведения экспериментальных исследований, а также на этапе переноса полученных результатов в клинику.

Математические модели, описывающие механизм гибели опухолевых клеток при различных методах противоопухолевой терапии, могут быть использованы для проведения компьютерных вычислительных экспериментов на математических моделях, позволяющих исследовать эффективность метода при широком диапазоне доз и режимов их применения, и строятся на основе экспериментальных данных, представляемых в виде графика некоторой кривой (Рис. 1). Это сокращает объем экспериментальных исследований и, как следствие сокращаются расходы на животных и препараты, снижается продолжительность исследований, что является экономически эффективным. Кроме того, проведение вычислительного эксперимента на модели позволяет более рационально организовывать планирование эксперимента, акцентируя экспериментатора на исследование получаемых результатов расчетов на модели.

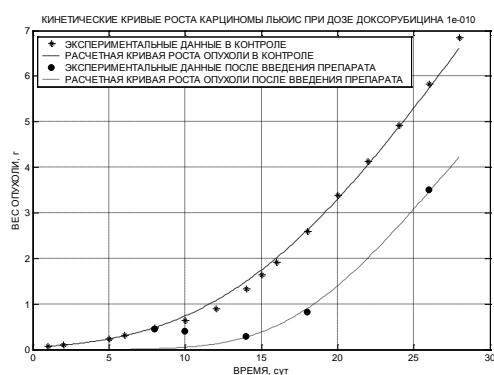


Рис.1.Экспериментальные кинетические кривые роста карциномы Льюис в контроле и после введения доксорубицина

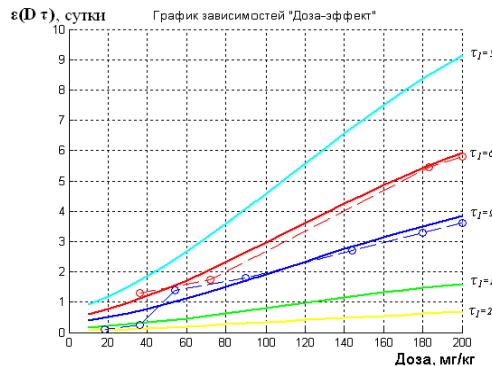


Рис. 2. Кривые «доза–эффект» при однократном введении 5-ФУ мышам с карциномой Ca-755. ϵ – задержка роста опухоли, τ – моменты введения препарата, пунктирные линии – эксперимент, сплошные – расчет

Многообещающие результаты по сравнению с химиотерапией показал метод иммунотерапии на основе маркировки опухолевых клеток вирусом ВЭЛ (вирус венесуэльского энцефаломиелита лошадей). В связи с тем, что механизм гибели опухолевых клеток непосредственно связан со стимуляцией иммунной системы, было введено математическое описание процесса образования антител и их взаимодействия с вирусами и зараженными опухолевыми клетками. Для описания и исследования закономерностей развития реакции иммунной системы на появление чужеродных клеток была взята за основу простейшая математическая модель инфекционного заболевания, разработанная Г.И. Марчуком в 1975 г.

Результаты оценки эффективности различных доз вирусных вакцин путем проведения вычислительного эксперимента на математической модели вакцинопатологии позволили выявить ряд доз вирусных вакцин, которые существенно влияют на динамику опухолевых клеток, вызывая нелинейные зависимости эффекта от дозы(Рис.2). Следовательно, экспериментатору-онкологу необходимо планировать проведение экспериментов для подробного изучения конкретно для выявленных доз вирусных вакцин. Проведение компьютерных вычислительных экспериментов на основе математических моделей позволяет исследовать эффективность метода при широком диапазоне доз и оптимизировать режимы их применения, что сокращает объем экспериментальных исследований и, как следствие, сокращаются расходы на животных и препараты, что является экономически более эффективным. При математическом моделировании лечения методом вакцинопатологии были построены графики зависимости эффекта препарата от введённой дозы на первом этапе гибели клеток (Рис. 3) и на втором этапе (Рис.4), из которых эффективность применения вируса ВЭЛ в противоопухолевой терапии очевидна, и есть возможность прогнозировать эффективность метода в клинике.

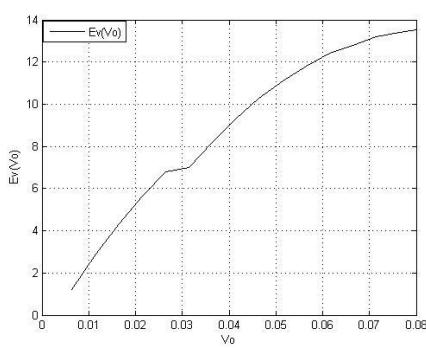


Рис.3. График зависимости эффекта от дозы на первом этапе гибели зараженных вирусом клеток

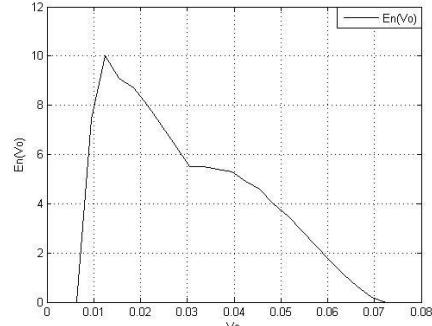


Рис.4. График зависимости эффекта от дозы на втором этапе гибели зараженных опухолевых клеток

Подобная оценка эффективности метода химиотерапии с применением математического моделирования даёт не столь перспективные результаты. Полученные данные отражают известный факт, что по мере роста опухоли чувствительность ее к препарату уменьшается. Это связано с тем, что с увеличением размеров опухоли уменьшается доля быстро пролиферирующих клеток и увеличивается доля медленно пролиферирующих

клеток. Фракция быстро пролиферирующих клеток расположена близко от кровеносных сосудов и имеет доступ к кислороду и питательным веществам, что позволяет ей быстро размножаться. Фракция клеток, оттеснённая к периферии опухоли обладает меньшей скоростью деления. Быстро пролиферирующие клетки наиболее чувствительны к препарату, поэтому сокращение их численности по мере увеличения объема опухоли приводит к уменьшению числа погибающих клеток и тем самым к снижению эффективности лечебной дозы.

Критерий оценки эффективности действия препарата – временной параметр. Благодаря этому свойству критерия с его помощью можно оценить эффективность как в эксперименте (по задержке роста опухоли), так и в клинике (по времени ремиссии). Сравнительный анализ эффективности методов противоопухолевой терапии, полученный в результате модельного эксперимента при введении препарата в дозах равных максимально переносимой дозе на следующие сутки после перевивки опухоли животным показал, что метод вакцинотерапии вирусом ВЭЛ является наиболее эффективным. Для метода стандартной химиотерапии $\mathcal{E}_{ХТ}$ (D, τ) = 11 суток, а для метода вакцинотерапии с вирусом ВЭЛ $\mathcal{E}_{ВЭЛ}$ (D) = 18 суток. Перенос результатов, полученных в эксперименте для клинических испытаний, основывается на использовании известных аллометрических соотношениях для временных параметров, согласно которым скорость метаболизма у млекопитающих зависит от массы их тела. При сравнении кривых роста опухоли при применении химиотерапии (Рис. 5) и вакцинотерапии (Рис. 6) можно отчётливо видеть, что в первом случае происходит одна непрерывная задержка роста опухоли, а в случае введения вируса – две задержки, из чего можно сделать вывод, что применение ВЭЛ в качестве метода лечения онкологических заболеваний более эффективно. Математическое моделирование и все расчёты, связанные с математическими моделями, проводятся с обязательным использованием компьютерных технологий. Существуют и разрабатываются программы на известных языках программирования и в известных средах разработки, позволяющие провести все необходимые вычисления как линейных, так и нелинейных параметров, построить экспериментальные графики, а также прогнозировать ход лечения в клинике и оценить эффективность того или иного метода лечения.

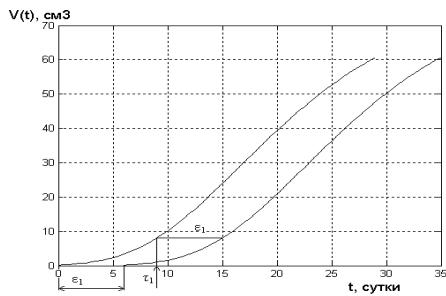


Рис. 5. Расчетные кривые роста Ca-755 после введения 5-ФУ.

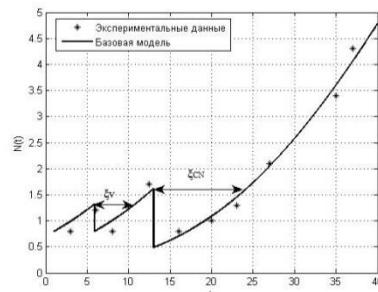


Рис.6. Динамика роста суммарной численности $N(t)$ и фракции зараженных опухолевых клеток $N_R(t)$ после введения вирусной вакцины

Таким образом, исследования на основе математического моделирования для оценки эффективности различных методов лечебных воздействий являются необходимой составляющей экспериментальных исследований, которая позволяет сокращать время исследований, количество животных и препаратов и является экономически эффективным.

Библиографический список

1. Бабушкина Н. А., Кузина Е.А. Исследование эффективности различных доз вируса ВЭЛ для экспериментальных опухолей методом вычислительного эксперимента на математической модели вакцинотерапии // Материалы XII Всероссийской научно-практической конференции «Отечественные противоопухолевые препараты» РОНЦ им. Н.Н.Блохина / Москва, 2015, стр. 60.
2. Бабушкина Н. А., Математическое моделирование в задачах управления здравоохранением России – планирование экспериментов при изучении эффективности методов противоопухолевой терапии // Материалы Восьмой международной конференции «Управление развитием крупномасштабных систем» (MLSD'2015), Москва, стр. 317-320.
3. Бабушкина Н. А., Кузина Е.А. Компьютерные технологии на основе математического моделирования в системной экспериментальной онкологии // Труды Восьмой международной конференции «Управление развитием крупномасштабных систем» (MLSD'2015), Москва, (в печати).
4. Бабушкина Н. А., Кузина Е.А., Глумов В.К. Применение компьютерных технологий при экспериментальном изучении новых высокотехнологичных методов лечения онкологических заболеваний на основе математического моделирования // Материалы XXI Международной научно-технической конференции

«Системные проблемы высокой надежности, математического моделирования и инновационных технологий изделий ответственного назначения» (ИННОВАТИКА - 2015), Сочи, 2015 г., стр. 134-135.

5.Бабушкина Н. А. Использование математического моделирования для оптимизации режимов химиотерапии на экспериментальных опухолях // IV Междунар. конф. SICPRO-05 «Идентификация систем и задачи управления» / ИПУ РАН. – М., 2005.

6.Марчук Г.И. Математические модели в иммунологии. Вычислительные методы и эксперименты.-М.: Наука, 1991.-304с.

7.Ройт А., Бростофф Дж., Мейл Д. Иммунология / Пер. с англ.- М.: Мир, 2000.-592с.

8.Романюха А.А. Математические модели в иммунологии и эпидемиологии инфекционных заболеваний. М.: БИНОМ. Лаборатория знаний, 2011.-293с.

TWO METHODS OF EFFICIENCY EVALUATION OF ANTITUMOR THERAPY

Grigoryeva E.P.

Moscow University of Technology, soubi421416@yandex.ru

The paper presents the efficiency of mathematical modeling by estimate of different kinds of cancer treatment: the new technology for cancer therapy based on stimulating the immune defense of the body against its own cancer cells and traditional chemotherapy. The task of developing high-tech methods of cancer treatment is directly related to the cost of scientific experimental studies evaluating the efficiency of therapeutic doses and the study of the toxic effects of the proposed methods. Reducing the cost of experimental research in the development of new therapies can be carried out through the active implementation of mathematical modeling methods at different stages of experimental studies, as well as during the transfer of the results to the clinic.



СИСТЕМНЫЙ ПОДХОД К ЦЕНТРАЛИЗАЦИИ ЛАБОРАТОРНЫХ ИССЛЕДОВАНИЙ ВО ВЛАДИМИРСКОЙ ОБЛАСТИ

Романова М.А.
ГБУЗВО «ОКБ»

Одним из методов повышения эффективности лабораторной службы здравоохранения является концентрация выполняемых исследований в крупных и хорошо оснащенных лабораториях. Такие лаборатории называются централизованными, в которые транспортируются биоматериалы, полученные в более мелких лабораториях или на станциях забора крови. Однако, несистемное решение задачи централизации может принести больше вреда, чем пользы. Поэтому, что бы этого не случилось, необходимо применять системный подход к решению поставленной задачи. Для этого, прежде всего, необходимо четко сформулировать цели и структурировать систему мероприятий.

Целью централизации эксперты видят:

1. Повышение доступности новых видов диагностики тестов и методик;
2. Повышение качества лабораторных исследований за счет использования в централизованных лабораториях современных дорогостоящих анализаторов;
3. Оптимизацию финансирования лабораторий, снижение затрат на выполнение лабораторных исследований за счет применения высокопроизводительного оборудования;
4. решение кадровых вопросов – при централизации лабораторных исследований потребуется меньше квалифицированных кадров.

Для решения вопроса повышения качества лабораторной диагностики крови и других биоматериалов, необходима стандартизация работы лабораторной службы. Процедура лабораторного исследования делится на преаналитический аналитический и постаналитический этапы. Говоря о стандартизации, речь идет в большей степени о стандартизации преаналитического этапа. На этот этап по статистике приходится 68 % лабораторных ошибок. В преаналитический этап входят подготовка пациента, собственно взятие биоматериала, маркировка и доставка его в лабораторию. Использование «закрытых» систем забора крови позволяет решать две технических проблемы, которые на сегодняшний день являются основой основ: первое - обеспечения качества лабораторных анализов и второе - безопасности персонала и пациентов. Первая «закрытая» система забора крови была изобретена в 1947 году американцем Джозефом Клейнером, а в 1949 была запущена на рынок европейских медицинских товаров и услуг. Венозная кровь, забор которой осуществляется с помощью закрытых систем, по статистике повышает точность и сопоставимость исследований в 5 раз. Такие системы полностью исключают контакт крови пациента с окружающей средой и соответствуют требованиям стандартов преаналитического этапа, существенно сокращая вероятность выдачи ошибочного результата. Сама процедура

при использовании вакуумных систем занимает всего 30 секунд и совершенно безболезненна для пациента.

Одним из положительных моментов централизации, является возможность автоматизированного контроля внелабораторных и лабораторных ошибок с помощью лабораторной информационной системы (ЛИС). Она персонализирует ответственность за каждый этап: кто назначил анализ, кто подготовил пациента, кто взял кровь, кто выполнил и подтвердил анализ – везде стоят электронные подписи. Поэтому, когда результат получается в готовом виде, уже можно проследить всю цепочку до секунд: когда проба поступила в лабораторию, во сколько был выдан результат врачу на утверждение и т. д. Эта система сейчас активно устанавливается во всех лечебных учреждениях города Владимира и Владимирской области.

Решая вопрос повышение доступности новых видов диагностики тестов и методик, мы повышаем эффективность лечебно-диагностического процесса за счет увеличения объема лабораторной диагностически значимой информации, поступающей лечащим врачам из централизованной лаборатории. Поэтому врачи должны быть в полной мере информированы о номенклатуре выполняемых исследований в лаборатории ЛПУ и ЦЛ. Врач должен заказать лаборатории не просто какие-либо исследования, а именно те, которые позволяют сузить круг предполагаемых диагнозов. Фактически, процесс лабораторной диагностики начинается с выбора того комплекса лабораторных исследований, который необходим врачу для уменьшения степени неопределенности в оценке состояния больного.

После того, как врач определился с тем, какие лабораторные исследования необходимо выполнить, следует процедура взятия биологических проб у пациента. На этом этапе биологическая субстанция из состояния *in vivo* переходит в состояние *in vitro*. Ошибки в выполнении этой процедуры могут существенно исказить состав или свойства биологического материала и таким образом существенно снизить диагностическую ценность полученного в конечном итоге результата лабораторного исследования. Частота таких ошибок зависит от уровня технологической дисциплины в ЛПУ, от качества администрирования этого этапа.

Ещё одним важным фактором является время между взятием биологической пробы и приготовлением аналитического препарата. Главное на этом этапе - разработка наиболее удобных путей маршрутизации пациентов по пунктам взятия крови, а также доставки биоматериала в ЦЛ, с соблюдением Правил транспортировки и минимального времени доезда до ЦЛ.

Наибольший выигрыш при централизации лабораторных исследований мы получаем, минимизируя ошибки при выполнении аналитических исследований. Обеспечение высокого качества аналитических исследований достигается за счет применения современных автоматических анализаторов, рентабельных при максимально высокой загрузке за счет централизации лабораторных исследований. Главное правильно подойти к вопросу выбора того типа анализатора, который адекватно будет подходить по производительности и, соответственно оптимален по цене за единицу исследования. А также решается вопрос об укомплектованности штата лаборатории квалифицированным персоналом.

Проведя анализ научной литературы по централизации лабораторной службы и опыт централизации в лечебных учреждениях разного уровня, мы приняли решение о поэтапном проведении данного процесса.

В ГБУЗО «Областная клиническая больница» с апреля 2014 года на базе Клинико-диагностической лаборатории открыто подразделение Пренатального скрининга 1 и 2 триместра беременности.

Перинатальный скрининг - это обследования, которые проходят беременные женщины для того, чтобы выявить входят ли они в группу риска осложнений беременности и наличия врожденных или генетических пороков развития у плода.

Полученные результаты скрининга в лаборатории сравнивают со стандартными показателями, характерными для срока беременности на момент исследования. Биохимический скрининг применяется для выявления женщин групп высокого риска по рождению детей с хромосомными болезнями, прежде всего с синдромом Дауна и дефектами нервной трубы.

Основными маркерными белками, которые определяют в ходе биохимического скрининга, являются: АФП (альфафетопротеин), ХГЧ (хорионический гонадотропин человека), свободный эстриол, РАРР-А (ассоциированный с беременностью плазменный белок А). Все эти маркеры являются эмбриоспецифичными, т.е. продукцируются клетками плода или плаценты, их концентрация меняется в зависимости от срока беременности и состояния плода.

В соответствие с приказом Департамента здравоохранения Владимирской области по организации лаборатории Пренатального скрининга, был разработан план мероприятий по маршрутизации пациентов, правила забора крови, ее хранения и транспортировки, регламент выполнения исследований и выдачи результатов. Так же было принято решение, что из данного биологического материала можно выполнять централизованно ряд исследований на инфекционную патологию по 5 нозологиям (токсоплазмоз, краснуха, цитомегаловирус, герпес и хламидии) с определением иммуноглобулинов М и G, и диагностика гормонов щитовидной железы – тиреотропный гормон (ТТГ) и свободный тироксин (Т4 – свободный).

Для организации преаналитического этапа решались главные задачи:

1. врачи были в полной мере информированы о номенклатуре выполняемых исследований в ЦЛ
2. По ЛПУ был составлен план - график по обследованию беременных женщин и разработаны мероприятия по подготовке пациентов, взятия биоматериала, маркировки и доставки его в

ЦЛ. Забор крови производится с использованием одноразовых игл, держателей в вакуумные пробирки с разделительным гелем. По предложенной производителем схеме они центрифицируются, и разделительный гель встает между форменными элементами крови и сывороткой. Стандартный талон направления на пренатальный скрининг и пробирка маркируются наклейками с одинаковыми штрих-кодами. Транспортировка до ЦЛ осуществляется в специальных термоконтейнерах с хладоэлементами.

Был проведен расчет экономической эффективности централизации лаборатории по выполнению иммуноферментных исследований на инфекционную патологию и гормоны щитовидной железы. Себестоимость данных исследований в ЦЛ благодаря массовости проводимых анализов, по сравнению с себестоимостью в лабораториях области, снизилась на 34% по расходным материалам и системам забора крови, без учета затрат на приобретение специального оборудования.

Таким образом, централизации лабораторных исследований для беременных женщин на базе одной ЦЛ получила положительный экономический и организационный эффекты, связанные со снижением расходов на часть затрат на обеспечение деятельности лабораторной службы, оптимизации кадровой составляющей, позволило значительно расширить спектр лабораторных анализов, повысить качество и доступность услуг для беременных женщин, поднять производительность труда, снизить себестоимость анализов.

Список литературы:

1. Аминев Р.А., Валеев Р.Ф. «Централизация лабораторных исследований как один из методов совершенствования лабораторной службы»
2. Шибанов А.Н., «Централизация лабораторной службы требует системного решения», "Лабораторная медицина", 2009.
3. И.И. Гузов, «Организация пренатального скрининга в условиях лаборатории и клиники», Вебинар ОМБ, 9 октября 2014 г.
4. Семенов В.Ю., Гуров А.Н., Андреева И.Л. Применение информационной системы для оценки эффективности внедрения стандартов медицинской помощи в ходе реализации программы модернизации здравоохранения Московской области // Врач и информационные технологии. – 2012. – №1. – С.18-23.
5. Куликова И.Б., Лебедева Д.И.. Миневцев С.В. Оптимизация лабораторно-диагностической службы в субъекте РФ (на примере Тюменской области) // Вопросы управления. – 2012. – Вып. №1(18). – С. 12-14.

A SYSTEMATIC APPROACH TO THE CENTRALIZATION OF LABORATORY RESEARCH IN THE VLADIMIR REGION

Romanova M.A.

Centralization of laboratory research is performed, the concentration of research in large and well-equipped laboratories. One of the positive points of centralization is the possibility for automated control of field-and laboratory error using the laboratory information system. As a result of the Centralization of laboratory research has positive economic and organizational effects, optimizing the human resources component, expanding the range of laboratory tests, improves the quality and accessibility of services, labor productivity, reduces the cost of analyses.

**АКТИВНО-ИНТЕРАКТИВНЫЕ МЕТОДЫ ОБУЧЕНИЯ СТУДЕНТОВ
НА ПРИМЕРЕ ДИСЦИПЛИНЫ «АНАТОМИЯ И ФИЗИОЛОГИЯ ЧЕЛОВЕКА»**

Пьянов И.В.

Национальный исследовательский университет «Московский институт электронной техники»,
ivan-pyanov@yandex.ru

Кафедра биомедицинских систем (БМС) Национального исследовательского университета «МИЭТ» с момента своего создания (1999 г.) ставила задачу развития целостной личности будущего исследователя-разработчика современных электронных, компьютерных и информационных биомедицинских систем, а также способствования саморазвитию обучающегося. Особенность образовательной программы кафедры БМС заключается в междисциплинарной системе естественных и инженерных наук, в которой тесно взаимодействуют студенты, аспиранты, преподаватели и научные сотрудники.

Пятый год кафедра работает по двухуровневой системе подготовки «бакалавр-магистр», осуществляя подготовку бакалавров по направлению «Биотехнические системы и технологии» (профиль «Биомедицинская электроника») и магистров по направлению «Электроника и наноэлектроника» (программа «Биомедицинская электроника и нанотехнологии»).

Особенностью учебного процесса на кафедре БМС является использование активных и интерактивных форм проведения занятий в сочетании с внеаудиторной работой с целью формирования и развития профессиональных навыков обучающихся. При активно-интерактивной форме лекции являются не просто классическим изложением лектором материала на заданную тему, а иллюстрируются как мультимедийными материалами (презентациями, видеороликами, специализированными программами и т.п.), наглядными

пособиями, а также реальными образцами медицинской техники. Для этих целей аудиторный фонд кафедры БМС оснащён не только мультимедийным комплексом (экран, цифровой проектор, компьютер), интерактивной доской, а также действующими образцами передового медицинского оборудования, которое активно используется в учебном процессе.

Особое место в учебном плане студентов кафедры БМС занимает дисциплина «Анатомия и физиология человека», т.к. изучаемый в рамках данной дисциплины материал является пропедевтическим курсом и основой для формирования общих и профессиональных компетенций по другим общепрофессиональным дисциплинам кафедры. Анатомия и физиология человека устанавливают межпредметные связи с практическими со всеми основными профессиональными дисциплинами, поэтому перед преподавателем данного курса стоит серьёзная задача по организации учебного процесса таким образом, чтобы уровень формирования компетенций у обучающихся был высоким, что является залогом хорошего усвоения учебного материала по другим профессиональным дисциплинам и модулям.

В учебном процессе по дисциплине «Анатомия и физиология человека» особое место занимают педагогические технологии активных и интерактивных форм обучения, эти методы позволяют наиболее оптимально организовать участие каждого обучающегося в учебном процессе, повысить интерес студента к преподаваемой дисциплине и вложить понимание индивидуальной ответственности обучающихся за результаты учебного труда.

Для дисциплины «Анатомия и физиология человека» имеется полный набор наглядных анатомических пособий – рельефных таблиц и объёмных моделей внутренних органов и систем органов. Занятия по анатомии и физиологии носят проблемный характер, когда преподаватель представляет новый материал в виде ситуационных задач, основанных на реальных клинических случаях, побуждая аудиторию к их разрешению. Также используются лекции-визуализации, когда лектор демонстрирует студентам не только презентации, но и модели органов. В частности, когда в разделе «Остеология» студенту демонстрируются женский и мужской таз или череп взрослого и череп новорождённого, то студент наглядно видит разницу между ними, решая при этом ситуационные задачи.

Например, в рамках изучения темы «Кровеносная (сердечно-сосудистая) система человека» обязательно проводится обучение студентов навыкам оказания первой помощи в активно-интерактивной форме. Преподаватель дисциплины «Анатомия и физиология человека» прошёл обучение по программе Российского Красного Креста «Первая помощь». В качестве интерактивной формы обучения используется мастер-класс как наиболее оптимальная форма, объединяющая форматы как тренинга, так и мини-конференции. Обучение оказанию первой помощи традиционно вызывает заинтересованность обучающихся не только благодаря социальной значимости данной тематики, но и богатому инструментарию, который задействуется на такого рода занятиях. Используется учебный тренажёр для отработки навыков сердечно-лёгочной реанимации (СЛР) – манекен Little Anne CPR (производство компании Laerdal, Норвегия), который является реалистичным, недорогим, легким тренажером, имеющим все необходимые характеристики для обучения СЛР (рис. 1). Студенты не только узнают, что необходимость дыхательных путей можно восстановить приемами запрокидывания головы и подъема подбородка или выведением нижней челюсти; но и сами тренируются делать это правильно, чтобы, с одной стороны, не дать запасть языку потерявшего сознание человека, и, с другой стороны, не повредить пострадавшему шейные позвонки. Студенты учатся определять эффективность компрессий грудной клетки, отрабатывают навыки искусственного дыхания «рот-в-рот». Особенно важным в таком мастер-классе является обучение навыкам применения специального прибора для электрической дефибрилляции сердца – автоматического наружного дефибриллятора (рис. 2). На занятиях используется автоматический дефибриллятор-тренажёр модели «iPulse PRO» с голосовыми подсказками (производство ЗАО «ЗИТЦ-МТ», г. Зеленоград, РФ). Помимо прочего, студенты учатся укладке пострадавшего в «восстановительное», или устойчивое боковое положение, которое используется у пострадавших без сознания, но с самостоятельным дыханием с целью профилактики западения языка и возникновения асфиксии. Студенты по очереди отрабатывают эти манипуляции. Затем они, разбившись на команды по трое (один «пострадавший» и двое «спасателей») отрабатывают полный цикл действий в случае внезапной остановки сердца. При этом студенты обязательно сопровождают осуществляемые действия устными комментариями, поясняющими то, с какой целью проводятся те или иные манипуляции с «пострадавшим».

После таких занятий студент должен: знать анатомо-физиологические последствия внезапной остановки дыхания и сердца (клинической смерти) и алгоритм оказания первой помощи; уметь оперативно принимать решения по целесообразным действиям в случае внезапной остановки сердца, уметь оказывать первую помощь, демонстрируя правильную последовательность действий при осуществлении сердечно-лёгочной реанимации на манекене и на живом человеке; владеть основными приёмами оказания первой помощи при внезапной остановке сердца, владеть приёмами использования автоматического наружного дефибриллятора.



Рис. 1. Фрагмент мастер-класса по сердечно-лёгочной реанимации



Рис. 2. Внешний вид автоматического дефибриллятора-тренажёра «iMpulse PRO»

Таким образом, внедрение активно-интерактивных форм обучения в дисциплину «Анатомия и физиология человека» является важным направлением совершенствования подготовки студентов кафедры биомедицинских систем. А с 2015 года преподавателя дисциплины «Анатомия и физиология человека» приглашают для организации занятий по оказанию первой помощи в рамках дисциплины «Безопасность жизнедеятельности» у студентов технических и гуманитарных направлений. Это межкафедральное взаимодействие приносит свои плоды, вызывая интерес не только студентов, но и профессорско-преподавательского состава университета.

Работа выполнена при частичной финансовой поддержке стипендии Президента Российской Федерации молодым ученым и аспирантам (СП-70.2015.4).

**ACTIVE AND INTERACTIVE METHODS OF STUDENTS TRAINING
ON THE EXAMPLE OF DISCIPLINE "HUMAN ANATOMY AND PHYSIOLOGY"**

Pyanov I.V.

National Research University of Electronic Technology

ivan-pyanov@yandex.ru

Implementation of active and interactive forms of learning is one of the most important ways of improving the training of students of Biomedical Systems Department (BMS) of National Research University of Electronic Technology, Moscow, Zelenograd, so the faculty of BMS employs interactive educational technologies that are necessary for the learning process and training of engineer-researchers in the area of biomedical electronic, computer and information systems engineering.



ЭХОГРАФИЧЕСКАЯ ОЦЕНКА ОБРАЗОВАНИЙ НАДПОЧЕЧНИКОВ

Попов С.В., Андреева О.В., Петросян С.Л.

Воронежский государственный медицинский университет им. Н.Н.Бурденко

Воронежский областной клинический онкологический диспансер

Введение: Широкое внедрение в клиническую практику высокотехнологичных методов диагностики значительно повысили выявляемость заболеваний, которые ранее диагностировали на поздних стадиях или выявляли при аутопсии.

Инциденталомы (англ. incidental) – случайно выявленные образования надпочечников. Как правило, клинические проявления данных опухолей отсутствуют. При этом часто встречается сопутствующая патология, которая может быть связана с гормональной активностью образования (артериальная гипертензия, ожирение, сахарный диабет).

Распространённость в популяции составляет около 5% от общего количества образований надпочечников. По данным аутопсий эта цифра достигает 10 %. Согласно данным ФГУ Эндокринологического научного центра г. Москвы, распространённость образований более 15 мм составляет 1,8 %, а образований более 60 мм -0,025 %.

По результатам применения лучевых методов диагностики (ультразвуковое исследование (УЗИ), рентгеновская компьютерная томография (РКТ), магнитно-резонансная томография (МРТ)) случайно выявленные образования надпочечников определяются у 0,6 -4,4 % обратившихся пациентов, из них 79 % - размерами менее 20 мм.

Отмечается увеличение числа случаев образований надпочечников с увеличением возраста пациентов – среди лиц старше 50 лет частота развития опухолей составляет 3 -7 %, тогда как у обследованных моложе 30 лет – только в 0,2 %. Двусторонние образования надпочечников встречаются в 2- 10 % всех случаев[6].

Важную роль в диагностике инциденталом играет ультразвуковая диагностика. Метод, который отличается простотой выполнения, относительно небольшой продолжительностью проведения исследования, хорошей переносимостью, отсутствием лучевой нагрузки для пациентов, возможностью многократного повторения по показаниям.

Цель работы: Изучение возможностей УЗИ с применением опции энергетического допплеровского картирования (ЭДК) в дифференциальной диагностике объемных образований надпочечников.

Материалы и методы: За 2012-2014 гг. на приёме врачей-диагностов поликлинического звена было выполнено 4327 исследований органов брюшной полости и 4003 исследования забрюшинного пространства. Проведенные исследования производились на ультразвуковых сканерах «Voluson 730 pro» и «Toshiba Xario», конвексными датчиками с частотой 2-5 мГц и 5 мГц соответственно.

Результаты и обсуждения: При проведении ультразвукового исследования органов брюшной полости и забрюшинного пространства случайно было выявлено 83 очаговых образования надпочечников. Средний возраст пациентов составил 54,5 года, из них большинство женщин (69%). Впервые выявленные образования наблюдались в 58 случаях (42 правого и 16 левого надпочечника).

Минимальные размеры выявленных образований составили 14,5 мм в правом надпочечнике и 24 мм в левом надпочечнике.

Двустороннее поражение надпочечников встретилось у 6 пациентов. Обнаруженные на УЗИ образования имели сонографические характеристики, отражённые в табл. 1

Таб.1 Сонографические характеристики выявленных образований

	образования правого надпочечника	образования левого надпочечника
размеры	16-36мм	24-43мм
форма	округлая, овальная	овальная
контуры	чёткие, ровные	нечёткие, ровные
эхогенность	пониженная (+) повышенная (+)	пониженная (+++) повышенная (-)
эхоструктура	однородная (+) неоднородная (+++), с анэхогенным включением (+)	однородная (-) неоднородная(++) с анэхогенным включением (-)
капсула	определяется	определяется нечётко

Полученные на УЗИ данные были подтверждены на РКТ в 64 случаях (77%).

Разность в размерах не превысила 5 мм.

В 11 случаях при изменениях на УЗИ в правом надпочечнике при проведении РКТ обнаружены очаговые образования и в левых отделах, когда размеры образований не превышали 20 мм.

У 7 пациентов результат оказался ложноположительным (преимущественно левосторонняя локализация)

Известно, что с помощью цветового допплеровского картирования можно получить информацию о направлении тока крови в сосудах. Но в мелких сосудах с малой и очень малой скоростью кровотока это не представляется возможным. Для повышения чувствительности исследования используют энергетическое допплеровское картирование (ЭДК), при котором можно получать угол-независимые изображения сосудистых структур. При этом практически любой сосуд, идущий под любым углом и в любом направлении, отображается на экране монитора[4]. При проведении допплеровского картирования выявленных образований в настоящей работе для оценки кровотока использовалась классификация Lagalla (1993г) , согласно которой выделяют 4 типа васкуляризации (табл.2). Таб.2

Типы васкуляризации образований

1 тип	аваскулярный	отсутствие кровотока как в самом образовании, так и вокруг него
2 тип	перинодулярный	регистрация кровотока вокруг опухоли
3 тип	смешанный	участки цветовых локусов вокруг и внутри образования
4 тип	интранодулярный	единичные или множественные цветовые сигналы в пределах узлового образования

Анализ полученных результатов показал, что в выявленных образованиях надпочечников определялся 1 и 2 тип кровотока.

В случаях, когда удавалось провести полноценные количественные измерения , скорость кровотока составила 10-15 см/с (медленный кровоток).

При визуализации очаговых образований в надпочечниках во время ультразвукового исследования первостепенной целью для врача - исследователя является определение доброкачественного или злокачественного характера образования. Считается, что если размер образования превышает 35-40 мм ,имеет нечеткие бугристые контуры, а также визуализируются забрюшинных лимфатические узлы в виде гипоэхогенных округлых образований без кортико – медуллярной дифференциации, то эти признаки будут свидетельствовать в пользу злокачественности процесса[5]. В подобных случаях в опухоли, как правило, регистрируется 3-4 тип васкуляризации , отмечается ограниченная подвижность почки на стороне поражения при вдохе. Злокачественные новообразования надпочечников встречаются в 4-5% случаев обнаруженных инциденталом[6], что составляет 0,06% в общем количестве злокачественных новообразований разных

локализаций. При отсутствии выше описанных признаков злокачественности в обнаруженных очаговых образованиях, врач ультразвуковой диагностики при достаточных знаниях эхосемиотики различных очаговых образований надпочечников, может провести дифференциальную диагностику некоторых узловых образований доброкачественного характера. Кисты надпочечников лоцируются как анэхогенные структуры, размер которых колеблется в пределах 25- 30 мм, имеют правильную форму, чёткие ровные контуры (особенно справа), имеют эффект дорсального усиления, часто - не чётко выраженный. В проводимом исследовании обнаружена 1 киста правого надпочечника. В кистах могут определяться перегородки, кальцинированная капсула. Как правило, кисты надпочечников образуются после кровоизлияния в надпочечник, травмы или изменений воспалительного характера[5]. Следует отметить, что согласно полученным сонографическим результатам в 2 случаях образования надпочечников имели повышенную эхогенность. Они были расценены как жироодержащие структуры по типу миелолипом. Образования имели овальную или округлую форму, тонкую капсулу, которая почти сливалась с внутренним содержимым. Однако, повышенная эхогенность узловых образований надпочечников может встречаться и при феохромоцитоме, но в этом случае будет определяться толстая гиперэхогенная капсула, гетерогенное строение, выраженный интранодулярный тип кровотока [3].

Также, миелолипомы нужно дифференцировать от таких редких опухолей, как липосаркомы и тератомы надпочечников. Для липосаркомы характерны неоднородная структура с признаками инвазии в окружающие ткани; нечёткие, неровные контуры. Часто визуализируются участки сниженной эхогенности, определяется 3-4 тип васкуляризации по классификации Lagala. Тератома отличается крайне «пёстрой» эхоструктурой и толстой капсулой, кровотоком 1-2 типа, выраженной специфической клинической симптоматикой [3].

Особого внимания заслуживают случаи, когда новообразование в надпочечниках выявлено у пациента с наличием в анамнезе онкологического заболевания. Данное образование должно рассматриваться как потенциально метастатическое, независимо от продолжительности безрецидивного периода. Метастазы в надпочечники относятся к неинкапсулированным образованиям, но их распространение, как правило, ограничивается пределами капсулы надпочечников. Источниками метастазирования наиболее часто являются лёгкие, молочные железы, толстый кишечник, поджелудочная железа, щитовидная железа[1,2]. Поражение нередко бывает двусторонним, образования имеют чёткие ровные контуры, округлую форму[5,7]. Характерен 2-3 тип васкуляризации. В исследовании зарегистрировано 2 случая метастазов в надпочечники (1 пациент с двусторонним поражением), когда первичным очагом являлся рак лёгкого.

Выводы:

1. Комплексное ультразвуковое исследование объёмных образований надпочечников с обязательным использованием режима энергетического допплеровского картирования расширяет возможности дифференциальной диагностики этих образований.

2. Эхография обладает высокой чувствительностью и специфичностью относительно кист и миелолипом надпочечников.

3. Ультразвуковое исследование является значимым методом ранней инструментальной диагностики в алгоритмах обследования пациентов с инциденталомами.

Список литературы:

1. Андреева О.В., Попов С.В., Коростелёва В.А., Новицкий В.В., Сафонова М.А. К проблемам лучевой диагностики заболеваний надпочечников/ О.В. Андреева, С.В. Попов, В.А. Коростелёва и др.// Сб. науч. трудов Междунар. научн.-практ. конф. «Перспективы развития современной медицины» - Воронеж, 8 декабря 2015. – Воронеж, 2015. - С. 75-79.
2. Инциденталомы надпочечников/ Д.Г..Бельцевич, Н.С Кузнецов, В.Э. Ванушко// Эндокринная хирургия. – 2009 .-№1(4) - С.19-23.
- 3 Миелолипома надпочечников/ В.О .Бондаренко, Т.И Дэпюи, Е.В.Бондаренко // Эндокринная хирургия. - 2013.- №4 .- С.25-37.
4. Зубарев А.В. Современная ультразвуковая диагностика: теория и практика //Радиология-практика. -2008.- №5 -С.4-15.
5. Мит'ков В.В. и др. Практическое руководство по ультразвуковой диагностике. – М.,Видар - 2006.- С.495 - 499.
6. Объёмные образования надпочечников (диагностика и дифференциальная диагностика)/ Н.В. Молашенко, М.Ю. Юкина, Е.А. Солдатова//Проблемы эндокринологии. – 2010..-№1 - С.48-52.
7. Возможности ультразвукового исследования при выявлении заболеваний надпочечников/ С.В. Попов, О.В. Андреева, С.Л. Петросян// Врач-аспирант. – 2015. - №3.2(70). – С.263 -269.

ECHOGRAPHY ESTIMATION OF ADRENAL LESIONS

S.V.Popov, O.V.Andreeva, S.L.Petrosjan
 Voronezh State Medical University named after N. N. Burdenko
 Voronezh Regional Clinical Oncologic Hospital

The paper raises concern about the problem of ultrasound differential diagnostics of adrenal lesions. The ultrasound and X-ray computer tomography characteristics of revealed tumours are compared. Data of using energy doppler in process of lesions examination is analized.

**ДИАГНОСТИКА ВОСПАЛЕНИЯ, ВЫЗВАННОГО ВОЗДЕЙСТВИЕМ
 ИОНИЗИРУЮЩЕГО ИЗЛУЧЕНИЯ, МЕТОДОМ ЛАЗЕРНОЙ ФЛЮОРЕСЦЕНТНОЙ
 СПЕКТРОСКОПИИ IN VIVO**

Гусева И.А.^{1,2}, Куликова П.А.¹, Рогаткин Д.А.¹

¹ГБУЗ МО «Московский областной научно-исследовательский клинический институт им. М.Ф. Владимирского»

²Национальный исследовательский ядерный университет «МИФИ»
Gusevairinaand@gmail.com

Введение

В последние годы оптические методы диагностики состояния биологической ткани всё больше привлекают исследователей [1,2]. Такой интерес вызван, в основном, безопасностью используемого маломощного излучения и относительной простотой в технической реализации [3]. Лазерная флюоресцентная спектроскопия (ЛФС) является одним из таких перспективных оптических методов.

На сегодняшний день потенциал ЛФС до конца не раскрыт, и используется этот метод, в основном, в онкологии для *in vivo* диагностики опухолей и контроля фотодинамической терапии [4,5]. Ранее нами было показано, что метод ЛФС может быть использован для диагностики гипоксии и воспалительных процессов в тканях [6]. Это даёт основание предполагать, что границы применимости метода ЛФС как в клинике, так и в экспериментальной медицине возможно расширить.

Данные, полученные в этой работе, могут найти своё применение в области лечения онкологических заболеваний. Известно, что одним из наиболее эффективным способом лечения рака является лучевая (ЛТ). К сожалению, в некоторых случаях, например при лечении опухолей орофарингеальной зоны, на ход лечения влияют побочные эффекты ЛТ, а именно различные лучевые реакции, проявляющиеся в середине курса терапии в виде локального воспаления, островкового и сливного эпителиита [7]. Это приводит к необходимости делать перерыв в радиотерапии [8]. Сегодня в арсенале радиологов нет неинвазивных и количественных инструментальных методов прогноза и оценки состояния воспаленных тканей, поэтому момент наступления перерыва, а также его длительность стандартны. Метод ЛФС может помочь врачу количественно оценить воспаление тканей и тем самым индивидуально и наиболее эффективно фракционировать дозы облучения пациента.

Данная работа направлена на изучение возможности оценки воспалений в мягких тканях после воздействия на них гамма-излучения. Цель работы - исследование воспалительных реакций, возникающих при воздействии ионизирующего излучения на конечность белой лабораторной мыши при помощи ЛФС.

Материалы и методы

В ходе эксперимента моделировалось воспаление путём облучения здоровых конечностей мышей и изучался характер накопления экзогенного фотосенсибилизатора в мягких тканях области поражения.

Исследование проводили на мышах линии SHK (n=12). Облучению на ротационно-конвергентном гамма-терапевтическом аппарате РОКУС-АМ подвергалась одна (правая задняя) конечность животного. Контралатеральная конечность оставалась интактной. Источником в аппарате РОКУС-АМ является ⁶⁰Со, доза составила 15 Гр. Расположение облученной области представлено на рисунке 1. За сутки перед облучением всем животным внутрибрюшинно был введен фотосенсибилизатор «Фотосенс» из расчёта 2,5 мг/кг. В течение всего эксперимента в контрольные дни наблюдения проводилось измерение интенсивности флюоресценции методом ЛФС *in vivo*. Показания снимались с поверхности кожи непосредственно над пораженной областью и в симметричной точке на контралатеральной конечности.

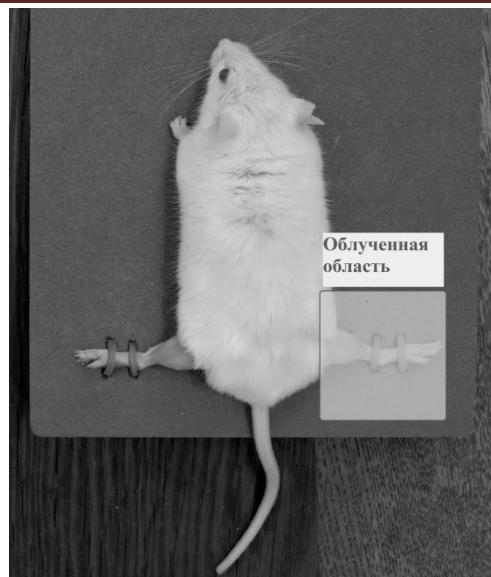


Рис. 1 Расположение облученной области

Животные постепенно выводились из эксперимента для проведения гистологического исследования пораженной конечности на 0, 7 и 21 сутки (по 2 мыши в каждой точке). Гистологическое исследование производилось по стандартному протоколу с изготовлением парафиновых срезов толщиной 4 мкм и окраской их гематоксилином и эозином. Конечности животных были исследованы полностью на разных уровнях, проходящих перпендикулярно оси бедренной кости. Для оценки системного ответа у экспериментальных животных на лучевое поражение в эти же сроки (на 0, 7 и 21 сутки) проводилось исследование клинического анализа крови. Измерения выполнялись на 0, 3, 7, 10, 14, 17 и 21 сутки, за нулевую точку взято значение флюoresценции до нанесения лучевого поражения.

Все измерения проводились на многофункциональном лазерном диагностическом комплексе «ЛАКК-М» (Рис. 2), режим работы комплекса ЛАКК-М – «Флюoresценция». Для возбуждения флюoresценции применялся лазер с длиной волны излучения 635 нм.

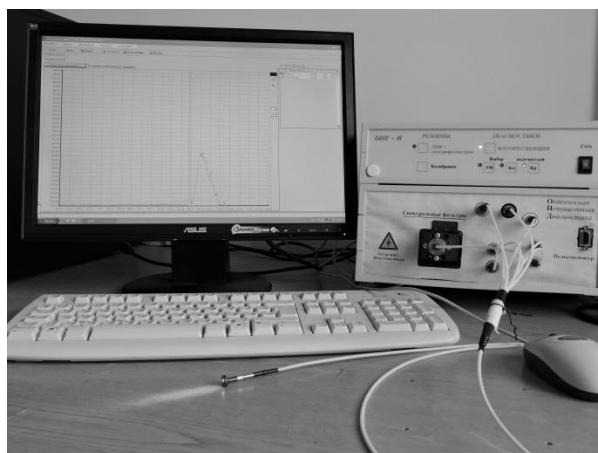


Рис. 2 Диагностический комплекс ЛАКК-М

Для оценки наличия воспаления по измеренным интенсивностям флюoresценции использовался относительный индекс интенсивности флюoresценции мягких тканей $\eta(\lambda_f)$, рассчитываемый по формуле:

$$\eta(\lambda_f) = \frac{I_f(\lambda_f)}{I_{f0}(\lambda_f)}$$

где I_f – интенсивность флюoresценции области воспаления, I_{f0} – интенсивность флюoresценции контралатеральной области, λ_f – длина волны флюoresценции (для Фотосенса $\lambda_f=690$ нм).

Результаты и обсуждение.

На рисунке 3 представлена динамика изменения индекса интенсивности флюoresценции у экспериментальных животных на разных сроках после облучения, усредненная по всей экспериментальной группе животных.

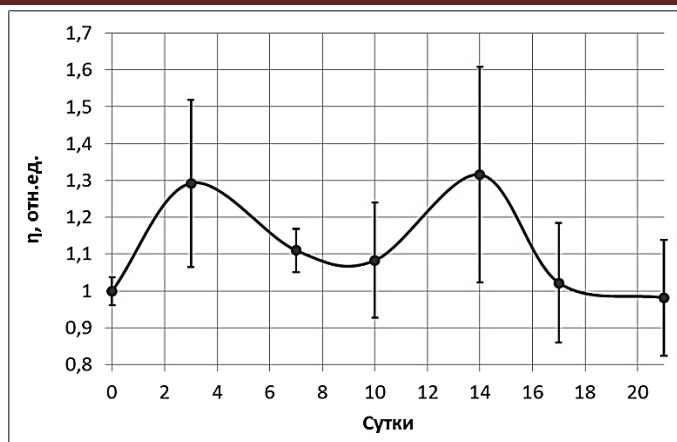


Рис. 3 Динамика индекса интенсивности воспаления

Как видно, метод ЛФС выявил определенное увеличение интенсивности сигнала флюоресценции в области лучевого поражения по сравнению с интактной симметричной областью в течение первых 16 суток эксперимента. До начала исследований и после 16 суток индекс интенсивности флюоресценции оказался близок к единице. Такой период протекания воспалительного процесса известен в радиобиологии. Поэтому, логично предположить, что временное увеличение индекса интенсивности отражает локальный воспалительный ответ на лучевое воздействие.

На рисунке 3 ярко выражены два максимума значений индекса воспаления: на 3 и 14 сутки, которые, возможно, отражают еще и стадии воспалительного процесса. Вероятнее всего, первый пик отражает, в основном, альтеративные изменения в ткани и ультраструктурные изменения в клетках в ответ на повреждающее воздействие. Локальное изменение метаболизма тканей, высвобождение ферментов из клеток - сложный комплекс изменений, который может быть обусловлен реакцией тканей на воздействие гамма-излучения.

Исследование общего анализа крови на 0, 7 и 21 сутки выявило тенденцию к уменьшению количества лейкоцитов, что, предположительно, обусловлено воздействием излучения на красный костный мозг и угнетением ростков кроветворения. Однако также было обнаружено относительное увеличение процентного содержания нейтрофилов, что, вероятнее всего, отражает реактивные изменения крови экспериментальных животных на воспаление. Относительный нейтрофилез приходится на 7-21 сутки. Именно в этот интервал и попадает второй пик флюоресценции, что, вероятнее всего, свидетельствует о развитии развернутой воспалительной реакции в очаге поражения.

Гистологический анализ области облучения на 7 сутки выявил у одного из двух исследуемых животных в дерме единичные мелкоочаговые лимфоплазмоцитарные инфильтраты, что свидетельствует о невыраженном локальном воспалительном процессе. Следует особо отметить, что данное гистологическое исследование совпало по времени с «провалом» в графике зависимости индекса флюоресценции от времени, поэтому выраженность воспалительного процесса в этот период времени согласно данным ЛФС, и не должна быть слишком сильной. Гистологическое исследование на 21 сутки выявило отсутствие патологических изменений в исследуемой области. Также и методом ЛФС воспаление на 21 сутки обнаружено уже не было. Это говорит о предварительной хорошей корреляции результатов. Однако, ввиду наличия 2-х пиков на рисунке 3, необходимо проведение дополнительного гистологического исследования на максимуме этих пиков, чтобы убедиться в полной корреляции полученных результатов.

Заключение.

В целом, исследование методом ЛФС показало активное накопление экзогенного фотосенсибилизатора «Фотосенс», и, как следствие, повышенную интенсивность флюоресценции облученной области по сравнению с интактной уже на третьи сутки после радиационного воздействия. Увеличение флюоресценции в ранний период после лучевого воздействия свидетельствует о высокой чувствительности метода в этот период и о возможности его применения в практике лучевой терапии для индикации начала острой фазы лучевой реакции. В свете изложенного, в перспективе крайне интересным является изучение гистологической картины и анализов крови в период максимумов накопления фотосенсибилизатора. Это может в определенной степени повлиять на интерпретацию полученных нами данных по динамике сигнала флюоресценции в процессе проведения лучевой терапии онкологических больных [9, 10].

Библиографический список

1. Филоненко Е. В. История развития флуоресцентной диагностики и фотодинамической терапии и их возможности в онкологии. Российский химический журнал (ЖРХО им. Д.И. Менделеева). 2013; 57(2): 5-9.
2. Иванова С. В., Кирпичёнок Л. Н. Использование флуоресцентных методов в медицине. Медицинские новости. 2008; (12): 56–61.

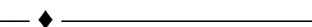
3. Рогаткин Д. А. Физические основы лазерной клинической флюоресцентной спектроскопии *in vivo*. Медицинская физика. 2014; 4: 78-96.
4. Calin M. A., Parasca S. V., Savastru R., Calin M. R., Dontu S. Optical techniques for the noninvasive diagnosis of skin cancer. Journal of cancer research and clinical oncology. 2013; 139(7): 1083-1104.
5. Murayama Y., Ichikawa D., Koizumi N., Komatsu S., Shiozaki A., Kuriu Y., Ikoma H., Kubota T., Nakanishi M., Harada Y., Fujiwara H., Okamoto K., Ochiai T., Kokuba Y., Takamatsu T., Otsuji E. Staging fluorescence laparoscopy for gastric cancer by using 5-aminolevulinic acid. Anticancer research. 2012; 32(12): 5421-5427.
6. Петрицкая Е. Н., Куликов Д. А., Рогаткин Д. А., Гусева И. А., Куликова П. А. Использование флуоресцентной спектроскопии для диагностики гипоксии и воспалительных процессов в тканях. Оптический журнал. 2015; 82(12): 41-46.
7. Тамаркина Е. И., Миронова Е. Б., Жаркова О. В., Коробкин С. А., Тамаркин В. О., Вихлянов И. В., Карапасева В. В. Химиолучевое лечение местнораспространенного рака органов полости рта и ротовоглотки. Вестник РОНЦ им. НН Блохина РАМН. 2006; 17(3), 49-53
8. Чиссов В. И. Онкология: нац. рук. – ГЭОТАР-Медиа, 2008. С 421
9. Rogatkin D. A., Polyakov P. Yu., Bychenkov O. A., Stepanenko E. N. Non-invasive fluorescent diagnostics in radiotherapy of mucosal oral tumors. Proc. SPIE. 2002; 4707: 236-243.
10. Rogatkin D. A., Bychenkov O. A., Lapaeva L. G. The accuracy, reliability, and interpretation of the results of *in vivo* laser fluorescence diagnosis in the spectral range of the fluorescence of endogenous porphyrins. J. Opt. Technol. 2009; 76(11): 708-713.

DIAGNOSIS OF INFLAMMATION CAUSED BY IONIZING RADIATION EFFECTS BY LASER FLUORESCENCE SPECTROSCOPY IN VIVO

Guseva I.A.^{1,2}, Kulikova P.A.¹, Rogatkin D.A.¹

Moscow Regional Research and Clinical Institute (MONIKI) named after M. F. Vladimirskiy,
Gusevairinaand@gmail.com

Recently, the laser fluorescence spectroscopy (LFS) method are increasingly used in medicine and the application of the LFS in oncology is the most widely known. Basically, this method is used in a clinic for *in vivo* diagnosis of tumors, but recent research has shown that the spectrum of pathologies diagnosed by LFS is considerably wider. In this study the possibility of estimation of soft tissues inflammation caused by exposure to ionizing radiation is investigated by LFS. The experimental results showed the increased accumulation of the exogenous photosensitizer "Photosense" in damage region compared to intact symmetric region. Histological analyzes and blood tests were carried out simultaneously with the measurements of fluorescence spectra. Their results confirmed the presence of inflammation. These data is of practical significance and can be used to develop of individual schemes of dose fractionation in radiology.



ДИАГНОСТИКА ЛЕГОЧНЫХ ЗАБОЛЕВАНИЙ ПУТЕМ АНАЛИЗА ВЫДЫХАЕМОГО ВОЗДУХА И УСТАНОВКА ДЛЯ СБОРА ВЫДЫХАЕМЫХ АЭРОЗОЛЕЙ

Шугайло В.В., Сивашев М.С., Костенко С.А.

Институт биологического приборостроения с опытным производством РАН, г. Пущино, e-mail: lab12ibp@bk.ru

Легкие играют важную роль в регуляции агрегатного состояния крови благодаря своей способности синтезировать факторы свертывающей и противосвертывающей систем. Известно, что функциями легких, помимо респираторной, являются метаболическая и выделительная. Именно в легких подвергаются ферментативной трансформации такие вещества, как серотонин, ацетилхолин и норадреналин. Через легкие выделяются летучие химические соединения, образующиеся в ходе реакций обмена, происходящих как в легочной ткани, так и во всем организме человека. Так, например, ацетон выделяется в реакциях окисления жиров, аммиак и сероводород - при обмене аминокислот, предельные углеводороды - в ходе перекисного окисления ненасыщенных жирных кислот. По изменению количества и соотношения выделяемых при дыхании веществ можно делать выводы об изменениях обмена веществ и наличии болезни.

С давних времен для диагностики заболеваний учитывался состав ароматических летучих веществ, выделяемых больным при дыхании и через кожу [1]. Анализ выделяемых человеком ароматических химических веществ имеет для диагностики столь важное значение, что многие запахи описаны как патогномоничные симптомы заболеваний: например, сладковатый «печеночный» запах при печеночной коме, запах ацетона у больного в кетоацидотической коме или запах аммиака при уремии.

Длительный период анализ выдыхаемого воздуха (ВВ) носил субъективный и описательный характер. Концентрации веществ в ВВ низкие, поэтому для их выявления требовалось пропускание больших объемов воздуха через поглотители и растворы.

Сравнительно недавно нарастающий интерес вызвал конденсат выдыхаемого воздуха (КВВ), как простое, не требующее вмешательства в организм средство получения информации о нижних отделах дыхательных путей у человека. Жидкость, выстилающая тонким слоем нижние отделы дыхательных путей, содержит в своем составе, как нелетучие, так и более 200 испаряющихся веществ [4]. Они составляют первую линию защиты от оксидантов окружающей среды, поступающих с вдыхаемым воздухом (табачный дым, озон, окислы азота), аллергенов, микробной и бактериальной инфекции. Качественные и количественные характеристики этих соединений отражают повреждение дыхательных путей, воспалительные изменения, эффект лечения. Поэтому они могут использоваться для слежения за динамикой легочных заболеваний. У этого метода много сторонников, он интенсивно развивается и имеет неплохие перспективы широкого применения в практике диагностики заболеваний легких человека.

1.1 Методы исследования выдыхаемого воздуха

Традиционные методы получения образцов для исследования секрета из нижних отделов дыхательных путей включают сбор обычной и индуцированной мокроты, бронхоальвеолярной лаважной жидкости при проведении бронхоскопии. Последний метод до настоящего времени остается преимущественно используемым. Вместе с тем, обременительная для обследуемого человека процедура бронхоскопии заставляет постоянно изыскивать другие, более комфортные методы, которые можно было бы использовать в амбулаторных условиях, в особенности для детей. Обнадеживающие результаты дает метод, основанный на сборе и анализе конденсата выдыхаемого воздуха как простое, не требующее вмешательства в организм средство получения информации о нижних отделах дыхательных путей у человека [6,7]. Не смотря на то, что концентрация интересующего материала в конденсате недостаточна для надежной диагностики, данный метод развивается и находит сторонников. Существенно повысить концентрацию биомаркеров позволил метод фильтрации аэрозолей с помощью нанофильтров, основа создания которых была заложена еще в прошлом веке.

В Институте теоретической и экспериментальной биофизики РАН на основе электроресиннинга разработана технология изготовления и исследованы характеристики водорастворимых пленочных фильтров, которые применяются в установке. При электроресиннинге нанофибрillярные структуры, будучи нейтрализованными в газовой фазе, конденсируются в тонкие мембранны, из которых изготавливаются высокоеффективные фильтры с низким сопротивлением воздушному потоку.

Такие фильтры, изготовленные из гидрофильных полимеров (типа поливинилпирролидона, поливинилового спирта или полиакриламида), можно использовать для сортирования микро- и наноаэрозолей биологической природы. После сбора аэрозоля фильтр можно растворить в небольшом объеме буферного раствора для дальнейшего анализа собранных аэрозольных частиц с использованием метода полимеразной цепной реакции (ПЦР) или иммунохимического анализа [8].

Исследователи предполагают анализировать ДНК методом ПЦР из собранных на фильтрах аэрозолей. Кроме метода ПЦР для быстрого анализа собранного на таких фильтрах аэрозоля разработан высокочувствительный иммунохимический метод, способный за 2-3 минуты обнаружить 100-500 белковых молекул или вирусов в пробе объемом 50-100 микролитров. Такие характеристики достигнуты за счет замены диффузионного транспорта анализа и вторичных антител на активный их транспорт под действием электрических и магнитных сил. Показано также, что специфичность узнавания антигенов, основанное на механической прочности комплексов антиген-антитело, не уступает таковой в стандартном иммуноферментном анализе, где специфичность определяется различием в термодинамической стабильности комплексов антиген-антитело [9].

Указанные методы предполагается использовать для бесконтактной диагностики инфекционных и онкологических заболеваний легких, основанной на анализе биомаркеров в легочной жидкости, присутствующей в виде нанокапель в выдыхаемом воздухе. Разработанные технологии могут быть также применены для контроля загрязнения воздуха патогенами в местах общественного пользования, в больницах и в животноводческих комплексах.

1.2 Методы сбора выдыхаемых аэрозолей в биологии и медицине

Известны два основных метода формирования аэрозольных частиц, конденсационный - образование капель жидкости из молекул перенасыщенного пара и диспергационный - измельчение бронхоальвеолярной жидкости, выстилающей респираторный тракт, при турбулентном потоке воздуха в дыхательных путях [10,11].

Сбор КВВ осуществляется с помощью конденсора, который представляет собой устройство, основанное на принципе противотока.

Исследование конденсата выдыхаемого воздуха имеет свои достоинства и недостатки. Среди достоинств исследователи указывают на:

- простоту и воспроизводимость результатов;
- возможность проведения исследования в поликлинических и даже домашних условиях;

- сопоставимость изменений, обнаруживаемых при исследовании конденсата, с изменениями, выявленными традиционными методами — анализе бронхоальвеолярной лаважной жидкости или индуцированной мокроты;
- безопасность для слизистой бронхов и отсутствие фактора разведения, имеющих место при бронхоскопии и последующем исследовании бронхоальвеолярной лаважной жидкости;
- доступность для пациентов любого возраста - от новорожденных до лиц преклонного возраста;
- возможность получения результата при спонтанном дыхании и при механической вентиляции легких.

Говоря о недостатках, следует указать на отсутствие стандартной методики сбора конденсата. При сборе конденсата нет гарантии испарения воды с капелек жидкости, образующихся при конденсации выдыхаемых паров. Для правильного получения конденсата выдыхаемого воздуха прибор для его сбора нужно испытывать с помощью аэрозольных растворов, содержащих известные концентрации определяемых веществ. Отсутствует специфичность конденсата выдыхаемого воздуха в отношении того или иного анатомического образования и до настоящего времени не ясно, из какого именно отдела нижних дыхательных путей происходят аэрозольные частицы.

1.3 Устройства для сбора выдыхаемых аэрозолей и их характеристики

Как правило, для сбора выдыхаемых аэрозолей используют изогнутые стеклянные трубы, охлаждаемые льдом. Однако, развитие метода сбора КВВ привело к появлению коммерческих устройств для получения конденсата.

2 Разработка установки для сбора выдыхаемых аэрозолей

2.1 Технические требования к установке

В основу разработанной установки положены конструктивные и схемные решения, обеспечивающие реализацию метода сбора выдыхаемых аэрозолей на водорастворимых пленочных фильтрах. Конструкция установки должна обеспечивать возможность ее транспортирования и использования вне лабораторных условий.

Установка обеспечивает очистку выдыхаемого воздуха от механических примесей размером более 0,2 мкм.

В качестве буферной емкости используется сменный эластичный пакет. Объем буферной емкости воздуха - не менее 3-х литров.

Температура анализируемой пробы воздуха, проходящей через мембранный фильтр, устанавливается в пределах 45 ± 3 °C.

Скорость фильтрования анализируемого воздуха - не менее 6 – 12 л/мин при давлении 30 – 40 мм. вод. столба.

Установка выполнена в виде переносимого устройства.

Конструкция установки обеспечивает простую схему установки и извлечения мембранных фильтров.

Конструкция установки обеспечивает исключение возможности прикосновения испытуемого к узлам, находящимся под напряжением.

Установка питается от сети переменного тока 220 В, 50 Гц.

Время установления рабочего режима не более 30 минут.

Время непрерывной работы не менее 24 часов.

По способу защиты человека от поражения электрическим током установка относится к классу 1 по ГОСТ 12.2.007-75.

Сопротивление изоляции цепей питания относительно корпуса установки - не менее 20 МОм в нормальных условиях.

Установка обеспечивает заданные технические параметры при следующих климатических условиях:

- температура окружающего воздуха от 10 до 35 °C;
- относительная влажность до 80% при 25 °C;
- атмосферное давление от 84 до 106 кПа.

2.2 Схема и конструкция установки

Установка выполнена на базе переносного пластикового кейса, имеющего габариты 550x420x215мм. В конструкцию входят: передаточные трубы, буферная емкость с нагревательным элементом, насосы для перекачивания анализируемой пробы, узел фильтрации со съемным фильтром, нагревательные элементы, электронная плата для регулирования температуры и управления перекачивающими насосами. Внешний вид установки представлен на рисунке 1.



Рис.1- Внешний вид установки

Насосы для перекачивания воздуха смонтированы на кронштейн, который крепится к крышке чемодана. Узел фильтрации, буферная емкость, электронная плата установлены на основании, которое закреплено на днище кейса. Входы насосов объединены и подключены к узлу фильтрации, который соединен с буферной емкостью. В качестве нагревательных элементов используются три электрические лампы накаливания, которые установлены в узле фильтрации, на основании кейса и на кронштейне крепления буферной емкости. Буферная емкость представляет собой сменный полиэтиленовый пакет, который легко снимается и устанавливается. Управление работой установки осуществляется автоматически при помощи электронной платы, которая обеспечивает регулирование температуры воздуха в кейсе, в буферной емкости и в узле фильтрации.

2.3 Структурная схема установки

Структурная схема установки представлена на рисунке 2.

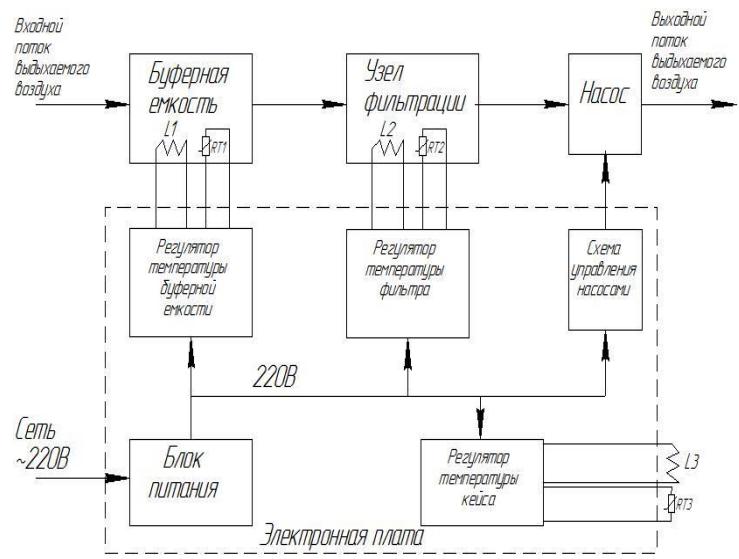


Рис.2- Структурная схема установки

Основная задача, которая решается разработанной установкой состоит в пропускании выдыхаемого воздуха через фильтрующий элемент. При этом анализируемый воздух должен иметь вполне определенную и постоянную температуру. В данной конструкции установки выбрана температура 45 °C. Это значение является компромиссом двух требований, а именно, с одной стороны температура воздуха должна быть выше его точки росы, так как не допускается конденсация влаги на водорастворимых фильтрах, а с другой стороны высокое значение температуры может разрушить анализируемые вещества. Установка содержит три регулятора температуры, выполненных по одинаковой схеме. В качестве исполнительных элементов используются электрические лампы накаливания на 60 Вт (L1) для поддержания температуры воздуха внутри кейса, на 40 Вт (L2) для подогрева анализируемого воздуха в буферной емкости и на 12 Вт (L3) для поддержания заданной температуры в узле фильтрации. Выдыхаемый воздух поступает в буферную емкость, где он накапливается и подогревается до температуры 45 °C. При наполнении емкости до объема около 3-х литров, срабатывает датчик

наполнения емкости и включаются насосы, перекачивающие анализируемый подогретый воздух через узел фильтрации. При уменьшении наполнения буферной емкости до полутора литров по сигналу датчика наполнения насосы отключаются. Этим обеспечивается выравнивание неравномерного поступления выдыхаемого воздуха в относительно равномерный его поток через фильтр. Все три регулятора температуры настроены на поддержание температуры анализируемого на уровне 45 °C.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

На основе анализа решаемых задач и условий проведения экспериментов определен состав и технические требования к установке для сбора выдыхаемых аэрозолей.

Разработана схема электрическая принципиальная и конструкция электронной платы измерения и регулирования температуры анализируемого выдыхаемого воздуха. Использована современная элементная база схемотехники. Обеспечена гальваническая развязка измерительной части схемы от цепей с напряжением 220 В, питающих нагревательные элементы. Параметры установки удовлетворяют современным требованиям к переносимой технике для проведения исследований выдыхаемого воздуха.

Предварительные испытания разработанного макета установки для сбора аэрозолей выдыхаемого воздуха позволяют сделать выводы о перспективности ее применения при разработке новых методов диагностики заболеваний легких человека.

Список использованных источников

1. Чем пахнут болезни /Feldcher. Информационный сайт скорой помощи. URL: <http://www.feldsher.ru/news-view-1258.html> (дата обращения 21.11.2012).
2. Gustafsson L.E., Leone A.M., Persson M.G., Wiklund N.P., Moncada S. Endogenous nitric oxide is present in the exhaled air of rabbits, guinea pigs and humans // Biochem. Biophys. Res. Commun. — 1991. — № 181. — P. 852—857.
3. Gill M., Graff G.R., Adler A.J., Dweik R.A. Validation study of fractional exhaled nitric oxide measurements using a handheld monitoring device // J. Asthma. — 2006. — № 43. — P. 731—734.
4. Курик М.В., Ролик М.В., Пархоменко Н.В. и др. Физические свойства конденсата выдыхаемого воздуха у больных хроническим бронхитом // Врач. Дело 1987, № 1. — С. 37—39.
5. Яковлева О.А., Баяк Н.Ю., Зорин С.М. Патогенетическое значение конденсата выдыхаемого воздуха в патологии органов дыхания. Нереспираторные функции легких // Сборник научных трудов ВНИИ пульмонологии. — Ленинград, 1988. — С. 67—70.
6. Климанов И.А. Механизмы формирования конденсата выдыхаемого воздуха и маркеры оксидативного стресса при патологиях респираторного тракта // Пульмонология. — 2009. — № 2. — С. 113—119.
7. Таганович А.Д. Исследование сурфактантной системы легких с помощью биохимических методов // Пульмонология 1996, № 1. — С.45—50.
8. Морозов В. Н. Новые методы иммунохимического анализа нано-аэрозолей в диагностике. Рос. Терапевт. Ж., 2009, № 8. — С.16—17
9. Morozov, V.N. (2008) Cost-efficient technological solutions for warning-type bioaerosol detection. In: Biodetection Technologies. 5th Edition Proceedings. Chapter 9. The Knowledge Press Inc. pp., 2008. — С.183—208
10. Климанов И.А., Соодаева С.К., Лисица А.В., Кудрявцев В.Б., Чучалин А.Г. Стандартизация преаналитического этапа исследования конденсата выдыхаемого воздуха // Пульмонология. — 2006. — № 2. — С. 53—55.
11. Райст П. Аэрозоли. Введение в теорию / Под ред. Б.Ф. Садовского. М.: Мир, 1987. 278с.

PULMONARY DISEASES DIAGNOSIS BY ANALYSIS OF EXHALED AIR AND A SETUP FOR COLLECTING EXHALED AEROSOLS

V.V. Shugailo, M.S. Sivashev S.A. Kostenko

Institute for Biological Instrumentation of the Russian Academy of Sciences, e-mail: lab12ibp@bk.ru

The present paper considers the problems of designing modern technical tools to collect exhaled aerosols.

The aim of the paper is to study the methods for collecting exhaled aerosols and to develop the design of a setup for collecting aerosols.

The subject of the study: methods and technical means for collecting and concentrating exhaled aerosols.

The present paper analyzes the methods and principles of building technological and measuring equipment for collecting exhaled aerosols. The designed structure is based on the principle of concentrating exhaled aerosols on water-soluble film filters obtained by the method of electrospinning. In the process of hydrophilic polymer (such as polyvinylpyrrolidone, polyvinyl alcohol or polyacrylamide) electrospinning, the nanofibrillar structures that are

neutralized in a gaseous phase are condensed into thin membranes used to manufacture highly efficient filters having a low resistance to air flow. Such filters provide for a high efficiency while collecting micro- and nano-aerosols of biological origin. After collecting aerosols, the filter is dissolved in a small volume of a buffer solution for further analysis of collected aerosol particles with the use of PCR or immunochemical analysis (enzymoimmunoassay).

The study resulted in establishing specifications of parameters for a setup, as well as the layout and the structure of a mobile setup were developed.

The efficiency of the setup is determined by the possibility to provide collection of exhaled aerosols under field conditions.

The designed setup has been put into an experimental operation in the Laboratory of Nanostructures and Nanotechnologies of the Institute of Theoretical and Experimental Biophysics of the Russian Academy of Sciences.



ИССЛЕДОВАНИЕ ВОЗМОЖНОСТИ ИСПОЛЬЗОВАНИЯ ПОЗИТРОНОВ В ЛУЧЕВОЙ ТЕРАПИИ

Черняев А.П., Коков К.В.

Физический факультет МГУ имени М.В. Ломоносова, kykokov@yandex.ru

В настоящее время одним из действенных способов лечения онкологических заболеваний является применение различных видов ионизирующих излучений. Несмотря на большие технические усовершенствования последних лет, по-прежнему остро стоит вопрос о повышении эффективности радиационной онкологии. В связи с этим все больше получают развитие методы, совмещающие в себе два фактора: терапевтический и диагностический. Примером служит установка под названием Томотерапия. В ней встроенное устройство визуализации определяет и проверяет локализацию опухолевой ткани, которую затем подвергают высокоточному облучению по соответствующей схеме. Опухолевые ткани получают предназначеннное для них излучение, при этом чувствительные ткани остаются практически незатронутыми. По сути, установка представляет собой совмещение лучевой терапии и компьютерной томографии.

В этой связи представляет интерес поиск и развитие нового двухфакторного ядерно-физического метода в радиационной онкологии, состоящего в совмещении лучевой терапии и ПЭТ-томографии. В этом методе могут использоваться пучки позитронов. При прохождении позитрона через вещество он аннигилирует с электроном среды, в результате чего возникает пара фотонов с противоположными импульсами. При наличии вокруг облучения схемы совпадений можно установить точное место аннигиляции и, таким образом, контролировать поглощенную дозу в динамике.

Кроме того, в установку может быть введен третий фактор – поперечное магнитное поле. Его включение позволяет сконцентрировать дозу в интересующей нас области и усилить эффект от облучения [1].

Для исследования возможности разработки данного метода было проведено моделирование глубинных распределений дозы пучка позитронов с энергией 20 МэВ как без магнитного поля, так и с поперечным магнитным полем различной величины: 0.5, 1, 1.5, 2, 2.5 Тл.

Глубинные распределения дозы вдоль оси пучка позитронов в поперечном магнитном поле 0.5 – 2.5 Тл, как показали исследования, мало отличаются от аналогичных распределений дозы для пучка электронов. Различие между ними в максимуме глубинного распределения дозы в магнитном поле $B = 2.5$ Тл не превышает 7%. Эффективность облучения мишени пучком позитронов практически такая же, как и для пучка электронов. Доза, передаваемая среде электронами и позитронами, практически одинакова. Отличие составляет $\sim 2\%$ - у электронов она немного выше.

Использование пучков позитронов в лучевой терапии может быть полезно, и представляется возможным развить метод лучевой терапии на пучках позитронов. Он заключается в одновременной с проведением лучевой терапии регистрации аннигиляционных γ -квантов на совпадение, по которой определяется место, где произошла аннигиляция. По числу аннигиляционных актов контролируется величина дозы, получаемой тем или иным участком ткани, в процессе облучения. С помощью компьютерной программы можно изменять эту величину дозы, варьируя интенсивность пучка. Для диагностики может быть использована γ -камера или другая система регистрации γ -квантов на совпадение. Такие пучки могут быть достаточно просто получены на ускорителях электронов.

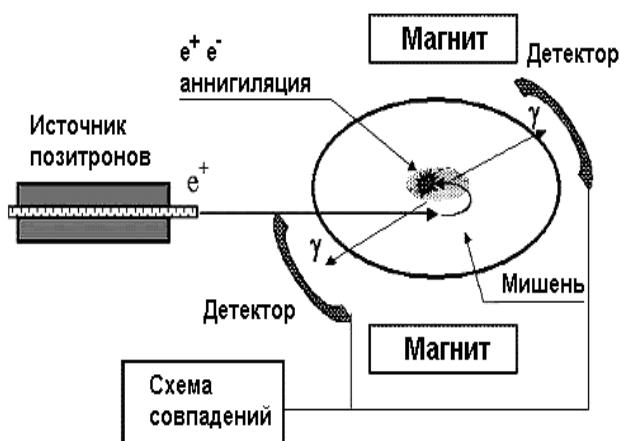


Рисунок 1. Схема установки для облучения мишени пучком позитронов при одновременном контроле за уровнем дозы

Библиографический список

1. Черняев А.П. Эффективность передачи дозы биологическим объектам пучками фотонов и электронов. Автореферат диссертации на соискание ученой степени доктора физ.-мат. наук. – М.: 2004. – 42 с.

POSITRONS USAGE IN RADIATION THERAPY POSSIBILITY RESEARCH

Chernyaev A.P., Kokov K.V.

Physical Department, M.V. Lomonosov Moscow State University, Moscow, Russia
kvkokov@yandex.ru

In radiation therapy it is an issue to increase the efficiency of radiation oncology. In this connection methods, which combine therapeutic and diagnostic factors, are being developed more and more. The example is TomoTherapy technology. Thereby it is of interest to find and develop new method in radiation oncology, which would allow combining radiation therapy and positron emission tomography by positrons beams usage. For the research of its usage possibility some simulations were carried out, and in this article results of it are considered.

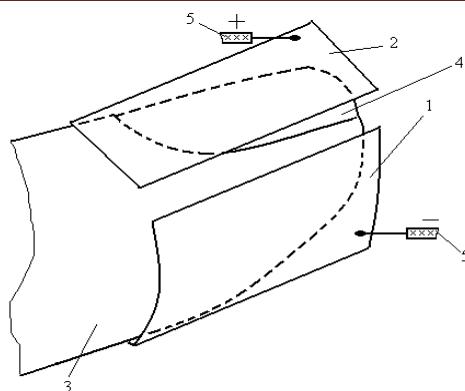
◆ МЕТОД ЛЕЧЕНИЯ ГРИБКОВЫХ ЗАБОЛЕВАНИЙ КОЖИ И НОГТЕВЫХ ПЛАСТИНОК

Оленев Е.А., Сушкова Л.Т.
olenevea@mail.ru

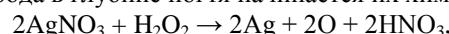
Известные в настоящее время методы лечения грибковых заболеваний кожи и ногтей, как правило, малоэффективны и позволяют в основном вылечивать только грибковые поражения кожи, в то время, как грибок ногтей во многих случаях остается неизлечим, о чем свидетельствует статистика, согласно которой около 20% населения заражена грибком [1]. Причиной такого положения является очень высокая устойчивость грибка к различным медикаментозным препаратам, а также значительные сложности, связанные с доставкой этих препаратов к очагу поражения. Для лечения устойчивой грибковой инфекции комплексом препаратов и доставки последних, прежде всего, в пораженный участок ногтевых пластин был разработан новый метод лечения, суть которого заключается в следующем.

Для борьбы с запущенными формами грибка необходимо комплексное лечение несколькими препаратами, которые доставляют к месту назначения с помощью устройства, содержащего пластины 1, 2, соответственно размещаемые на нижней части пальца 3 и над пораженным участком – ногтем 4 и подключаемые проводниками 5 к отрицательной и положительной клеммам источника питания.

В процессе лечения помещают кончик пальца в пластину 1, обхватывающую нижнюю часть пальца 3, и наносят на пораженный ноготь 4 слой пероксида водорода, например водный раствор. После этого над ногтем размещают пластину 2 и подают с помощью проводников 5 от источника питания положительный потенциал на пластину 2 и отрицательный – на пластину 1. В результате ноготь оказывается в электрическом поле, под действием которого раствор пероксида водорода начинает проникать вглубь ногтя. Использование в качестве лечебного препарата пероксида водорода, хорошо растворимого в воде, спирте и эфире, позволяет применять его в качестве антисептического средства и окислителя, поскольку он легко разлагается на воду и кислород, губительно действующий на мицелий гриба.



Кроме того, нахождение обоих атомов кислорода в промежуточной степени окисления (-1) обуславливает способность пероксидов выступать как в роли окислителей, так и восстановителей. При этом, во-первых, вследствие несимметричности молекула H_2O_2 сильно полярна, что дает возможность легко обеспечить ее направленное движение в электрическом поле вглубь ногтя. Во-вторых, при взаимодействии, например с нитратом серебра, пероксид водорода выступает как восстановитель, окисляясь до атомарного кислорода. Для этого через некоторое время, обусловленное скоростью проникновения пероксида водорода, на ноготь 4 наносят слой нитрата серебра, отодвинув предварительно пластину 2, после чего восстанавливают электрическое поле, под действием которого в ноготь начнет проникать нитрат серебра. При соединении нитрата серебра с пероксидом водорода в глубине ногтя начинается их химическое взаимодействие



при этом помимо начальных компонентов образуются еще: атомарный кислород, активно действующий на мицелий гриба, серебро, обладающее бактерицидными свойствами, и азотная кислота, угнетающая вирусы и грибок. В свою очередь, соприкосновение азотной кислоты с белком гриба или кожей вызывает ксантопротеиновую реакцию – разрушение белка и выделение серы, которая входит в состав известных противогрибковых препаратов. Осуществление лечения несколькими компонентами дает возможность разносторонне воздействовать на патогенные микроорганизмы и исключает приспособливание последних к какому-нибудь одному компоненту, что повышает эффективность лечения. После испарения влаги из ногтя указанные препараты остаются в порах и продолжают свое лечебное действие. Лечебную процедуру повторяют до полного излечивания.

Литература

- [Вестник дерматологии и венерологии, 1974, № 7, с. 79]

METHOD OF TREATMENT OF FUNGAL SKIN DISEASES AND THE NAIL PLATE

Olenev E.A., Sushkova L.T.
olenevea@mail.ru

The paper presents a new method for the treatment of fungal diseases, allowing to deliver medication deep into the nail. Treatment is carried out by several components, which enables versatile affect pathogenic microorganisms and excludes the last adaptation to any one component.

СОВРЕМЕННЫЕ ДОСТИЖЕНИЯ БИОМЕДИЦИНСКОЙ ИНЖЕНЕРИИ В ПОВСЕДНЕВНОЙ ПРАКТИКЕ ВРАЧА АЛЛЕРГОЛОГА-ИММУНОЛОГА.

Рябинина З.В.
zoryabinina@mail.ru

Впервые описание аллергических заболеваний встречаются более двух с половиной тысяч лет назад, однако и в настоящее время перед врачами всего мира стоят проблемы связанные с вопросами диагностики, терапии и профилактики аллергических заболеваний

За последние же десятилетия проблема аллергии приняла масштаб глобальной медико-социальной проблемы. Это связано с широким распространением аллергических болезней, аллергические заболевания по своей распространенности занимают третье место после сердечно-сосудистых и онкологических, а в некоторых

экологически неблагоприятных регионах выходят на первое место [8].

К аллергическим заболеваниям относят – аллергический ринит, аллергический конъюнктивит, аллергическую бронхиальную астму, аллергический дерматит, крапивницу и другие формы заболеваний. Самым грозным, быстрым и смертельно опасным состоянием является анафилактический шок, который может привести к гибели пациента за считанные минуты.

Несмотря на впечатляющие успехи фундаментальных разделов биологии и медицины, более углубленное изучение природы аллергии и создание новых способов диагностики, противоаллергического лечения и профилактики, отмечается утяжеление течения аллергических заболеваний, что неизбежно приводит к росту уровня временной нетрудоспособности, инвалидизации населения, а, следовательно – снижению качества жизни пациентов [8]. В высокоразвитых странах процент страдающих аллергией, преимущественно среди молодого населения, значительно выше, чем в развивающихся и слаборазвитых странах. Загрязнение окружающей среды отходами промышленного производства [2;3;7;12], неблагоприятные социальные условия [11], рост потребления различных лекарственных препаратов, интенсивное использование средств дезинфекции в быту и на производстве, применение пестицидов и гербицидов в сельском хозяйстве, сочетанное воздействие данных факторов на организм современного человека создают условия для высоких аллергенных нагрузок [8]. По данным эпидемиологических исследований, проведенных в ГНЦ – Институте иммунологии МЗ РФ, в различных регионах России распространенность аллергических заболеваний колеблется от 15 до 35% [8].

Современный уровень оказания медицинской помощи основан на позициях доказательной медицины, что требует современных и точных средств диагностики, которые позволяют в кратчайшие сроки выполнять технически сложные исследования с высоким уровнем достоверности результатов. В практике врача аллерголога-иммунолога для диагностики заболеваний не заменимы и широко применяются клинико-лабораторные методы исследований, которые значительно расширяют диагностические возможности врача. Современные достижения биомедицинской инженерии позволяют выполнить необходимые исследования быстро и точно, что особенно важно в сложных диагностических случаях.

Проточная цитометрия – это современная технология быстрого измерения характеристик клеток, их органелл и происходящих в них процессов. Она представляет собой эффективный подход к решению многих важных задач биологии клетки, иммунологии и клеточной инженерии. Использование современных достижений в области флуоресцентных красителей, развитие лазерных и компьютерных технологий, а также эффективное программное обеспечение привели к широкому использованию данной технологии в медицинской практике. Использование моноклональных антител, конъюгированных с различными флуорохромами, в свою очередь, привело к развитию многопараметрового анализа и значительно упростило работу специалистов в диагностике различных нарушений иммунной системы. Появление новых направлений в проточной цитометрии, таких как проточная цитоэнзимология, открывает широкие перспективы для дальнейшей идентификации поврежденных или измененных клеток, и позволяют принимать адекватные решения по лечению выявленных патологических изменений [10]. С помощью проточной цитометрии изучают особенности клеточного звена иммунитета и исследуют количество клеток и их функциональную активность. Возможно совместное использование нескольких меток с флуорохромами разных цветов (двойные и тройные метки), что позволяет исследовать несколько рецепторов на одной клетке одновременно в режиме реального времени и даёт представление о функциональной активности клеток иммунной системы. Также существует метод анализа фагоцитоза (это физиологический и динамический параметр), что значительно упростило выполнение данной методики и исключило субъективный фактор оценки.

Полимеразная цепная реакция, ещё относительно недавно, этот метод исследования был дорогостоящим и доступным только крупным медицинским клиникам. Благодаря достижениям биомедицинской инженерии ПЦР стала доступным методом диагностики. Метод обладает высокой чувствительностью, так как даже одной копии ДНК достаточно для определения идентичности. Современные приборы позволяют определять количество копий ДНК в образце, что важно для оценки эффективности проводимой терапии. ПЦР чаще используют для определения инфекционных агентов (микрофлору, вирусы, микроскопические грибы). Метод ПЦР применяется для идентификации генов и диагностики генетических нарушений.

Метод иммуноферментного анализа – является универсальным чувствительным иммунобиологическим методом анализа. Методом иммуноферментного анализа проводят качественное и количественное определение различных веществ, обладающих свойствами антигена, гаптена (неполноценного антигена) или антитела. Сущность метода заключается в реакции специфического взаимодействия антигена – антитело и последующей детекции полученного комплекса с использованием таких методов, как спектрофотометрия, хемилюминесценция и других соответствующих методов. Качественный анализ позволяет получить положительный или отрицательный результат содержания антигена или антитела в исследуемом веществе. При проведении количественного анализа определяют содержание того или иного антигена или антитела в исследуемом веществе с использованием калибровочного графика [13]. Метод ИФА позволяет выявлять антитела к различным антигенам и существенно облегчает диагностику.

Безусловно, методы лабораторной диагностики очень важны для постановки правильного диагноза и назначения патогенетической и этиотропной терапии. К недостаткам перечисленных выше методов можно отнести достаточно большой объём крови, забираемой у пациента, особенно это актуально в педиатрической практике, и невозможность быстрого (на приёме врача) проведения диагностики.

Известно, что существуют системы экспресс диагностики аллергии, например. Для их работы необходимо несколько микролитров крови пациента и результат известен через нескольких минут. Однако эти тест-системы имеют высокую стоимость, сопоставимую с исследованием методом ИФА и возможность получения только качественного (не количественного) результата. Однако этот метод представляется весьма перспективным, при условии создания аналогичных тест-систем отечественного производства и соответственно снижении стоимости исследования.

Актуальной проблемой аллергологии является аллергический ринит (АР). АР — заболевание, характеризующееся наличием иммунологически обусловленного (чаще всего IgE-зависимого) воспаления слизистой оболочки носа, вызванного причинно-значимым аллергеном, и клинически проявляющееся двумя и более симптомами: обильной ринореей, затруднением носового дыхания, зудом в полости носа, повторяющимся чиханием и нередко аносмиеей [1]. Распространенность аллергического ринита среди населения в настоящее время оценивается в 10–30% [9; 6]. Одним из ведущих симптомов АР является нарушение носового дыхания, что вызывает больший дискомфорт у пациентов. Оценка этого симптома происходит субъективно пациентом и врачом. В настоящее время не существует приборов, способных измерить скорость выдоха через нос, и тем самым позволить провести объективную оценку степени назальной обструкции. В тоже время, для контроля за симптомами бронхиальной астмы подобный прибор существует, метод пикфлюметрии широко используется врачами и пациентами для контроля над бронхиальной астмой. Создание подобного прибора для измерения скорости воздушного потока выдоха через нос облегчит диагностику и существенно упростит контроль над симптомами АР, позволяя своевременно изменять тактику лечения.

Таким образом, биомедицинская инженерия внесла огромный вклад в диагностику аллергических заболеваний, позволила существенно повысить качество медицинской помощи населению. Дальнейшее развитие современной медицины сложно представить без появления новых методов диагностики и лечения, что требует тесного сотрудничества медиков, биологов, физиков и инженеров.

Библиографический список

1. Аллергология и иммунология. Национальное руководство. АСМОК. РААКИ. «Геотар-Медиа». - 2009. - С. 245-250
2. Биличенко Т.Н. Распространённость хронического бронхита и других респираторных нарушений среди взрослого населения, их диагностическое и прогностическое значение (Клинико-эпидемиологическое исследование): Автoref. дисс. канд. мед. наук. - М., 1992. 23с.
3. Биличенко Т.Н. Эпидемиология бронхиальной астмы // Бронхиальная астма/ Под ред. А.Г. Чучалина. - М.: Агар, 1997. - Т.1, Гл.14. - С.400 - 423.
4. Клиническая аллергология. Под редакцией акад. Р.М. Хайтова., М, 2002, 623 с.
5. Курбачева О. М. Аллерген-специфическая иммунотерапия: история и перспективы совершенствования « Цитокины и воспаление» №3 2005.
6. Курбачева О.М., Ильина Н.И. Лечение аллергического ринита: когда, как и зачем? // Российский аллергологический журнал. 2006. № 2. С. 66–75.
7. Лещенко И.В. Бронхиальная астма: распространность, диагностика, лечение и профилактика - региональная программа в Свердловской области. Автореф. дисс. докт. мед. наук. - М., 1999.
8. Федоскова Т.Г., Ильина Н.И. Роль аллергических заболеваний в общеклинической практике. РМЖ, Том 12 № 14, 2004.
9. Хайтов Р. М. Иммунология. М., 2002.
10. Хайдуков С.В. , Зурочка А.В. Проточная цитометрия как современный метод анализа в биологии и медицине. Медицинская Иммунология 2007, Т. 9, № 4-5, стр. 373-378
11. Хутуева С.Х., Федосеева В.Н. Аллерген-специфическая иммунотерапия бронхиальной астмы. М., Экон, 2000, 249 с.
12. Paun G, Dutu St. Prevalence of respiratory symptoms, asthma bronchiale and chronic bronchitis in an Industrial Environment with high air pollution // Eur. Respir. J. - 1996. - Vol.9., Suppl.23, - P.353s.
13. Ресурс интернет [https://www.rosminzdrav.ru/.../проект_ОФС_Иммуноферментный_анализ_.docx?]

MODERN ACHIEVEMENTS OF BIOMEDICAL ENGINEERING IN EVERYDAY PRACTICE PHYSICIAN ALLERGIST-IMMUNOLOGIST

Ryabinina Z.V.
zoryabinina@mail.ru

The article describes the basic methods of laboratory diagnostics used in everyday practice physician allergist - immunologist. Author offers advanced methods of clinical and laboratory diagnostics for allergies that require discussion and development.

СЕКЦИЯ 2

БИОКИБЕРНЕТИКА И МАТЕМАТИЧЕСКОЕ МОДЕЛИРОВАНИЕ

МЕТОДОЛОГИЯ СИНТЕЗА ГИБРИДНЫХ НЕЧЕТКИХ МОДЕЛЕЙ ОЦЕНКИ СОСТОЯНИЯ И УПРАВЛЕНИЯ БИОТЕХНИЧЕСКИМИ СИСТЕМАМИ

Н.А. Кореневский¹, А.Н. Шуткин², Л.В. Стародуоцева³, А.О. Позин⁴

1. Юго-Западный государственный университет, заведующий кафедрой биомедицинской инженерии, д-р. техн. наук, профессор, Курск, Россия, e-mail: kstu-bmi@yandex.ru
2. Воронежский институт государственной противопожарной службы МЧС, канд. физ.-мат. наук., заместитель начальника института по учебной работе, Воронеж, Россия, e-mail: vigps@mail.ru
3. Юго-Западный государственный университет, доцент кафедры биомедицинской инженерии, канд. техн. наук, Курск, Россия, e-mail: kstu-bmi@yandex.ru
4. Агропромышленный Холдинг «Мираторг» ООО «Брянская Мясная Компания», главный инженер, Брянск, Россия, e-mail: info@agrohold.ru

Биотехнические системы (БТС) различных типов и назначений следует рассматривать как сложные системы анализ состояния и управление которыми не является тривиальной задачей, поскольку ее составляющие, особенно организм человека не всегда поддаются строгому аналитическому описанию.

Многочисленные исследования отечественных и зарубежных ученых показали, что в таких условиях хорошо зарекомендовала себя технология мягких вычислений, включающая аппарат нечеткой логики принятия решений [2,4,8,10,11,12]. Одной из основных проблем практического применения этого математического аппарата является сложность выбора формы и параметров элементов нечетких решающих правил и способов их агрегации в системы гибридных нечетких решающих правил. Значительная часть этих проблем может быть решена путем использования коллективов нечетких решающих правил, обучение которых осуществляется при использовании данных разведочного анализа [4,10,11,12].

В рамках выбранного подхода к синтезу нечетких решающих правил задачу управления сложными объектами будем рассматривать как задачу перевода объекта исследования с заданной (или вычисляемой) уверенностью из текущего состояния (из гиперобласти, где объект находился до управляющего воздействия) в гиперобласть соответствующую «желаемому» состоянию.

В ходе проведенных исследований было установлено, что в условиях плохой формализации при сложной структуре данных и в отсутствии репрезентативного статистического материала хороших результатов удается достичь при использовании нечеткой логики принятия решений, диалоговых систем распознавания образов, метода группового учета аргументов, теории измерения латентных переменных и последовательной секвенциальной процедуры А. Вальда [4,10].

Кроме того было установлено, что ряд задач со сложной неоднородной структурой данных целесообразно решать используя различные модели описания разнотипных классов состояний и (или) разнородных блоков информативных признаков для одной и той же биотехнической системы.

Исходя из этого, оценка состояния биотехнических систем требует для своего решения коллектива разнородных (гетерогенных) моделей, для объединения которых в единое решающее правило, необходимо разработать: механизмы изучения структуры данных; рекомендации по выбору адекватных этой структуре математических моделей и механизмы агрегации разнородных моделей в рамках технологии мягких вычислений.

Таким образом, возникает необходимость разработки методологии (как совокупности методов) синтеза гибридных нечетких моделей каждая из которых реализуется оригинальными методом синтеза «частного» решающего правила.

Изучение структуры данных с целью выбора частных математических моделей принятия решений по подпространством признаков целесообразно осуществлять используя методы анализа данных ориентированные на выбор и агрегацию элементов нечетких решающих правил [4,10,11,12].

В ходе разведочного анализа выясняются: возможность и целесообразность решения задачи классификации состояний объекта исследования в её геометрической интерпретации; возможность линейного

или кусочно-линейного разделения классов; наличие «вложенных» структур классов типа «шар в шаре», «шар в чаше» «эллипсоид в шаре»; наличие зон пересечения классов, их типы и структура и т.д.

Знание характеристик структурных особенностей классов позволяет обоснованно, под структуру классов, выбирать типы адекватных математических моделей.

Анализ различных структур данных с учетом квалификации экспертных групп позволил сформулировать ряд рекомендаций по синтезу математических моделей для решения задач оценки состояния биотехнических систем, которые можно определить как методологию синтеза коллективов разнородных нечетких решающих правил, состоящую из следующих основных этапов и действий.

Если исследуемые классы состояний ω_ℓ , описываются в рамках теории нечеткой логики принятия решений через функции принадлежности к ним с базовыми переменными z_i и экспертная группа владеет механизмами нечеткого вывода, то в качестве элементов решающих правил выбираются функции принадлежности $\omega_\ell(z_i)$, а принадлежность к искомому классу состояний определяется через операции допустимые в теории нечетких множеств Л. Заде [2,4,10,11,12].

При известных функциях принадлежности задача управления сложными объектами достаточно хорошо решается с использованием нечетких алгоритмов Мамдани-Заде, Такаги-Сугено-Канга и нечетких нейронных сетей [8].

Если каждая из используемых базовых переменных увеличивает меру доверия к исследуемой гипотезе (классу состояний) ω_ℓ , то уверенность в классификации целесообразно определять, используя итерационные модели Е. Шортлифа [4,9].

Учитывая, что расчетные величины элементов правила Е. Шортлифа определяют меры сдвига доверия в сторону гипотезы ω_ℓ задача управления для этих моделей сводится к выбору таких функций, которые обеспечивают максимальную уверенность в ω_ℓ .

Если в ходе разведочного анализа устанавливается тот факт, что между анализируемыми классами состояний возможно проведение линейных, кусочно-линейных или нелинейных разделяющих гиперповерхностей, то в качестве элементов решающих правил целесообразно использовать функции принадлежности к ω_ℓ с базовыми переменными определяемыми как расстояние от исследуемого объекта до разделяющих поверхностей [4,11,12].

Если в ходе разведочного анализа, активно использующего различные методы отображения многомерных данных в двумерные отображающие пространства получается удовлетворительное качество классификации в этих пространствах, то целесообразно остановиться на методе диалогового конструирования двумерных классификационных пространств, а нечеткие решения принимать в отображающих пространствах [6].

В условиях малых выборок и априори неизвестных взаимосвязях между информативными показателями и исследуемыми классами состояний целесообразно проверить эффективность метода группового учета аргументов (МГУА) в его нечеткой интерпретации [3,5].

Эффективные алгоритмы управления с использованием МГУА описаны в работе [3].

Если в ходе предварительных исследований устанавливается, что используемые показатели удовлетворяют условиям модели Г. Раша, то целесообразно проверить качество работы решающих правил, получаемых в рамках теории измерения латентных переменных в ее нечеткой интерпретации [7,13].

Если пространство информативных признаков носит простую структуру с легко определяемой системой градаций и объема обучающего материала достаточно, то целесообразно проверить эффективность работы нечеткого Вальдовского классификатора [1,4].

При синтезе финальных решающих правил собираемых в коллективы своими агрегаторами, могут применяться известные математические методы, например теории распознавания образов где «результаты работы» частных математических моделей используются как обобщенное пространство информативных признаков. При использовании технологии мягких вычислений такой синтез целесообразно производить с учетом особенностей решаемых задач [4].

Например, различные по своей природе группы признаков агрегируются «своими» типами решающих правил.

В другом варианте все информативные признаки обрабатываются каждым из правил входящих в коллектив. Возможен смешанный вариант, при котором различные решающие правила используют смешанные, возможно пересекающиеся, группы информативных признаков. Такие группы могут создаваться по различному принципу: по стоимости получения информации; по времени измерения; по информативности; по особенности структуры данных и т.д.

Общие подходы к синтезу финальных агрегаторов практически совпадают с изложенными выше рекомендациями по синтезу частных агрегаторов [4].

Используя приведенную стратегию синтеза нечетких решающих правил, решались различные медицинские задачи: прогнозирования после операционных осложнений в урологии, прогнозирования и ранней диагностики заболеваний сердца; оценки уровня психоэмоционального напряжения и утомления; прогнозирования, ранней и дифференциальной диагностики заболеваний, вызываемых действием вредных экологических факторов характерных для Курской области и др. Для всех решенных социально – значимых

задач уверенность в правильном прогнозе превышает уровень 0,85, а в задачах диагностики – уровень 0,9, что позволяет ставить задачи практического внедрения уже полученных результатов и поиска новых адекватных направлений исследования.

Библиографический список

- 1 Гублер, Е.В. Применение непараметрических методов статистики в медико-биологических исследованиях / Е.В. Гублер, А.А. Генкин // - Л.: Медицина. - 1973. - 144с.
- 2 Заде, Л.А. Понятие лингвистической переменной и ее применение к принятию приближенных решений [Текст] / Л.А. Заде – М.: 1976. - 312 с.
- 3 Ивахненко, А.Г. Юрачковский, Ю.П. Моделирование сложных систем в по экспериментальным данным. – М: Радио и связь, 1987-118 с.
- 4 Кореневский, Н.А. Использование нечеткой логики принятия решений для медицинских экспертных систем. Медицинская техника. – 2015. - №1(289). – С. 33-35.
- 5 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.
- 6 Кореневский, Н.А. Интерактивный метод классификации в задачах медицинской диагностики / Н.А. Кореневский, С.В. Дегтярев, С.П. Серегин, А.В. Новиков // Медицинская техника. - 2013. - №4. - С.1-3.
- 7 Кореневский, Н.А. Оценка и управление состоянием здоровья на основе моделей Г. Раша / Н.А. Кореневский, А.Н. Шуткин, Е.А. Бойцова // Медицинская техника, 2015 №6. – С.37-40.
- 8 Усков А.А., Кузьмин А.В. Интеллектуальные технологии управления. Искусственные нейронные сети и нечеткая логика. – М.:Горячая Линия – Телеком, 2004. – 143 с.
- 9 Bruce, G. Rule-Based Expert Systems: The MYCIN Experiments of the Stanford Heuristic Programming Project. G Bruce. Buchanan, H Edward. Shortliffe. Massachusetts: Addison-Wesley Publishing Company, 1984. – 742 p.
- 10 Korenevskiy, N. A. Application of Fuzzy Logic for Decision-Making in Medical Expert Systems/ N.A. Korenevskiy//Biomedical Engineering, May 2015, Volume 49, Issue 1, pp 46-49.
- 11 Korenevskiy, N. A., Krupchatnikov, R.A., Gorbatenko, S.A. Generation of fuzzy network models taught on basic of data structure for medical expert systems, Biomedical Engineering Journal, Vol.42, No.2, pp.67-72.
- 12 Korenevskiy, N. A. Design of network-based fuzzy knowledge bases for medical decision-making support systems / N. A. Korenevsky, S.A. Gorbatenko, R.A. Krupchatnikov, M. I. Lukashov // Biomedical Engineering. - 2009. - V.43.-no.4. - P. 187-190.
- 13 Rasch G. Probabilistic models for some intelligence anent tests (Expanded edition, with foreword and afterword bu Benjamin D. Wright). – Chicago: University of Chicago Press, 1980.-199p.

METHODOLOGY OF THE SYNTHESIS OF HYBRID FUZZY MODELS FOR ASSESSMENT AND MANAGEMENT OF BIOTECHNICAL SYSTEMS.

N.A. Korenevskiy¹, A.N. Shutkin², L.V. Starodubtseva³, A.O. Pozin⁴

1. Southwest State University, Head of the Chair of Biomedical Engineering, Doctor of Engineering Science, Professor, Kursk, Russia, e-mail: kstu-bmi@yandex.ru
2. Voronezh Institute of the State Fire Service , Candidate of Sciences, Deputy Head of the Institute for Academic Affairs, Voronezh, Russia, e-mail: vigps@mail.ru
3. Southwest State University, Associate Professor of Department of Biomedical Engineering, PhD. tehn. sciences, Kursk, Russia, e-mail: kstu-bmi@yandex.ru
4. Agribusiness Holding "Miratorg" LLC "Bryansk Meat Company", Chief Engineer, Bryansk, Russia, e-mail: info@agrohold.ru

The paper considers the methodology of hybrid fuzzy decision rules for assessment and management of biotechnical systems characterized by fuzzy full description of the studied classes of states with a significant area of their intersection in the space of informative signs.

НЕЧЕТКИЕ МОДЕЛИ ПРОГНОЗИРОВАНИЯ И ДИАГНОСТИКИ УРОЛОГИЧЕСКИХ ЗАБОЛЕВАНИЙ.

Серегин¹ С.П., Зубарев² Д.А., Коцарь³ А.Г.

1. Юго-Западный государственный университет, д-р мед. наук, профессор кафедры биомедицинской инженерии, Курск, Россия, e-mail: kstu-bmi@yandex.ru
2. Юго-Западный государственный университет, аспирант кафедры биомедицинской инженерии, Курск, Россия, e-mail: kstu-bmi@yandex.ru
3. Юго-Западный государственный университет, д-р мед. наук, профессор кафедры биомедицинской инженерии, Курск, Россия, e-mail: kstu-bmi@yandex.ru

В последнее время использование современных информационных технологий позволяет поднять на новый качественный уровень решение сложных проблем в различных отраслях человеческой деятельности [4,14], поэтому разработка и внедрение автоматизированных систем в медицине является одной из актуальных задач [2,8,9].

В медицинских приложениях повышение качества принятия решений по ведению пациентов с различными заболеваниями достигается путем внедрения в практику врача экспертных систем (ЭС). ЭС выступает в роли «компетентного партнера» — эксперта-консультанта в какой-либо конкретной предметной области, помогая врачу в принятии тактических решений по ведению пациента [7,9]. Достоинствами ЭС являются объективность выводов, отсутствие эмоциональных и других факторов человеческой ненадежности; аккумуляция опыта и знаний высококвалифицированных специалистов, позволяющая пользоваться этими знаниями «неспециалистам» в данной предметной области.

Анализ зарубежной и отечественной литературы показал, что для русскоязычных пользователей практически не существует экспертных систем, ориентированных на ведение пациентов с урологическими заболеваниями [2,8].

Многочисленные исследования, проводимые авторами, по внедрению автоматизированных систем в урологии показали, что большинство прогностических и диагностических задач имеют нечеткую плохо формализуемую структуру данных. В этих условиях, с учетом рекомендаций работ [3,4,5,8,11], в качестве основного математического аппарата следует выбрать теорию нечеткой логики принятия решений и, в частности, методологию синтеза коллективов гибридных нечетких правил принятия решений [4,11].

Одним из базовых элементов теории нечеткой логики принятия решений является функция принадлежности $\mu_{\omega_l}(x_i)$ к исследуемому классу состояний пациента ω_l с базовой переменной x_i , определяемой в пространстве информативных признаков $X=\{x_1, x_2, \dots, x_i, \dots, x_n\}$ размерностью n . Определение и механизмы построения функций принадлежности описаны в работах [4,11].

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.

С использованием решающих правил (1),…,(5) решались задачи: прогнозирования возникновения хронического простатита (класс ω_1); прогнозирования обострения хронического простатита (класс ω_2); диагностика хронического простатита (класс ω_3); прогнозирования рецидива мочекаменной болезни (класс ω_4); диагностика мочекаменной болезни (класс ω_5); прогнозирование пиелонефрита (класс ω_6); диагностика пиелонефрита (класс ω_7); прогнозирование осложнений после трансуретральной резекции простаты (класс ω_8).

Задачи прогнозирования рассматривались как классификационные задачи с разделением классов: пациент не заболеет в течение выбранного времени; пациент в течение выбранного времени приобретёт

патологию ω_i [4]. В результате по каждой из выбранных прогностических и диагностических задач на первом этапе исследований формировалось пространство информативных признаков.

Например, для задачи прогнозирования возникновения и обострения хронического простатита специалисты урологи выделили 55 информативных признаков [8].

Для оптимизации пространства информативных признаков использовалась теория измерения латентных переменных [6,8,11] и метод группового учета аргументов [2,6,8]. После оптимизации структуры пространства признаков пакетом RUMM2020, использующим методологию теории измерения латентных переменных, было оставлено 15 наиболее существенных факторов риска, которые агрегируются в прогностические решающие правила типа (3) и (4).

Для диагностики хронического простатита специалистами урологами была сформирована система исходных признаков, полный перечень которых приведен в работе [8].

После оптимизации структуры этого признакового пространства, произведенного с помощью пакета RUMM2020 [6], и дополнительно исследованного методами группового учета аргументов [2,3], было оставлено 20 информативных признаков, обеспечивающих уверенность в правильной постановке диагноза не хуже 0,9.

По всем выбранным задачам, пользуясь рекомендациями [4,11] были получены соответствующие математические модели, качество работы которых проверялось на репрезентативных контрольных выборках не менее 100 человек на каждый класс.

В ходе испытаний рассчитывались также показатели качества, как:

ДЧ — диагностическая чувствительность, ДС — диагностическая специфичность, ПЗ+ — прогностическая значимость положительных результатов, ПЗ- — прогностическая значимость отрицательных результатов, ДЭ — диагностическая эффективность (таблица 1).

Таблица 1 - Сводные показатели качества прогнозирования и диагностики урологических заболеваний синтезированных нечетких решающих правил

Задача	ДЧ	ДС	ПЗ+	ПЗ-	ДЭ
Прогнозирование возникновения хронического простатита	0,91	0,92	0,76	0,97	0,92
Прогнозирование обострения хронического простатита	0,83	0,95	0,79	0,96	0,92
Диагностика хронического простатита	0,97	0,97	0,98	0,96	0,97
Прогнозирование рецидива мочекаменной болезни	0,9	0,98	0,98	0,91	0,94
Диагностика мочекаменной болезни	0,98	0,97	0,97	0,98	0,97
Прогнозирование пиелонефрита	0,9	0,91	0,89	0,92	0,91
Диагностика пиелонефрита	0,95	0,94	0,98	0,84	0,96
Прогнозирование осложнений после трансуретральной резекции простаты	0,85	0,88	0,88	0,86	0,87

Анализ таблицы свидетельствует о высокой эффективности решающих правил при принятии диагностических и прогностических решений по тактике ведения урологических больных.

Полученные в работе математические модели были реализованы в мобильном приложении для смартфонов и планшетных компьютеров на базе платформы Android.

В настоящее время специалисты отделений урологии Курской областной больницы скорой медицинской помощи, совместно с сотрудниками кафедры биомедицинской инженерии Юго-Западного государственного университета ведут работы по синтезу прогностических и диагностических моделей для других урологических заболеваний.

В заключении следует отметить, что полученные в работе математические модели обеспечивают приемлемую в клинической практике эффективность прогноза и диагностики заболевания и позволяет осуществлять дифференцированный подход к выбору лечебных и профилактических мероприятий. Полученные показатели качества позволяют рекомендовать использовать синтезированные решающие правила для практического применения в медицине.

Библиографический список

- 14 Ивахненко, А.Г., Юрачевский Ю.П. Моделирование сложных систем по экспериментальным данным. М.: Радио и связь 1987, 118 с.
- 15 Коцарь А.Г., Автоматизированная система поддержки принятия решений врача-уролога по прогнозированию и профилактике мочекаменной болезни заболеваний / А.Г. Коцарь, С.П. Серегин, Л.В. Стародубцева – Курск: Изд-во Курск. гос. с.-х. ак. – 2011. – 86 с.

- 16 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.
- 17 Кореневский, Н.А. Использование нечеткой логики принятия решений для медицинских экспертных систем. Медицинская техника. – 2015. - №1(289). – С. 33-35.
- 18 Кореневский, Н.А. Оценка и управление состоянием здоровья на основе моделей Г. Раша / Н.А. Кореневский, А.Н. Шуткин, Е.А. Бойцова // Медицинская техника, 2015 №6. – С.37-40.
- 19 Маслак, А.А. Измерение латентных переменных в социально-экономических системах. Монография. М.: 2006. – 333 с.
- 20 Попов, Э.В. Статистические и динамические экспертные системы/ Э.В. Попов, И.В. Фоминых, Е.В. Касель, М.Д. Шапот// М.: Финансы и статистика, - 1996. – 320 с.
- 21 Серегин, С.П. Современные информационные технологии в урологии: монография/ С.П. Серегин и др. – Курск: ОАО “ИПП Курск”, - 2009. – 364 с.
- 22 Устинов, А.Г. Автоматизированные медико-технологические системы / А.Г. Устинов, В.А. Ситарчук, Н.А. Кореневский // Курск: Гос.техн.университет. – 1995. – 390 с.
- 23 Шуткин, А.Н. Оценка функционального состояния и здоровья человека с использованием теории измерения латентных переменных на основе моделей Г.Раша [Текст] А.Н. Шуткин // Системный анализ и управление в биомедицинских системах, 2014. – Т13. - №4. – С. 927-932.
- 24 Korenevskiy, N. A. Application of Fuzzy Logic for Decision-Making in Medical Expert Systems/ N.A. Korenevskiy//Biomedical Engineering, May 2015, Volume 49, Issue 1, pp 46-49.

APPLICATION OF EXPERT CONTROL SYSTEMS IN THE MANAGEMENT OF PATIENTS WITH UROLOGICAL DISEASES.

S.P. Seregin¹, D.A. Zubarev², A. G. Kotzar³

1. Southwest State University, Doctor of Medical Science, Professor of the Department of Biomedical Engineering, Kursk, Russia, e-mail: kstu-bmi@yandex.ru
2. Southwest State University, Postgraduate of the Department of Biomedical Engineering, Kursk, Russia, e-mail: kstu-bmi@yandex.ru
3. Southwest State University, Doctor of Medical Science, Professor of the Department of Biomedical Engineering, Kursk, Russia, e-mail: kstu-bmi@yandex.ru

The paper considers the method of synthesis of fuzzy decision rules for the prediction and diagnosis of urological diseases, based on the approaches of fuzzy logic of L. Zadeh and E. Shortliff. The article presents the results of the verification of the synthesized decision rules for prostatitis, benign prostatic hyperplasia, pyelonephritis, urolithiasis, indicating the possibility of their use in clinical practice.

————— ♦ —————

РАСЧЕТ ПОТОКОВ СУПЕРОКСИДОВ В МОДЕЛИ ВЕРХНИХ ДЫХАТЕЛЬНЫХ ПУТЕЙ.

Карпухин В.А., Юшанкова В.Д.
Московский государственный технический университет имени
Н.Э.Баумана, yushanckova.varya@yandex.ru

Воспалительные заболевания верхних дыхательных путей широко распространены: они встречаются у каждого четвертого жителя нашей планеты. В России инфекционные заболевания верхних дыхательных путей диагностируются круглогодично, но в период с середины сентября по середину апреля они приобретают массовый характер и связаны с острыми респираторными вирусными инфекциями (ОРВИ). ОРВИ является самым распространенным инфекционным заболеванием в развитых странах, в среднем за год взрослый болеет ОРВИ не реже 2–3 раз, а ребенок – 6–10 раз в год.[1]

Лечение **воспалительных** заболеваний **верхних дыхательных** путей в целом, без учета особенностей каждой конкретной болезни, сводится к следующим мероприятиям: уменьшение отека слизистой и восстановление проходимости дыхательных путей; применение местных противомикробных средств (мазей, спреев и т.д.); подавление патогенной бактериальной флоры (системная антибиотикотерапия); устранение застоя слизи в полостях верхних дыхательных путей;

В повседневной клинической практике применяются различные методы и средства, направленные на восстановление функции верхних дыхательных путей, улучшение мукоцилиарного очищения (массаж, физиотерапевтические мероприятия).[2]

Одним из методов физиотерапевтического лечения воспалительных заболеваний верхних дыхательных путей является супероксид-терапия [3,4].

Супероксид-терапия широко применяется как в клинике при комплексном лечении и профилактике заболеваний, сопровождающихся неспецифической активацией симпто-адреналовой системы [5], так и в санитарно-эпидемиологических целях для нормализации свойств воздушной среды [6] и компенсации аэроионного голода.

Важная биологическая роль, прежде всего, супероксидов доказана в работах целого ряда как отечественных, так и зарубежных авторов [6, 7, 8, 9, 10, 12,13].

Зачастую патологический процесс в верхних дыхательных путях связан с усилением эндогенного образования гранулоцитами и макрофагами форм активированного кислорода с последующим повреждением тканей. Активированные формы кислорода, инициируют негативные перестройки метаболизма, лежащие в основе патогенеза. В инактивации супероксида, предшественника в образовании более токсичных форм активированного кислорода, ведущая роль принадлежит супероксиддисмутазе (СОД), катализитическая деятельность которой во многом определяет эффективность антиоксидантной защиты организма.

При различных патологических состояниях наблюдается инактивация СОД, поэтому поиск эффективных способов коррекции ферментативной активности является актуальной задачей. Одним из таких решений является супероксид-терапия.

В работах [13,14] было установлено, что при прохождении ионизированного воздуха по дыхательным путям большая или меньшая часть легких ионов отдает свои заряды стенкам воздухоносного тракта. Таким образом, возможна полная деионизация вдыхаемого воздуха на уровне бифуркации трахеи, основным же местом нейтрализации супероксидов является ротоглотка

С получением новых знаний о механизмах действия супероксида и появлением технических возможностей параметры супероксид-терапии опираются на определение индивидуальной дозы супероксидов, поглощенных тканями пациента. Поглощенная доза определяется путем измерения токов, которые протекают через тело человека при взаимодействии его с полем объемного заряда ионов воздуха [13,14].

Поэтому, целью данной работы является исследование влияния анатомических особенностей верхних дыхательных путей человека на поток оседающего супероксида.

Для расчета потоков оседающего супероксида была разработана математическая модель, включающая в себя уравнение Навье–Стокса для расчета ламинарного потока, уравнение электростатики Пуассона, уравнения конвекции–диффузии Фика.

Предполагается, что все супероксиды присутствуют в воздухе в виде единичных молекул и несут заряд

$Z = -1$. Коэффициент подвижности M_{ob} взят из исследования [16], коэффициент диффузии D рассчитан по формуле. Эти коэффициенты равны: $M_{ob} = 0,6 \text{ см}^2/\text{В}\cdot\text{с}$, $D = 7,57 \cdot 10^{-7}$. Параметры вдоха задаются разностью давлений между входом ротовой полости и выходом трахеи. Начальная концентрация равна $9,68 \times 10^{-12} \text{ моль}/\text{м}^3$.

Уравнение Навье–Стокса (1), (2)

$$\frac{\partial \vec{U}}{\partial t} = (-\vec{U} \cdot \nabla) \vec{U} + v \Delta \vec{U} - \frac{1}{\rho} \nabla P + \vec{f} \quad (1)$$

$$\Delta \vec{U} = 0, \quad (2)$$

где \vec{U} – векторное поле скоростей (м/с), v – кинематическая вязкость (м²/с), ρ – плотность вещества (кг/м³), P – давление (Па), \vec{f} – векторное поле массовых сил.

Уравнение Пуассона (3), (4)

$$\nabla \cdot \vec{D} = \rho_v, \quad (3)$$

$$\vec{E} = \nabla V, \quad (4)$$

где \vec{D} – поток вектора электрической индукции, ρ_v – пространственная плотность заряда, \vec{E} – вектор напряженности электрического поля, V – потенциал.

Уравнение конвекции–диффузии Фика (5), (6)

$$\nabla \cdot (-D_i \nabla c_i - z_i \cdot m_{ob} \cdot F \cdot \nabla V) + \vec{U} \cdot \nabla c_i = R_i \quad (5)$$

$$N_i = -D_i \nabla c_i - z_i \cdot m_{ob} \cdot F \cdot \nabla V + \vec{U} \cdot \vec{c}_i \quad (6)$$

где c – концентрация вещества (моль/м³), D – коэффициент диффузии (м²/с), z – заряд иона, m_{ob} – подвижность иона в электрическом поле, F – постоянная Фарадея, R – коэффициент скорости реакции для данного вещества (моль/(м³·с)).

Геометрическая модель верхних дыхательных путей для взрослого человека с диаметром трахеи 0,02 м и длиной 0,13 м [15] была разработана в среде COMSOL Multiphysics 5.2. В качестве численного значения потока использовался ток.

Затем, задав соответствующие граничные условия, были произведены измерения потоков с разных зон (1–5), а также со всей поверхности модели при $\Delta P = 15$ Па, $T = 20^\circ\text{C}$. Распределение зон указано на

рисунке 1. Результаты измерений занесены в таблицу 1. Для наглядности на рисунке 2 изображено распределение супероксидов по сечениюю.

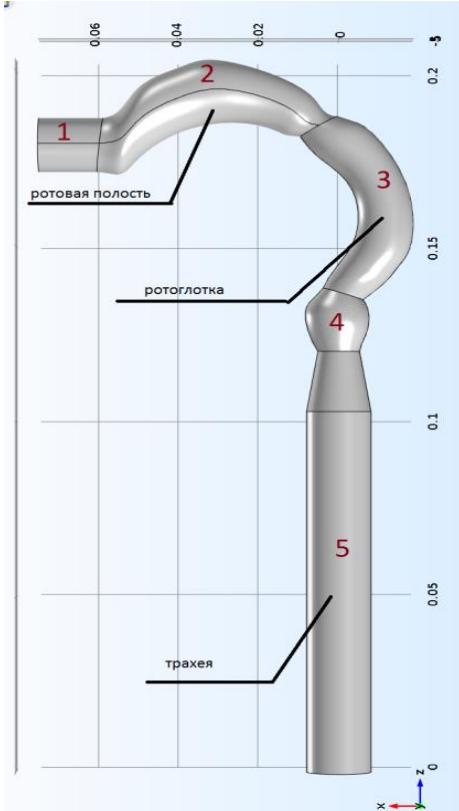


Рисунок 1. Верхние дыхательные пути.

№ зоны	I(A)	S(m ²)
1	$5,48 \times 10^{-12}$	0,009
2	$2,69 \times 10^{-11}$	0,032
3	$2,37 \times 10^{-11}$	0,021
4	$1,59 \times 10^{-11}$	0,005
5	$6,79 \times 10^{-12}$	0,010
Σ	$7,89 \times 10^{-11}$	0,077

Таблица 1

Также были произведены измерения при различных параметрах вдоха, в первом случае менялась температура потока (таблица 2), во втором – давление, характеризующее силу вдоха (таблица 3).

$$\Delta P = 15 \text{ Па} T=20^\circ$$

T(°C)	I(A)
10	$7,78 \times 10^{-11}$
20	$7,89 \times 10^{-11}$
30	$7,99 \times 10^{-11}$

Таблица 2.

$\Delta P(\text{Па})$	I(A)
15	$7,89 \times 10^{-11}$
25	$1,03 \times 10^{-10}$
35	$1,22 \times 10^{-10}$

Таблица 3.

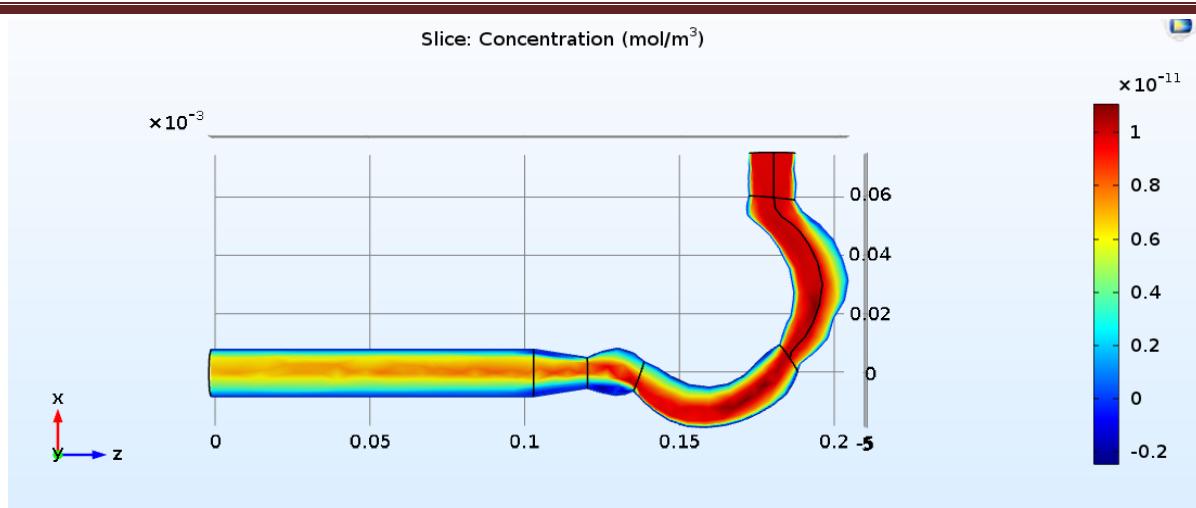


Рисунок 2. Распределение концентрации супероксидов в пространстве модели.

В результате проведенных исследований установлено, что в модели верхних дыхательных путей человека со средним диаметром зон $0,02\text{м}$, с начальной концентрацией супероксидов $9,68 \times 10^{-12}$ моль/м 3 и параметрами вдоха $\Delta P = 15$ Паи $T=20^0\text{C}$, ток супероксидов составляет $7,89 \times 10^{-11}$ А. Так же были измерены значения токов в различных зонах: в первой зоне с площадью поверхности $0,009\text{м}^2$ ток равен $5,48 \times 10^{-12}$ А; во второй зоне площадь поверхности равна $0,032\text{м}^2$, ток $-2,69 \times 10^{-11}$ А; в третьей зоне площадь поверхности равна $0,021\text{м}^2$, ток $-2,37 \times 10^{-11}$ А; в четвертой зоне $0,005\text{м}^2$, ток $-1,59 \times 10^{-11}$ А; в пятой зоне площадь поверхности равна $0,010\text{м}^2$, ток $-6,79 \times 10^{-12}$ А. При исследовании изменения параметров вдоха были получены следующие результаты: при увеличении температуры на 10^0C и фиксированной разности давлений $\Delta P = 15$ Па ток возрастает не более чем на 1,5%; при увеличении разности давлений на 10Па ток увеличивается не менее чем на 15%.

Библиографический список

1. Челенкова И.Н., Утешев Д.Б., Бунятян Н.Д. Острые и хронические воспалительные заболевания верхних дыхательных путей//Журнал «РМЖ» №30 от 29.12.2010
2. Розинова Н.Н. Клинические формы хронических воспалительных заболеваний лёгких у детей: критерии диагностики и принципы терапии.//Журнал «Трудный пациент» №10-2007
3. Шевченко Е.В.,Коржуев А.В., Исследование возможностей лечебного применения аэроионов в середине XX столетия:исторический обзор//Сибирский медицинский журнал, №2-2010
4. Червинская А.В. Биоуправляемая аэроионотерапия//Физиотерапия, бальнеология, реабилитация.–СПб., №5-2009. - С. 45-48
5. Зайцева О.Ю. Оптимизация аэроионотерапии в лечении больных хроническим обструктивным бронхитом: Автореф. дис. ... канд. мед. наук: 14.00.43;14.00.16 НИИ пульмонологии РФ. - М., 1996. – 18 с
6. Ионизация воздушной среды и здоровье / М.П. Захарченко, В.Г. Бовтюшко, В.Х. Хавинсон, Ю.Д. Губернский.– СПб., 2002.- 200 с.
7. Krueger A. P. Areairionsbiologicallysignificant? Areviewofacontroversialsubject // Int. J. Biometeorol. 1972.- №16.- P.313–322.
8. Ставровская И. Г. Действие отрицательных аэроионов на энергетические процессы, структурную организацию митохондрий печени крыс и активность супероксиддисмутазы: Автореф. дис. ... канд. биол. наук : 03.00.02 Ин-т теоретической и эксперимент.биофизики. – Пущино, 1997.- 16 с.
9. Гольдштейн Н.И. Биофизические аспекты физиологического действия экзогенного О₂.-: дис...докт. биол. наук: МГУ им. М. В. Ломоносова. – М., 2000.- 60 с.
10. The Primary Physico-Chemical Mechanism for the Beneficial Biological/Medical Effects of Negative Air Ions/ M.N. Kondrashova, E.V. Grigorenko, A.N. Tikhonov et al. // IEEE Transactions on plasma science. – 2000. - V. 28, №1.- P. 230-238.
11. Complex Therapeutical Effect of Ionized Air: Stimulation of the Immune System and Decrease in Excessive Serotonin. H₂O₂ as a Link between the Two Counterparts/ Tikhonov V.P., Temnov A.A., V.A Kushnir et al. // IEEE Transactions on plasma science. – 2004.-V. 32, № 4. – P. 1661-1667.
12. Зотов Ю.И., Карпухин В.А. Проверка стабильности технических характеристик аэроионизаторов: текст доклада. VII Международная НТК Физика и радиоэлектроника в медицине и экологии ФРЭМЭ-2008. Доклады. Книга 2. Владимир, 2008. – С. 171-173.

14. Кондрашова М.Н., Тихонов В.П., Сирота Т.В., Ставровская И.Г. Аэроионы.Ионизированный кислород снаружи и внутри организма. Провидение Чижевского //Вестник Калужского университета, №1-2007. – С. 64-67.
15. Сирота Т.В., Сафонова В.Г., Амелина А.Г. Действие отрицательных ионов воздуха на органы дыхания и кровь.// Биофизика, том 53, вып.5, 2008. – С. 886-893.
16. Comparison of micro-and nano-size particle depositions in a human upper airway model. / Z. Zhang, C. Kleinstreuer, J.F. Donohue, C.S. Kim // Journal of Aerosol Science – 2005. – №36 – P. 211 – 233
17. Statistical characterization of air ion mobility spectra at Takhuse Observatory: Classification of air ions. / U. Hörrak, J. Salm, H. Tammet // Journal of Geophysical Research, Vol. 105 № D7, 2000. – pp. 9291 – 9302.

MODELING OF FLUXES OF SUPEROXIDE IN A HUMAN AIRWAY MODEL

Karpuhin V.A., Yushankova V.D.

Moscow State Technical University named after Bauman,
yushankova.varya @ yandex.ru

One in four people has inflammatory diseases of airways all over the world. In Russia infectious diseases of airway are very prevalent; they are associated with acute respiratory viral infections from September till April. One of the physiotherapeutic methods of treatment of inflammatory diseases of the airway tract is superoxide therapy. An important biological role of superoxide has been proved in the works of a number of scientists. It has been found that with the passage of ionized air by breathing, a greater or lesser portion of the superoxide gives their charges the walls of the airway. So, the chain of chemical reactions is started, it improves the patient's condition. The influence of anatomical features of the airway at the flow of settling superoxide is explored in this article. The model of the airway has been created and the calculations of fluxes the sedimentation of super oxides in various parts of the airway have been conducted in the program Comsol Multiphysic 5.2. The current was used as the numeric value of the stream. As a result of these explorations it has been stated that in the model of breathing human way with the average diameter of the zones 0.02m. The initial concentration of superoxide $9.68 \times 10^{-12} \text{ mol/m}^3$ and input parameters $\Delta P = 15 \text{ Pa}$, $T = 20^\circ\text{C}$, the current of superoxide is $7.89 \times 10^{-11} \text{ A}$. Also, the current value has been measured in different zones: in the 1st zone the surface area is 0.009 m^2 , the current is $5.48 \times 10^{-12} \text{ A}$, in the 2nd zone the surface area is 0.032 m^2 , the current is $2.69 \times 10^{-11} \text{ A}$, in the 3rd zone the surface area is 0.021 m^2 , the current is $2.37 \times 10^{-11} \text{ A}$, in the 4th zone the surface area is 0.005 m^2 , the current is $1.59 \times 10^{-11} \text{ A}$, in the 5th zone the surface area is 0.010 m^2 , the current is $6.79 \times 10^{-12} \text{ A}$. Changes in the study parameters inspiratory following results were obtained: by increasing the temperatures by 10°C and fixed pressure difference $\Delta P = 15 \text{ Pa}$ the current increases not more than 1,5%; by increasing pressure difference at 10 Pa, the current increases at least 15%.



ПРИМЕНЕНИЕ КОМПЬЮТЕРНЫХ ТЕХНОЛОГИЙ ПРИ ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНОМ ИЗУЧЕНИИ ЭФФЕКТИВНОСТИ ПРОТИВООПУХОЛЕВЫХ ВИРУСНЫХ ВАКЦИН

Бабушкина Н. А., Глумов В.М., Кузина Е.А.

Институт проблем управления им. В.А. Трапезникова РАН babushkina_na@mail.ru

В конце двадцатого тысячелетия появилось новое направление в лечении злокачественных опухолей – биотерапия. Одним из ведущих направлений в биотерапии является вакцинотерапия рака [8]. Этот метод лечения направлен на стимуляцию иммунной системы организма против собственных опухолевых клеток. В некотором смысле это можно назвать прививкой от злокачественных клеток образовавшихся в организме. Как любая прививка этот метод позволяет продуцировать в организме антитела, специфичные данному виду опухоли, сохранять их в организме долгое время и использовать при возобновлении роста опухоли или роста метастазов. Эта идея родилась еще во времена Пауля Эрлиха, но не смогла реализоваться в течение всего 20-го века. Однако успехи в молекулярной биологии и генетике последних десятилетий, дали возможность реализовать эту идею. Появилась реальная возможность модифицировать некоторые компоненты иммунного ответа и сделать его способным продуцировать цитотоксические опухолеспецифические клетки. Возможности вакцинотерапии были показаны А.Ю. Барышниковым как на экспериментальных моделях, так и в клинике [8]. Эффективные противоопухолевые вакцины должны быть опухолеассоциированными [8]. Одним из подходов к повышению эффективности противоопухолевых вакцин является использование вирусов способных распознавать злокачественные клетки, адсорбируясь на их поверхности и проникая внутрь. Размножаясь в опухолевых клетках, они индуцируют образование новых антигенов на поверхности опухолевых клеток. Таким образом, вирусы выполняют функцию маркёра опухолевых клеток, сообщая иммунной системе о появлении чужеродных клеток в организме, и тем самым, стимулируя её на выработку антител, специфичных данной опухоли. Идеолог создания таких вакцин профессор Г.Я. Свет-Молдавский

назвал этот феномен «искусственной гетерогенизацией опухолевых клеток под влиянием вирусной инфекции».

Одним из вирусов, обладающим высокой эффективностью по отношению к ряду экспериментальных опухолей, является вирус венесуэльского энцефаломиелита лошадей (ВЭЛ), который был подробно изучен в ряде диссертационных работ [1]. Противоопухолевое действие вируса ВЭЛ заключается в том, что он может распознавать злокачественные клетки, адсорбируясь на их поверхности и проникая внутрь, при этом игнорируя нормальные клетки организма. Появление вируса в организме вызывает реакцию иммунной системы и образование антител, специфичных данному вирусу. Это приводит к гибели, как самих вирусов, так и опухолевых клеток, на поверхности которых адсорбировался вирус. Погибшие опухолевые клетки, зараженные вирусом, в свою очередь стимулируют реакцию иммунной системы для выработки антител, специфичных клеткам данной опухоли. Таким образом, механизм гибели опухолевых клеток при вакцинотерапии происходит в два этапа в результате двукратной стимуляции иммунной системы. Математическая модель, описывающая гибель опухолевых клеток при вакцинотерапии была доложена в ряде работ [2,3,6,7] и на предыдущей конференции ФРЭМЭ в 2014 году [3]. Было показано, что вирус поражает не всю популяцию опухолевых клеток, а только её часть, на которой вирус успевает абсорбироваться за время развертывания иммунной реакции на его вторжение в организм. В результате в опухоли образуется две фракции клеток – зараженных вирусом (онколизат) и незараженных клеток опухоли способных к дальнейшему росту.

В работах Барышникова [8] предполагалось, что вакцинотерапия будет наиболее применима для больных после хирургических операций, т.е. при малых размерах опухоли, когда популяция клеток состоит в основном из быстро пролиферирующих клеток, которые способствуют быстрому распространению вируса. Поэтому наше исследование на данном этапе проводилось на основании экспериментальных данных, полученных после введения вирусной вакцины через 1 сутки после перевивки опухоли животным.

При построении математической модели вакцинотерапии [3] были использованы экспериментальные кинетические кривые роста аденокарциномы Эрлиха в контроле после однократного введения вакцины с вирусом ВЭЛ, полученные в диссертационной работе Видяевой И.Г. [1] (Рис.1).

Рост опухоли без введения вакцины (контрольная кривая) аппроксимирован функцией Гомпертца, параметры которой определялись методом регрессионного анализа в системе MatLab.

$$N(t) = N_0 \exp(\alpha (1 - \exp(\beta t))),$$

где N_0 , α , β – параметры функции Гомпертца.

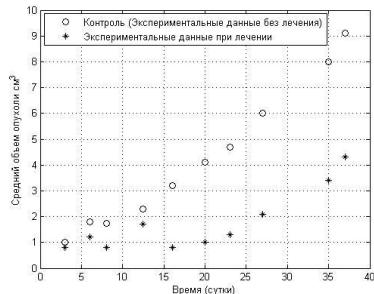


Рис.1. Экспериментальные кривые роста аденокарциномы Эрлиха без введения вакцины и после однократного введения вакцины

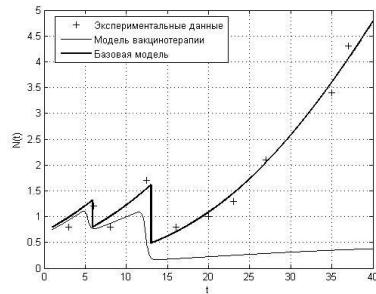


Рис.2. Динамика роста суммарной численности $N(t)$ и фракции зараженных опухолевых клеток $N_R(t)$ после введения вирусной вакцины

Анализ экспериментальных кинетических кривых роста опухоли после введения вирусной вакцины (Рис.1) позволяет выделить два периода интенсивной гибели опухолевых клеток. Первый период продолжается с 6 по 8 сутки, а второй с 13 по 16 сутки. Учитывая выше сказанное о двух механизмах гибели опухолевых клеток, можно считать, что первый этап гибели связан с действием вируса и антител, против данного вируса. А второй этап гибели связан с действием антител, противзараженных опухолевых клеток.

Математическая модель двухэтапной гибели опухолевых клеток после введения вирусной вакцины описывается дифференциальным уравнением вида:

$$(1) \frac{dN(t)/dt}{N(t)} = \lambda(t) \theta(t_1 - t) + [\lambda(t - (t_1 + Z_{CV} + t^V)) - K_V V(t - t_1) - K_{AV} A_V(t - (t_1 + Z_{CV}))] N_V(t - (t_1 + Z_{CV})) \theta((t_1 + Z_{CV} + t_N) - t) - [\lambda(t - (t_1 + Z_{CN} + t^N)) - K_{AN} A_{AN}(t - (t_1 + Z_{CN}))] N_V(t - (t_1 + Z_{CN} + t^N)),$$

где t_1 – момент введения вакцины, Z_{CV} – момент начала иммунной реакции против вируса, t^V – продолжительность этой реакции, Z_{CN} – момент начала иммунной реакции против погибших зараженных опухолевых клеток, t^N – продолжительность этой реакции, $N(t)$ – численность популяции опухолевых клеток до введения вакцины, $N_V(t)$ – численность зараженных опухолевых клеток после введения вакцины, K_{AV} , K_{AN} и

K_V – размерные коэффициенты, $\lambda(t) = \alpha \beta \varepsilon^{-\beta t}$ – параметр темпа роста численности популяции опухолевых клеток, α и β – параметры функции Гомпертца.

Первая составляющая уравнения описывает рост незараженных опухолевых клеток до введения вирусной вакцины. Вторая составляющая уравнения (1) описывает гибель зараженных вирусом опухолевых клеток от действия вируса, после введения вирусной вакцины. Третья составляющая уравнения описывает гибель опухолевых клеток от опухолеспецифических антител, которые продуцируются иммунной системой против зараженных опухолевых клеток (онколизата) (Рис.2).

В связи с тем, что механизм гибели опухолевых клеток непосредственно связан со стимуляцией иммунной системы на появление вируса, было введено математическое описание процесса образования антител и их взаимодействия с вирусами и зараженными опухолевыми клетками. Для описания и исследования закономерностей развития реакции иммунной системы на появление чужеродных клеток была взята за основу простейшая математическая модель инфекционного заболевания, разработанная Г.И. Марчуком в 1975 г. [4,5].

Динамика численности вирусов согласно простейшей математической модели инфекционного заболевания Г.И. Марчук описывается уравнением вида:

$$(2) \quad dV(t)/dt = \alpha_V V(t) - \beta_V A_V(t) V(t), \quad \text{при } V_0 = V(t_1),$$

где α_V – темп размножения вирусов внутри клетки, t_1 – момент первого введения вирусной вакцины, β_V – темп гибели вирусов при их взаимодействии с антителами $A_V(t)$, V_0 – начальная доза вирусной вакцины.

Иммунный ответ организма на введение вируса, а затем и на образующийся клон погибших зараженных опухолевых клеток (онколизат) описывается следующими четырьмя дифференциальными уравнениями.

Динамика численности антител против данного вируса $A_V(t)$:

$$(3) \quad dA_V(t)/dt = \alpha_A C_V(t-(t_1+Z_{CV})) - \beta_{AV} A_V(t-t_1) V(t-t_1) - \beta_A A_V(t-t_1),$$

где α_A – темп образования антител из одной плазматической клетки, β_V – темп убыли антител за счет взаимодействия с вирусами, β_{AV} – темп уменьшения количества антител за счет естественного разрушения.

Динамика образования плазматических клеток $C_V(t)$:

$$(4) \quad dC_V(t)/dt = \alpha_C V(t-t_1) A_V(t-(t_1+Z_{CV})) - \beta_{CV} [C_V(t-t_1) - C_{VN}], \quad \text{при } C_V(t_1) = C_{VN},$$

где α_C – темп образования плазматических клеток, β_{CV} – размерный коэффициент, Z_{CV} – задержка во времени на образование клона плазматических клеток.

Второй член этого уравнения описывает поддержание исходной численности плазматических клеток в организме C_{VN} .

Динамика численности антител $A_N(t)$ и плазматических клеток $C_N(t)$, против зараженных опухолевых клеток, имеют аналогичный вид:

$$(5) \quad dA_N(t)/dt = \alpha_{AN} C_{AN}(t-(t_1+Z_{CN})) - \beta_{AN} A_N(t-(t_1+Z_{CN})) N(t-(t_1+Z_{CN})) - \beta_{NN} A_N(t-(t_1+Z_{CN})),$$

где α_{AN} – темп образования антител из одной плазматической клетки, β_{AN} – темп убыли антител за счет взаимодействия с опухолевыми клетками, β_{NN} – темп уменьшения количества антител за счет естественного разрушения,

$$(6) \quad dC_{AN}(t)/dt = \alpha_{CN} N(t-(t_1+Z_{CN}+t_{AN})) A_N(t-(t_1+Z_{CN})) - \beta_{CN} [C_{AN}(t-(t_1+Z_{CN})) - C_{NN}], \quad \text{при } C_{AN}(t_1) = C_{NN},$$

где α_{CN} – темп образования плазматических клеток, β_{CN} – размерный коэффициент, Z_{CN} – задержка во времени на образование клона плазматических клеток на погибшие опухолевые клетки, зараженные вирусом.

Расчетная кривая динамики численности зараженных опухолевых клеток, полученная в результате решения математической модели вакцинации (1)-(6) приведена на Рис. 2 (нижняя кривая). Она описывает динамику гибели фракции зараженных вирусом опухолевых клеток $N_V(t)$ согласно простейшей модели инфекционного заболевания Г.И. Марчук.

Как видно из рисунка кривая динамики численности зараженных опухолевых клеток расположена ниже экспериментальных данных, полученных в эксперименте. Это свидетельствует о том, что при введении вирусной вакцины происходит заражение вирусом не всей популяции опухолевых клеток $N(t)$, которая измеряется в эксперименте. В результате происходит образование двух фракций опухолевых клеток. Одна состоит из зараженных вирусом опухолевых клеток $N_V(t)$, а другая из оставшихся в живых незараженных опухолевых клеток $N_R(t)$, которые продолжают размножаться. Следовательно, после введения

вирусной вакцины численность популяции опухолевых клеток, измеряемая в эксперименте $N(t)$, состоит из суммы двух фракций опухолевых клеток $N(t) = N_V(t) + N_R(t)$.

На Рис.2 приведена вторая расчетная кривая роста численности опухолевых клеток (верхняя кривая), которая получена на основании базовой математической модели противоопухолевой терапии путем аппроксимации экспериментальных данных. Эта кривая описывает рост суммарной численности опухолевых клеток $N(t)$ в виде трёх уравнений Гомпертца со сдвигом во времени на длительность задержки роста опухоли, что подробно описано в ряде работ [2,3,6,7].

На основании базовой математической модели противоопухолевой терапии были определены длительности задержки роста опухоли после каждого из двухэтапов гибели опухолевых клеток. Используемый временной критерий длительности задержки роста опухоли является универсальным и удобным критерием для оценки эффективности любых доз лечебных воздействий в экспериментальной онкологии.

Рост опухоли после каждого этапа их гибели описывается уравнениями Гомпертца со сдвигом во времени на длительность задержки роста опухоли согласно уравнениям :

$$(7) \quad N(t-t_V) = N_0 \exp(\alpha (1 - \exp(\beta (t - (t_V + \mathcal{E}_V))))) ,$$

$$(8) \quad N(t-t_N) = N_0 \exp(\alpha (1 - \exp(\beta (t - (t_N + \mathcal{E}_N))))) ,$$

где t_I – момент введения вирусной вакцины, т.е. момент начала лечения, $t_V = t_I + Z_{CV} + t^V$ – момент окончания иммунной реакции против вируса, t^V – продолжительность этой реакции, $t_N = t_I + Z_{CN} + t^N$ – момент окончания иммунной реакции против опухолевых клеток, t^N – продолжительность этой реакции, \mathcal{E}_V и \mathcal{E}_N – длительности задержки роста опухоли после первого и второго этапов гибели опухолевых клеток.

На основании двух математических моделей было проведено исследование динамики роста опухоли и реакции иммунной системы на введение вирусной вакцины в широком диапазоне доз вируса при сохранении неизменным момента введения вирусной вакцины (1 сутки после перевивки опухоли животным).

Для этого был разработан комплекс программ в среде MatLab – Simulink, в котором была реализована математическая модель вакцинации, а также включена в состав комплекса разработанная ранее базовая математическая модель противоопухолевой терапии. В результате проведённого исследования были получены следующие данные.

1. Построены зависимости длительности задержки роста опухоли от дозы вирусной вакцины для каждого из двух этапов гибели опухолевых клеток (Рис.3 и 4), которые выявили нелинейный характер одной из зависимостей.
2. Получены графики изменения максимальных значений амплитуд численности антител, которые продуцирует иммунная система против вируса A_{Vmax} и зараженных им опухолевых клеток A_{Nmax} на каждом из двух этапов её стимуляции в зависимости от введенной дозы вакцины (Рис.5 и 6). Эти графики повторяют нелинейный характер зависимости длительности задержки роста опухоли от дозы вирусной вакцины.
3. Определена минимально эффективная доза вакцины, которая вызывает гибель опухолевых клеток только на первом этапе стимуляции иммунной системы. Это связано с незначительной численностью погибающих зараженных опухолевых клеток, что недостаточно для повторной стимуляции иммунной системы.
4. Определена минимальная доза вакцины, при которой происходит двукратная стимуляция иммунной системы, проходящая в более поздние сроки роста опухоли (Рис.7).
5. Определен диапазон доз, при введении которых возникает колебательный характер динамики численности зараженных опухолевых клеток (Рис.7), что характерно для хронических форм инфекционных заболеваний.
6. Определена максимально эффективная доза, вызывающая максимальное образование антител, специфичных зараженным опухолевым клеткам (Рис.6).
7. Определено максимальное предельное значение дозы, при котором возможны два этапа стимуляции иммунной системы, т.е. образование антител, специфичных как вирусу, так и зараженным опухолевым клеткам (Рис.8).
8. Определена доза, при которой происходит только один этап стимуляции иммунной системы и гибель клеток только от вируса без образования антител, специфичных зараженным опухолевым клеткам (Рис.8).

Полученные результаты показывают, что при введении значительных доз вакцины ($10^* V_0^{\text{ек}}$) происходит заражение и гибель практически всей популяции опухолевых клеток, уже на первом этапе введения вирусной вакцины. Однако при этом не образуются антитела против опухолевых клеток, что является необходимым условием вакцинации организма-опухоленосителя против собственных опухолевых клеток при вакцинации.

Результаты проведенных исследований показали, что задача выбора оптимальной эффективной дозы вирусной вакцины зависит от понимания, что является критерием эффективности лечения. Либо максимальная гибель опухолевых клеток. Либо образование максимальной численности антител специфичных зараженным опухолевым клеткам.

Если рассматривать вакцинацию с точки зрения иммунной вакцинации организма против собственных опухолевых клеток, то необходимо определять дозу, при которой иммунная система продуцирует максимальную численность антител специфичных собственным опухолевым клеткам. В связи с наличием нелинейной зависимости эффекта от дозы определение в эксперименте оптимальной дозы и прогнозирование её эффективности в клинику может осуществляться только путем применения современных компьютерных технологий на основе математического моделирования.

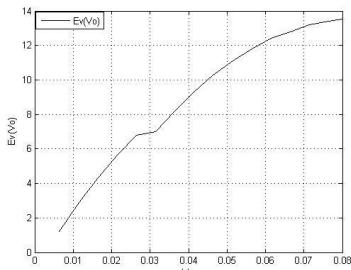


Рис.3. График зависимости эффекта от дозы (первый этап гибели опухолевых клеток от вируса)

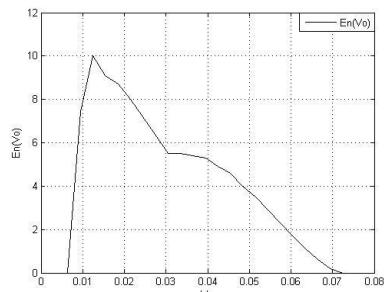


Рис.4. График зависимости эффекта от дозы (второй этап гибели зараженных опухолевых клеток)

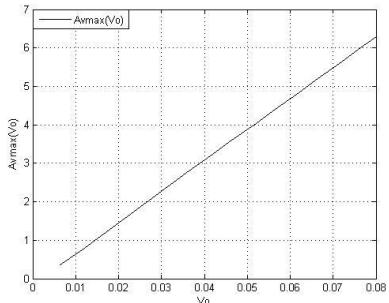


Рис.5. График максимальной численности антител A_{Vmax} против вируса в зависимости от введенной дозы V_0 (первый этап стимуляции иммунной системы)

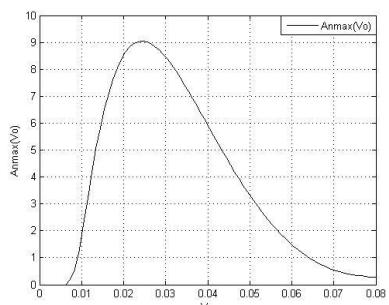


Рис.6. График максимальной численности антител A_{Nmax} против зараженных опухолевых клеток в зависимости от введенной дозы V_0 (второй этап стимуляции иммунной системы)

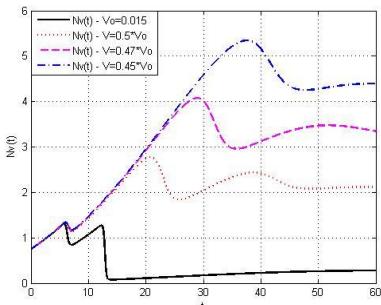


Рис.7. При дозах меньше, чем $V_0=0.015$ ($0.45*V_0, 0.47*V_0, 0.5*V_0, V_0$)

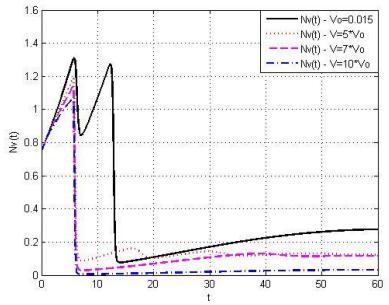


Рис. 8. При дозах больше, чем $V_0=0.015$ ($V_0, 5*V_0, 7*V_0, 10*V_0$)

Библиографический список

1. Видяева И.Г. Вирусные вакцины и их онкологические вакцины в терапии экспериментальных опухолей. - Дисс. Томск -2005.- 134 с.
2. Бабушкина Н. А. Оценка управляющих дозовых воздействий противоопухолевой терапии с использованием математического моделирования// Проблемы управления. - 2013.- № 5. -С. 60 – 65.
3. Бабушкина Н. А. Глумов В.М. Математическое моделирование механизмов противоопухолевого действия вирусных вакцин / Труды XI Международной научной конференции «Физика и радиоэлектроника в медицине и экологии» ФРЭМЭ 2014, Россия, Владимир-Сузdal, Книга 1, стр. 153-158.
4. Марчук Г.И. Математические модели в иммунологии. Вычислительные методы и эксперименты.-М.: Наука, 1991.-304с.

5. Романюха А.А. Математические модели в иммунологии и эпидемиологии инфекционных заболеваний. М.: БИНОМ. Лаборатория знаний, 2011,-293с.
6. Бабушкина Н. А., Кузина Е.А. Исследование эффективности различных доз вируса ВЭЛ для экспериментальных опухолей методом вычислительного эксперимента на математической модели вакцинотерапии // Материалы XII Всероссийской научно-практической конференции «Отечественные противоопухолевые препараты» РОНЦ им. Н.Н.Блохина / Москва, 2015, стр. 60.
7. Бабушкина Н. А., Кузина Е.А. Компьютерные технологии на основе математического моделирования в системной экспериментальной онкологии // Труды Восьмой международной конференции «Управление развитием крупномасштабных систем» (MLSD"2015), Москва, стр.272-284.
8. Барышникова Ю. Принципы и практика вакцинотерапии рака// БЮЛЛЕТЕНЬ СО РАМН / Москва, 2004, №2 (112), стр.59-63.
9. Cellbased vaccines for the stimulation of immunity to metastatic cancer // S. Ostrand-Rosenberg, B.A. Pulasko, V.K. Clements et. Al// Immunol. Reviews. 1999. Vol.178.P.101-114.
10. Yuri Kogan, Karin Halevi-Tobias, Moran Elishmereni, Stanimir Vuk-Pavlovic, and Zvia AgurReconsidering the Paradigm of Cancer Immunotherapy by Computationally Aided Real-time Personalization. - Cancer Res., May 2012; 72: 2218 - 2227.

MATHEMATICAL MODELING OF THE MECHANISM OF ANTITUMORAL EFFECT OF THE VIRUS-DERIVED VACCINES

N.A. Babushkina, V.M.Glumov, Kuzina E.A.

V.A. Trapeznikov Institute of Control Sciences of Russian Academy of Sciences_ babushkina_na@mail.ru

The paper presents the evaluation of the efficiency of antitumor viral vaccine therapy in a broad range of VEV dosage based on computational experiment. The paper presents the mathematical model of antitumoral treatment using the virus-derived vaccine. The model describes two stages of tumor cells' death caused by immune response to the virus and the subsequent immune response to the dead infected tumor cells. The mechanism of antitumoral effect of the virus-derived vaccines is described within the framework of interaction between tumor, virus and immune system.



ФЕНОМЕНОЛОГИЧЕСКАЯ МОДЕЛЬ РЕАКТИВНОГО ПАТОГЕНЕЗА ПРИ СТРЕССЕ – ДЕПРЕССИИ

А.А. Кузнецов, В.В. Чепенко
Владимирский государственный университет, artemi-k@mail.ru

Введение

Функциональное состояние организма (ФСО) здорового человека, находящегося в длительной стрессовой ситуации, определено уровнем психоэмоциональной составляющей, имеющей своей основой индивидуальную мотивационную (или немотивационную) причину в возникших устойчивых социальных условиях. В случае мотивированного стресса с прогнозируемым весомым результатом, неопределенным в значительно большей степени является интервал времени его достижения. Такой стресс можно назвать текущим непрерывным для активного человека, самостоятельно устанавливающего алгоритм и идущего по жизни «от вешки – к вешке» к поставленной цели. К случаям немотивированного стресса отнесем все «незапланированные» случайные факторы влияния с неопределенными результатами и тем более неопределенными интервалами времени [1].

Центральный уровень интеграции регуляции онтогенеза представляет система кровообращения, как одна из наиболее быстро реагирующих реактивных систем поддержания гомеостаза при стрессовой нагрузке. Она подчинена многочисленным общим и локальным нервным и гуморальным влияниям, запускаемым разными стимулами по контурам регуляции кровообращения: вегетативной нервной системы, гормональному контуру, метаболическому контуру (как системе ферментных реакций). Поэтому они часто не совпадают по времени, направленности и конечным результатам. Постепенное рассогласование функций (в афферентном и эфферентном звеньях) при длительном стимуле (стрессе) переводит стационарный гомеостаз в нестационарный процесс [1]. Системная неупорядоченность регулятивных функциональных реакций приводит к снижению напряжения регуляторных систем и сопутствует последующей естественной динамической стадии – депрессии с пониженным уровнем общего функционального состояния организма, соответствующим степени снижения напряжения и несоответствующим общему физическому состоянию.

Цель работы – модельный феноменологический анализ реактивного патогенеза в системном физиологическом состоянии «стресса – депрессии».

Феноменологическая модель патогенеза при немотивированном стрессе

В общей форме производительность сердца определяют четыре фактора: мускульная насосная работа, ритм сердечных сокращений, наполнение полостей сердца, функция сердечных клапанов [1]. Иными словами, работа сердца отстроена на цикл проведения, определенный процедурой «деполяризации – реполяризации» миокарда, и сопутствующий цикл «возбуждения – сокращения», определенный непрерывностью потока крови и фронтом пульсовой волны предыдущего сокращения при алгоритмической последовательности работы клапанов. Системность каждого кардиоцикла не позволяет ему делиться: сердце либо его проводит целиком, либо пропускает соответствующий кардиоинтервал на временной оси.

В согласии с принципом частотного кодирования при росте амплитуды внешнего влияния реакция организма следует с малой временной сдвигкой за реакцией симпатического сегмента вегетативной нервной системы (ВНС). Длительное непрерывное симпатическое влияние на ритм сердца приводит к формированию признаков тахикардии, выводя уровень реакции симпатического отклика на опосредованную реакцию парасимпатического сегмента, нарастающую с относительно большой задержкой с формированием баланса влияний.

На спектре плотности мощности ритмограммы это сопровождается относительным перераспределением мощности в частотных диапазонах с падением – в диапазонах очень низких (VLF) и ультразвуковых (ULF) частот и ростом вкладов в диапазонах низких (LF) и высоких (HF) частот [2]. Наблюдаемое при этом уменьшение интервала общих пауз кардиоциклов на электрокардиограмме (ЭКГ) в конечном итоге приводит к устойчивой незавершенности циклической процедуры «деполяризация – реполяризация» миокарда [3]. На ЭКГ это проявляется в альтернации зубцов, в частности, резком уменьшении амплитуд зубцов R и T, «перевороте» зубца T и проявлением экстрасистол I типа [4]. При нарушении указанной процедуры каждый последующий сигнал все более слабеет. Концевые разряды волокон Пуркинье теряют интенсивность, а концентрация ионов калия падает по двум причинам: ослаблению электрического разряда и уменьшением интервала времени сопряжения «возбуждение – сокращение», или уменьшением периода цикла работы Т-систем клеток миокарда. Сокращение ослабевает, перепад давления падает и сердечный выброс уменьшается. Это приводит к возникновению как минимум двух причинных эффектов: 1. Фронт пульсовой волны обретает уменьшенный перепад давления; 2. Обратная волна, в норме закрывающая полуулканные клапаны, слабеет, и клапаны теряют достоверную устойчивость работы в части полного закрытия. По обоим эффектам следствием становится реакция барорецепторов с соответствующим управляющим сигналом в центральную нервную систему (ЦНС), которая реагирует усилением амплитуды генераторного потенциала для усиления концевых электрических разрядов волокон Пуркинье. Это действие сопоставимо попытке увеличения амплитуды зубца R на ЭКГ. Но при малых RR-интервалах рост зубца R еще более усугубляет описанную выше ситуацию, так как для больших по амплитуде зубцов R требуются пропорциональные по размеру QRS-сегменты и RR-интервалы [5]. Требуемый от ВНС минимальный размер RR-интервала при устойчивой длительной тахикардии значительно меньше требуемого интервала от ЦНС, что указывает на десинхронизацию по интервалу времени управляющего сигнала от ЦНС и регулирующий сигнал от ВНС.

Итак, длительное непрерывное усиление симпатического влияния на ритм сердца сдвигает баланс влияний к превалированию парасимпатического с итоговым подавлением быстрой симпатической регуляции. «Внутренняя регуляция» вне баланса влияний ВНС заставляет переходить в качественно иной режим управления со стороны центральной нервной системы (ЦНС), принимая характер баланса «парасимпатического – ЦНС» влияний. Это должно приводить к распределенной десинхронизации и подавлению всех быстрых вегетативных регуляций. В частности, подавляются «быстрые» составляющие в ритме сердца. Регистратор, настроенный на частоту 10^3 Гц и шаг дискретизации $\Delta x = 1$ мс, фиксирует кратные частоты (125, 250 или 500 Гц) и $\Delta x = 2, 3, 4$ мс [6, 7]. Кривые графиков электрокардиограмм и ритмограмм сглаживаются. Спектр ритмограммы упрощается подавлением эндогенных ритмов. «Жизненные» ритмы спектральных диапазонов высоких (HF) и низких частот (LF) формируют сильно искаженные участки спектров в формах от узкополосных пиков брадикардии и биений режима «тахо-бради». Системный ритмический процесс, обусловленный сменой режима балансной регуляции со стороны ВНС на режим управления со стороны ЦНС, меняет качество, уходя из диапазона базового водителя ритма I рода синусоатриального узла (СА узла) и переходя в диапазон водителя ритма II рода атриовентрикулярного узла (АВ узла). Такой переходный режим фиксируется на ЭКГ появлением экстрасистол I и II рода [8]. Гистограмма ритмограммы обретает признаки многовершинности сначала с двумя, а затем и с несколькими значениями моды. В течение развития представленного алгоритма ЦНС может «заказать» столь высокоамплитудный электрический импульс, что появление суперэкстрасистолы дыхательный центр не сможет воспринять в собственном частотном диапазоне и может прервать отношения с ритмом остановкой работы сердца.

Таким образом, переходный режим в естественном процессе патогенеза при продолжающемся интенсивном симпатическом и парасимпатическом влиянии заканчивается формированием стационарного режима брадикардии полным подавлением симпатического регуляторного влияния. При локальных проявлениях симпатического влияния возникает эффект мерцательной аритмии с чередованием участков экстрасистол I и II рода. В указанном смысле этот режим неустойчив. Он неустойчив и в ином смысле. В системе адаптивного управления гемодинамикой в выполнении интегративных функций ведущая роль отводится бульбарному и спинномозговому уровням сосудов двигателного центра. Отношение нормы (4:1) ритма сердца и ритма дыхания становится приближенным к отношению 2:1 при нормальном ритме дыхания или стремится сохраняться учащенным дыханием. В обоих случаях развивается сердечная недостаточность с

монотонной потерей миокардом своих свойств и функций из-за недостатка снабжения кислородом и ростом концентрации CO_2 . Точнее – она начинает развиваться еще на переходном режиме. В первом случае легкие принимают (отдают) необходимые порции воздуха на вдохе (выдохе), но цикл его переноса кровью увеличен вдвое. Во втором случае легкие принимают (отдают) уменьшенные порции воздуха на вдохе (выдохе), и их работа синхронизирована с ритмом сердца. В обоих случаях параллельно развиваются соответственно гипоксия и гиперкапния [3].

Развитие ишемической болезни сердца в условиях длительного стресса, обусловленного немотивационной причиной, определено монотонным угнетением свойств и функций миокарда из-за длительного недостаточного снабжения клеток кровью. Количество клеток миокарда уменьшается – миокард вырождается, становится «вязлым». Массовая гибель клеток при слабом кровоснабжении становится причиной локальных воспалений и инфарктов мышцы сердца. Такая же ситуация, связанная с длительным переходным периодом (аритмией) или установившимся урежением ритма (брадикардией), должно наблюдаться и для других органов и кровеносных сосудах мозга, что может приводить к конечным эффектам в разных формах, например подавлением синтеза инсулина и развитием диабета. При прогрессирующей сердечной недостаточности – в полостях сердца увеличивается количество остаточной крови и растет давление наполнения. Падение частоты сердечных сокращений может быть обусловлено недостаточной активацией симпатико-адреналовой системы [1, 3].

Феноменологическая модель реактивного патогенеза при депрессии

Тяжелую форму последействия длительного стресса, определяемую термином депрессия, относят к патологии головного мозга. В условиях России она очень распространена и постоянна для 10 % населения. Электроэнцефалограмма (ЭЭГ) отражает неспецифическую программу защиты организма в ответ на стимул, фиксируя энергетический уровень и лабильность элементарных нервных процессов, но не их предназначение и характер. При этом избирательно тормозятся (угнетаются) не отдельные структуры, а функциональные системы мозга. При длительном стимуле ЦНС испытывает прогрессирующую энергетическое истощение [1], вероятно, опиатных центров головного мозга, т.е. на уровне биохимии.

Наиболее распространенным и эффективным лечением развития и ухудшения депрессорного состояния во всем мире признана купирующая терапия большими дозами антидепрессантов. Само же лечение как вывод человека из этого состояния основано на методах и процедурах интегративной медицины в части экологии головного мозга. Побуждение мозга к восприятию внешнего мира весьма многогранно, индивидуально и имеет ритмическую природу. Положительный резонанс могут дать самые неожиданные изменения: улучшения окружающего дизайна, изменение качества и режима питания, сна, внутрисемейных и социальных отношений и т.д..

Методы побуждения к мотивации – это методы пробуждающие фантазию и, как следствие эмоциональный настрой, с последующим желанием выговориться «вслух», так, чтобы слушать самого себя и выговориться «досуха».

В отличие от стресса психоэмоциональная составляющая оказывается подавленной полностью системной неупорядоченностью регулятивных функциональных реакций организма. Индекс напряжения регуляторных систем, или стресс-индекс (SI) резко падает, относительное перераспределение спектральной мощности ритмограммы интенсифицируется ростом вкладов в частотных диапазонах LF и HF и падением – в диапазонах VLF и ULF. Полная спектральная мощность TP падает. Это приводит к сдвигу баланса регуляции в сторону устойчивого интенсивного парасимпатического влияния. Этот сдвиг фиксируется по резкому уменьшению безразмерного балансного критерия $TP:SI:10^{-4}$ [9] в направлении – от стрессовых значений, превышающих норму (18 – 20), к значениям 2 – 5, т.е. ниже значений, характерных для гипотоников (5 – 8), но при повышенном значении среднеквадратического отклонения (SDNN) около 100 мс [10].

В последнем случае ритм сердца поддерживается за счет экзогенных диапазонов ультранизких (ULF) и очень низких (VLF) частот нейроэндокринного действия. Естественная гуморальная регуляция работы сердца при подавлении симпатической регуляции приводит к аритмии, мерцательной аритмии и экстрасистолии II типа. Если же истощаются или сильно искажаются диапазоны экзогенных ритмов, то остается только искусственный гуморальный механизм интенсивной терапии поддержания основных функций сердца и органов до включения симпатической регуляции [6].

Известна четырехзвенная система прямой связи непрерывного внешнего облучения и организма человека: 1. Ритмы среды, 2. Экстерорецепторы, 3. Головной мозг, 4. Онтогенез. Длинноволновые информационные влияния (звено 2 не востребовано) формируют иррациональные и трансцендентные решения. Материализация ритмов проводится посредством поискового обогащения (набора) спектра под выбор соответствующей материальной структуры (воплощения). Для информационных ритмов «право возврата» имеет не воплощенный ритм. «Память» о нем (виртуальный ритм), имеет неосознанное (зеркальное) отображение на онтогенез с отрицательным влиянием (аритмией). Совокупность виртуальных ритмов «сжигает» настоящее с нарастающими аритмическими следствиями на механизмы регуляции. Так «аритмический эндокринный синдром» предопределяет фазность морфофункциональных изменений в тонкой реактивной структуре эндокринных желез с комплексом функциональных нарушений в формах их аритмической реактивности. Определяющим фактором нарушения нейроэндокринного взаимодействия является текущая непрерывная перенастройка центрального гипоталамо-гипофизарного комплекса,

генерирующая сильную стохастическую составляющую эндогенных ритмов. Характерные функциональные ритмы и секреторная цикличность в функционировании эндокринных органов сглаживаются. Нарушаются высокочастотный синтез и фоновое выведение гормонов. Восстановительные и компенсаторные процессы поддерживаются только благоприятным действием гармонического раздражения гипоталамуса внешними слабыми низкочастотными электромагнитными сигналами. Аритмическое изменение концентрации гормонов периферических эндокринных желез в крови, их соотношения на эффекторах с изменением метаболизма могут стать причиной нарушения иммунореактивности. Системная упорядоченность функциональной организации онтогенеза подчиняется либо динамике внешней среды, либо динамике формируемых церебральных нарушений [11].

Естественно-депрессивный режим обретения иммунодефицита выводит органы с обратной отрицательной связью из режима синхронизации с ритмикой сердца. Это приводит к деградации связей (сдвигу балансной вегетативной регуляции), и далее, к нарушению «взаимозаменяемости» и системному снижению реакционного отклика. Органы работают в ином режиме – ниже нормы, и в условиях застоя крови, хиреют и постепенно меняют свои структуры на клеточном уровне под ново-обретенное качество фазовых отношений факторов влияний и мозга [12].

Таким образом, переход от стресса к депрессии при установившемся подавлении симпатического влияния означает резкий нерегулируемый сброс уровня ФСО, психическую подавленность и, как результат, отсутствие внешних проявлений эмоций. Такое состояние потери мотивационной и внутренней установки нивелирует двустороннюю связь с мозгом. Человек пассивно наблюдает самого себя «со стороны», как чужого с очевидным эффектом негативного отношения к себе. Дефицит самоудовлетворения основная база развития депрессии. Низкое и высокое качество поведения мышления являются признанными базовыми факторами продлевающими или сокращающими время депрессии, соответственно. Функции прошлого (стыд, зависть, месть) являются информационной базой депрессии. Функции настоящего и будущего (вера, надежда, любовь), предвкушение успеха являются информационной базой развития мотивации и выхода из депрессорного состояния.

Стресс возникает при двух предельных внутренних установках «сражайся или беги». Если какой-нибудь из них реализуется – стресс снижается по уровню и по продолжительности, а, следовательно, снижается и последействие по этим же признакам. Для непредельных вариантов уровень стресса монотонно растет до полного энергетического истощения ЦНС и ростом длительности. Именно такие случаи – без возможности преодоления при условиях вне воли человека, приводят к затяжным депрессиям. В таких случаях спортзал, световая или музыкальная терапия являются лишь вспомогательными профилактическими процедурами при лечении. Необходимым является полная концентрация на своих ощущениях, что возможно только при полной «тишине» для всех интero- и экстерорецепторах. Оптимистический ландшафт будущей жизни строится при таких условиях и высоком качестве поведения мышления. Мозг «любит думать» непрерывно, и его желание следует удовлетворять. В таком случае любой ментальный тест (психотерапия), должен повышать уровень ФСО.

Выводы

1. Система кровообращения обладает свойствами гомеостатической сплайн-функции в системе адаптационных механизмов, являясь наиболее реактивной при стрессовой нагрузке. Реакционная способность монотонно падает при устойчивом длительном стрессе и имеет предел, характеризуемый минимальным значением длительности кардиоцикла и заканчивающейся переходным режимом «тахо-бради» ритма сердца.

2. Переходный режим при продолжающемся интенсивном симпатическом и парасимпатическом влиянии заканчивается формированием нового стационарного режима брадикардии при полном подавлении симпатического регуляторного влияния.

Библиографический список

1. Лемус В.Б. Центральная регуляция кровообращения при травмах и кровопотере. – Л.: Медицина. 1983. 224 с.
2. Кузнецов А.А. Системный анализ и обработка электрокардиографической информации. Дисс... д.т.н. – Н.Новгород: 2012. 297 с.
3. Физиология человека: В 3 т. Т.2. Пер. с англ./ Под ред. Р. Шмидта и Г. Тевса. – М.: Мир. 1996. 313 с.
4. Инструментальные методы исследования сердечно-сосудистой системы (Справочник) /Под ред. Т.С. Виноградовой. – М.: Медицина, 1986. 416 с.
5. Кузнецов А.А. Исследование взаимосвязи ритма сердца и динамики амплитудных значений зубца R на электрокардиограмме // Инфокоммуникационные технологии. 2012. Т. 10, № 1. С. 55 – 60.
6. Кузнецов А.А. О роли вегетативной регуляции ритма сердца // Cardiostim-2016 InternationalCongress. Сборник тезисов XI Международного конгресса «Кардиостим». С.-Пб. 2016. С. 233.
7. К проблеме прогноза изменений ритма сердца // Cardiostim-2016 InternationalCongress. Сборник тезисов XI Международного конгресса «Кардиостим». С.-Пб. 2016. С. 232.
8. Кушаковский М.С., Журавлева Н.Б. Аритмии и блокады сердца (атлас электрокардиограмм). – Л.: Медицина. 1981. 340 с.

9. Кузнецов А. А. Обобщенный критерий баланса вегетативных влияний на ритм сердца // Биомедицинская радиоэлектроника. 2013. № 5. С. 3 – 13.
10. Кузнецов А.А. Применение метода оценки вариабельности сердечного ритма в до-нозологической диагностике функционального состояния организма // Измерительная техника. 2010. № 6. С. 50 – 55.
11. Кузнецов А.А. Макро-ритмика организма (гипотеза 2) // Cardiostim-2016 International Congress. Сборник тезисов XI Международного конгресса «Кардиостим». С.-Пб. 2016. С. 233.
12. Кузнецов А.А. Макро-ритмика экосистемы (гипотеза 1) // Cardiostim-2016 International Congress. Сборник тезисов XI Международного конгресса «Кардиостим». С.-Пб. 2016. С. 232

PHENOMENOLOGICAL MODEL OF REACTION PATHOGENESIS AT STRESS – DEPRESSIONS

А.А. Kuznetsov, V.V. Chepenko

The Vladimir state university of a name of Alexander Grigor'evicha and Nikolay Grigor'evicha Stoletovyh

On the basis of position, that system of blood circulation as homeostasis reaction systemat stressful loading phenomenological representation of reaction pathogenesis at consecutive stages of stress - depression is offered. The condition of stress is considered from positions of two reasons: motivational or not motivational. The algorithm of pathogenesis development in cardiovascular system is given. The dimensionless balancing parametrical criterion of an estimation of levels of stages of stress - depression is offered.

Key words: stress, depression, reaction pathogenesis



ПРОГРАММНАЯ РЕАЛИЗАЦИЯ МЕТОДА ПРОГНОЗИРОВАНИЯ ЭФФЕКТИВНОСТИ ВАКЦИНОТЕРАПИИ ОТ ЭКСПЕРИМЕНТА В КЛИНИКУ

Кузина Е.А. Kate_k93@mail.ru

Бабушкина Н.А. babushkina_na@mail.ru

Институт проблем управления им. В.А. Трапезникова РАН

Данная работа описывает применение известных аллометрических соотношений для прогнозирования эффективности метода вакцинотерапии в клинике на основании результатов, полученных в вычислительном эксперименте.

Интерес к проблеме противоопухолевого действия вирусных вакцин связан с развитием исследований по иммунотерапии опухолей, которые активно изучаются в настоящее время. Одним из вирусов, обладающим высокой эффективностью по отношению к ряду экспериментальных опухолей, является вирус венесуэльского энцефаломиелита лошадей (ВЭЛ), который был подробно изучен в докторской работе [6]. Противоопухолевое действие вируса ВЭЛ заключается в том, что вирус может распознавать злокачественные клетки, адсорбируясь на их поверхности и проникая внутрь, что приводит к разрушению и последующей гибели опухолевой клетки. Появление вируса в организме вызывает реакцию иммунной системы и образование антител, специфичных данному вирусу. Это приводит к гибели как самих вирусов, так и опухолевых клеток, на поверхности которых адсорбировался вирус. Погибшие опухолевые клетки, зараженные вирусом, в свою очередь стимулируют реакцию иммунной системы для выработки антител, специфичных клеткам данной опухоли. Таким образом, механизм гибели опухолевых клеток при вакцинотерапии происходит в два этапа в результате двукратной стимуляции иммунной системы. Однако вирус поражает не всю популяцию опухолевых клеток, а только её часть, на которой вирус успевает абсорбироваться за время развертывания иммунной реакции на его вторжение в организм. Математическая модель механизма гибели опухолевых клеток при вакцинотерапии была представлена на предыдущей конференции и в ряде печатных работ [1-5].

Результаты работы этой модели свидетельствуют о том, что при введении вирусной вакцины происходит заражение вирусом не всей популяции опухолевых клеток $N(t)$, которая измеряется в эксперименте. Введение вирусной вакцины приводит к образованию двух фракций опухолевых клеток. Одна состоит из зараженных вирусом опухолевых клеток $N_V(t)$, а другая из оставшихся в живых незараженных опухолевых клеток $N_R(t)$, которые продолжают размножаться. Следовательно, после введения вирусной вакцины численность популяции опухолевых клеток, измеряемая в эксперименте $N(t)$, состоит из суммы двух фракций опухолевых клеток $N(t) = N_V(t) + N_R(t)$.

При построении математической модели вакцинотерапии [4] были использованы экспериментальные кинетические кривые роста аденокарциномы Эрлиха в контроле после однократного введения вакцины с вирусом ВЭЛ, полученные в работе [6] и приведенные на Рис.2. Оценка эффективности гибели опухолевых клеток на каждом из двух этапов осуществлялась по контрольной кинетической кривой без введения вакцины (Рис.1) и после введения вирусной вакцины на основании критерия, разработанного Базовой

модели противоопухолевой терапии. Согласно этому критерию эффективность лечебного воздействия определяется длительностью задержки роста опухоли согласно следующим уравнениям (Рис.2, 3).

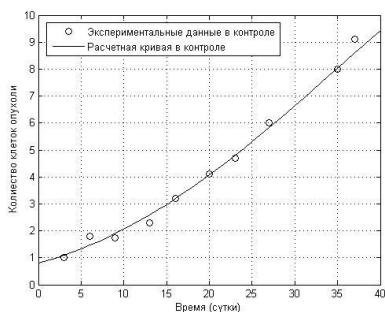


Рис. 1. Апроксимация экспериментальных кривых роста аденокарциномы Эрлиха без введения вакцины функцией Гомпертца

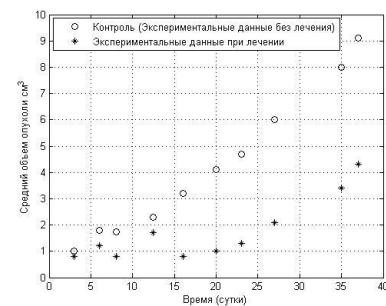


Рис.2. Экспериментальные кривые роста аденокарциномы Эрлиха без введения вакцины и после однократного введения вакцины

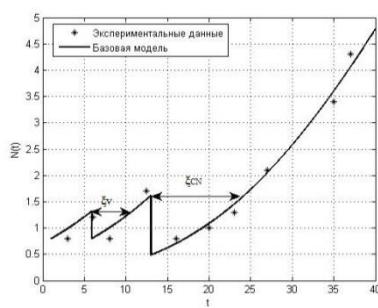


Рис.3. Расчетные кинетические кривые роста суммарной численности опухолевых клеток $N(t)$, полученные аппроксимацией экспериментальных данных функциями Гомпертца, согласно Базовой модели противоопухолевой терапии

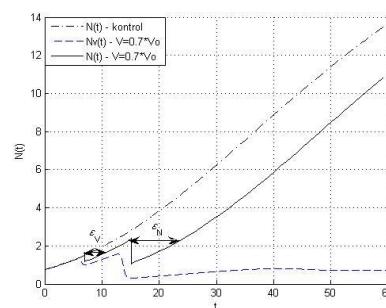


Рис.4. Кинетическая кривая роста опухоли в контроле и после введения дозы $0.7*V_0$ при $\mathcal{E}_V (V_0) = 2.6$ сут, $\mathcal{E}_N (V_0) = 8.9$ сут

Кинетические кривые роста опухоли без лечения описываются простым дифференциальным уравнением вида:

$$(1) \frac{dN(t)}{dt} = \lambda(t)N(t), \text{ при } N(0) = N_0,$$

где $N(t)$ – объем опухоли в момент времени t , $\lambda(t)$ – параметр темпа роста опухоли, N_0 – начальный объем опухоли в момент перевивки опухоли животным при $t = 0$.

Показано, что экспериментальная кривая роста опухоли без лечения наиболее точно описывается функцией Гомпертца, которая является решением дифференциального уравнения (1) при $\lambda(t) = \alpha_N \beta_N \exp(-\beta_N t)$ (Рис.1):

$$(2) N(t) = N_\infty \exp(-\alpha_N \exp(-\beta_N t)),$$

где $N_\infty = N_0 \exp(\alpha_N)$ – максимальная численность опухолевых клеток при $t \rightarrow \infty$.

Анализ экспериментальных кинетических кривых роста опухоли после введения вирусной вакцины (Рис.2) позволяет выделить два периода интенсивной гибели опухолевых клеток. Первый период продолжается с 6 по 8 сутки, а второй с 13 по 16 сутки. Учитывая выше сказанное о двух механизмах гибели опухолевых клеток, можно считать, что первый этап гибели связан с действием вируса и антител, против данного вируса. А второй этап гибели связан с действием антител, противзараженных опухолевых клеток.

Базовая математическая модель противоопухолевой терапии строилась на основе принятия следующих допущений [2].

1. Гибель клеток происходит мгновенно, вызывая скачкообразное уменьшение размера опухоли.

2. Опухолевые клетки, выжившие после лечебного воздействия, сразу начинают делиться, причем динамика их роста описывается той же функцией что и в контроле с сохранением значений параметров, но со сдвигом во времени, на длительность задержки роста опухоли $\mathcal{E}(D)$.

Дифференциальное уравнение, описывающее рост опухоли после лечебного воздействия описывается дифференциальным уравнением:

$$(3) dN(t)/dt = \lambda(t)N(t) \theta(\tau_1 - t) - S(D)N(\tau_1) \delta(t - \tau_1) + \lambda(t - \mathcal{E}(D))N(t - \mathcal{E}(D)) \theta(t - \tau_1)$$

где τ_1 – момент первого лечебного воздействия, $\lambda(t)$ – темп роста данного вида опухоли, $\theta(\tau_1-t)$ – функция Хевисайда, $\delta(t-\tau_1)$ – импульсная функция Дирака, описывающая мгновенную гибель опухолевых клеток в момент лечебного воздействия, D – доза лечебного воздействия, $\mathcal{E}(D)$ – длительность задержки роста опухоли после лечебного воздействия, $S(D)$ – относительное уменьшение размера опухоли в момент воздействия, которое определяет долю погибших опухолевых клеток при однократном воздействии в дозе D .

Гибель опухолевых клеток вызывает задержку роста опухоли, длительность которой количественно оценивает эффект от дозы лечебного воздействия. Задержка роста опухоли $\mathcal{E}(D)$ определяется интервалом времени, в течение которого происходит гибель и последующее восстановление численности опухолевых клеток (Рис.3).

Параметр $\mathcal{E}(D)$ принимается в качестве критерия оценки эффективности лечебного воздействия при различных методах противоопухолевой терапии и является количественной временной оценкой результата лечения, как в экспериментальной, так и в клинической онкологии.

Согласно допущению, принятому в базовой модели противоопухолевой терапии, гибель клеток в момент введения лечебной дозы происходит мгновенно. Тогда относительное уменьшение объема опухоли в момент воздействия вычисляется из выражения:

$$(4) S(D) = (N(\tau^-) - N(\tau^+))/N(\tau^-) = (N(\tau_1) - N(\tau_1 - \mathcal{E}(D)))/N(\tau_1),$$

где $N(\tau^-)$ – объем опухоли в момент воздействия до введения препарата,

$N(\tau^+)$ – объем опухоли сразу после воздействия $N(\tau^+) = N(\tau - \mathcal{E}(D))$.

В модели вакцинации было принято допущение о том, что относительное уменьшение объема опухоли $S(D)$ происходит только за счет погибающих клеток зараженной фракции $N_V(t)$. Тогда на каждом из двух этапов стимуляции иммунной системы доля погибающих клеток вычислялась как $S(V_0) = \Delta N_V(t)$, где учитывалась доля погибающих зараженных клеток в результате развертывания иммунной реакции. Тогда уравнение (4) позволяет вычислять длительность задержки роста опухоли на каждом этапе стимуляции иммунной системы (Рис.3).

Решением дифференциального уравнения (3) при $\lambda(t) = \alpha_N \beta_N \exp(-\beta_N t)$ является функция Гомпертца, которая описывает кривую роста опухолевых клеток после лечебного воздействия со сдвигом во времени на длительность задержки роста опухоли $\mathcal{E}(D)$:

$$(5) \quad N(t) = N_0 \exp(\alpha_N (1 - \exp(-\beta_N (t - \varepsilon(V_0))))) \text{, при } t > \tau_1,$$

Тогда учитывая двухэтапную гибель зараженных опухолевых клеток, рост опухоли после каждого из двух этапов их гибели описывался двумя уравнениями Гомпертца со сдвигом во времени на длительность задержки роста опухоли после каждого этапа согласно уравнениям (6) и (7):

$$(6) \quad N(t_V) = N_0 \exp(\alpha_N (1 - \exp(-\beta_N (t_V - \varepsilon_V(V_0)))))$$

$$(7) \quad N(t_N) = N_0 \exp(\alpha_N (1 - \exp(-\beta_N (t_N - \varepsilon_N(V_0)))))$$

где $t_V = \tau_1^V + \tau_1$, $t_N = \tau_1^N + \tau_1$ – момент начала иммунной реакции против вируса и момент начала иммунной реакции против опухолевых клеток, τ_1 – момент введения вирусной вакцины, т.е. момент начала лечения, t_V^V и t_N^N – моменты достижения максимальной численности зараженных опухолевых клеток к началу иммунной реакции.

$\varepsilon_V(V_0)$ и $\varepsilon_N(V_0)$ – задержка роста опухоли после двух этапов гибели клеток результате действия антител против вируса и против зараженных опухолевых клеток (Рис.3).

Для оценки длительности задержки роста опухоли были использованы расчетные кинетические кривые роста суммарной численности популяции опухолевых клеток, полученные на основании базовой математической модели противоопухолевой терапии [1].

Рассматривались два диапазона доз от 0,4 V_0 до V_0 и от V_0 до 10 V_0 .

На Рис.4 и Рис.5 приведены результаты расчета длительности задержки роста опухоли для доз меньше и больше, чем V_0 . Верхняя кривая каждого рисунка описывает рост опухоли в контроле, которая является аппроксимацией экспериментальных точек уравнением Гомпертца. Сплошная линия описывает расчетные кинетические кривые роста опухоли по уравнению Гомпертца с учетом задержки роста опухоли после первого $\varepsilon_V(V_0)$ и второго $\varepsilon_N(V_0)$ этапа гибели клеток. Нижняя пунктирная линия описывает динамику зараженных опухолевых клеток $N_V(t)$. Из Рис.4 видно, что при введении доз меньше, чем V_0 , задержка роста после первого этапа гибели клеток мала по сравнению с задержкой роста опухоли после повторного этапа гибели клеток. Из Рис.5 видно, что при введении доз, превышающих значение V_0 , задержка роста опухоли на первом этапе увеличивается, а на втором этапе сокращается. Интервал времени между двумя этапами стимуляции иммунной системы характеризует период заражения опухолевых клеток вирусом. Когда происходит заражение достаточного количества опухолевых клеток, происходит повторная стимуляция иммунной системы.

На Рис.6 и Рис.7 приведены графики зависимости длительности задержки роста опухоли после первого и второго этапов стимуляции иммунной системы $\varepsilon_V(V_0)$ и $\varepsilon_N(V_0)$.

Результаты проведенных вычислительных экспериментов на модели показали, что зависимость эффективности от дозы вирусной вакцины имеет нелинейный характер. Следовательно, поиск минимально эффективной, предельно допустимой и максимальноэффективной дозы вакцины в эксперименте путем эмпирического перебора разных доз потребует больших затрат времени и животных и может приводить к потере необходимой информации.

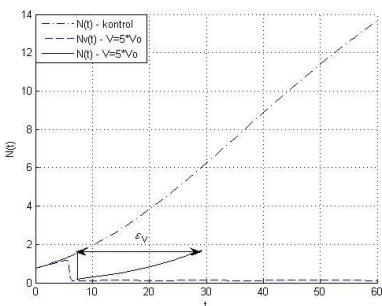


Рис.5. Кинетическая кривая роста опухоли в контроле и после введения дозы $V_0 = 5*V_0$ при \mathcal{E}_V
 $(V_0) = 13.4$ сут, $\mathcal{E}_N (V_0) = 0$ сут

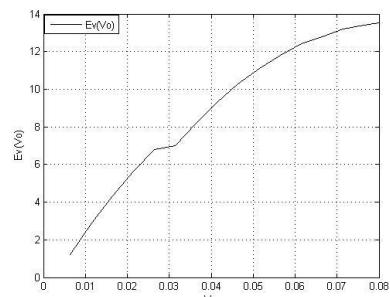


Рис.6. График зависимости длительности задержки роста опухоли $\mathcal{E}_V (V_0)$ от дозы V_0 после первого этапа гибели опухолевых клеток

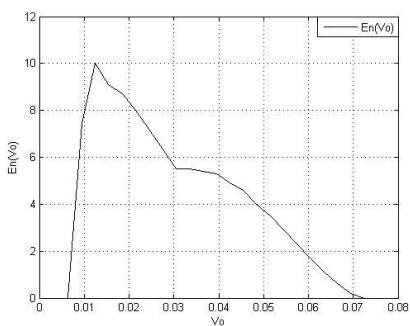


Рис.7. График зависимости длительности задержки роста опухоли $\mathcal{E}_N (V_0)$ от дозы V_0 после второго этапа гибели опухолевых клеток

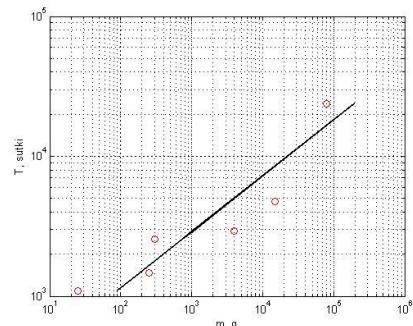


Рис.8. Зависимость продолжительности жизни животных от массы их тела для мышей, крыс, морских свинок, кроликов, собак и человека.

Параметр $\mathcal{E}(D)$ является критерием, по которому оценивается эффективность действия препарата в различных дозах и является количественной временной оценкой результата лечения в клинической онкологии. Данный временной параметр позволяет единообразно оценивать эффективность доз лечебных воздействий при различных методах лечения, а также прогнозировать продолжительность ремиссии опухоли в клинике.

Для прогнозирования эффективности различных доз вирусной вакцины в клинике по результатам, полученным в эксперименте, предлагается использовать хорошо известное в биодинамике аллометрическое соотношение (8), которое связывает скорость протекания метаболических процессов в организме с массой тела [7,8]. В результате теоретических исследований, подтвержденных результатами экспериментов, было показано, что аллометрии соответствуют также соотношения между массой тела и многими временными параметрами. Тогда связь между массой и каким-либо временным параметром можно записать в виде:

$$(8) \quad m = a * T^b$$

где m – масса тела млекопитающего, T – продолжительность жизни млекопитающего, a и b – постоянные параметры.

Прологарифмировав это уравнение, получим уравнение линейной зависимости:

$$(9) \quad \ln m = b \ln T + \ln a = b \ln T + c$$

В силу предположения об определяющей роли скорости обменных процессов в кинетике физиологических процессов организма все прямые вида (9), связывающие временные параметры и массу тела, параллельны друг другу. Тогда параметр b , определяющий наклон этих прямых, одинаков для всех временных параметров и его значение можно определить на основании одной из зависимостей. Как известно, длительность задержки роста опухоли в экспериментальных исследованиях в клинике трактуется как длительность ремиссии опухоли, а по факту результата лечения это интервал времени, на который увеличивается продолжительность жизни организма опухоленосителя.

В данной работе для оценки параметра b была использована зависимость продолжительности жизни человека и ряда животных от массы их тела (Рис.8). В результате проведенного регрессивного анализа было получено расчетное значение $b=2,4981$.

Тогда, зная массу тела животных и временной параметр одного из них, можно вычислить соответствующий параметр другого из выражения:

$$(10) \quad T_1 = T_2 (m_1 / m_2)^{1/b}$$

Для мыши и человека принятые индексы 1 – человек и 2- мышь.

Для каждого из них можно записать $m_1 = a^* T_1^b$ и $m_2 = a^* T_2^b$. Тогда из отношения масс двух видов $m_1/m_2 = (T_1/T_2)^b$ можно получить выражение (10), позволяющее вычислить искомый параметр.

Выводы

Принимая в качестве параметра длительность задержки роста опухоли у экспериментальных мышей $\varepsilon(V_0)$ после введения вакцины с вирусом ВЭЛ, можно вычислить продолжительность ремиссии опухоли у человека на основании выражения (10). При оптимально эффективной дозе вирусной вакцины длительность задержки роста опухоли в эксперименте на мышах равна $\varepsilon_2 = 15$ суток. Тогда, согласно расчетам, длительность ремиссии опухоли у человека будет составлять $\varepsilon_1 = 375$ суток = 1,1 лет. Следовательно, при введении вакцины в оптимальной дозе на следующие сутки после хирургического удаления основной массы опухоли можно прогнозировать отсутствие роста опухоли у пациента на срок до 1,1 года. После этого срока необходимо обратиться к врачу и по результатам обследования возможно проведение повторного введения вирусной вакцины.

Библиографический список

11. Бабушкина Н. А. Оценка управляющих дозовых воздействий противоопухолевой терапии с использованием математического моделирования // Проблемы управления. - 2013. - № 5. - С. 60 – 65.
12. Бабушкина Н. А., Глумов В.М. Математическое моделирование механизмов противоопухолевого действия вирусных вакцин (для двух фракций клеток) // Труды XI Международной научной конференции «Физика и радиоэлектроника в медицине и экологии» ФРЭМЭ 2014 / Россия, Владимир – Сузdalь, 2014, Книга 1, стр. 153 – 158.
13. Бабушкина Н. А., Кузина Е.А. Исследование эффективности различных доз вируса ВЭЛ для экспериментальных опухолей методом вычислительного эксперимента на математической модели вакцинотерапии // Материалы XII Всероссийской научно-практической конференции «Отечественные противоопухолевые препараты» РОНЦ им. Н.Н.Блохина / Москва, 2015, стр. 60.
14. Бабушкина Н. А., Кузина Е.А., Глумов В.К. Применение компьютерных технологий при экспериментальном изучении новых высокотехнологичных методов лечения онкологических заболеваний на основе математического моделирования // Материалы XXI Международной научно-технической конференции «Системные проблемы высокой надежности, математического моделирования и инновационных технологий изделий ответственного назначения» (ИННОВАТИКА - 2015), Сочи, 2015 г., стр. 134-135.
15. Бабушкина Н. А., Кузина Е.А. Компьютерные технологии на основе математического моделирования в системной экспериментальной онкологии // Труды Восьмой международной конференции «Управление развитием крупномасштабных систем» (MLSD'2015), Москва, (в печати).
16. Видяева И.Г. Вирусные вакцины и их онкологизаты в терапии экспериментальных опухолей. - Дисс. Томск -2005. – 134 с.
17. Груздев Г.П., Моничев А.Я., Щербова Е.Н. Итоги математического моделирования процесса кроветворения (стволовая клетка) /: Вопросы кибернетики. М.: 1979. Вып. 49. с.64-106.
18. Моничев А.Я. Динамика кроветворения. М.: Медицина, 1984. – 176 с.

SOFTWARE IMPLEMENTATION METHOD OF PREDICTING THE EFFECTIVENESS OF VACCINE THERAPY FROM EXPERIMENT TO THE CLINIC

E.A. Kuzina, N.A. Babushkina

V.A. Trapeznikov Institute of Control Sciences of Russian Academy of Sciences Kate_k93@mail.ru

The report is dedicated on the method of forecasting the effectiveness of vaccine therapy in the clinic according to the results of computing experiment on mathematical model. The paper presents the mathematical model of antitumoral treatment using the virus-derived vaccine. The model describes two stages of tumor cells' death caused by immune response to the virus and the subsequent immune response to the dead infected tumor cells. The mathematical model allows us to calculate the duration of the delay of tumor growth, which is a criterion for evaluating the effectiveness of therapeutic effects. The paper shows the use of allometric relations to predict the duration of remission of the tumor in the clinic.



ГЛУБИННАЯ ЗАВИСИМОСТЬ СРЕДНЕГО ЗНАЧЕНИЯ КОЭФФИЦИЕНТА КАЧЕСТВА ФОТОННОГО ИЗЛУЧЕНИЯ

Крусанов Г.А.

МГУ имени М.В.Ломоносова, Физический факультет, krusanov@physics.msu.ru

Работа посвящена моделированию облучения водного фантома фотонным излучением с энергией до 40 МэВ и оценке глубинного распределения среднего значения фактора качества с учетом образовавшихся вторичных частиц.

Для учета различий в биологической эффективности ионизирующих излучений введено понятие эквивалентной дозы излучения. Считается, что облучение в одной и той же эквивалентной дозе, независимо от типа и энергии излучения, приводит к одинаковому биологическому эффекту. Эквивалентная доза определяется как произведение поглощенной дозы на коэффициент, зависящий от типа излучения.

Плотноионизирующее излучение при равных поглощенных дозах приводит к более выраженным эффектам, чем редкоионизирующее. Для учета зависимости от линейной передачи энергии (ЛПЭ) используется нормирующий коэффициент Q , называемый коэффициентом качества [1] (в других редакциях фактор качества) (КК), зависимость от ЛПЭ определяется выражением:

$$Q(L) = \begin{cases} 1, & L < 10 \text{ кэВ/мкм} \\ 0.32L - 2.2, & 10 \leq L \leq 100 \text{ кэВ/мкм} \\ 300 / \sqrt{L}, & L > 100 \text{ кэВ/мкм} \end{cases} \quad (1)$$

Если объект находится в поле смешанного излучения, эквивалентная доза H будет равняться сумме поглощенных доз D_i от всех типов излучений i , умноженных на соответствующие коэффициенты w_i :

$$H = \sum_i w_i D_i \quad (2)$$

Отношение эквивалентной дозы к поглощенной можно рассматривать как среднее значение коэффициента качества (или радиационного взвешивающего фактора (РВФ) в зависимости от методики вычисления эквивалентной дозы) смешанного излучения. Смешанное излучение может образовываться даже при облучении объема моноэнергетическим излучением постоянного состава.

Такие условия реализуются в поле фотонного излучения, при взаимодействии фотонов с веществом образуются потоки различных вторичных частиц. При превышении порога фотоядерных реакций возможно образование тяжелых заряженных частиц с высоким значением ЛПЭ. Несмотря на малую вероятность образования, за счет высоких значений взвешивающих коэффициентов эти частицы могут вносить весомый вклад в эквивалентную дозу.

В работе применяется компьютерное моделирование методом Монте-Карло в среде Geant4. Водный фантом представляет собой однородный куб размером $30 \times 30 \times 30$ см, в центре куба вдоль оси пучка расположен набор из 300 «чувствительных» слоев размером $2 \times 2 \times 0.1$ см, в каждом из которых ведется накопление данных о происходящих процессах (выделившаяся энергия, длина шага). За ним вдоль оси пучка расположен дополнительный слой воды размером $30 \times 30 \times 20$ см. Фантом облучается пучком фотонов радиусом 2 см, расположенным на расстоянии 40 см от центра куба.

Для расчета РВФ в применяются рекомендованные [1] значения (для фотонов всех энергий - 1, для протонов – 2, для альфа-частиц, тяжелых ионов и осколков деления – 20), а для вычисления величины Q на каждом шаге учитывается ЛПЭ всех образовавшихся вторичных частиц (электроны, тяжелые частицы и ядра отдачи):

$$\langle Q \rangle = \frac{\sum_i D_i Q(L_i)}{\sum_i D_i} \quad (3)$$

где D_i - поглощенная в результате i -го взаимодействия поглощенная доза, а $Q(L_i)$ - коэффициент качества частицы, испытавшей данное взаимодействие, рассчитанный по формуле (1).

На рис.1 приведена глубинная зависимость РВФ и КК для трех разных энергий: 20, 30 и 40 МэВ. До энергии 10 МэВ, когда порог фотоядерных реакций еще не превышен, значения РВФ не отличается от 1 на протяжении всей глубины фантома. КК при этом немного выше единицы. При энергиях 20 и 30 МэВ на глубине до 4.5 мм значения факторов превышают 2, достигая значения 4 в приповерхностном слое, и превышая 1.5 на глубине до 9.5 мм.

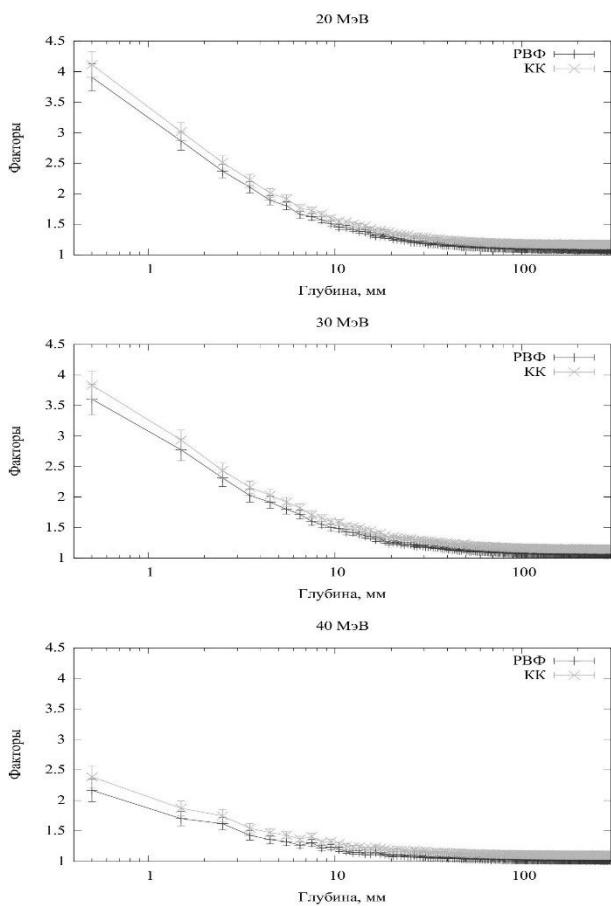


Рис 1. Зависимость РВФ и КК фотонов от глубины проникновения для энергий 20, 30 и 40 МэВ

Первая строка - заглавными буквами жирным шрифтом печатается название доклада. Вторая строка - фамилии и инициалы авторов. Третья строка - полное название организации и адрес электронной почты авторов; затем после пропуска одной строки печатается текст доклада.

Объем текста доклада на конференцию не более 4 страниц, в том числе аннотация на английском языке. Текст создается в редакторе MS Word (версия не ниже 7.0), шрифт «TimesNewRoman», размер 10 пт, печатается на белой бумаге формата А4 через 1 интервал, поля кругом - 20 мм. Отступ первой строки 10 мм. Номер ссылки на литературу указывается в квадратных скобках [1].

Рисунки, если они сканированные, должны быть выполнены в черно-белом режиме, а нарисованные в редакторе Word — обязательно сгруппированы. Все рисунки прикрепляются отдельными файлами.

Для набора формул используйте математический редактор EquationEditor 2.0. Основной шрифт в математическом редакторе «TimesNewRoman». Все латинские обозначения должны быть выполнены курсивом, все русские, греческие и цифры — прямо. Размеры символов в математическом редакторе: обычный 10 пт, крупный индекс 6 пт, мелкий индекс 5 пт, крупный символ 16 пт, мелкий символ 10 пт.

В конце текста — аннотация на английском языке (не более 1 стр.).

Библиографический список

1. ICRP, 2003. Relative Biological Effectiveness, Radiation Weighting and Quality Factor". ICRP Publication 92. Ann. ICRP 33 (4)

MEAN VALUE OF PHOTON RADIATION QUALITY FACTOR'S DEPTH DEPENDENCE

Krusanov G.A.

M.V.Lomonosov MSU, Physics Faculty, krusanov@physics.msu.ru

The paper is about modeling water phantom photon irradiation with energies up to 40 MeV and evaluation of the mean value's depth distribution of the quality factor, taking into account the formed secondary particles.

ПРИМЕНЕНИЕ ИСКУССТВЕННЫХ НЕЙРОННЫХ СЕТЕЙ ДЛЯ ВЫЯВЛЕНИЯ ИСКАЖЕНИЙ В ЭЛЕКТРОКАРДИОСИГНАЛЕ

В.А. Аль-Хайдри, Р.В. Исаков, Л.Т. Сушкива

Владимирский государственный университет имени Александра Григорьевича и Николая Григорьевича

Столетовых» (ВлГУ)

alhaidri@vlsu.ru

Введение

Качество регистрации ЭКГ зависит от многих факторов, в том числе опыта персонала и качества оборудования. Согласно [1], ежегодно регистрируется больше 20 миллионов электрокардиограмм (ЭКГ) во всем мире. В результате 5% регистрируемых в мире ЭКГ имеет те или иные проблемы, связанные с их качеством, а 1% имеют недопустимое качество. Это приводит к ошибочному диагнозу, неправильным заключениям, и, как следствие, пациенту назначается неправильное лечение, вплоть до назначения операции по имплантации электрокардиостимулятора [1]. В связи с этим, задача контроля и повышения качества электрокардиографического сигнала за счет обнаружения искажений, приводящих к снижению достоверности диагностической информации и, как следствие, к ложным заключениям, является актуальной. Анализ литературы по методам обнаружения помех и искажений ЭКГ показывает, что в настоящее время широко используются искусственные нейронные сети (ИНС) [3].

Искусственные нейронные сети являются многообещающим средством в данной области благодаря развитым адаптивным методам распознавания структур и возможности решения сложных задач классификации. ИНС является подходящим инструментом для решения проблемы обнаружения искажений в ЭКГ благодаря их способности обучаться. Тем самым можно добиться хороших результатов за счет гибких алгоритмов классификации полезного сигнала и помехи [4].

Исходя из изложенного, основной задачей данной работы является разработка нейросетевой системы обнаружения искажений в электрокардиосигнале с целью повышения информационной значимости функциональной диагностики сердца.

Материалы и методы

В процессе формирования необходимого для разработки нейросети объема обучающих, тестовых и валидационных ЭКГ – данных с «допустимым» и «недопустимым» качеством использовались базы данных MIT-BIH Arrhythmia Database и St Petersburg INCART 12 lead arrhythmia из архива PhysioBank, а также авторская БД, включающая в себя ЭКГ с «недопустимым» качеством. В данной работе под ЭКГ с допустимым качеством понимается ЭКГ с неискаженной формой кардиоцикла, к которым относятся ЭКС с нормальным ритмом или с аритмиями, определяемыми по форме кардиоцикла. ЭКГ с недопустимым качеством – это записи, имеющие низкочастотные и/или высокочастотные искажения, изменяющие форму QRS-комплекса, при анализе которого возможна ошибочная интерпретация. Наиболее часто встречающимися видами искажений ЭКС являются: плавающая изолиния, неправильное расположение R-зубца, частые колебания, нехарактерные для нормального кардиоцикла (КЦ), и случайные скачкообразные участки КЦ. На рис.1 показаны типичные примеры различных КЦ с «допустимым» качеством (а – норма, б – аритмия) и «недопустимым» качеством (в – высокочастотные искажения, г – низкочастотные искажения).

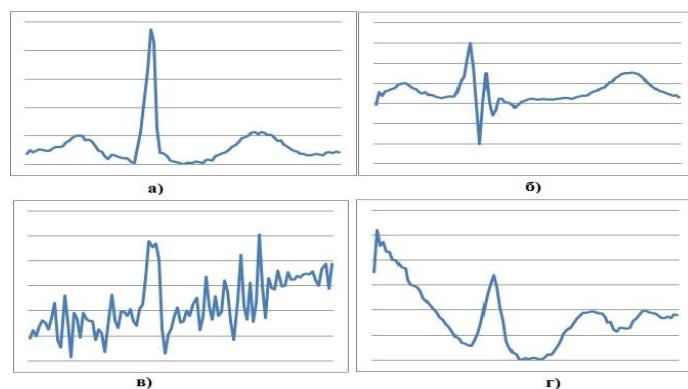


Рисунок 1- Типичные примеры КЦ: а – норма, б – аритмия, в – высокочастотные искажения, г- низкочастотные искажения.

В процессе обучения ИНС на вход подается образ электрокардиосигнала заданной формы. Алгоритм формирования образов для базы данных (БД) включает в себя нахождение R-зубцов и проведение на их основе сегментации ЭКС. Из литературы известно, что для нормальной ЭКГ длительности ее частей слева и справа от R зубца составляют 0.25с. и 0.4с. соответственно. В результате временное окно T для анализа ЭКС будет составлять T=0,65с.

В работе [5] показано, что для обеспечения совместимости разрабатываемого нейросетевого блока с большинством регистраторов ЭКГ целесообразно выбрать частоту дискретизации Fs входных образов, равной

150 Гц. В случае сигналов с большей или меньшей частотой дискретизации должна быть предусмотрена процедура ее изменения до выбранной частоты F_s . Исходя из полученных значений параметров временного окна и частоты дискретизации F_s , определяется количество входов ИНС $M = T \cdot F_s = 0,65 \cdot 150 = 97$.

В данной работе задача обнаружения искажений в электрокардиосигнале решается с помощью нейронной сети типа «многослойный персептрон» (МП).

В настоящее время для оценки эффективности решения задач классификации широко используется так называемая **ROC- кривая**, в основе которой лежат критерии: **чувствительности (Se)**, характеризующей способность классификатора (в данном случае ИНС) обнаруживать присутствие искомого класса КЦ и **специфичности (Sp)**, отражающей точность определения отсутствия других классов КЦ.

ROC-кривая показывает зависимость количества верно классифицированных положительных результатов от количества неверно классифицированных отрицательных результатов. Для построения ROC-кривой для каждого значения порога, которое меняется от 0 до 1, с шагом 0,1, для МП рассчитываются значения чувствительности Se и специфичности Sp и строится график их зависимости. Визуальный анализ ROC-кривых не дает явного ответа, какой из вариантов более эффективен. Поэтому был применен количественный метод сравнения ROC-кривых – вычисление площади AUC

(Area Under Curve) под ROC-кривой. Расчет AUC осуществлялся по методу трапеций [6].

Результаты и обсуждение

На рисунке 2 представлены результаты исследования эффективности функционирования выбранной структуры МП в зависимости от количества нейронов скрытого слоя. Критерием эффективности служит количественная мера (AUC). На рисунке 2 показаны результаты тестирования при исследовании структуры МП. Результаты показали, что оптимальное количество нейронов скрытого слоя составило 122 нейрона.

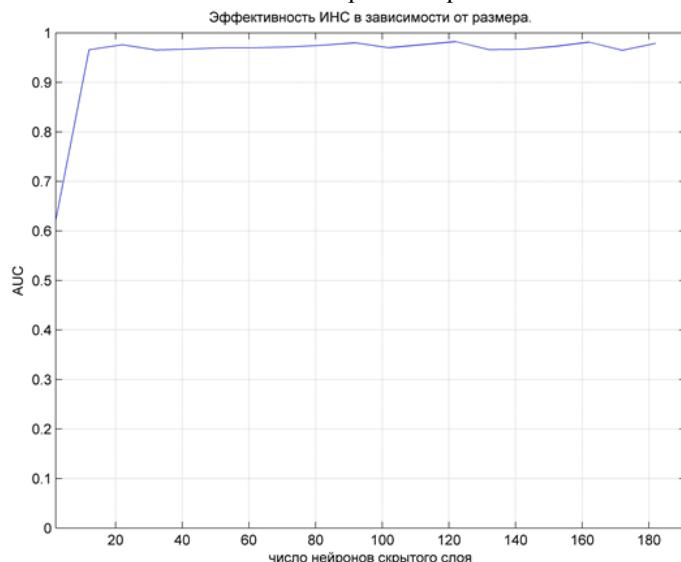


Рисунок 2- Результат исследования влияния количества нейронов скрытого слоя на эффективность работы МП.

В таблице 1 приведены значения чувствительности и специфичности выбранного МП при различных пороговых значениях. Из таблицы 1 видно, что 0,6 является оптимальным порогом, поскольку разница между чувствительностью и специфичностью равна 0. При этом пороге чувствительность и специфичность достигают значения 94,54.

Таблица 1- Значения чувствительности и специфичности выбранного МП при различных пороговых значениях

Значение порога	Чувствительность Se	Специфичность Sp	$ Se-Sp $
0	100	0	100
0,1	99,545	60,909	38,636
0,2	99,545	73,636	25,909
0,3	99,545	81,364	18,181
0,4	98,182	89,091	9,091
0,5	95,909	93,636	2,273
0,6	94,545	94,545	0
0,7	90,909	95,909	5
0,8	86,364	97,273	10,909

0,9	75,909	97,273	21,364
1	0	99,091	99,091

Полученные результаты показывают эффективность применения ИНС для решения задачи обнаружения искажений в ЭКС. Разработанная структура ИНС позволит с высокой точностью (94,5 %) выявлять искажения в электрокардиографическом сигнале с чувствительностью и специфичностью равными (94,5%), что способствует повышению достоверности диагностической информации о работе сердца и снижению вероятности появления ложных и ошибочных врачебных заключений. Разработанная система может использоваться для повышения качества автоматизированной электрокардиографической диагностики.

Список литературы

1. Arie C Maan, Erik W van Zwet, Sumche Man, Suzanne MM Oliveira-Martens, Martin J Schalij, Cees A Swenne. Assessment of Signal Quality and Electrode Placement in ECGs using a Reconstruction Matrix. *Computing in Cardiology* 2011;38:289–292.
2. Козюра А.В. Оценка диагностической значимости электрокардиографического сигнала // Труды X международной научной конференции «Физика и радиоэлектроника в медицине и экологии», Владимир, 2012, т.1, стр.152-155.
3. Аль-Хайдри В.А., Исаков Р.В., Сушкова Л.Т. Обзор основных методов обнаружения артефактов в биомедицинских сигналах // ФРЭМЭ-2014, С. 379-382
4. G.Geetha, Dr.S.N.Geethalakshmi. Scrutinizing different techniques for artifact removal from EEG signals // *International Journal of Engineering Science and Technology (IEST)*, Vol. 3 No. 2011.
5. Аль Мабрук М. Аппаратно-программные средства и алгоритмы распознавания патологий сердца на основе персепtronных сетей. Автореферат диссертации на соискание ученой степени кандидата технических наук. Рязань 2011.
6. А.А. Будченко, И.Ю.Мазурова, В.И.Илюхин, Н.П. Храпова. ROC-анализ результатов выявления антигенов возбудителей мелиоидоза и сапа твердофазным иммуноферментным методом // Материалы VII международной научной конференции «Системный анализ в медицине» (САМ 2013) / под общ. ред. В.П. Колосова. Благовещенск, 2013. 167 с.

APPLICATION OF NEURAL NETWORKS FOR DISTORTIONS DETECTION IN ELECTROCARDIOSIGNAL

Al-Haidri W.A., Isakov R.V., Sushkova L.T.
Vladimir State University, Russia
alhaidri@vlsu.ru

The results of the study the possibility of using artificial neural networks to detect distortions in electrocardiosignals are presented. Training and test databases were formed. The influence of the number of neurons of the hidden layer to the neural network efficiency was investigated. A method for detecting distortions in electrocardiosignals based on neural networks was developed. The results of system testing showed high specificity and sensitivity equal to 94.5%.

МЕТОДИКА ОЦЕНКИ ЭФФЕКТИВНОСТИ НЕЙРОСЕТЕВОЙ СИСТЕМЫ АНАЛИЗА ЭЛЕКТРОКАРДИОГРАФИЧЕСКОГО СИГНАЛА

В.А. Аль-Хайдри, Р.В. Исаков, Л.Т. Сушкова

alhaidri@vlsu.ru

Как известно, наиболее опасными и распространенными болезнями в настоящее время являются сердечно-сосудистые заболевания (ССЗ). Поэтому кардиология занимает особое место в современной медицине. Для диагностики функционального состояния сердца используется электрокардиография, представляющая собой запись электрической активности сердца.

В последнее время ведутся активные работы, как в России, так и за рубежом, по разработке более точных и быстрых алгоритмов классификации электрокардиограмм, в том числе с применением искусственного интеллекта. Большая часть работ направлена на использование искусственных нейронных сетей (ИНС), в которых помошью их обучения соответствующими выборками, добиваются устойчивого распознавания типов

ЭКГ и выявления нарушений [1]. Однако, важно и необходимо оценить диагностическую достоверность таких систем.

Основная идея оценки достоверности нейростового классификатора заключается в том, что при идентификации какого-либо состояния Св тестовой выборке объектов с заранее известной принадлежностью каждого из них к одному из двух взаимно исключающих классов с наличием или отсутствием С возможны 4 типа результатов: истинно-положительные, ложноположительные, ложноотрицательные и истинно отрицательные [2].

Истинно положительный результат (ИП) представляет собой ситуацию, когда тест является положительным для пациента, имеющего заболевание (известный также как удачная попытка). Истинно положительная доля (ИПД) или чувствительность Se определяется долей положительных результатов тестирования (присутствие заболевания) в общем количестве пациентов, имеющих отличие от нормы, т.е. задаётся, как $P(T^+/A)$ или

$$Se = \frac{\text{число ИП решений}}{\text{число субъектов с заболеванием}}.$$

Чувствительность теста показывает его способность обнаруживать присутствие заболевания.

Истинно отрицательный результат (ИО) представляет собой случай, когда тест является отрицательным для пациента, который не имеет заболевания. Истинно-отрицательная доля (ИОД) или специфичность Sp определяется долей отрицательных результатов скрининга (отсутствие заболевания) в общем количестве пациентов, не имеющих отличий от нормы, т.е. задаётся как $P(T^-/N)$ или

$$Sp = \frac{\text{число ИО решений}}{\text{число субъектов без заболевания}}.$$

Специфичность теста показывает точность определения отсутствия заболевания.

Чувствительность и специфичность являются наиболее часто используемыми критериями при исследовании ИНС в системах обработки и анализа медицинских данных. Они определяют вероятность ложной тревоги и вероятность пропуска цели.

Значения чувствительности и специфичности, рассчитанные на тестовой выборке, характеризуют обобщающую способность сети, и используются для обоснования клинической или диагностической интерпретации решений, основанных на статистических характеристиках или логических правилах и принимаемых с использованием векторов образов.

Для точного оценивания эффективности того или иного классификатора необходимо проводить оценку для разных порогов. Это позволит найти оптимальное сочетание значений чувствительности и специфичности. Для этого в настоящее время широко используется так называемая **ROC- кривая (Receiver Operator Characteristic – операционная характеристика приёмника)**.

ROC-кривая показывает зависимость количества верно классифицированных положительных результатов от количества неверно классифицированных отрицательных результатов. Для построения ROC-кривой для каждого значения порога, которое меняется от 0 до 1, с шагом 0.1, рассчитываются значения чувствительности Se и специфичности Sp для ИНС и строится график их зависимости, как показано на рисунке 1. По оси абсцисс откладывают величину $1-Sp$, а по оси ординат – Se .

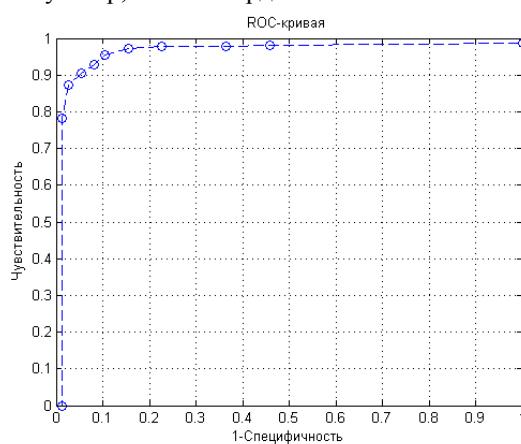


Рисунок 1- ROC- кривая ИНС

Визуальный анализ ROC-кривых не дает явного ответа, какой из вариантов более эффективен. Поэтому применяется количественный метод сравнения ROC-кривых – вычисление площади AUC(AreaUnderCurve) под ROC-кривой на рис. 2. Расчет AUC осуществлялся разными методами численного интегрирования, одним из которых является метод трапеций. Аппроксимация в этом методе осуществляется полиномом первой степени. Рисунок 2 показывает площадь под кривой (AUC), рассчитанной методом трапеции, равная 0.96.

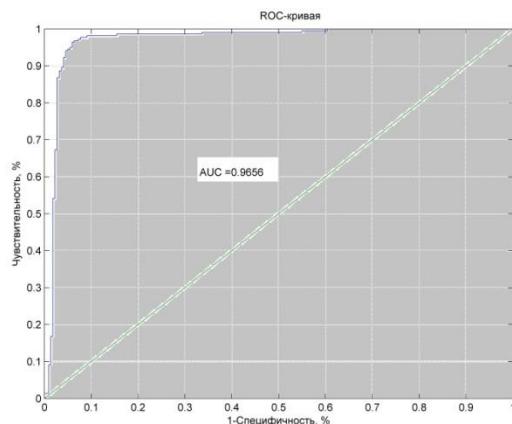


Рисунок 2 - Площадь под кривой (AUC)

Идеальным результатом чувствительности и специфичности является значение, равное 100%. Однако на практике добиться этого невозможно, более того, сложно одновременно увеличить значения и чувствительности, и специфичности ИНС. Компромисс можно найти путем задания величины порога отсечения, влияющего на соотношение Se и Sp . В этом случае решается задача нахождения оптимального порога отсечения [4].

Критерием выбора порога отсечения P может быть условие баланса между чувствительностью и специфичностью, т.е. когда $Se \approx Sp$: $P = \min |Se - Sp|$.

Применение AUC является актуальным также для сравнительного анализа двух и более классификаторов с целью выбора оптимального варианта, поскольку он является интегральным показателем. Применение только критериев чувствительности и специфичности в таком случае на дает однозначного решения; в работах [1,3] авторы в качестве обобщенного критерия применяли среднее значение двух параметров чувствительности и специфичности, но поскольку среднее значение является чувствительным к выбросам параметром, возникает необходимость в применении других методов оценки работы ИНС. Поэтому AUC является эффективным критерием при сравнении двух или более классификаторов. Пример применения AUC для сравнения нескольких классификаторов показан на рисунке 3. На графике показана зависимость значений AUC для множества нейросетевых классификаторов (в виде многослойных персепtronов) с разным количеством нейронов скрытого слоя. Это позволяет выбрать оптимальный нейросетевой классификатор, который имеет максимальное значение AUC.

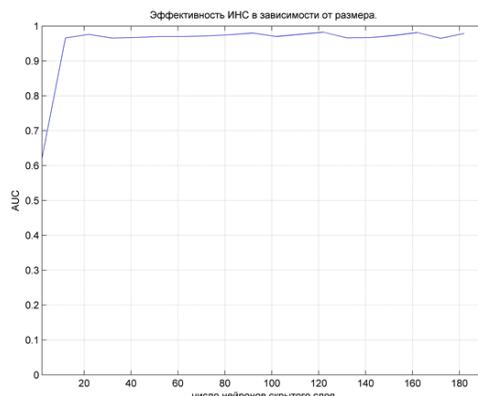


Рисунок 3 - Значения AUC для разных ИНС, отличающихся количеством нейронов скрытого слоя

То есть, в данном примере, лучшим можно считать ИНС с 122 нейроном в скрытом слое, т.к. она обладает максимальным значением AUC по сравнению с остальными сетями.

Заключение

Оценка диагностической достоверности работы нейросетевого метода распознавания патологий сердца является необходимой и актуальной задачей. Для этого, в настоящее время широко применяется ROC-анализ, позволяющий достоверно оценить эффективность того или иного классификатора и обеспечить возможность корректного выбора оптимального порогового значения критериев чувствительности и специфичности при их тестировании. Он также позволяет решить задачу сравнения разных классификаторов и методов распознавания и упрощает выбор оптимального классификатора с точки зрения эффективности распознавания того или иного класса.

Список литературы

1. Аль Мабрук М. Аппаратно-программные средства и алгоритмы распознавания патологий сердца на основе персептронных сетей. Автореферат диссертации на соискание ученой степени кандидата технических наук, Рязань, 2011.
2. Г.В. Недугов. Критерии достоверности диагностических и скрининговых технологий в биомедицине// ж. Проблемы экспертизы в медицине. Выпуск № 34-35-2-3 / том 09 / 2009.
3. Аль-ХулейдиНашван Амин. Система обработки и нейросетевого анализа биоэлектрических сигналов для решения задач медицинской диагностики. Автореферат диссертация на соискание ученой степени кандидата технических наук, Владимир, 2014
4. А.А. Будченко, И.Ю.Мазурова, В.И.Илюхин, Н.П. Храпова. ROC-анализ результатов выявления антигенов возбудителей мелиоидоза и сапа твердофазным иммуноферментным методом // Материалы VII международной научной конференции «Системный анализ в медицине» (САМ 2013) / под общ.ред. В.П. Колосова. Благовещенск, 2013. 167 с.

EVALUATION OF EFFICIENCY NEURAL NETWORK SYSTEM FOR ELECTROCARDIOGRAPH SIGNAL ANALYSIS

Al-haidri W.A., Isakov R.V., Sushkova L.T.

Vladimir State University, Russia

Alhaidri@vlsu.ru

Evaluation of the diagnostic reliability of neural network recognition of heart pathologies is a necessary and urgent task. In this paper, ROC-analysis based estimation technique effectiveness of neural network classifier is developed. It also solves the problem of comparing different classifications methods of recognition and simplifies the selection of the optimal classifier in terms of the efficiency.

КРИТЕРИЙ ДЛЯ ОЦЕНКИ РАСПРЕДЕЛЕНИЯ ЭРИТРОЦИТОВ В МОНОСЛОЕ

Пятницкий А. М., Зоберн М. В

ООО Медицинские Компьютерные системы (МЕКОС)

mecos@mecos.ru

При анализе морфологии эритроцитов в мазке крови с помощью компьютерного анализатора изображений ключевым местом является правильный выбор области сканирования [1]. Эритроциты в данной области должны образовывать монослои, их форма не должна быть искажена, между ними не должно быть дыр, образующихся в момент потери устойчивости пленки. В работе рассматривается критерий, позволяющий обнаружить неравномерность распределения клеток, которая характерна для слишком тонкого участка мазка крови. Наблюдатель легко замечает данную неоднородность (наличие разряженных участков, имеющих форму дыр), однако возникает вопрос о том, как количественно оценить эту неоднородность и сформулировать соответствующий алгоритм, который необходимо встроить в программу сканирования мазка. Задача оказывается достаточно нетривиальной, так как обычные проверки неоднородности, например проверка пуассоновского характера в распределении объектов, или критерии аналогичные критерию Колмогорова оказываются нечувствительными. Дело в том, что неоднородность достаточно специфична – в мазке наблюдаются незаполненные клетками области - дыры, вокруг которых располагаются хороводы эритроцитов. Подход, основанный на анализе неспецифических, косвенных признаков (например, спектра Фурье), также неудовлетворителен. Он требует накопления большой базы данных, так как формулировка решающего правила не может быть просто сформулирована. Дополнительным осложнением при этом является то, что количество клеток на единицу площади может сильно варьировать. Если концентрация эритроцитов мала, или мазок сделан с помощью автомата слайд-мейкера, то концентрация клеток в поле зрения может быть совсем малой, тем не менее, различие между “правильной” и слишком тонкой областью все равно следует обнаружить.

Для формулировки критерия, который легко вычисляется и не основан на косвенных признаках, поступим следующим образом. Подсчитаем общее количество клеток в кадре и выберем квадрат, сторона которого такова, что внутри него с большой вероятностью эритроциты заполняют хотя бы 10% площади. При обычной концентрации клеток сторона такого квадрата составляет 1.5-2 диаметра эритроцита. Если бы размер квадрата был существенно меньше размера эритроцита, то мы обнаружили бы неравномерность в распределении пикселей, занятых эритроцитами, а не самих клеток. С другой стороны слишком большой размер квадрата сделает критерий нечувствительным. Разобьем поле зрения на сетку из таких “оптимальных” квадратов, и выделим те квадраты, в которых доля площади занятой эритроцитами мала. При равномерном распределении клеток такие пустые квадраты, заполненные фоном, должны быть случайно размещены в поле зрения. При образовании дыр в слишком тонком монослое данные квадраты будут образовывать скопления (фазу пустоты). Кадр при этом как бы разделяется на две фазы – фазу дыр и фазу с относительно равномерным

распределением клеток. Таким образом, мы свели задачу к детектированию кластеров в распределении квадратов размещенных на решетке. Нулевой гипотезой является предположение, что квадраты заполненные пустотой размещены случайно. При подсчете числа кластеров используем 4-х связность, то есть два квадрата считаются принадлежащими одному кластеру, если имеют общую сторону. Если известна вероятность заполнения пустотой каждого квадрата p , то можно подсчитать вероятность того, что случайно выбранный кластер пустоты образован данным количеством квадратов k . Это легко сделать для сравнительно небольших значений k :

$$P(k=1) = C(p) \cdot p \cdot (1-p)^4$$

$$P(k=2) = C(p) \cdot 2 \cdot p^2 \cdot (1-p)^6$$

....

Большие значения k можно исключить, увеличивая размер стороны квадрата и тем самым снижая чувствительность метода. При этом, однако, аналитического выражения для константы нормировки $C(p)$ нет, ее следует считать неизвестным параметром распределения. Подсчитав число пустых квадратов, оценим вероятность того, что квадрат пуст. Построим ряд распределения кластеров по размерам, заменив величину p ее оценкой, после чего найдем минимум величины хи-квадрат по отношениям к константе нормировки. Если полученное значение величины хи-квадрат не слишком велико, то нет оснований предполагать наличие фазы дыр. Если же оно неправдоподобно велико, то можно пойти дальше и обнаружить те кластеры, которые не могут быть признаны возникшими случайно. Для этого начиная с больших кластеров, пересчитываем величину p заново повторяя анализ.

Библиографический список

1. Байдун Л.В., С.А.Кашпор, А.А.Парпара, С.А.Плясунова, А.М.Пятницкий, Б.З.Соколинский. Автоматическая эритроцитометрия в роботизированном микроскопе МЕКОС-Ц1. Клиническая лабораторная диагностика №6, 2003 г, стр.39-42.

CRITERIA FOR ESTIMATION OF DISTRIBUTION OF RED BLOOD CELLS IN MONOLAYER

Piatnitsky A.M., Zoborn M. V.
MECOS, mecos@mecos.ru

We suggest statistical criteria for detection of holes in too thin red blood cell monolayer, where RBC morphology is corrupted. It is based on chi square analysis for the area histograms of phone clusters formed by empty squares. Connection with polyomino task and so called animals distribution are discussed. The results can be used while performing automatic scanning of blood smear.



ОБЗОР МЕТОДОВ ОБРАБОТКИ ФОНОКАРДИОГРАММЫ

Аед В.М., Исаков Р.В., Сушкова Л.Т.
«Владимирский государственный университет имени Александра Григорьевича и Николая Григорьевича Столетовых»
walid_aed@mail.ru, Isakov-RV@mail.ru, ludm@vlsu.ru

В данной статье проводится анализ существующих методов обработки фонокардиограммы (ФКГ). Метод основан на регистрации и анализе звуков, возникающих при сокращении и расслаблении сердца. Этот метод является доступным и относительно легким способом диагностики функционального состояния ССС. Источником диагностической информации здесь является фонокардиосигнал (ФКС), метод регистрации которого называется фонокардиографией. Наличие множества алгоритмов, описанных в литературе, объясняется отсутствием универсального метода или алгоритма, хорошо подходящего для решения любых задач обработки ФКС. Каждый метод имеет свои достоинства и недостатки. Поэтому в данной работе поставлена задача сопоставления существующих методов обработки ФКС, сравнения их положительных и отрицательных особенностей. Рассмотрены примеры практического применения известных методов обработки из отечественных и зарубежных источников (амплитудно - частотные методы, методы с вычислением энергии сигнала, преобразование Гильберта, методы, применяющие вспомогательные сигналы, искусственные нейронные сети). Результат анализа представлен на рисунке 1. Результаты проведенного анализа наиболее часто используемых методов обработки ФКС позволяют исключить слабые стороны известных методов для совершенствования систем обработки фонокардиографических сигналов.

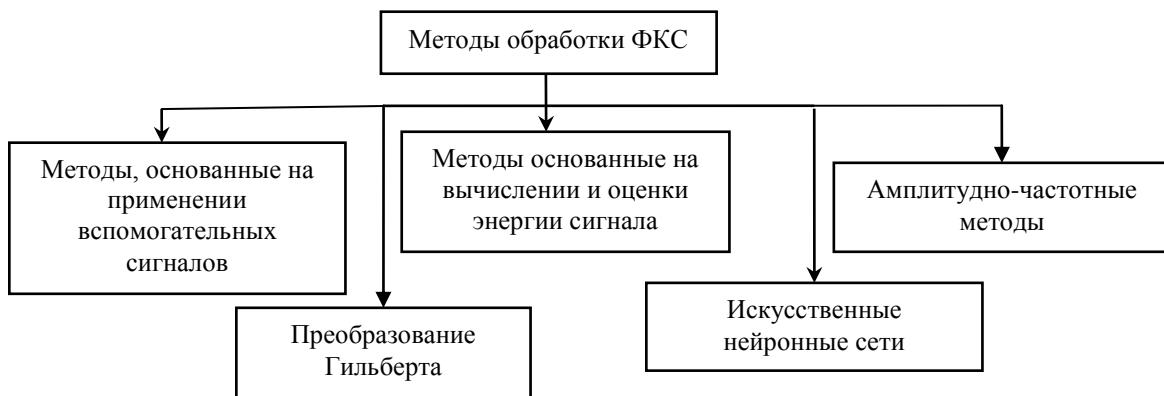


Рисунок 1. Наиболее часто используемые методы обработки ФКС

Амплитудно-частотные методы

Обработка ФКС, основанная на амплитудно-частотных и частотно-временных методах, которые обычно используют априорную информацию, например, ширину полосы компонент ФКС: первый S1 и второй S2 тоны. ФКГ сигналы весьма нестационарны и структура частоты сердечных циклов может варьироваться в пределах одного тона сердца. Кроме того, шумы часто совпадают по частоте с S1 и S2. Во многих случаях, шумы перекрывают с основными компонентами, что усложняет задачи извлечения этих компонентов. Некоторые методы обработки ФКС [26, 28] строятся на комбинированном подходе, используя информацию о частотной и частотно-временной областях.

Многие трудности, возникающие при анализе ФКС с помощью преобразования Фурье (ПФ), связаны с тем, что реальные сигналы бывает трудно с достаточной точностью описать при помощи взвешенной суммы синусоид различных частот. ФКС являются нестационарными, их частотные и масштабные характеристики со временем меняются, причем очень важно бывает локализовать моменты их изменения. ПФ не позволяет решить задачу локализации [1].

При спектральной фонокардиографии синхронно регистрируются изменения амплитуды звуковых колебаний в нескольких относительно узких диапазонах частот. Оцифрованный сигнал ФКГ при помощи дискретного ПФ анализируется в амплитудно-частотной области. Такая спектральная ФКГ дает возможность оценить полный спектр сигнала, но не позволяет определить локальную спектральную составляющую отдельного участка ФКГ [2]. Анализ литературы показывает, что частичное решения этой проблемы возможно с помощью оконного преобразования Фурье (ОПФ).

Однако ФКС имеет высокочастотные компоненты в течение короткого промежутка времени и низкочастотные колебания при рассмотрении больших временных масштабов. Оконные преобразования позволяют проанализировать либо высокие частоты в коротком окне времени, либо низкочастотную компоненту, но не оба колебания одновременно.

ОПФ не учитывает особенность реальных сигналов, которая заключается в том, что длительность каждой составляющей сигнала обратно-пропорциональна ее частоте. Вследствие этого, высокочастотная информация должна быть извлечена из относительно малых интервалов времени и наоборот. Т.е., ширина окна должна уменьшаться с увеличением частоты, что для ОПФ не выполнено. Экспериментальные исследования практического применения Фурье-анализа с окнами переменной длины привели, в результате, к появлению вейвлет-анализа [25].

Метод вейвлет-анализа заключается в разложении исходного сигнала по базисным функциям, путем сжатий, растяжений и сдвигов по времени [6]. Широкое распространение ВП получило благодаря своим уникальным свойствам, позволяющим исследовать особенности сигналов не только в частотном, но и во временном диапазоне [8]. С помощью вейвлет-преобразования выполняется восстановление сигнала по различным составляющим вейвлет-представления: аппроксимация (грубая оценка) и детализация (более точная оценка). Применение этого метода для анализа ФКС является удобным инструментом для выявления характерных областей сигнала при оценке тех или иных патологий [7]. В работе [9] на этапе предварительной обработки ФКС, т.е. до сегментации, используется ВП с целью классификации сердечных звуков. При этом анализируются: семейство ВП, уровни разложения и методы реконструкции.

Для нахождения оптимального результата Вейвлет-преобразования ФКС в работе [26] проанализирован ряд материнских вейвлетов, среди которых из соображений подобия с основными элементами (тонами) ФКС, были выбраны следующие: вейвлеты Мейера, Добеши (db8), симплет (sym7), вейвлеты Морлета, биортогональный 3.7, биортогональный 3.9.

Для проверки влияния типа базисной вейвлет-функции на качество фильтрации фонокардиографического сигнала в работе [25] были выбраны вейвлеты Хаара, Симлета, мексиканская шляпа,

Морле и Добеши различных порядков. В качестве критерия качества обработки фонокардиографического сигнала использовалось наличие шумовых составляющих в исходном сигнале и в спектре коэффициентов вейвлет-преобразования, вейвлет-спектре и частотно-временном спектре.

Выбор используемого вейвлета и глубины разложения, в общем случае, зависит от свойств конкретного сигнала. Более гладкие вейвлеты создают более гладкую аппроксимацию сигнала, и наоборот – "короткие" вейвлеты лучше отслеживают пики аппроксимируемой функции.

Преимуществом методов обработки на основе ВП является то, что обладая всеми достоинствами преобразования Фурье, вейвлетные базисы хорошо локализуются, как по частоте, так и по времени. При выделении в сигналах хорошо локализованных разномасштабных процессов можно рассматривать только те масштабные уровни разложения, которые представляют интерес. Базисные вейвлеты могут быть реализованы функциями различной гладкости [24].

К недостаткам данных методов относится относительная сложность преобразования.

Методы основанные на вычислении и оценки энергии сигнала

Понятие энергии в теории сигналов не относится к характеристикам каких-либо физических величин сигналов, а является их количественной характеристикой, отражающей определенные свойства сигналов и динамику изменения их значений во времени, в пространстве или по любым другим аргументам [5]. Суть этого метода заключается в использовании информации об изменении огибающей энергии сигнала в частотных интервалах. При обработке ФКС вычисляется энергия сигнала в скользящем окне, характеризующая форму временной локализации звуков сердца и сердечных шумов.

Анализ публикаций показывает, что многие работы нацелены на совершенствование методов, основанных на применении энергии сигнала. В работе [4] предложен метод сегментации ФКС с использованием энергии Шеннона. Описанный в этой работе алгоритм сегментации позволяет определить начало и конец каждого сердечного цикла. Алгоритм разделения зависит в первую очередь, от обнаружения нормированного среднего энергии Шеннона и выбора порога для идентификации начала и конца тонов сердца S1 и S2. Идентификация звуков осуществляется путем сравнения двух последовательных звуков.

Суть метода – определение значения порога и последующее сравнение с ним каждого пика огибающей энергии сигнала. Для выделения местонарастания энергии используется так называемый положительный порог, а для выделения местаспада энергии используется так называемый отрицательный порог.

Каждый сердечный звук (тон) или шум (клик), имеет точное пороговое значение. В работах [4,23] после обнаружения энергии сигнала используется фиксированный порог для локализации тонов и шумов сердца.

Экспериментальные исследования обработки ФКС с использованием энергии сигнала и порога показывают, что выбор достаточно большой величины порога приводит к пропуску большого количества границ, а уменьшение порогового значения приводит к появлению ложно установленных границ, особенно это проявляется для звуков и шумов, имеющих неоднородное распределение энергии вдоль сигнала.

Методы, основанные на преобразовании Гильберта

Преобразование Гильберта (ПГ) полезно при определении мгновенной амплитуды и мгновенной частоты сигнала. Мгновенная амплитуда представляет собой модуль комплексного аналитического сигнала. Мгновенная частота представляет собой скорость изменения текущей фазы комплексного аналитического сигнала. Мгновенная фаза в этом случае представляет собой пилообразную функцию, отражающую тот факт, что фаза меняется линейно в течение каждого периода синусоиды.

В работе [23], рассматривается алгоритм обработки ФКС на основе преобразования Гильберта. Алгоритм обеспечивает обнаружение расположения внутренних компонентов ФКС и вычисление интервалов времени между ними. Результаты работы алгоритма показали, что преобразование Гильберта обеспечивает лучшие результаты при обнаружении компонентов второго тона сердца S2 (аортной и легочной компоненты), чем с применением энергии Шеннона.

В работе [22] предлагается новый алгоритм локализации сердечных звуков с помощью преобразования Гильберта для детектирования огибающей энергии сигнала и формула Герона для вычисления площади сегментов сердечных звуков. При этом сегменты сердечных звуков оцениваются путем сравнения их площади с аддитивным пороговым значением. Предложенный метод основан на принципе, что компоненты сердечных звуков имеет большую площадь, чем у других компонентов сигнала.

Недостатком двух, рассмотренных выше методов, является предположение, что интенсивность нормальных сердечных звуков больше, чем интенсивность шума. Однако, это может быть неверным для ФКС, содержащих несердечный шум высокой интенсивности. Другим недостатком является использование соотношения громкости S1 и S2 (предположение о том, что громкость S1 больше, чем S2). Однако, такие предположения (упрощенные правила) не являются приемлемыми для всех болезней сердца и плохо работают в условиях шума. Например, громкость S2 может быть меньше, чем S1 из-за уменьшенной интенсивности S2 (например, по причине аортального стеноза) или увеличенной интенсивности S1 (например, в случае нарушения, напоминающего митральный стеноз) [21].

Синхронные методы, основанные на применения дополнительных сигналов

Суть метода заключается в использовании вспомогательных биоэлектрических сигналов для сегментации ФКС. Известно, что ЭКГ сигналы и каротидного пульса используются для разбиения ФКГ сигнала на систолическую и диастолическую части.

QRS-комплекс электрокардиограммы непосредственно связан с сокращением желудочков, как (суммарный эффект от потенциала действия клеток мышц желудочков). Таким образом, S1 начинается непосредственно после QRS-комплекса.

Обнаружение QRS-комплексов – это относительно несложная задача, так как QRS-комплекс является наиболее острой волной в кардиоцикле ЭКГ; в то время как волны Р и Т могут быть не явно выражены во многих записях ЭКГ. Таким образом, QRS-комплекс ЭКГ представляет собой надёжный индикатор начала S1 и может быть использован для сегментации записей ФКГ по отдельным сердечным циклам от начала одного QRS-комплекса (и, следовательно, S1) до начала следующего QRS-комплекса (и следующего S1). Этот метод можно использовать, как при визуальном анализе, так и при обработке фонокардиосигнала [11].

Для локализации начала S2 может быть использована дикротическая выемка в сигнале каротидного пульса (КП) [20]. Благодаря близости точки записи к сердцу сигнал каротидного пульса по своей морфологии очень напоминает сигнал давления в основании аорты. Однако его нельзя использовать для измерения абсолютной величины давления [16]. Каротидный пульс является полезным дополнением к ФКГ и может оказывать помощь в идентификации тона S2 и его компонент. Таким образом, при наличии ЭКГ и сигнала каротидного пульса одновременно с фонокардиограммой, становится возможным разбить ФКГ на систолическую и диастолическую части [11].

В работе [17] для обнаружения наличия тонов сердца S1 и S2 предложен алгоритм, в основу которого положено одновременное использование ФКГ и ЭКГ сигналов. Причем местоположение S1 и S2 определяется путем оценки мгновенных значений энергии ЭКГ сигнала. Алгоритм был испытан на базе 210 записей. На первом этапе для удаления нежелательных помех осуществлялась фильтрация ЭКГ и ФКГ сигналов, после чего по ЭКГ вычислялась мгновенная энергия. На основе полученной информации в конце первого R-пика ЭКГ обеспечивалось распознавание тона S1, а в конце следующего R-пика ЭКГ распознавание тона S2.

Примерами работ по сегментации ФКС на основе ЭКГ-также являются [19, 18]. В них дальнейший анализ производится с применением нейронных сетей.

В качестве достоинства метода вспомогательных сигналов следует отметить, что комплексное использование ФКГ, записанной синхронно с ЭКГ и со сфигмограммой сонной артерии, позволяет провести фазовый анализ сердечного цикла и получить информацию о функциональной способности сердечной мышцы.

К недостаткам использования дополнительных сигналов для сегментации ФКГ относятся:

а) задержка между электрическими и механическими сигналами деятельности сердца (зависит от индивидуальных особенностей, а также наличия патологических изменений [19]);

б) усложнение системы анализа ФКСи, особенно, интерфейса пациента.

Искусственные нейронные сети

Искусственные нейронные сети (ИНС) - вычислительные модели, которые построены по образцу структуры человеческого мозга. Они имеют способность «учить» математические отношения между серией входных (независимых) переменных и соответствующих выходных (зависимых) переменных. Это достигается путем обучения сети с помощью обучающего набора данных, включающего в себя из входные переменные и известные или связанные со входными выходные результаты. Сети запрограммированы для регулировки своих внутренних масс на основе математических отношений, определенных между входами и выходами в наборе данных. Такие сети разделяются на два класса: прямые и обратные (или рекуррентные) – по другой терминологии «с прямым и обратным распространением»[14].

Привлекательные и гибкие характеристики ИНС, такие как параллельное функционирование, способность обучаться на примерах, ассоциативная память, многофакторная оптимизация и растяжимость делают их хорошо подходящим инструментом для анализа биологических и медицинских сигналов. Самой известной архитектурой ИНС является многослойный персептрон. Существует также другие архитектуры и методы обучения, такие как нейронные сети с обратным распространением и метод опорных векторов[15].

Обработка ФКГ для различных случаях была изучена несколькими авторами. Так, в [12,13] многослойный персептрон обратного распространения был использован для классификации звуков сердца. Двумерная самоорганизующаяся карта была обучена с использованием частотно-временных особенностей трех случаев звуков сердца [10]. Нечеткие нейронные сети также были использованы для выявления ишемической болезни сердца [3].

К недостаткам использования ИНС относятся:

- необходимость выполнения многоцикловой настройки внутренних элементов ИНС и связей между ними для построения модели объекта;

- проблемы, возникающие при подготовке обучающей выборки, связанные с трудностями нахождения достаточного количества обучающих примеров. Результаты сопоставленных анализа рассмотренных методов приведены в таблице 1

Таблица 1 - Результаты сопоставленных анализа рассмотренных методов.

N	Наименование метода	Особенности реализация	Достоинства	Недостатки	Примечания
1	Амплитудно-частотные методы а) преобразование Фурье (ПФ)	В результате ПФ сигнала, заданного во временной области, получается спектральное представление.	позволяет определить полную спектральную составляющую сигнала	ПФ не позволяет решить задачу временной локализации сигналов.	не дает представления о динамике изменения спектрального состава сигнала ФКС, поскольку он является нестационарным сигналом.
	б) Оконное преобразование Фурье (ОПФ)	Оно представляет собой ПФ с движущейся по сигналу оконной функцией.	позволяет определить локальную спектральную составляющую отдельного участка сигнала	При использовании ОПФ невозможно одновременно обеспечить хорошее разрешение по времени и по частоте.	ОПФ позволяют проанализировать либо высокие частоты в коротком окне времени, либо низкочастотную компоненту, но не оба колебания одновременно.
	в) Вейвлет-преобразование (ВП)	преобразование вычисляется для каждой спектральной компоненты, что является наиболее важным свойством ВП.	позволяет исследовать особенности сигналов не только в частотном, но и во временном диапазоне	сложность преобразования	данный метод является удобным инструментом для выявления характерных областей ФКГ-сигнала при оценке тех или иных патологий
2	Методы основанные на вычислении и оценке энергии сигнала и выбора порога	использование информации об изменении огибающей энергии сигнала в частотных интервалах	Простота реализации	Основаны на предположении, что интенсивность нормальных сердечных звуков больше, чем интенсивность шума, что может быть неверным для ФКС.	При обработки ФКС вычисляется площадь сегментов сердечных звуков. При этом сегменты сердечных звуков оцениваются путем сравнения их площади с аддитивным пороговым значением
3	Преобразование Гильберта	Полезно при определении мгновенной амплитуды и мгновенной частоты сигнала.	Позволяет отражать внутренние компоненты сигнала		
4	Методы, основанные на применении вспомогательных сигналов	Использование вспомогательных биоэлектрических сигналов для сегментации ФКС	позволяют провести фазовый анализ сердечного цикла и получить информацию о функциональной способности сердечной мышцы.	Существует задержка между электрическими и механическими сигналами деятельности сердца.	Для разбиения ФКГ сигнала на систолическую и диастолическую части используются ЭКГ и каротидный пульс.
5	Искусственные нейронные сети	вычислительные модели, которые построены по образцу структуры человеческого мозга. Они имеют способность «обучаться».	Привлекательные и гибкие характеристики ИНС, такие как параллельное функционирование, способность обучаться на примерах.	Необходимость выполнения многоцикловой настройки внутренних элементов ИНС и связей между ними для построения модели объекта.	

Заключение

Анализ литературы показывает, что научно-практический интерес к обработке и анализу ФКС с точки зрения его исследования в задачах диагностики ССС постоянно растёт, о чём свидетельствует множество научных работ. В данной работе проведен обзор современных методов обработки ФКГ. Качество результатов, получаемых при обработки ФКГ, в значительной степени зависит от особенностей сигнала. Поэтому перспективным направлением представляется разработка эвристических алгоритмов, которые бы в автоматическом режиме выбирали оптимальные алгоритмы обработки или их сочетания.

Результаты проведенного анализа позволяют указать наиболее подходящую область применения, достоинства и недостатки известных методов для совершенствования систем обработки ФКС.

Библиографический список

1. Добеш И. Десять лекций по вейвлетам. - М.: РХД, 2001.
2. Марпл-мл. С.Л. Цифровой спектральный анализ и его приложения / С.Л. Марпл-мл. – М.: Мир, 1990. – 584 с.
3. T. Olmez, Z. Dokur, Classification of heart sounds using an artificial neural network, *Pattern Recognit. Lett.* 24 (January) (2003) 617–629.
4. L. HamzaCherif, S. M. Debbal, F. Berekhi-Reguig, Segmentation of heart sounds and heart murmurs. // *Journal of Mechanics in Medicine and Biology* Vol. 8, No. 4, 2008, pp. 549–559.
5. А.В. Давыдов. Теория сигналов и линейных систем, Тематические лекции. – Екатеринбург: УГГУ, ИГиГ, кафедра геоинформатики. Фонд электронных документов, 2006.
6. Добеш И. Десять лекций по вейвлетам. – М.: РХД, 2001.
7. Rajan S., Budd E., "Unsupervised and uncued segmentation of the fundamental heart sounds in phonocardiograms", 2006, pp. 3732-3735.
8. Wang P., Kim Y., "First heart sound detection for phonocardiogram segmentation," 2005, pp. 5519-5522.
9. Omran S. and Tayel M., "A heart sound segmentation and feature extraction algorithm using wavelets," 2004, pp. 235-238.
10. Y.M. Akay, M. Akay, W. Welkowitz, J. Kostis, Non-invasive detection of coronary artery disease, *IEEE Eng. Med. Biol. Mag.* 13 (November) (1994) 761–764.
11. Рангайан Р.М. Анализ биомедицинских сигналов. практический подход / Пер. с англ. под ред. А.П. Немирко. – М.: ФИЗМАТЛИТ, 2007. – 440 с.
12. T.S. Leung, P.R. White, W.B. Collis, E. Brown, A.P. Salmon, Characterisation of paediatric heart murmurs using self organizing map, in: *Proceedings of 21st Annual International Conference of IEEE-EMBS*, vol. 2, October 1999, p. 926.
13. D. Barschdorff, S. Ester, E. Most, Phonocardiogram analysis of congenital and acquired heart diseases using artificial neural networks, in: *Advances in Fuzzy Systems-Applications and Theory*, vol. 3: Comparative Approaches to Medical Reasoning, World Scientific Publishing Co., 1995, pp. 271–288.
14. Cota N.G., Ramaswamy P., Sundaram S., Shankar M. K., Neural network classification of homomorphic segmented heart sounds/Applied Soft Computing 7 (2007) 286–297.
15. Аль-Хайдри В.А., Исаков Р.В., Сушкова Л.Т. Обзор методов устранения артефактов из биомедицинских сигналов. Медицинские приборы и технологии: международный сборник научных статей / под общ. ред. А.З. Гусейнова и В.В. Савельева. Вып. 6. Тула: Изд-во ТулГУ. 2015. 170 с.
16. Tavel M. E. Clinical Phonocardiography and External Pulse Recording. — 3rd ed. — Chicago, IL: Year Book Medical, 1978.
17. Malarvili M. B., Kamarulafizam I., Hussain S., and Helmi D., "Heart sound segmentation algorithm based on instantaneous energy of electrocardiogram," in *30th Computers in Cardiology Conference*, 2003, pp. 327-330.
18. T. Olmez, Z. Dokur, Classification of heart sounds using an artificial neural network *Pattern Recognit. Lett.* 24 (January) (2003) 617–629.
19. D Barschdorff, U Femmer, E Trowitzsch Automatic phonocardiogram signal analysis in infants based on wavelet transforms and artificial neural networks, *Computers in Cardiology*, 1995, pp. 753 – 756.
20. Lehner R. J. and Rangayyan R. M., "A three-channel microcomputer system for segmentation and characterization of the phonocardiogram," *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. BME-34, no. 6, pp. 485-489, 1989.
21. Sankua Chao, Automatic Phonocardiogram Segmentation Using The Sliding window Autocorrelation Algorithm / Thesis for the degree of master / Carleton University, 2009. - 167 p.
22. A. Mondal, P. Bhattacharya, G. Saha. An automated tool for localization of heart sound components S1, S2, S3 and S4 in pulmonary sounds using Hilbert transform and Heron's formula
23. L. Hamza Cheri and S. M. Debbal, Algorithm for detection of the internal components of the heart sounds and their split using a Hilbert transform, *journal of medical engineering and technology*, 2013; 37(3): 220-230.
24. Вейвлет-преобразование [Электронный ресурс]. – Режим доступа: <https://ru.wikipedia.org/wiki/Вейвлет-преобразование>.
25. Дацок О. М. Витанова С. А. Обработка фонокардиографического сигнала на основе wavelet технологий. *Вестник Национального технического университета*. № 24 / 2008.
26. Liang H., Lukkarinen S., and Hartimo I., "A heart sound segmentation algorithm using wavelet

decomposition and reconstruction," Proceedings of 19th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, 1997, pp. 1630-1633.

A SURVEY OF THE PHONOCARDIOGRAM PROCESSING METHODS

Ayedh W.M.A. Isakov R.V., Sushkova L.T.,

Vladimir State University, Russia

e-mail: walid_aed@mail.ru , Isakov-RV@mail.ru , ludm@vlsu.ru

In this paper had been set up the task of comparison the existing methods of phonocardiogram processing techniques, comparing their positive and negative features. Had been considered, the examples of practical application of known processing techniques methods from domestic and foreign sources.

ПРОГРАММНЫЙ КОМПЛЕКС ПОСТРОЕНИЯ РИТМОГРАММЫ СЕРДЦА НА ОСНОВЕ ФОНОКАРДИОГРАММЫ

Аед В.М., Аль-Кавати А.А., Исаков Р.В., Сушкова Л.Т.

«Владимирский государственный университет имени Александра Григорьевича и Николая Григорьевича Столетовых»

e-mail: walid_aed@mail.ru, ahmed11_90@mail.ru, Isakov-RV@mail.ru, ludm@vlsu.ru.

Данная работа посвящена решению задачи расширения возможностей применения фонокардиографии (ФКГ), путём построения ритмограммы сердца (РС) с фонокардиографического сигнала (ФКС). Классический метод фонокардиографии не даёт возможности оценить вариабельность ритма сердца. Поэтому в данной работе для расширения и повышения информативности ФКГ метода и удобства его использования разработан алгоритм выделения и анализа кардиоинтервалов (КИ) на основе идентификации и обнаружения основных звуков сердца S1 и S2. Исследование построения ритмограммы сердца проведено на реальных фонокардиосигналах (ФКС), взятых с ресурса www.PhysioNet.org. Алгоритм реализован в среде MATLAB.

Сердечно-сосудистые заболевания (ССЗ) по-прежнему остаются ведущей причиной смертности во многих странах мира. Ежегодно от болезней сердца умирают около 17 миллионов человек, что составляет примерно 29 % всех случаев смерти. Так, например, 7,2 миллионов человек умирают от ишемической болезни сердца (ИБС), а 5,7 миллионов – в результате инсульта. Поэтому весьма актуально разработка эффективных методов лечения, и профилактики, и прежде всего обеспечения достоверной ранней диагностики заболеваний ССЗ [1].

Существует множество методов диагностики ССЗ. Самым распространенным методом является электрокардиография, которая позволяет оценить работу сердца с помощью электрокардиограммы (ЭКГ).

Однако ЭКГ в некоторых случаях не отражает все имеющиеся нарушения, например, не отражает наличие шумов сердца. Кроме того, имеется ряд особенностей, в том числе кратковременность записи, что иногда приходится дополнять методом мониторирования по Холтеру (метод длительный, 1-2 суток регистрации показателей ЭКГ), а также тест, взятый в состоянии покоя, может не выявить имеющееся заболевание (дополняется ЭКГ с нагрузкой).

В связи с этим хорошим дополнением к электрокардиографии является фонокардиография (ФКГ), позволяющая исследовать и выявлять наличие нарушений в деятельности сердца и его клапанного аппарата. Метод основан на графической регистрации сердечных тонов и шумов. Этот метод является доступным и относительно простым способом диагностики функционального состояния ССЗ. Современные фонокардиографы имеют систему фильтров, которые освобождают тоны и шумы сердца от побочных помех, улавливают, выделяют и усиливают нужные частоты. Источником диагностической информации здесь является фонокардиосигнал (ФКС), метод регистрации которого называется фонокардиографией [2].

Анализ ФКГ включает [5]: а) расчет длительности I и II тонов и выявление добавочных тонов (III, IV, V); б) проведение сравнительной оценки формы и амплитуды I и II тонов в различных точках регистрации; в) выявление расщепления, раздвоения тонов, щелчка открытия митрального клапана и т. д.; г) обнаружение и проведение анализа характеристик шумов сердца в различных диапазонах частот; д) определение соотношения между электрической, механической и электромеханической систолами.

Типовая процедура анализа ФКГ

Типовая процедура автоматического анализа ФКГ, предназначенная для обнаружения и идентификации тонов и шумов сердца, включает в себя несколько этапов [2]:

- Предварительная обработка: подготовка ФКС для последующего проведения анализа и, обычно, включает в себя усиление, фильтрацию, нормализацию и аналого-цифровое преобразование;
- Сегментация: нахождение границ отдельных сердечных циклов в ФКГ сигнале;
- Анализ тонов: оценка параметров тонов в различных сердечных циклах. На практике иногда используется другая конфигурация системы автоматического анализа ФКГ, в которой анализ звука может осуществляться до сегментации;
- Анализ шумов: обнаружение различных шумов, определение их особенностей (например, продолжительность шума в отдельных фазах сердечного цикла) и классификация шумов.

В настоящее время в клинической и профилактической медицине находит все более широкое применение метод математического анализа сердечного ритма, или анализ вариабельности сердечного ритма (HRV, heart rate variability). Данный метод основан на рассмотрении сердечного ритма (СР) как случайного процесса, представленного временным рядом кардиоинтервалов, к которому применимы различные методы статистической обработки [4].

Классический метод фонокардиографии не даёт возможности оценить вариабельность ритма сердца. Поэтому в данной работе для расширения его информативности и результативности использования в данной работе рассматривается задача выделения и анализа кардиоинтервалов без параллельной регистрации ЭКГ, для решения которой предлагается соответствующий алгоритм. Это позволяет анализировать динамические характеристики ритма сердца.

Методология

Суть алгоритма обработки и анализа ФКС построения КИ и ритмограммы заключается в использовании информации об изменении значения энергии сигнала в частотных интервалах фонокардиограммы.

Алгоритм построения КИ и ритмограммы представляет собой последовательность следующих действий: инициализация переменных, предварительная обработка сигнала (нормирование и фильтрация сигнала от помех, наложенных на ФКС), вычисление энергии сигнала в скользящем окне, обнаружение первого тона сердца S1. Для этого выбирается окно шириной ($0.7*Fs$) [7], где Fs – частота дискретизации. Ширина окна составляет 700 мс, что соответствует средней длительности кардиоцикла. В выбранном окне производится поиск максимального значения энергии сигнала, соответствующего первому тону S1. Окно передвигается по всему сигналу от начала до конца для нахождения максимальных значений, носящих информацию о расположении первого тона S1 в каждом кардиоинтервале. На основе полученных значений положений первых тонов S1 осуществляется оценка S-S кардиоинтервалов. Далее на основе S-S кардиоинтервалов строится и анализируется ритмограмма.

Блок-схема алгоритм обработки и анализа ФКС представлена на рисунке 1.



Рисунок 1 –Блок-схема алгоритма обработки и анализа ФКС

Как и в случае для R-R-интервалограммы, для анализа S-S кардиоинтервалов используются различные методы, а именно, геометрические, частотные, статистические методы анализа.

К стандартным геометрическим характеристикам относится гистограмма и скатеррограмма. Гистограмма представляет собой графическое изображение сгруппированных значений сердечных интервалов, где по оси абсцисс откладываются временные значения, по оси ординат их количество в процентах [8]. Гистограмма

показывает распределение значений длительности кардиоинтервалов (КИ) относительно их среднего значения. Это позволяет судить о динамике изменения сердечного ритма в течение времени.

Корреляционная ритмография (КРГ) – это метод графического представления динамического ряда кардиоинтервалов в виде "облака" (скатерграмммы) путем построения ряда точек в прямоугольной системе координат. При этом по оси ординат откладывается каждый текущий S-S интервал, а по оси абсцисс – каждый последующий S-S интервал. Важным достоинством этого метода является то, что он позволяет эффективно распознавать и анализировать сердечные аритмии.

Анализ спектра ритмограммы дает информацию о распределении мощности в зависимости от частоты колебаний. Применение спектрального анализа позволяет количественно оценить различные частотные составляющие колебаний ритма сердца и наглядно графически представить соотношения разных компонентов сердечного ритма, отражающих активность определенных звеньев регуляторного механизма.

Статистический анализ хорошо разработан, методически прост, а результаты могут быть показательны и информативны. Приведем наиболее распространенные индексы и показатели, используемые при критериальном прогнозе текущего состояния системы сердца.

К стандартным статистическим характеристикам таких динамических рядов относятся [9]:

а) ЧСС (HR), определяемая как количество NN-интервалов в записи, деленное на продолжительность их записи:

$$HR = 60.0 * \frac{n}{\sum_{i=1}^n NN_i (mc)} \text{ (в 1/мин),} \quad (1)$$

б) среднее значение:

$$x = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N x_i (mc), \quad (2)$$

где x_i – значение i -го квантованного элемента функции $x(t)$, $i=1,2,\dots,N$;

в) дисперсия, приравниваемая к своему выборочному (эмпирическому) значению и рассчитываемая по формуле:

$$D = \frac{1}{(N-1)} \sum_{i=1}^N (x_i - x)^2 (mc^2), \quad (3)$$

г) среднеквадратическое отклонение (SDNN), определяемое как корень квадратный из дисперсии:

$$\sigma = \sqrt{D} (mc). \quad (4)$$

Описание программного обеспечения

Программное обеспечение (ПО) разработано в среде Matlab. На рисунке 2. представлено окно ПО для отображения результатов обработки ФКС. ПО запускается в командном окне программы Matlab, тем самым откроется основное окно программы.

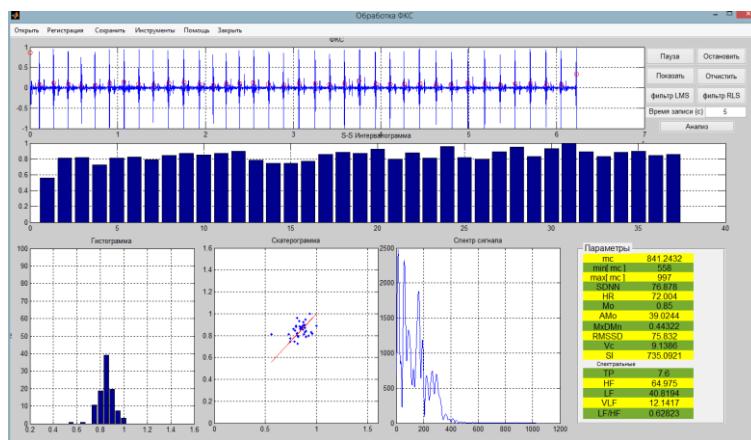


Рис. 2 - Рабочее пространство программного комплекса для обработки ФКС

Из рисунка видно, что рабочее пространство содержит элементы для отображения конечных результатов данного алгоритма.

Описание интерфейса

Программа состоит из следующих частей:

I. Меню (Файл)

На рисунке 3 показано меню, которое расположено вверху рабочего окна и предусматривает следующие элементы:

- Кнопка «Открыть»: предназначена для ввода информации. В частности, имеется поле для доступа к данным, где хранятся звуковые записи текущего исследования.

- Кнопка «Регистрация»: после нажатия данной кнопки автоматически появляется фраза «Идёт запись...». Продолжительность записи сигнала определяется пользователем. После завершения появляется фраза «Конец записи...» тоже в центре поля графика.
- Подменю «Сохранить» содержит следующие элементы:
 - Кнопка «Сохранить ФКГ» - После записи ФКС с помощью этой команды имеется возможность сохранить звуковой сигнал в формате (.wav).
 - Кнопка «Сохранить КИГ» - После получения КИГ, с помощью этой команды можно ее сохранить в формате (.txt).
 - Кнопка «Сохранить как» - с помощью этой команды можно сохранить данную фигуру со всеми данными в ней.
- Подменю «Инструменты» включает в себя следующие команды:
 - Кнопки «перемещать / увеличить /уменьшить» - эти команды управляют настройкой графиков, определяют их масштаб, обеспечивая увеличение, уменьшение и перемещение.
 - Кнопка «очистить» - нажатие этой кнопки обеспечивает очистку поля графиков и памяти ПК от записанного сигнала.
- Для завершения работы над программой можно нажать кнопку команды «Закрыть». И появится диалоговое окно для подтверждения закрытия программы или возвращения в рабочее окно программы. Предусмотрена кнопка «помощь» после нажатия которой появится окно со справочной информацией.

II. Панель кнопок

Во время записи можно использовать следующие кнопки (рисунок 2):

- Кнопка «Остановка»- для конечной остановки записи.
- «Пауза / Продолжить»- для временной остановки и продолжения записи.
- «Показать»- нажатие данной кнопки обеспечивает демонстрацию результата записи.
- «Анализ»- для отображения результатов обработки регистрируемого сигнала.

Для очистки поля графиков и памяти ПК от записанного сигнала, используется кнопка «Очистить».

Предусмотрена возможность контроля времени записи сигнала.

III. Графики

Визуализация информации осуществляется в пяти графических окнах.

- График «1» - В нем отображается исходная информация (необработанные сигналы), а также и обработанные, так как на этом графике отображается локальные максимумы.
- График «2» - В нем отображается S-S интервалограмма, которая получена из вычисления локальных максимумов S1.

Следующие графики предназначены для отображения результатов анализа S-S интервалограммы:

- График «3» - для отображения гистограммы.
- График «4» - для отображения скатерграмммы.
- График «5» - для отображения спектра ритмограммы.

IV. Панель параметров

Данный раздел предназначен для вывода информации. В частности, имеются поля для вывода параметров ФКС: математическое ожидание, мода, дисперсия, амплитуда моды, частота сердечных сокращений, среднеквадратическое отклонение. На этом этапе завершается работа программного обеспечения, алгоритм которого показан на рисунке 2.

Заключения

В данной работе представлен алгоритм реализации возможности применения фонокардиографии (ФКГ) для построения и анализа ритмограммы сердца. Разработан алгоритм обработки и анализа ФКС, создан компьютерный интерфейс, позволяющий выполнять необходимые процедурные действия. Исследование построения ритмограммы сердца проведено на реальных ФКС, взятых с ресурса www.PhysioNet.org. Алгоритм реализован в среде MATLAB. В результате проведенного исследования получена кардиоинтервалограмма фонокардиографического сигнала.

Полученные результаты могут быть использованы в компьютерных системах ФКГ-диагностики, что позволит повысить эффективность диагностики скрытых патологий сердечно-сосудистой системы.

Перспективой развития данного программного комплекса является использование более сложных алгоритмов обработки ФКС, реализация подходов к локализации всех компонентов фонокардиографического сигнала и классификации его патологических изменений.

Библиографический список

- Сердечно-сосудистые заболевания – основная причина смертности на Земле <http://www.kardi.ru/ru/index/Article?ViewType=view&Id=14>
- Аед В.М.А., Сушкова Л.Т., Исаков Р.В., Методы сегментации фонокардиограмм (обзор) Изд-во «Радиотехника», Журнал «Наукоемкие технологии» №10 за 2015 г. Москва . с 72-82.
- ЭКГ - недостатки метода <http://www.heart.su/EKGdefect/>.
- Фонокардиография. Методика фонокардиографии. - <http://meduniver.com/Medical/cardiology/709.html>

5. Описание и анализ ФКГ <http://www.serdechno.ru> .
6. Баевский, Р.М. Анализ вариабельности сердечного ритма при использовании различных электрокардиографических систем (анализ «коротких» записей) : метод. рекомендации / Р.М. Баевский, Г.Г. Иванов, Л.В. Чирейкин // Вестник аритмологии. – 2001. – № 24. – С. 65-87.
7. Сердечный цикл и его фазовая структура. Источник: <http://meduniver.com/Medical/> .
8. А.В. Ардашев, А.Ю. Лоскутов., Практические аспекты современных методов анализ ВСР Медпрктика-м. Москва 2010. 64 с.
9. <http://www.scienceforum.ru/2013/pdf/6151.pdf>

SOFTWARE CONSTRUCTION HEART RHYTHMOGRAMS BASED ON PHONOCARDIOGRAM

Ayedh W.M.A., Kawati A.A., Isakov R.V., Sushkova L.T.

Vladimir State University, Russia

e-mail: walid_aed@mail.ru, ahmed11_90@mail.ru, Isakov-RV@mail.ru, ludm@vlsu.ru

This work is devoted to the possibility of phonocardiography (PCG), due to the construction of heart rhythmogram. The classical method phonocardiography dose not evaluates the heart rate variability. Therefore in this work to expand and improve the information content of PCG method and comfort of using it, developed an algorithm for selection and analysis of cardio intervals (CI) based on the PCG. By detecting and identifying the main heart sounds (S1 and S2). The study of constructing heart rhythmogram carried on real PCG signals taken from www.PhysioNet.org resource. The algorithm is implemented in MATLAB.

ИССЛЕДОВАНИЕ ВЛИЯНИЯ ДЛИНЫ ОКНА НА СПЕКТРАЛЬНУЮ ЭНТРОПИЮ ЭЭГ С ИСПОЛЬЗОВАНИЕМ МЕТОДА УЭЛЧА

М. А. Аль-Гаили

Санкт-Петербургский государственный электротехнический университет "ЛЭТИ" им. В. И. Ульянова (Ленина),

e-mail: alghily@mail.ru

1. Введение

Электроэнцефалография (ЭЭГ) представляет собой запись электрической активности мозга [5]. Сигналы ЭЭГ несут ценную информацию о состоянии мозга [6]. В сигналах ЭЭГ могут наблюдаться несколько типов ритмической или периодической активности. Для ЭЭГ обычно используются следующие названия диапазонов частоты: дельта (от 0,5 до 4 Гц), тета (от 4 до 8 Гц), альфа (от 8 до 13 Гц), бета (> 13 Гц). Ритмы ЭЭГ связаны с разными физиологическими и психическими процессами [5].

Недостаточно глубокая анестезия, а также передозировка анестетика, представляют собой угрозу для пациента. Наиболее опасной ситуацией является внезапное состояние сознания пациента в процессе операции, поэтому надёжный контроль глубины анестезии в ходе хирургических операций является важной задачей [2]. Мониторинг глубины наркоза необходим как для обеспечения адекватного уровня анестезии, так и для предотвращения ситуаций, опасных для жизни и здоровья пациентов [1]. Мониторинг глубины наркоза можно осуществить с помощью анализа ЭЭГ пациента во время операции [2].

В условиях операционной комнаты необходимо минимизировать время, затрачиваемое на наложение электродов, поэтому интраоперационный ЭЭГ-мониторинг осуществляется исключительно с предварительно сформированными сборками электродов накладываемыми на лоб пациента, что позволяет снимать один или два канала [2]. На сигнал ЭЭГ при его регистрации влияют различные артефакты и шумы, среди них сетевая наводка, помеха от перемещения электродов и движений пациента. На ЭЭГ также влияют электрическая активность сердца и движение мышц глаза [5,6].

Седативные и анестезирующие средства влияют на электрическую активность мозга. ЭЭГ бодрствующих субъектов, как правило, содержит смешанные альфа- и бета-ритмы. Изменения в ЭЭГ, вызванные переходом от состояния бодрствования к состоянию глубокой анестезии, проявляются как в виде смещения спектральных составляющих сигнала к нижней части диапазона частот, так и в виде уменьшения случайности сигнала ЭЭГ [1,2]. Также при этом в сигнале наблюдаются выраженные медленные колебания и большая амплитуда. Кроме того, проявляются и специфические изменения в ЭЭГ, такие как так называемый эффект "вспышка-подавление" или "burst-suppression", характерный для стадии глубокого наркоза. Это выглядит как чередование сегментов сигнала, имеющих очень низкую амплитуду и коротких фрагментов с высокой амплитудой сигнала [2].

Для анализа ЭЭГ при наркозе используются следующие алгоритмы: временные алгоритмы (такие как аperiодический анализ ЭЭГ и энтропийные алгоритмы анализа ЭЭГ), частотные алгоритмы (среди них алгоритм сжатого спектрального массива "compressed spectral array") и массив спектральной плотности ("density spectral array"), а также смешанные алгоритмы (в частности, Bispectrum) [2,4].

Одним из важных методов определения глубины наркоза является использование спектральной энтропии (СЭ). СЭ характеризует как частотный состав сигнала, так и его хаотичность. СЭ имеет особое преимущество – вклады в энтропию от какого-либо конкретного диапазона частот могут быть явно разделены [3, 9].

Первоначально энтропия использовалась для описания вероятности распределения молекул газа или жидкости. В 1949 году Claude E. Shannon ввел энтропию в теорию информации для описания распределения компонентов сигнала. Для количественного анализа глубины анестезии используются различные энтропийные алгоритмы [8].

При расчёте спектральной энтропии спектральная плотность мощности сигнала вычисляется разными методами, одним из которых является метод Уэлча. Метод Уэлча основан на преобразовании Фурье и эффективно реализует усреднение периодограмм, взвешенных и перекрывающихся сегментов данных [7]. В данной статье исследуется влияние длины окна метода Уэлча для вычисления спектра на спектральную энтропию ЭЭГ при анестезии.

2. Материалы и методы

Исходными данными для исследования служат записи ЭЭГ, полученные с электродов расположенных на лбу пациента во время операции. В качестве анестезирующего средства применялся пропофол. При исследовании был использован набор записей, содержащий фрагменты ЭЭГ для 45 пациентов. Каждая запись содержит образцы двух уровней анестезии, соответствующих показаниям контрольного прибора (BIS-монитора) 20 и 60. Каждая запись имеет длительность по 60 с. Сигналы ЭЭГ были преобразованы в цифровую форму с частотой дискретизации $f_s = 500$ Гц. Для реализации алгоритма и экспериментов была использована среда программирования Matlab.

Поставленная задача представляла собой исследование влияния длины окна и размерности дискретного преобразования Фурье n_{ff} метода Уэлча для вычисления спектра сигнала ЭЭГ на значения спектральной энтропии и нахождение значения длины окна, при котором спектральная энтропия может максимально различить уровни наркоза.

Для реализации этой задачи был выбран метод Уэлча для вычисления спектра сигнала ЭЭГ. Далее были вычислены значения спектральной энтропии всех записей сигналов ЭЭГ для двух уровней BIS с увеличением длины окна с шагом 100 отчётов. При этом n_{ff} была выбрана как степень 2, которая больше или равна числу отчётов длины окна. Число отчётов пересечения сегментов сигнала n_{ol} было выбрано для всех длин окон равным 50 % длины окна.

Ниже описана процедура вычисления спектральной энтропии. Для нахождения спектральной плотности мощности (СПМ) сначала был получен спектр сигнала с помощью метода Уэлча. После этого полученный спектр был нормирован умножением спектра на постоянную так, чтобы результат умножения суммы спектра сигнала на эту постоянную был равен единице:

$$\sum_{f_i=f_1}^{f_2} P_n(f_i) = C_n \sum_{f_i=f}^{f_2} P(f_i) = 1$$

где P_n – СПМ сигнала ЭЭГ.

Далее спектральная энтропия вычисляется следующим уравнением [3]:

$$S = \sum_{f_i=f_1}^{f_2} P_n(f_i) \log \frac{1}{P_n(f_i)}$$

Для нормализации, полученный результат делится на коэффициент $\log(N)$, где N – общее количество частотных составляющих.

$$S_n = \frac{S}{\log(N)}$$

Все значения энтропии для всех записей для BIS=20 и BIS=60 были усреднены. Полученный результат показан на рисунке 1.

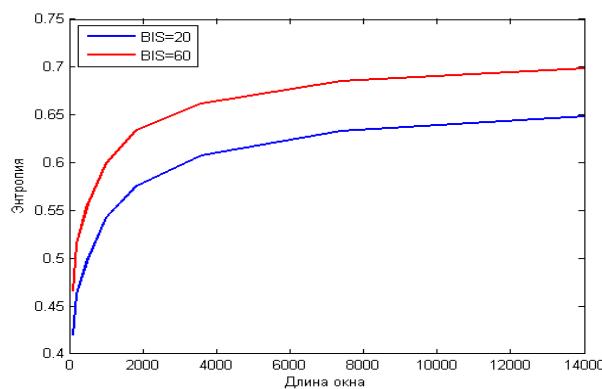


Рис.1. Средние значения энтропии всех записей для BIS=20 и BIS=60.

Для определения длины окна, при котором спектральная энтропия может максимально различить уровень наркоза BIS=20 и BIS=60, были использованы два метода оценки различия двух состояний с помощью спектральной энтропии: метод относительной разности и метод минимальной ошибки.

Относительная разность была вычислена по следующему уравнению:

$$d_r = \frac{|x - y|}{\max(|x|, |y|)}$$

Где x и y средние значения энтропии всех записей для BIS=20 и BIS=60 соответственно. Полученный результат показан на рисунке 2. Как видно из графика, относительная разность является максимальной ($d_r = 0.103$) при длине окна равной 500 отчётом, что соответствует 1 с. И если n_{fft} равно степени 2, которая больше или равна числу отчётов длины окна, то можно выбрать $n_{\text{fft}} = 512$.

Минимальная ошибка также была вычислена для всех наборов записей с разными длинами окна. Полученный результат показан на графике 3. Наименьшее значение минимальной ошибки ($\min_{\text{er}} = 0.325$) было достигнуто для набора записей с длиной окна равной 500 отчётом, что соответствует результату, полученному методом относительной разности.

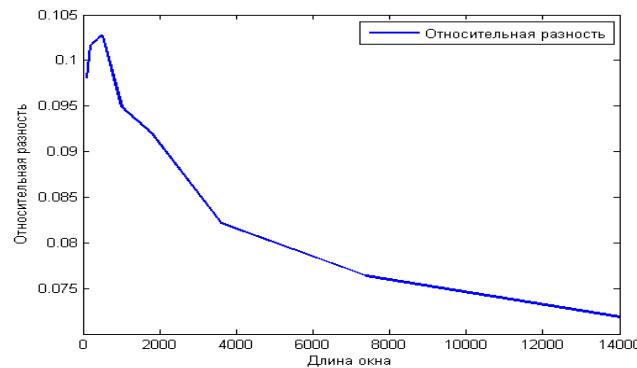


Рис.2. Относительная разность между BIS=20 и BIS=60 для средних значений энтропии всех записей.

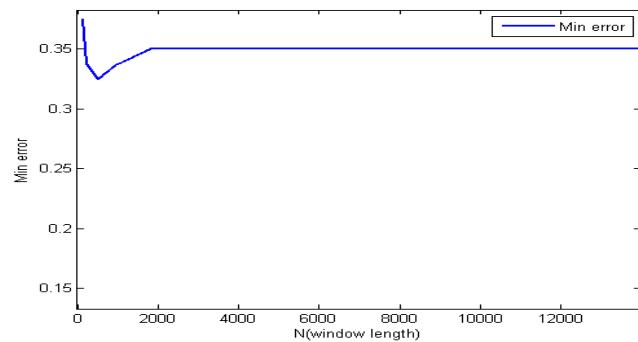


Рис.3. Минимальная ошибка энтропии для всех записей для BIS=20 и BIS=60.

3. Анализ результатов

Результаты данного исследования показывают, что при вычислении спектра сигнала ЭЭГ методом Уэлча, длина окна влияет на значение спектральной энтропии ЭЭГ. С использованием двух методов оценки различия двух состояний с помощью спектральной энтропии (метод относительной разности и метод минимальной ошибки) было показано, что спектральная энтропия ЭЭГ лучше всего различает уровни наркоза при длине окна равной 500 отсчетам, что соответствует 1 с.

4. Выводы

Алгоритм спектральной энтропии, основанный на методе Уэлча, позволяет получить надежные результаты при распознавании уровней анестезии. Результаты, полученные в данной статье, являются основой для дальнейшего развития алгоритма, который предполагается использовать для разработки пакета программ вычисления спектральной энтропии на языке программирования C++.

5. Список литературы

1. Рангайян Р. М. Анализ биомедицинских сигналов: Пер. с англ. А. Н. Калиниченко под ред. А. П. Немирко. – М.: Физматлит. 2007.
2. Sanei S, Chambers JA. EEG Signal Processing. Wiley-Interscience; 2007.
3. Tong S, Thakor NV. Quantitative EEG Analysis Methods and Clinical Applications. Artech House; 2009.
4. Al-kadiMI, ReazMB, AliMA. Evolution of electroencephalogram signal analysis techniques during anesthesia. Sensors (Basel). 2013;13(5):6605-35.
5. Blinowska KJ, Zygierek J. Practical Biomedical Signal Analysis Using MATLAB®. CRC Press; 2011.
6. Vertiö-oja H, Maja V, Särkelä M, et al. Description of the Entropy algorithm as applied in the Datex-Ohmeda S/5 Entropy Module. Acta Anaesthesiol Scand. 2004;48(2):154-61.
7. Alexander Kalinichenko, Ludmila Manilo, Anatoli Nemirko. Recognition of Anesthesia Stages Based on Nonlinear EEG Analysis. Advances in Mass Data Analysis of Images and Signals in Medicine, Biotechnology, Chemistry, and Food Industry. Proceedings of the 9th International Conference, MDA 2014, St. Petersburg, Russia, July 2014, Petra Perner (Ed.). Ibai-publishing. pp. 25-31.
8. Liang Z, Wang Y, Sun X, et al. EEG entropy measures in anesthesia. Frontiers in Computational Neuroscience. 2015;9:16. doi:10.3389/fncom.2015.00016.
9. Марпл.-мл. С. Л. Цифровой спектральный анализ и его приложения: Пер. с англ. – М., Мир, 1990.

STUDY OF INFLUENCE OF LENGTH WINDOWS ON THE SPECTRAL ENTROPY OF EEG USING METHODS WELCH

Al-ghaili M.A.

Saint Petersburg Electrotechnical University "LETI", e-mail: alghily@mail.ru

The effect of the length of the window of Welch's method on spectral entropy of EEG was studied. Spectral entropy of EEG is used for the analysis of the depth of anesthesia. To estimate the distinction between two anesthesia states using spectral entropy, two methods were used: the relative difference and the minimum error. The obtained results show that spectral entropy distinction between two anesthesia states is highest, when the length of the window of Welch's method is 500 samples; this corresponds to the optimum value of the spectral entropy. The results of this study can be used further to develop the algorithm for determining the depth of anesthesia.



АЛГОРИТМ ДИАГНОСТИКИ ОБСТРУКТИВНОГО АПНОЭ ПО ЭЛЕКТРОКАРДИОСИГНАЛУ

Чан Чонг Хыу

Санкт-Петербургский государственный электротехнический университет ЛЭТИ
(tronghuu@mail.ru)

Проблема повышения эффективности диагностики синдрома обструктивного апноэ сна (СОАС) остается по-прежнему актуальной [1]. Невозможность применения полисомнографического метода диагностики СОАС, разработанного для использования в стационарных условиях, для обнаружения приступа апноэ сна в домашних условиях обуславливает необходимость поиска новых решений. В последние годы был разработан метод диагностики СОАС по электрокардиосигналу (ЭКС), регистрируемому по одному отведению. В данной работе предлагается метод диагностики СОАС, основанный на анализе ЭКС и характеризуемый высокой точностью и достоверностью обнаружения.

А. Введение

В настоящее время существует множество эффективных методов обнаружения функциональных нарушений сердечной деятельности по ЭКС. Среди них получили широкое применение методы, основанные на вейвлет-преобразовании. Вейвлет-преобразование ЭКС весьма эффективен при идентификации функциональных изменений в работе сосудисто-сердечной системы в короткие промежутки времени, что особенно важно при реализации систем мониторинга состояния сердечно-сосудистой системы с плавающим окном наблюдения. Например, сравнение характеристик различных вейвлетов при анализе ЭКС в [2] показало, что, применение биортогонального непрерывного вейвлет-преобразования (CWT) bior1.5 позволяет повысить точность обнаружения характерных точек ЭКС до 97-99% для различных заболеваний и состояния нормы. Вейвлет-коэффициенты, соответствующие масштабному коэффициенту a и положению b , определяются формулой: $CWT(a, b) = \frac{1}{\sqrt{a}} \int_{-\infty}^{+\infty} s(t) \psi\left(\frac{t-b}{a}\right) dt$, где s – сигнал и ψ – вейвлет. В настоящее время уделяется большое внимание диагностике заболеваний на основе обработки и анализа ЭКГ в реальном масштабе времени. В данной работе предлагается усовершенствованный алгоритм обнаружения R зубца в реальном масштабе времени.

Апноэ сна эффективно диагностируется на основе полисомнографического метода. Хотя этот метод является золотым стандартом диагностики расстройств сна, к сожалению, неудобен, требует много времени и ресурсов. Для устранения перечисленных недостатков исследователи уделили внимание разработке других методов диагностики, основанных на обработке ЭКС. В работе [3] показано, что метод главных компонент позволяет классифицировать апноэ сна по двум диагностически значимым показателям и выяснить какие параметры более информативны при классификации фрагментов ЭКС с и без СОАС. К сожалению, этот метод не позволяет осуществлять классификацию с использованием системы показателей большей размерности. Поэтому нами решалась задача расширения количества показателей ЭКС, используемых для классификации апноэ сна.

Б. Алгоритм диагностики синдрома обструктивного апноэ по ЭКС

В нашей работе использовалась база данных Апноэ-ЭКГ из открытого доступа на Physionet.org. Предлагаемый алгоритм диагностики СОАС по ЭКС содержит следующие основные этапы: обнаружение R зубца ЭКС; вычисление набора параметров вариабельности сердечного ритма; классификация двух классов: с и без СОАС с использованием метода опорных векторов и непараметрического метода. Обработка данных осуществлялась с использованием пакета MatLab.

1. Алгоритм обнаружения QRS-комплекса ЭКС

В работе [2] биортогональное непрерывное вейвлет-преобразование (CWT) bior1.5 с масштабным коэффициентом 15 использовался для обнаружения R зубца и QRS комплекса. После вейвлет-преобразования фрагмента ЭКС получены вейвлет-коэффициенты $C(j)$. Выбраны $A(i) = C(j)$, где $C(j) * C(j+1) < 0$. Выбираются две последовательные пары $A(i-1), A(i), A(i+1)$, чтобы между каждой из них находился вейвлет-коэффициент, превышающий по модулю значение порога $tmin = 0,5 * min(\{C(i)\})$ и $tmax = 0,5 * max(\{C(i)\})$. Тогда первый коэффициент $A(i-1)$ будет началом QRS-комплекса, второй $A(i)$ – пиком комплекса, а третий $A(i+1)$ – его смещением.

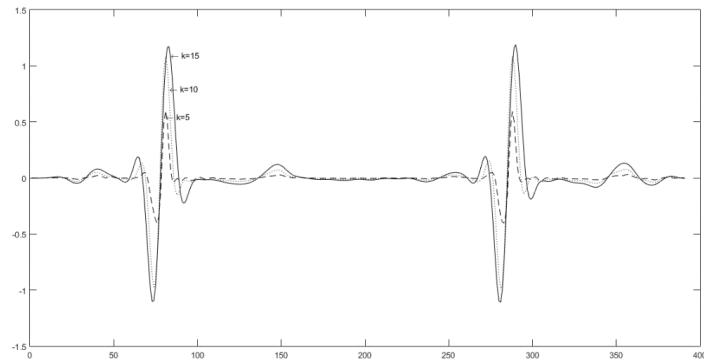


Рис. 1. Сравнение вейвлет-коэффициентов при различных масштабных коэффициентах a .

При использовании масштабного коэффициента равного 15 процесс преобразования требует много циклов и большую оперативную память. Возникает закономерно вопрос, каким образом уменьшение масштабного коэффициента a влияет на точность обнаружения точек ЭКС? На рис. 1 отображается изменение вейвлет-коэффициента при изменении масштабного коэффициента ($a = 5, a = 10, a = 15$). Очевидно, что снижение значения a приводит к уменьшению C , при этом сигнал вейвлет-коэффициентов становится узким. Кроме того, что пороги $tmin$ и $tmax$ зависят от вейвлет-коэффициентов каждого обработанного фрагмента ЭКС. Если функциональное изменение появляется на отдельном фрагменте ЭКС, представленный алгоритм не позволяет выявить изменения на ЭКС, а точность обнаружения точек падает. Поэтому, в нашей работе предлагается использовать адаптивный алгоритм обнаружения R зубца на основе использования масштабного коэффициента равного 5 и изменяемого значения порога $tmin$ и $tmax$, с учетом изменения формы предыдущего QRS-комплекса.

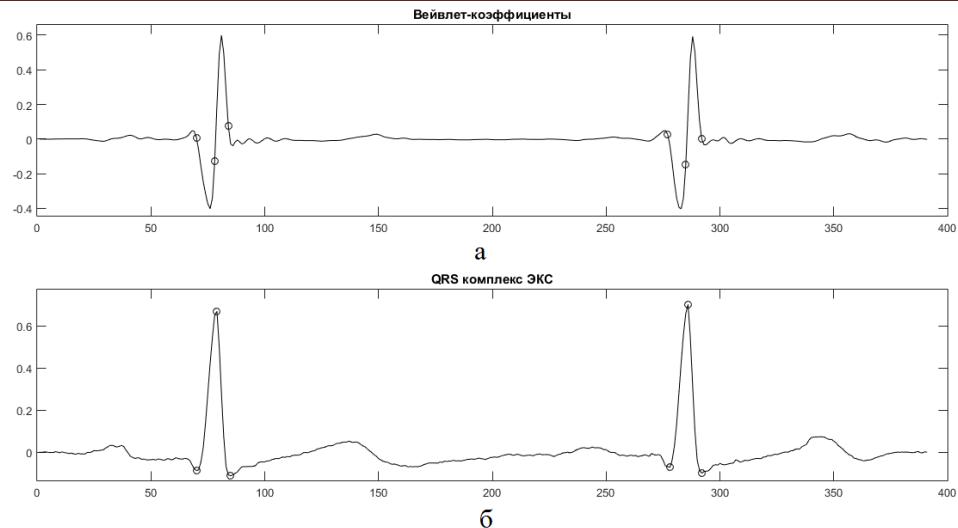


Рис. 2. Вейвлет-коэффициенты с отметкой $A(i-1), A(i), A(i+1)$ (рис. 2.а) и результат обнаружения QRS комплекса (рис. 2.б).

Предлагаемый алгоритм реализуется следующим образом. После удаления дрейфа изолинии с длительностью окна, равной одной секунде (что примерно равно одному циклу ЭКС), и вейвлет-преобразования ЭКС, сначала выбирается один фрагмент C_1 из вейвлет-коэффициентов C , начинаящий с первого отсчета и длительностью равной одной секунде. Выбираем $t_{min} = k * \min(\{C_1(i)\})$ и $t_{max} = k * \max(\{C_1(i)\})$, где k – регулируемый коэффициент (значение 0,2-0,5 в зависимости от особенностей сигнала). Выбираются две последовательные пары $A(i-1), A(i), A(i+1)$, с условием, чтобы между $A(i-1)$ и $A(i)$ находился вейвлет-коэффициент, убывающий порог t_{min} и между $A(i)$ и $A(i+1)$ находился вейвлет-коэффициент, превышающий порог t_{max} . В результате Q зубец QRS -комплекса будет локальным минимумом ЭКС вокруг $A(i-1)$, R зубец будет локальным максимумом ЭКС вокруг $A(i)$, S зубец будет локальным минимумом вокруг ЭКС $A(i+1)$. Процесс продолжается с изменяемыми фрагментами вейвлет-коэффициентов C_1 , соответствующих предыдущему QRS-комплекса: $t_{min} = k * \min(\{C(A(i-1):A(i))\})$ $t_{max} = k * \max(\{C(A(i):A(i+1))\})$. Процесс обнаружения QRS-комплекса циклически повторяется. Обнаружение R зубца и QRS комплекса детально пояснено на рис. 2.

2. Алгоритм классификации фрагментов ЭКС с и без СОАС

Следующий этап исследования включает статистический и спектральный анализы RR-интервалов на одноминутных фрагментах ЭКС. Получен набор 15 параметров: сердечный ритм, среднее значение, разность между максимальным и минимальным значениями RR-интервалов, индекс Баевского, дисперсия RR-интервалов, стандартное отклонение SDNN между 2-х соседних RR интервалов, мощности (мс^2) очень низких (диапазон от 0,003 Гц до 0,04 Гц), низких (диапазон от 0,04 Гц до 0,15 Гц) и высокочастотных (диапазон от 0,15 Гц до 0,4 Гц) компонентов спектра VLF, LF, HF, сумма VLF + LF и также отношения $(HF + LF)/VLF$, LF/VLF , LF/HF , $(VLF + LF)/HF$ и $(VLF + LF)/(VLF + LF + HF)$.

На одноминутных фрагментах ЭКС выделяют участки с и без заболеваний СОАС. Для i –того фрагмента получен входной вектор-строка $X_i = (x_{i,1}, x_{i,2}, \dots, x_{i,15})$, причем $x_{i,j}$ – значение параметра с номером j . Для обеих классов все входные вектора представляют в матрицу X размером m^*n , где m – общее число фрагментов, n – значения 15 параметров. Пусть $Z = \{-1, 1\}$ - классы, соответственно обозначим $Z = -1$ нет апноэ, а $Z = 1$ имеет место апноэ. Тогда получаем обучающую выборку: $(X_1, z_1), \dots, (X_n, z_n)$, причем значения z_i будут либо -1, либо 1 для ранее обозначенных классов. В проведенной нами работе проводилась классификация фрагментов ЭКС с и без СОАС на основе использования метода опорных векторов и непараметрического метода.

3. Метод опорных векторов

Метод опорных векторов основан на классификации по двум факторам. Требуется построить функцию $F: \Psi \rightarrow Z$ (классификатор), сопоставляющий класс z произвольному объекту X_i . Метод опорных векторов с ядром Гауссова радиальной базисной функции строит классифицирующую функцию F в виде $F(X_i) = \text{sign}(\langle w, \varphi(X_i) \rangle + b)$, где $\langle w, \varphi(X_i) \rangle$ – скалярное произведение, w – нормальный вектор к разделяющей гиперплоскости, b – вспомогательный параметр, $k(X_i, X_i') = \langle \varphi(X_i), \varphi(X_i') \rangle$ – ядро классификатора. Если ядром является Гауссова радиальная базисная функция, то $k(X_i, X_i') = \exp\left(-\frac{\|X_i - X_i'\|^2}{2\sigma^2}\right)$. Объекты, для которых $F(X_i) = 1$ попадают в один класс СОАС, а объекты с $F(X_i) = -1$ в другой класс – отсутствие апноэ.

4. Непараметрический метод

Непараметрический метод основан на многомерной классификации. Входные вектора для i –фрагмента представляются в виде векторов $Y = (y_1, y_2, \dots, y_{15}, y_{16})$, где $y_{16} = 1$, $y_j = x_{i,j}$ причем $j = 1, 2, \dots, 15$. Разделяющая граница будет описываться условием $\sum_{k=1}^{16} w_k y_k = 0$ или в векторном виде $W^T Y = 0$. Для двух линейно непересекающихся классов ϑ_1 и ϑ_2 (с и без СОАС) можно найти такой весовой вектор W , чтобы

выполнялось требование: $W^T Y > 0$ для каждого $Y \in \vartheta_1$ и $W^T Y < 0$ для каждого $Y \in \vartheta_2$. Рассмотрим процедуру последовательного обучения, когда обучающие объекты Y предъявляются последовательно, по одному, а весовой вектор W уточняется с каждым новым входным вектором Y . В этом случае, если после предъявления объекта $Y \in \vartheta_1$ выполняется $W^T Y > 0$, то W остается неизменным. Если же $W^T Y < 0$, то вычисляется новое значение W , равное W' , по формуле $W' = W + pY$, где $p > 0$ называется коэффициентом коррекции. Объекты предъявляются либо циклически, либо в случайном порядке до тех пор, пока не повторится результат испытания каждого из них. Начальное значение w должно быть не равным нулю. Следующим шагом вычисляют проекцию матрицы данных на полученный весовой вектор. Результат классификации проведен по гистограмме такой проекции.

С. Результаты и обсуждение

Адаптивный алгоритм, основанный на использовании биортогонального непрерывного вейвлет-преобразования bior1.5 с масштабным коэффициентом равно 5, позволяет повысить точность до 100% при обнаружении точных пиков R зубца ЭКС. Например, алгоритм дал 100% точность при обнаружении R зубца ЭКС фрагмента, длительностью 60 минут при обследовании пациента a01er.

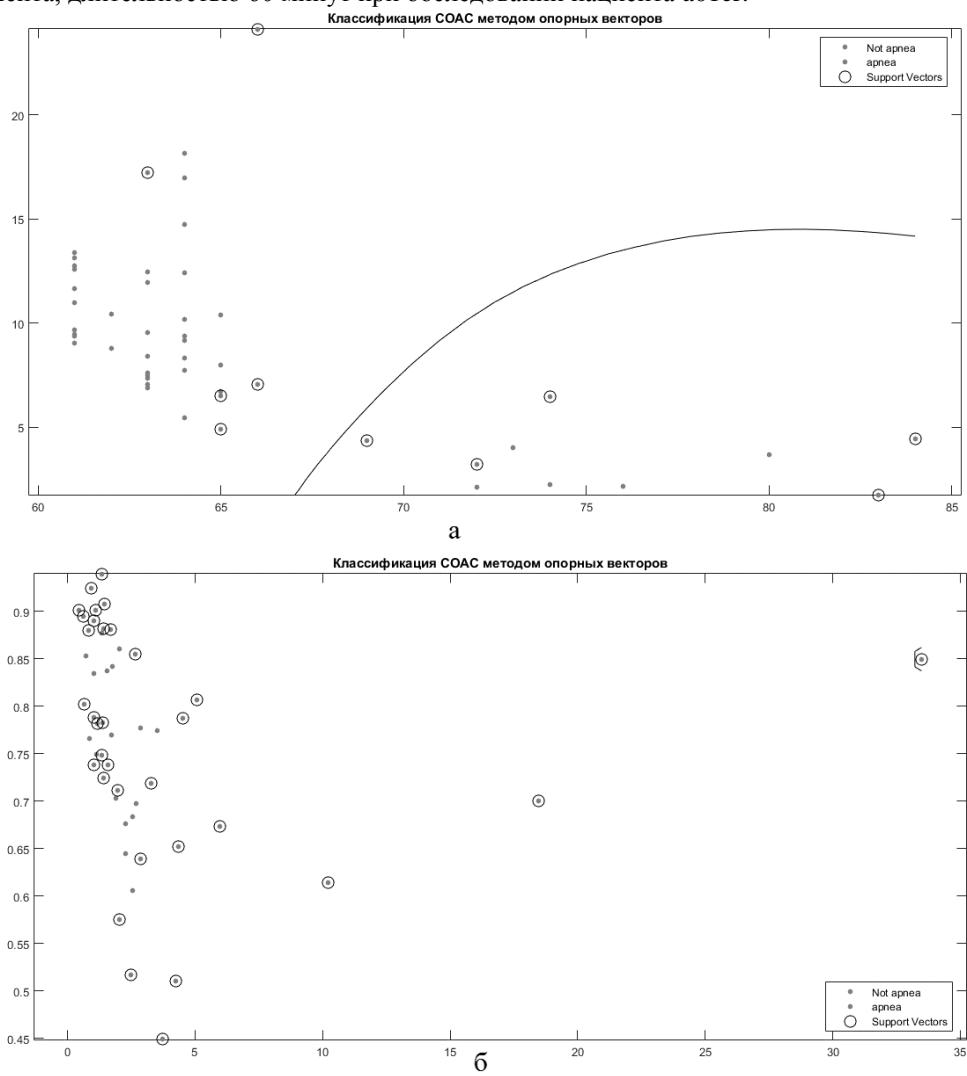


Рис. 3. Классификация фрагментов с и без COAC у пациента a01er.

Метод опорных векторов дает высокую точность при двухмерной классификации фрагментов с и без COAC. Пример классификации 10 фрагментов ЭКС без COAC и 40 фрагментов с COAC у пациента a01er приведен на рис. 3. При классификации по двум параметрам: ритм сердца и дисперсия RR интервалов дает 100% точность (рис. 3. а, апноэ отсутствует справа, COAC - слева). При выборе параметров $(HF + LF)/VLF$ и $(VLF + LF)/(VLF + LF + HF)$ метод дает 20% ошибки, что в соответствии с методом опорных векторов считается отсутствие классификации. Можно отметить что при классификации по двум параметрам - индекс Баевского, дисперсия RR-интервалов, стандартное отклонение SDNN и также отношения LF/HF , $(VLF + LF)/HF$ и $(VLF + LF)/(VLF + LF + HF)$ точность классификации повышается, а указанные параметры являются информативными. Эти параметры целесообразно использовать в будущем при модернизации существующих и разработке новых алгоритмов диагностики COAC по ЭКС.

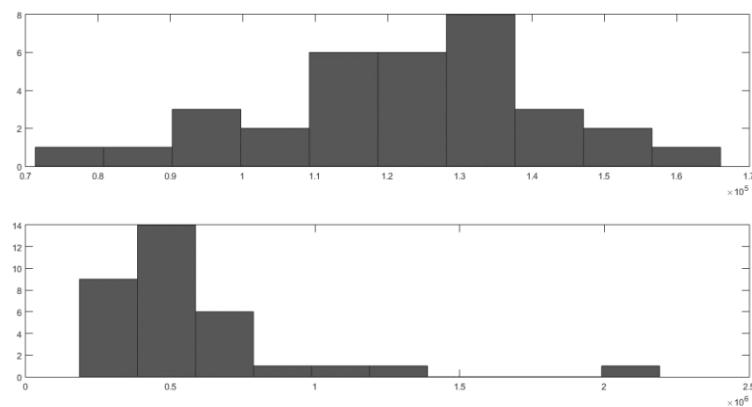


Рис. 4. Результат классификации (делительная линия $0,2 * 10^6$).

При использовании непараметрического метода при классификации 33 фрагментов с СОАС и 33 фрагментов без СОАС у пациента a04er на гистограмме очевидно разделение на два класса по разделяющей линии $0,2 * 10^6$. Для указанных двух классов у пациента a01er существуют области, которые соприкасаются друг с другом. При использовании этого метода количество показателей с 15 целесообразно уменьшить до количества показателей, при котором будет обеспечена приемлемая ошибка классификации.

По результатам работы можно заключить, что предлагаемый алгоритм обнаружения R зубца ЭКС позволяет повысить точность и проводить диагностику в реальном масштабе времени. Результаты исследования показали, что на основе анализа только ЭКГ сигнала можно добиться высокой точности и достоверности обнаружения периодов наступления синдромов апноэ во время сна. Автором предложен алгоритм обработки ЭКС и классификации, основанный на методе опорных векторов и непараметрическом методе, который позволил повысить точность до диагностического клинического уровня.

Библиографический список

- Садыкова Е.В., Чан Чонг Хыу Аппарат-программный комплекс диагностики синдрома обструктивного апноэ сна // Биотехносфера, 2015 г. - № 4/40. – с. 47-49.
- Дубровин В.И. Твердохлеб Ю.В. Усовершенствование методов анализа ЭКГ-сигналов на основе вейвлет-преобразования в системе электрокардиографии высокого разрешения // Нейроинформатика и интеллектуальные системы - 2011г. № 1 – с.91-98.
- Vega Pradana Rachim, Gang Li, Wan-Young Chung Sleep apnea classification using ECG-signal wavelet-PCA features // Bio-Medical Materials and Engineering 24 (2014) 2875–2882. DOI 10.3233/BME-141106.
- C. Varon et al. A Novel Algorithm for the Automatic Detection of Sleep Apnea from Single-Lead ECG // IEEE Trans Biomed Eng. 2015 Sep;62(9):2269-78. doi: 10.1109/TBME.2015.2422378.

ALGORITHM OF THE OBSTRUCTIVE SLEEP APNEA DIAGNOSTICS USING ECG SIGNAL

Tran Trong Huu
Saint-Petersburg electrotechnical university "LETI"

The problem of the obstructive sleep apnea (OSA) syndrome is considered. The algorithm of the R wave and QRS complex detection on the basis of the biorthogonal continuous wavelet decomposition bior1.5 with the scale coefficient 5 and variable threshold value was developed in this paper. This algorithm provides a high level of accuracy and confidence. The algorithm of the ECG signal fragments with and without OSA classification using the method of support vector machine and distribution-free method is considered. The algorithm developed allows to improve.

**ДВУХУРОВНЕВЫЙ МЕТА-АНАЛИЗ НА ОСНОВЕ БАЙЕСОВСКОГО ПОДХОДА И
НЕЙРОСЕТЕВОГО МОДЕЛИРОВАНИЯ ДЛЯ ПРОГНОЗА ФУНКЦИОНАЛЬНОГО СОСТОЯНИЯ ПО
ВИДАМ ПРОФЕССИОНАЛЬНОЙ ДЕЯТЕЛЬНОСТИ**

Ефремов М.А., Уварова В.В., *Шкатова Е.С.

Юго-Западный государственный университет,

*Воронежский институт государственной противопожарной службы, SFlist@gmail.com

Существует большой арсенал методов и средств, решающих задачи профессиональной ориентации и профессионального отбора по различным наборам психологических, психофизиологических и физиологических признаков. Часть из них решает задачи оценки успешности будущей деятельности, часть реализует достаточно жесткие алгоритмы отбора по медицинским требованиям, предъявляемым к будущей профессии, часть реализует комплексный подход, сочетающий анализ состояния здоровья с успешностью реализации профессиональной деятельности.

Большинство существующих систем, решающих задачи профессиональной ориентации и профессионального отбора, оценивает профессиональную пригодность человека по уже имеющимся у него заболеваниям, тогда как во многих случаях трудовая деятельность может способствовать развитию скрытых патологий еще не имеющих клинических проявлений, а так же разрушать адаптационные механизмы организма и его частей, которые имеют «слабые звенья» в силу индивидуальных особенностей человека. Это снижает их потенциальные возможности по решению задач профессионального отбора. Оценка профессиональной пригодности базируется на понятии функционального состояния – комплекса тех функций и качеств человека, которые актуализируются в конкретный момент времени для решения стоящей перед ним задачи и отражают сложившиеся механизмы регуляции деятельности.

Одна из методик контроля функционального состояния, направленная на прогнозирование успешности профессиональной деятельности, включает в себя комплексное выполнение 7 тестов: «Шкала состояний», «Опросник для оценки острого физического утомления», «Опросник для оценки острого умственного утомления», «Шкала дифференциальных эмоций», «Шкала ситуативной тревожности», «Шкала личной тревожности», «Степень хронического утомления» [1]. В результате прохождения каждого теста конкретный испытуемый получает определенное число баллов, которые получены на шкале, характеризующей уровень функционального состояния испытуемого. Шкалы являются достаточно субъективными и не имеют теоретического обоснования. То же самое может быть сказано относительно агрегации этих шкал при принятии окончательного решения.

Для повышения диагностической эффективности определения функционального состояния целесообразно от субъективных шкал, приведенных в [1], перейти к объективным шкалам, которые строятся на основе обучаемых систем классификации. Так как шкалы могут отличаться от методики к методике и от выборки к выборке, результаты построения объективных шкал должны быть обоснованы посредством мета-анализа.

Мета-анализ первого уровня. На основе экспертных данных и результатов объективных исследований формируют группу наблюдения, в которую входят образцы как пригодные, так и не пригодные к данной профессиональной деятельности. Для каждого теста (методики) формируется нейросетевая модель на основе нейронных сетей прямого распространения с линейной функцией активации, обучаемая согласно алгоритму обратного распространения ошибки [2]. Для построения такой модели формируется обучающая выборка, в которой представлены как образцы, не пригодные к данной профессии, так и образцы, которые успешно поддаются обучению. Нейронная сеть должна определить релевантность каждого вопроса в данном тесте. Число построенных нейросетевых моделей равно числу используемых тестов, в нашем примере это семь. Обучающая выборка формируется из образцов как пригодных к данной профессиональной деятельности, так и не пригодных к ней. Входные слои нейронных сетей имеют столько нейронов, сколько вопросов в тесте. Выходные слои нейронных сетей имеют два нейрона, соответствующие решению «годен» и решению «не годен». Структура обучающей выборки представлена на рисунке 1. Классы «Годен» - «Не годен» кодируются единицей и нулем, соответственно. Каждый образец из данной группы проходит семь методик тестирования. В каждой методике формируется таблица экспериментальных данных, предназначенная для обучения соответствующей нейронной сети. После формирования нейронных сетей проводим контроль их работы на той же обучающей выборке. В качестве решающего правила отнесения образца к одному из двух классов используем правило продукционного типа

$$\text{ЕСЛИ } \hat{Y}_1 > \hat{Y}_0 \text{ ТО "ГОДЕН" ИНАЧЕ "НЕ ГОДЕН",} \quad (1)$$

где \hat{Y}_1 и \hat{Y}_0 – выходы нейронной сети, соответствующие двум альтернативным решениям.

Качество классификации нейронных сетей для каждой методики тестирования определяется числом ошибок первого и второго рода. Для определения качества классификации введем событие \tilde{Y}_0 , когда справедливо неравенство $\hat{Y}_0 \geq \hat{Y}_1$, и событие \tilde{Y}_1 , когда справедливо неравенство $\hat{Y}_1 > \hat{Y}_0$. Вероятность правильной классификации образцов, принадлежащих к классу «Годен», определяется как условная вероятность события \tilde{Y}_1 при условии Y_1 . Аналогично, вероятность правильной классификации образцов, принадлежащих к классу «Не годен», определяется как условная вероятность события \tilde{Y}_0 при условии Y_0 .

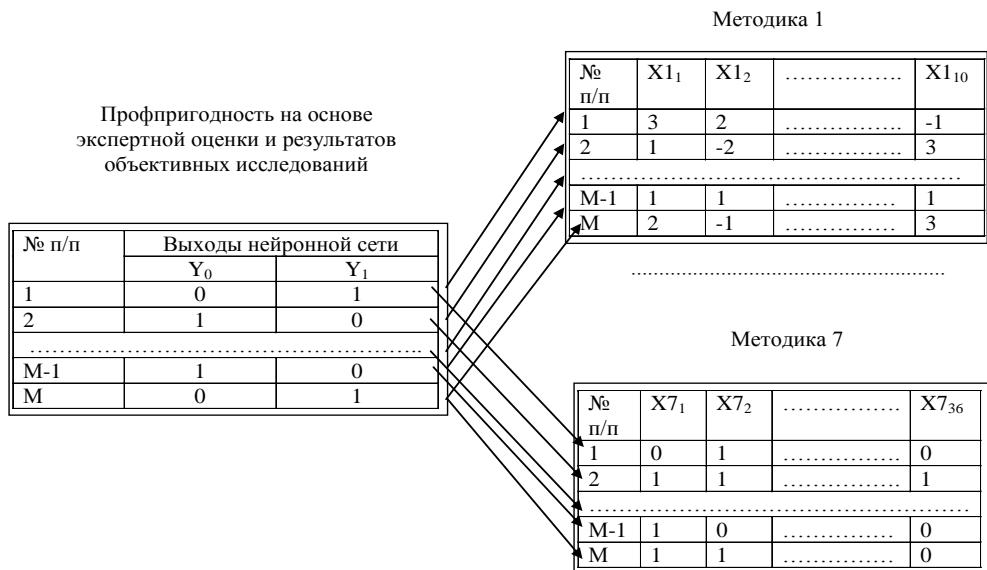


Рисунок 1 – Иллюстрация принципа формирования обучающих выборок

Согласно формуле Байеса, вероятность правильной классификации по классу «Годен» посредством j -го теста определяется как

$$P_{j1}(\omega_1 | \tilde{Y}_{j1}) = \frac{P_{j1}(\tilde{Y}_{j1} | \omega_1) \cdot P(\omega_1)}{P_{j1}(\tilde{Y}_{j1})}, \quad (2)$$

где $P_{j1}(\tilde{Y}_{j1} | \omega_1)$ - условная вероятность события \tilde{Y}_{j1} при принадлежности образца к классу «Годен» - ω_1 , $P(\omega_1)$ - априорная вероятность принадлежности образца к классу ω_1 , $P_{j1}(\tilde{Y}_{j1})$ - априорная вероятность события \tilde{Y}_{j1} .

Априорная вероятность $P(\omega_1)$ определяется из статистических данных по классу пригодности к выбранной профессиональной деятельности ω_1 в исследуемом регионе. Вероятность $P_{j1}(\tilde{Y}_{j1})$ определяется как статистический показатель по исследуемой выборке события \tilde{Y}_{j1} . Для получения конкретного значения величины $P_{j1}(\tilde{Y}_{j1} | \omega_1)$ строят гистограмму результатов выпадения \tilde{Y}_{j1} при событии ω_1 и используют в качестве показателя либо моду, либо среднее значение, в зависимости от вида полученной гистограммы.

Проделав аналогичные расчеты для всех классов и методик, получаем четырнадцать условных вероятностей, которые могут быть представлены в виде четких чисел (среднего, моды) или в виде нечеткого числа, характеризующего частоту выпадения правильных решений по данному классу на данном тесте в зависимости от состояний выходов нейронных сетей \hat{Y}_1 и \hat{Y}_0 (рисунок 2 а).

Таким образом, в результате нейросетевого моделирования для каждого образца получаем мета - вектор, состоящий из семи двухкомпонентных векторов

$$\{(\hat{Y}_0, \hat{Y}_1)_1, (\hat{Y}_0, \hat{Y}_1)_2, (\hat{Y}_0, \hat{Y}_1)_3, (\hat{Y}_0, \hat{Y}_1)_4, (\hat{Y}_0, \hat{Y}_1)_5, (\hat{Y}_0, \hat{Y}_1)_6, (\hat{Y}_0, \hat{Y}_1)_7\}. \quad (3)$$

Мета-вектор (3) используется в качестве входного вектора для дальнейшей классификации, которая также основана на нейросетевом моделировании. Для этого формируется нейронная сеть с четырнадцатью нейронами во входном слое и двумя нейронами в выходном слое. Обучение ведется аналогично предыдущим нейросетям. Векторы образцов (3) ставятся в соответствие содержимому соответствующих строк левой таблицы на рисунке 1. Перед обучением нейронной сети компоненты векторов мета-вектора (3) могут быть нормированы согласно полученным апостериорным вероятностям (2). В этом случае осуществляется переход к нормированным компонентам вектора (3) согласно формуле

$$\tilde{Y}_{j1} = \hat{Y}_{j1} \cdot P_{j1}(\omega_1 | \tilde{Y}_{j1}). \quad (4)$$

В случае, если в качестве апостериорной вероятности (2) используется нечеткое число, то вместо нормирующего коэффициента используется нелинейное преобразование (в частном случае линейное), пример которого представлен на рисунке 2 б, вид которого, также как и в случае (4), определяет апостериорная вероятность (2).

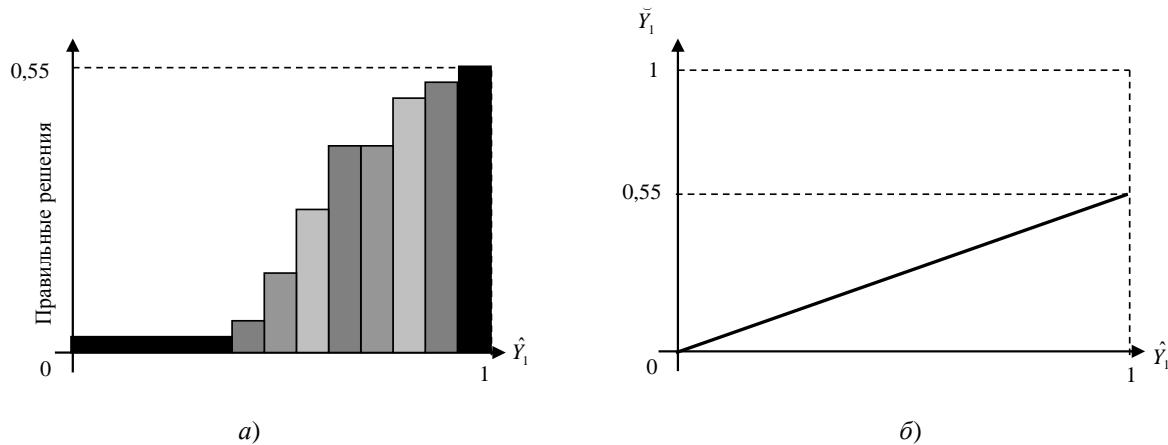


Рисунок 2 – Нелинейное преобразование при нечетком представлении апостериорной вероятности

Нелинейные преобразования могут быть скорректированы в процессе настройки нейронной сети на этапе мета-анализа первого уровня. Мета-анализ первого уровня заканчивается построением модели нейросетевой структуры, представленной на рисунке 3, тестированием выходов (Z_0, Z_1) ее агрегирующей нейронной сети NETS и определения диагностической эффективности построенной классифицирующей модели.

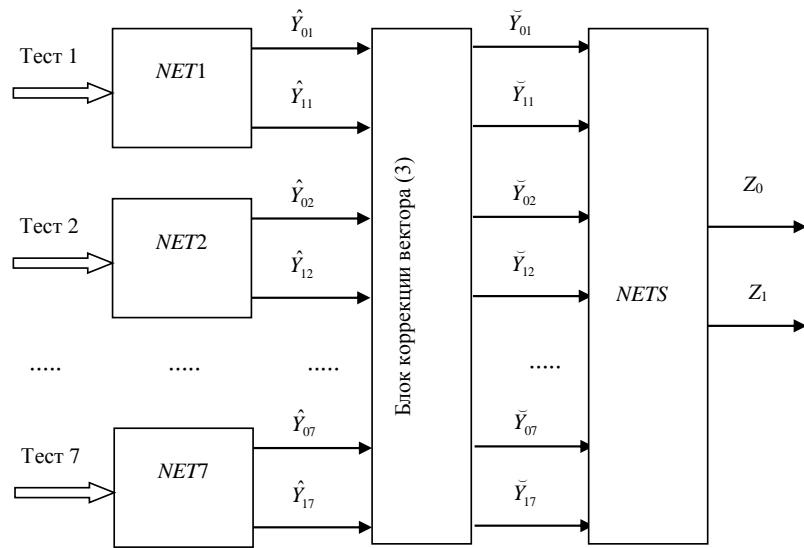


Рисунок 3 –Нейросетевая структура, полученная в результате мета-анализа первого уровня

Одна из целей мета-анализа первого уровня состоит в определении эффективности тестов для оценки профессиональной пригодности по виду деятельности. Блок коррекции вектора (3) позволяет последовательно исключать из нейросетевой модели рисунок 3 результаты тестирования по одной из семи методик. Если положить, что по состоянию вектора (Z_0, Z_1) принято решение в пользу гипотезы Y_0 , то ошибка классификации составит, либо ноль, если гипотеза верна, либо единицу, если гипотеза не верна. Если число ошибок по

гипотезе Y_0 в выборке равно A , по гипотезе Y_1 равно B , то диагностическая эффективность нейросетевой структуры по диагностике по классам ω_0 и ω_1 , соответственно, составит

$$g_0 = (N_0 - A)/N_0; \quad g_1 = (N_1 - B)/N_1, \quad (5)$$

где N_0 и N_1 – число образцов классов ω_0 и ω_1 в выборке, соответственно.

Мета-анализ второго уровня. Задача мета-анализа второго уровня – сравнение результатов различных исследователей при оценке эффективности методик тестирования, то есть сравнения результатов нейросетевых структур, пример одной из которых представлен на рисунке 3, полученных различными исследователями на различных (своих) выборках. Необходимо на основе результатов группы исследователей оценить релевантность каждой методики тестирования, а также адекватность экспериментальных выборок, используемых различными исследователями.

Исходные данные для мета-анализа второго уровня являются обучающие выборки различных исследователей, которые характеризуют их как экспертов при отборе по классам «Годен» - «Не годен», нейросетевые модели, построенные для соответствующих методик тестирования по результатам обучения по этим выборкам, релевантность тестовых методик, полученная на соответствующих обучающих выборках согласно (2), а также соответствующие агрегирующие нейросетевые модели.

Релевантность j -й методики оценивается условными вероятностями $P_{j1}(\omega_1 | \tilde{Y}_{j1})$ и $P_{j0}(\omega_0 | \tilde{Y}_{j0})$. Таким образом, можно оценить статистическую однородность релевантностей методик у разных исследователей. На этом этапе второго уровня можно отказаться от определенных методик в связи с их статистической неоднородностью или отказаться от части выборок, результаты которых не коррелируют с результатами большинства исследователей. Мета-анализ второго уровня начнем с проверки адекватности экспериментальных выборок, которая определяется адекватностью соответствующих нейросетевых моделей. После этого, исключив неадекватные экспериментальные выборки, можно приступать к оценке релевантности тестовых методик.

Для оценки нейросетевых моделей за основу мета-анализа возьмем *кумулятивный мета-анализ*. Его сущность заключается в последовательном добавлении отдельных исследований в анализируемую группу исследований (выборку). Напервом шаге анализируется одно исследование (результаты совпадают с первым шагом стандартного мета-анализа), затем анализируются первое и второе исследования, затем первое, второе и третье исследования и т.д. – до тех пор, пока не будут объединены все исследования.

Модификация *кумулятивного мета-анализа* состоит в следующем. Осуществляется попарная группировка нейросетевых структур, полученных на первом этапе мета-анализа. Если в мета-анализе участвуют K экспериментальных выборок, то на первом этапе группирования получаем $K(K-1)/2$ пар. При этом полагаем, что для пар выборок (i, j) и (j, i) дополнительный нейронный слой одинаков. Пары группируются в K столбцов по K пар. Для того, чтобы в столбцах было K пар, к каждому столбцу добавляем пару (i, i) . Для каждой пары нейросетевых структур, за исключением пар (i, i) , строится дополнительный нейронный слой (может быть многослойная нейронная сеть), с четырьмя входами и двумя выходами путем обучения на выборках, входящих в соответствующую пару. Определив диагностические эффективности нейронных сетей для каждой из $K(K-1)/2$ пар по формулам (5), строится матрица диагностических эффективностей, диагональные элементы которой соответствуют диагностическим эффективностям, полученным для нейросетевых структур на первом уровне мета-анализа. Сумма элементов строк этой матрицы является рейтингом соответствующей экспериментальной выборки. Задавшись пороговым значением рейтинга экспериментальной выборки можно исключить часть экспериментальных выборок из мета-анализа.

После исключения части выборок из мета-анализа оценивается релевантность каждой тестовой методики по профессиональному отбору. Проверка осуществляется путем последовательного исключения одной из семи методик из $(K(K-1)/2 + K)$ нейросетевых структур. Рейтинг по строкам определяется вышеописанным способом. Так как используется семь методик, то в результате получаем матрицу рейтингов размером $K \times 7$. Задавшись пороговым значением рейтинга теста, исключаются соответствующие столбцы полученной матрицы.

Библиографический список

- Стрелков, Ю.К. Инженерная и профессиональная психология: учеб.пособие для студ. высш. учеб. Заведений / Ю.К. Стрелков. - М.: Издательский центр «Академия»; Высшая школа, 2001. - 360 с.
- Филист, С.А. Гибридная нейронная сеть с макрослоями для медицинских приложений/С.А. Филист, О.В. Шаталова, М.А. Ефремов // Нейрокомпьютеры. Разработка и применение. - 2014. - №6. - С. 35-39.

TWO-LEVEL META-ANALYSIS ON THE BASIS OF BAYESIAN APPROACH AND NEURAL NETWORK MODELLING FOR THE FORECAST OF THE FUNCTIONAL STATE FOR TYPES OF PROFESSIONAL ACTIVITY

Efremov M.A., Uvarova V.V., *Shkatova E.S.

Federal state budgetary educational institution of the higher education "Southwest state university", *Voronezh Institute of state fire service, SFilist@gmail.com

Meta-analysis is offered results of testing for professional suitability. The technique is considered control of a functional state, directed to forecasting of success of professional activity, includes complex implementation of 7 tests. Two levels of meta-analysis are considered, the including neural network models and Bayesian approach to correction of relevance of each technique.



МЕТОД КОРРЕКЦИИ ИЗОБРАЖЕНИЯ РЕНТГЕНОВСКИХ СНИМКОВ, ОСНОВАННЫЙ НА УЧЕТЕ ГЛОБАЛЬНОЙ ИНФОРМАЦИИ ОБ ИХ СТРУКТУРЕ

Кудрявцев П.С., Кузьмин А.А., Филист С.А., Шаталова О.В.
«Юго-Западный государственный университет», SFilist@gmail.com

Обработка медицинских цифровых изображений на протяжении последних десятилетий является объектом пристального внимания исследователей. Множество работ посвящено математическим и программным методам в данной области, а также разработке аппаратных средств. Повышенное внимание исследователей к современным средствам обработки рентгеновских медицинских изображений обусловлено тем, что такие средства дают снимки более высокого качества, а также большую информативность по сравнению с традиционными средствами диагностики.

Анализ научных тенденций в области медицинской визуализации позволяет заключить, что основная часть исследований посвящена адаптации существующих универсальных методов обработки цифровых изображений к конкретному типу медицинских изображений. Среди методов, нашедших применение в области обработки медицинских изображений, стоит прежде всего упомянуть метод активных моделей формы (англ. Active Shape Models) и логически развивающий его метод активных моделей внешности (англ. Active Appearance Models). Целая группа методов [1], предложенных в последние десятилетия, посвящена выделению границ объектов на медицинских изображениях. Общим недостатком многих методов выделения границ является представление границы объекта в виде неупорядоченного множества точек изображения. Такое представление границы позволяет осуществлять сегментацию изображения и оценивать площадь целевых объектов, однако совершенно непригодно для оценки степени деформации на определенных участках границы. Этого недостатка лишены методы, строящиеся на базе метода активных контуров, которые возвращают результирующую границу в виде упорядоченной последовательности точек, порождающих ломаную, аппроксимирующую границу целевого объекта. При этом нельзя не отметить двух общих черт упомянутых методов: 1) практически во всех без исключения публикациях в процессе эксперимента используются такие изображения, на которых либо присутствует единичный целевой объект, либо целевые объекты хорошо отделены друг от друга достаточно широкой полосой более или менее однородного фона; 2) методы не используют никаких априорных сведений о структуре рассматриваемого изображения, тогда как в случае медицинской визуализации количество таких сведений весьма велико благодаря регулярности анатомических особенностей и наличия стандартов на проведение исследований.

Методы, строящиеся на статистических моделях, позволяют достичь наилучшего качества нахождения ключевых точек объекта. Однако применительно к проективной рентгенографии использование таких методов оказывается избыточным. Во-первых, данная группа методов изначально разрабатывалась для анализа изображений, содержащих объекты, характеризующиеся относительно большой вариативностью форм и позиционирования. Класс рентгенографических изображений, напротив, характеризуется регулярностью присутствующих на них объектов. Это объясняется малой вариативностью формы анатомических объектов в рамках заданной группы пациентов, а также тем, что рентгенографические изображения получают для весьма ограниченного множества канонических проекций. Безусловно, в рентгенографической практике могут встречаться изображения, сильно отличающиеся от анатомической и медицинской нормы. Однако такие случаи, как правило, соответствуют случаю острых состояний, которые с одной стороны, не составляют труда для диагностики, а с другой стороны в любом случае требуют внимания специалиста и не являются предметом массовой обработки. Во-вторых, обучение статистической модели в рамках методов активных моделей приводит к выработке внутреннего относительно модели представления диагностических критериев, которое не поддается непосредственной регуляции оператором. При этом рентгенология располагает обширнейшей теоретической и практической базой, в рамках которой уже присутствует множество диагностических критериев, многие из которых легко поддаются формализации в терминах расстояний между составными

частями целевых объектов. Следовательно, использование активных моделей не только требует предварительного обучения модели, а значит и выборки учебных изображений, но и не допускает явного декларативного указания диагностических критериев.

Таким образом, развитие методов цифровой обработки медицинских изображений представляется весьма актуальной задачей; при этом существующие математические методы либо непригодны для точного анализа рентгенографических снимков, либо не допускают улучшения его качества за счёт учёта специфики изображения, а также за счёт использования априорных сведений и теоретической базы рентгенологии.

Одной из проблем идентификации морфологических образований на рентгенограмме грудной клетки является их маскирование (затенение) объектами с известной анатомической структурой. Это связано со спецификой получения рентгеновского изображения. Поэтому проведение рентгенографии требует соблюдение определенных правил. Снимки каждого органа выполняются в двух взаимно перпендикулярных проекциях, например, прямая проекция и боковая проекция. Необходимость этого следует из рисунка 1. Возможные изображения морфологических объектов показаны в нижней части рисунка. В действительности мы наблюдаем три, совершенно разных объекта, однако их рентгеновские изображения одинаковы. Это значит, что снимок в одной проекции не позволяет отличить тень одного очага с уплотнением в центре от суммированных теней двух очагов.

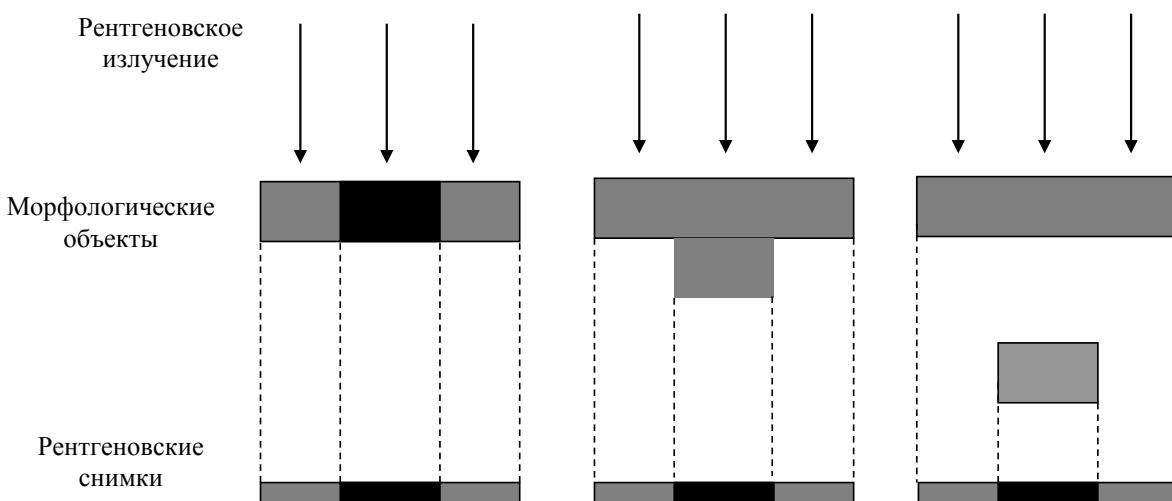


Рисунок 1- Суммирование теней на рентгеновских снимках

Тем не менее, восстановление изображения морфологического образования на рентгеновском снимке по одной проекции является актуальной задачей, так как позволяет сократить время на обследование пациента и на расшифровку его рентгенограммы.

Восстановить истинное изображение морфологического образования возможно при наличии априорных данных об источнике тени. Так как большинство источников теней являются известные анатомические объекты, то их идентификация не представляет труда. Например, на рисунке 2 представлен фрагмент рентгеновского снимка с морфологическим образованием, на часть которого наложена тень от ребра (затененная часть морфологического образования выделена прямоугольным окном). Несмотря на то, что контуры морфологического образования все-таки выделяются из тени, тем не менее, последующая обработка приводит к потере информации о затененной части. Например, на рисунке 3 представлено изображение, полученное после обработки изображения рисунок 2 градиентным оператором. Анализ снимка показывает, что затенение морфологического образования априорно известным анатомическим объектом приводит к потере информации о структуре затененной части морфологического образования. Поэтому перед обработкой и классификацией рентгенологического снимка целесообразно удалить с изображения анатомические структуры или хотя бы уменьшить влияние их теней на изображение неизвестного морфологического образования.

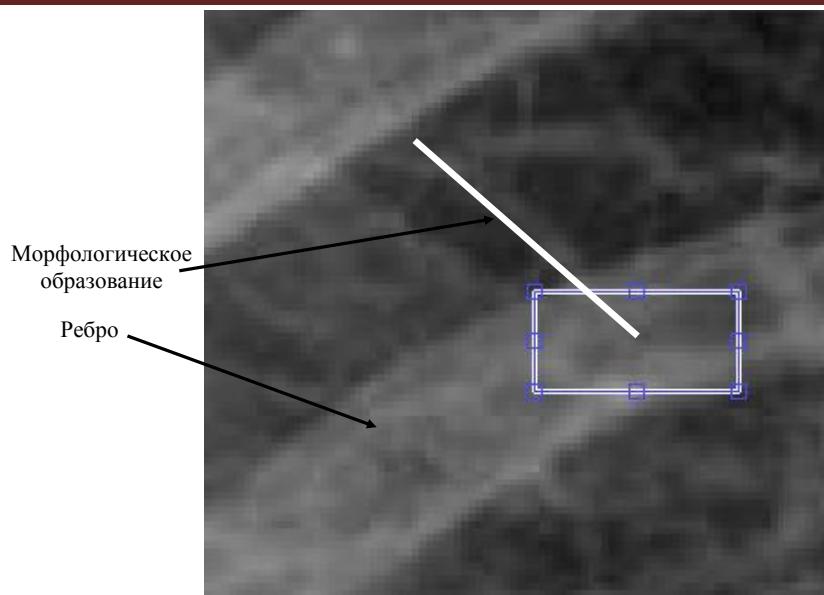


Рисунок 2 – Фрагмент рентгенограммы грудной клетки с морфологическим образованием, маскированным тенью от ребра

В качестве основных источников теней на рентгеновском снимке выступают ребра. Исследования ребер в качестве мешающего фактора обусловлено тем, что их координаты в трехмерном пространстве, а также их геометрическая форма хорошо известны. Поэтому границы ребер могут быть легко восстановлены посредством полиномиальных моделей сравнительно не высокого порядка. Точки, лежащие в узлах интерполяции, легко находятся посредством двух пороговой бинаризации исходного изображения или его градиента.

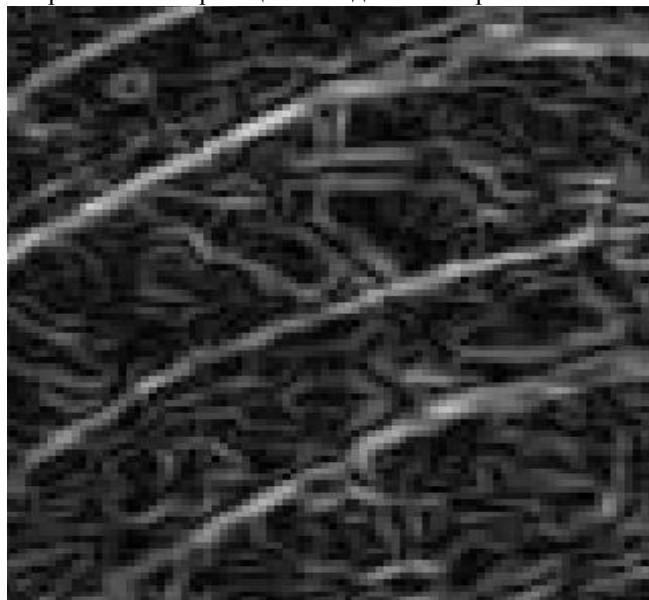


Рисунок 3 – Фрагмент рентгенограммы грудной клетки с морфологическим образованием, маскированным тенью от ребра, после обработки градиентным оператором

Для выбора соответствующего метода подавление влияния теней от известных анатомических объектов на фрагменты неизвестных морфологических структур были исследованы гистограммы яркости во фрагментах рентгеновского снимка, затененных ребрами. На рисунке 4а представлен фрагмент рентгеновского снимка с изображением тени ребра. На рисунке 4 б показана гистограмма яркости изображения тени ребра в окне прямоугольной формы. Анализ аналогичных гистограмм яркости, полученных в прямоугольных окнах по всей тени ребра показал, что, несмотря на кажущуюся неоднородность поверхности тени ребра, статистические характеристики динамических окон достаточно стабильны, что позволяет построить алгоритмы коррекции яркости фрагментов изображения при условии определения дислокации и топологии помехи.

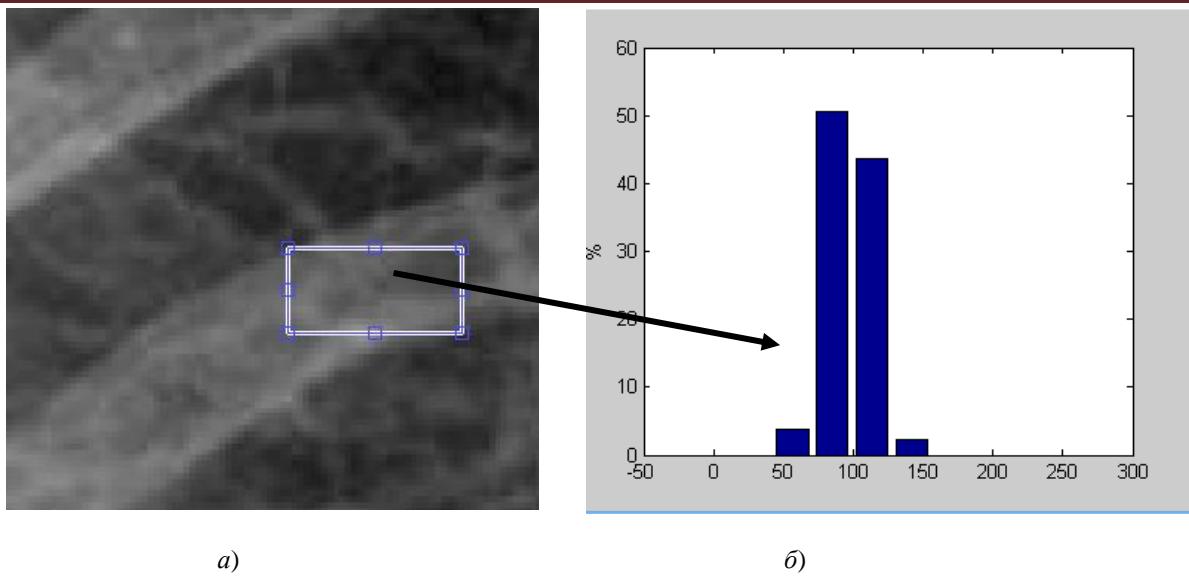


Рисунок 4 – Фрагмент изображения рентгеновского снимка (а) и гистограмма яркости в прямоугольном окне, дислоцированном в области тени ребра (б)

Для моделирования алгоритмов восстановления затененного изображения воспользуемся моделью, представленной на рисунке 5. Алгоритм коррекции состоит в следующем:

Определяют дислокацию тени анатомического органа.

Строят модель анатомического органа рисунок 5 а.

Определяют среднюю яркость внутри тени анатомической структуры (рисунок 4 б).

Вычитают среднюю яркость из пикселей, находящихся внутри модели анатомической структуры (рисунок 5 б).

Осуществляют сопряжение фрагментов морфологического образования затененного (рисунок 5 б) и не затененного (рисунок 5 в).

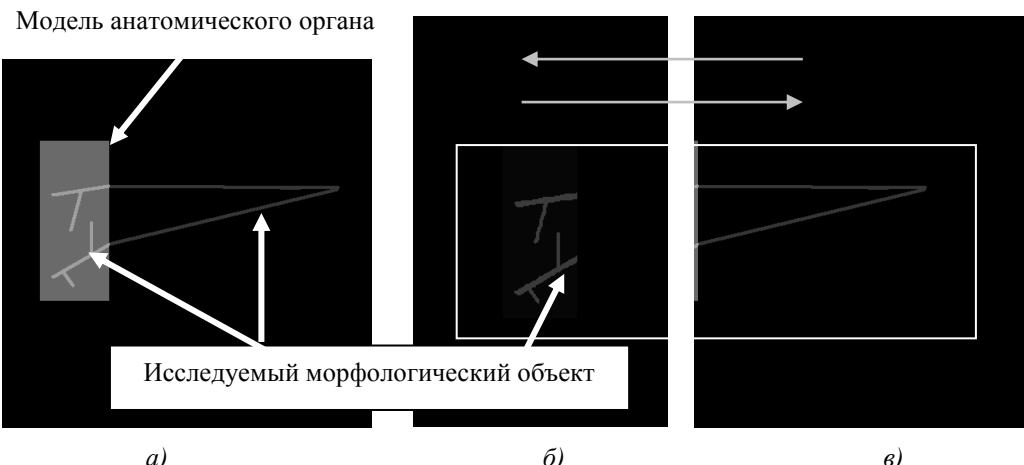


Рисунок 5 – Модель морфологическое образование, затененное анатомическим объектом (а); восстановленное изображение фрагмента морфологического образования, затененного морфологическим объектом (б); восстановленный фрагмент не затененного морфологического образования (в)

Таким образом, качество изображения может быть улучшено при наличии информации о дислокации и геометрической форме помехи. Для получения такой информации рассмотрим несколько подходов. Первый подход предполагает использование интерактивного режима. В этом случае пользователь выбирает несколько характерных точек на изображении, которые принадлежат помехи, а затем компьютер «достраивает» окончательные границы помехи. Однако такой подход не приводит к значительному сокращению времени анализа рентгенограммы, а работа в качестве «компьютерного дизайнера» не является привлекательной для врача-рентгенолога. В наиболее востребованных компьютерных программах автоматизации анализа рентгеновских снимков, как правило, таких опций нет. Другой подход связан с попыткой «натянуть» скелет грудной клетки на текущий рентгеновский снимок. Здесь работой «компьютерного дизайнера» полностью занимается компьютер. Идея метода построена на морфологической фильтрации изображения, полученного в результате обработки рентгеновского снимка одним из локальных градиентных операторов. Анализ изображений показывает, что после обработки рентгенограммы градиентным оператором на изображении

остаются наиболее яркими фрагменты границ анатомических объектов, принадлежащих скелету (фрагменты границ ребер хорошо видны на рисунке 3). Границы ребер могут быть восстановлены по этим фрагментам путем использования морфологического оператора, использующего нелокальную информацию. В качестве такой информации используются модели ребер, которые строятся или с учетом деления полей легких на области, или без учета.

Таким образом, при наличии математического и алгоритмического аппарата моделирования топологии и геометрической формы анатомических объектов на рентгеновских снимках имеется доступный алгоритм восстановления затененных морфологических образований.

Исследование выполнено при финансовой поддержке РФФИ в рамках научного проекта № 16-07-00164 а.

Библиографический список

3. Томакова, Р.А. Теоретические основы и методы обработки и анализа микроскопических изображений биоматериалов: монография /Р.А. Томакова, С.А. Филист, С.Г. Емельянов; Юго-Зап. гос. ун-т. – Курск, 2011. - 202 с.

THE METHOD OF CORRECTION OF THE IMAGE OF X-RAY PICTURES BASED ON THE ACCOUNTING OF GLOBAL INFORMATION ABOUT THEIR STRUCTURE

Kudryavtsev P.S., Kuz'min A.A., Filist S.A., Shatalova O.V.

Federal state budgetary educational institution of the higher education "Southwest state university", SFilist@gmail.com

The approach is offered to recovery of images of morphological formations on x-ray pictures, based on global information about anatomical structures. Image correction is carried out in the area of deployment selected shadows from the anatomical object. The distribution and geometric shape of the anatomical object are considered to be known a priori. For adaptation a priori information based on the biological features of the medical image and the standard method of its preparation, and a posteriori information obtained from x-ray, are used mathematical models of anatomical structures, the parameters of which are determined in real time.

МОДЕЛИ ПРОВОДИМОСТИ БИОМАТЕРИАЛОВ В БИОАКТИВНЫХ ТОЧКАХ ПРИ ДВУХПОЛЯРНОМ ЗОНДИРУЮЩЕМ ТОКЕ

Богданов А.С., Мухатаев Ю.Б., Суржикова С.Е.
 «Юго-Западный государственный университет», SFilist@gmail.com

В диагностике многих заболеваний значительный интерес представляют параметры состава тканей отдельных регионов, оказывающие значительное влияние на их электрические характеристики. Особый интерес вызывают исследования электрической проводимости в аномальных зонах – БАТ. Однако на электрическую проводимость биоматериала в БАТ оказывают влияние множество изменяющихся факторов, поэтому для измерения этих показателей целесообразно использовать статистические методы и методы нечеткого вывода. Одним из путей исследования электропроводности БАТ является исследование ее вольтамперной характеристики с последующим получением ее характерных точек, координаты которых могут быть использованы для построения пространства информативных признаков в классифицирующих моделях. Для определения этих характерных точек необходима модель вольтамперной характеристики БАТ. Для построения вольтамперной характеристики БАТ использовались двух полярные импульсы тока с амплитудой, изменяющейся от нуля до предельного значения, определяемого болевым и тепловым порогами [1].

Модель вольтамперной характеристики может быть построена либо на основе феноменологического подхода, в основе которого лежит математическая или гомеостатическая модель описания экспериментально полученных данных об объекте исследования, либо на основе эвристического подхода, когда в основе построения модели используется знания (наблюдения) эксперта о функционировании объекта исследования. Таким образом, имеется возможность построения двух видов параметрических моделей, в которых в качестве параметров – независимых переменных, выступают информативные признаки, а в качестве зависимых переменных – экспериментально полученные данные, характеризующие свойства биоматериала в определенных условиях. Учитывая тот факт, что характер данных, получаемых в результате экспериментальных исследований, зависит от некоторой, достаточно небольшой группы факторов – латентных переменных, удачное построение модели позволит значительно упростить решение классификационной задачи – построение классифицирующей модели.

Для экспериментального получения вольтамперных характеристик БАТ использовалась

автоматизированная система (АС), состоящая из устройства сбора данных, подключенного к персональному компьютеру (ПК); устройства связи с объектом (УСО); соответствующего программного обеспечения. Измерение тока в биообъекте осуществляется с помощью токового резистора R_T , инструментального усилителя (ИУ), и аналогово-цифрового преобразователя (АЦП), которые входят в состав УСО. Номинал сопротивления R_T при заданном максимальном токе через биоматериал определяет коэффициент усиления ИУ. Если максимальный ток через биообъект составляет 50 мА, а $R_T=1\text{k}\Omega$, то при динамическом диапазоне на входе АЦП ± 3 В коэффициент усиления ИУ составит 100.

На рисунке 1 показаны эпюры напряжения, полученные на входе ИУ (напряжение на токовом резисторе R_T) при циклическом воздействии двух полярными импульсами тока на биоматериал в БАТ, которые с точностью до масштабного коэффициента (номинала резистора R_T) отражают ток в биоматериале.

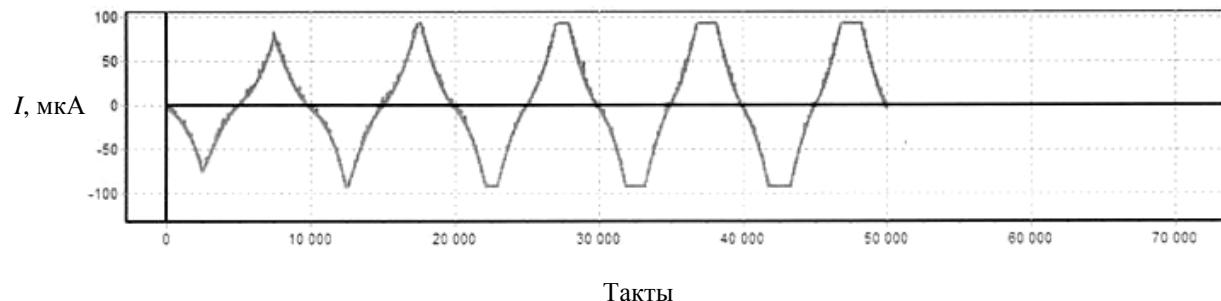


Рисунок 1 – Эпюры напряжения на входе инструментального усилителя

Анализ данного графика показывает, что по мере увеличения длительности воздействия двух полярными импульсами на биоматериал сопротивление биоматериала уменьшается, что приводит к насыщению ИУ. Для выяснения механизма изменения электропроводности биоматериала при воздействии на него двух полярными импульсами тока, рассмотрим экспериментально полученную вольтамперную характеристику БАТ.

Характерной особенностью вольтамперной характеристики является несовпадение характеристик первого и второго прохода. Причем характеристика второго прохода всегда лежит выше характеристики первого прохода независимо от того, начинается ли первый проход с $+ U_{max}$ или с $- U_{max}$. Если процесс воздействия двух полярными импульсами тока рассмотреть в динамике, то можно увидеть характерное вращение вольтамперных характеристик против часовой стрелки, характеризующее их движение в сторону приближения к оси ординат.

При моделировании вольтамперной характеристики БАТ используем гибридный подход, сущность которого заключается в том, что на первом этапе строится функциональная модель, которая интегрирует знания эксперта о функционировании объекта исследования, а на втором этапе строится математическая модель, согласующая процесс функционирования модели и экспериментальные данные, получаемые при исследовании реальных объектов. В основе функциональной модели электрической проводимости БАТ положена гипотеза об обратимом и не обратимом пробое диэлектрика и гипотеза «ответной реакции БАТ».

В соответствии с первой гипотезой по мере роста напряжения на БАТ пробиваются диодные структуры в диэлектрике биоматериала (обратимый пробой диэлектрика), что приводит к росту тока в БАТ [2, 3, 4]. Если эквивалентную схему биоматериала представить электрической принципиальной схемой на рисунке 2, то в качестве модели, разрушающейся под действием электрического поля диэлектрической структуры, выступают сопротивления диодов $VD1 \dots VD6$, входящие в последовательно соединенных диодно-резистивные ячейки, в которых резисторы закорачиваются открывющимися диодами по мере роста приложенного напряжения.

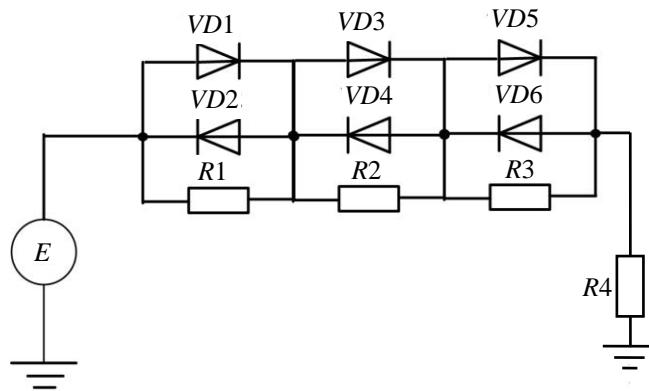


Рисунок 2 – Модель сопротивления биоматериала в виде диодно-резистивных ячеек

В соответствии со второй гипотезой, по мере нарастания тока в БАТ, в биообъекте включается обратная связь, которая стремится уменьшить последствия роста прилагаемого к биоматериалу напряжения, то есть снизить ток через биообъект. Этот эффект моделируется путем включения в электрическую цепь биоматериала управляемого источника напряжения, напряжение на выходе которого имеет противоположенную полярность относительно приложенного к биоматериалу напряжения.

Модель электрического сопротивления в БАТ, построенная на основе гибридного подхода, показана на рисунке 3.

Согласно второму закону Кирхгофа можем записать:

$$E = I \cdot R_1 + I_{60} \cdot R_2 + I_{60} \cdot R_6 + U_4 = I_{60} (R_1 + R_2 + R_6) + U_4, \quad (1)$$

где E – напряжение, приложенное к биоматериалу, I_{60} – ток через биообъект (биоматериал).

Вольтамперная характеристика рисунок 3 имеет ярко выраженный нелинейный характер, акцентированный в области высоких напряжений. Для моделирования нелинейности будем полагать, что напряжение на биоматериале U_{60} зависит от тока через биоматериал I_{60} . Полагаем, что сопротивление R_1 (рисунок 6) зависит от тока в биоматериале I_{60} и по мере его роста (по мере пробоя диодов $VD1\dots VD5$ или $VD2\dots VD6$ рисунок 5) уменьшается по экспоненциальному закону согласно выражению

$$R_1 = R_{10} \cdot \exp(-|\alpha \cdot I_{60}|), \quad (2)$$

где R_{10} – сопротивление R_1 при $I_{60}=0$, α – эмпирически подбираемый коэффициент модели.

Обозначим $R_1 + R_2 + R_6 = \sum_R$, тогда (1) примет вид

$$E - U_4 = I_{60} \sum_R, \quad (3)$$

откуда

$$I_{60} = \frac{E - U_4}{\sum_R}. \quad (4)$$

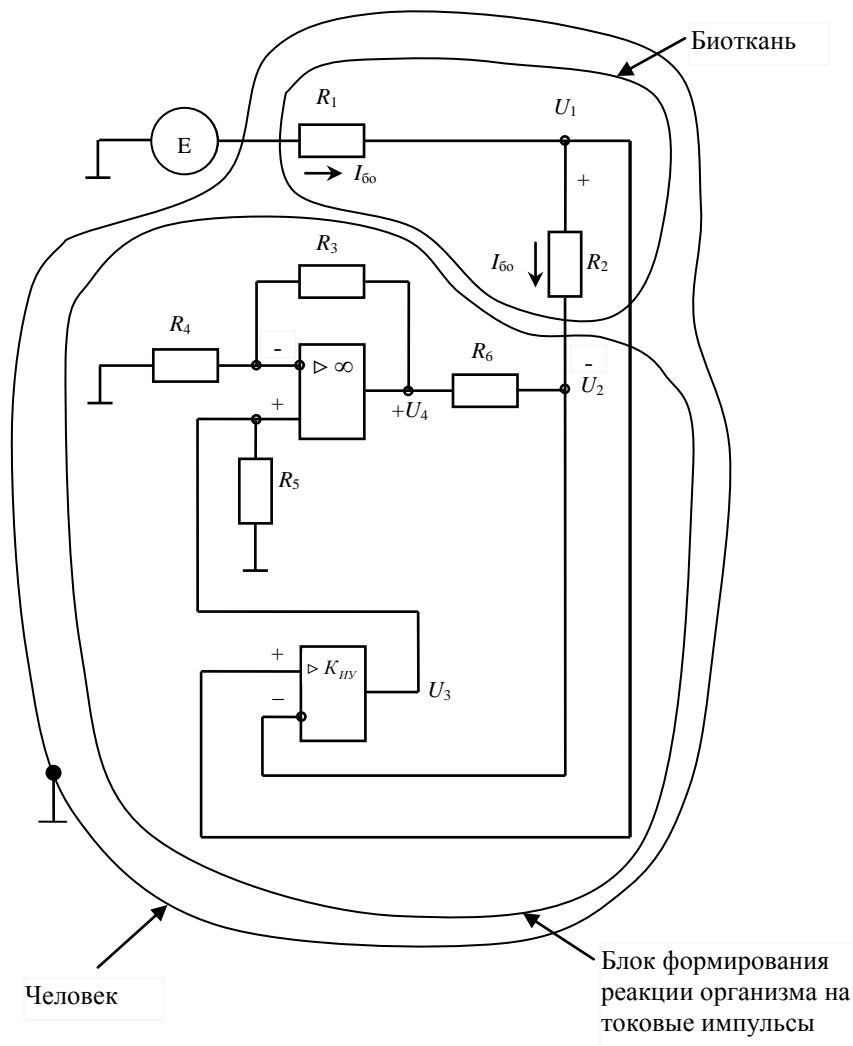


Рисунок 3 – Функциональная модель электропроводности биоматериала в зонах БАТ

Учитывая, что

$$U_4 = U_3 \cdot K_{oy}, \quad (5)$$

где K_{oy} – коэффициент усиления операционной схемы рисунок 3, а

$$U_3 = (U_1 - U_2)K_{uy}, \quad (6)$$

где K_{uy} – коэффициент усиления инструментального усилителя рисунок 3, и обозначив $K_{oy} \cdot K_{uy} = K_{\Sigma}$, получим

$$U_4 = I_{60} \cdot R_2 \cdot K_{\Sigma}. \quad (7)$$

Подставляя (7) в (3) получим

$$I_{60} = \frac{E - U_4 R_2 K_{\Sigma}}{\sum_R}. \quad (8)$$

Найдем из (8) ток через биообъект

$$I_{60} = \frac{E}{R_2 \cdot K_{\Sigma} + \sum_R}. \quad (9)$$

Уравнения (8) и (9) описывают нелинейную модель вольтамперной характеристики.

Вольтамперная характеристика биоматериала, построенная согласно уравнению (8) показана на рисунке 4. Модель получена при $E=15$ В, $R_{10}=300$ кОм, $R_2=10$ кОм, $R_6=2$ кОм, $k=30$, $\alpha=30$.

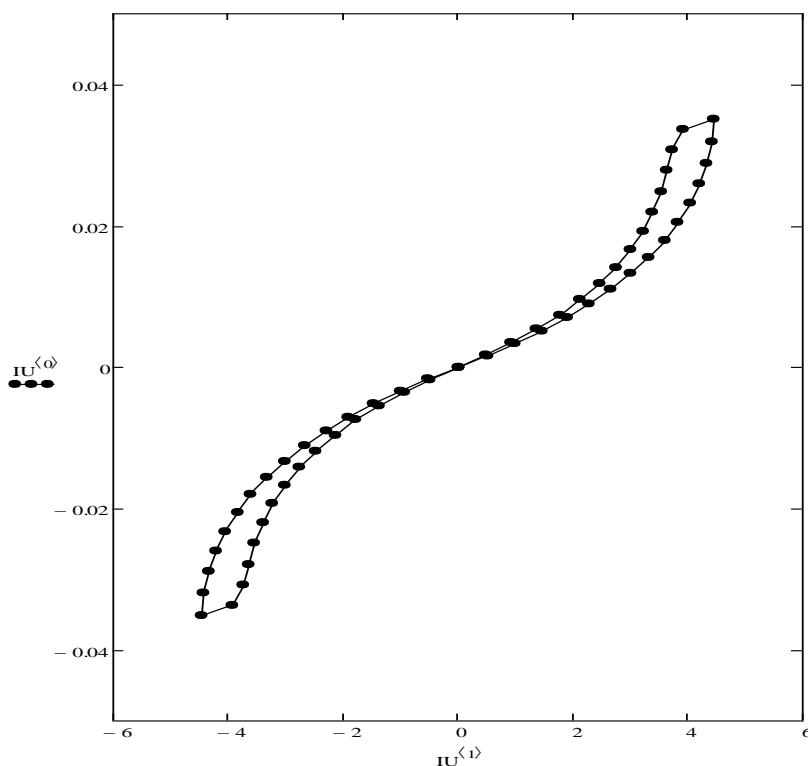


Рисунок 4 – Модель вольтамперной характеристики БАТ

Модель (8), (9) позволяет оценить факторы, влияющие на электропроводность биоматериала в аномальных зонах, а, следовательно, и получать диагностические модели состояния органов и систем организма, построенные на основе биоимпедансных исследований.

Библиографический список

1. Филист, С.А Диагностическая система на основе анализа вольтамперных характеристик биоактивных точек / С.А. Филист, Н.А. Кореневский, О.В. Шаталова, В.В. Руденко, Д.А. Касим Кабус // Биотехносфера. - 2013. - №5(29). - С. 33-38.
2. Мохаммед, Авад А.А. Моделирование импеданса биоматериалов с учетом нелинейной вольтамперной характеристики при обратимом пробе диэлектрика / Авад А.А. Мохаммед, С.А. Филист, О.В. Шаталова // Медицинская кибернетика и междисциплинарная подготовка специалистов для медицины: материалы научн. конф. - Томск: Сибирский государственный медицинский университет, 2013. - С. 128-132.
3. Мохаммед, Авад А.А. Моделирование импеданса биоматериалов в среде MATLAB/ Авад А.А. Мохаммед, С.А. Филист, О.В. Шаталова // Известия Юго-Западного государственного университета. Серия: Управление, вычислительная техника, информатика. Медицинское приборостроение. - 2013. - №4. - С. 61-66.
4. Филист, С.А. Биотехническая система для контроля импеданса биоматериалов в экспериментах *invivo* / С.А. Филист, А.А. Кузьмин, М.Н. Кузьмина // Биомедицинская радиоэлектроника. - 2014. - №9. – С. 38-42.

THE MODELS OF CONDUCTIVITY OF BIOMATERIALS IN BIOACTIVE POINTS AT THE BIPOLAR PROBING CURRENT

Bogdanov A.S., Mukhataev Yu.B., Surzhikova S.E.

Federal state budgetary educational institution of higher professional education "Southwest state University",
SFilist@gmail.com

The model is offer a bioimpedance in anomalous zones of conductivity. The functional model is offer conductivity of biomaterial. The results are given of computing experiment.



ПРОГНОЗИРОВАНИЕ ВОЗНИКНОВЕНИЯ МОЧЕКАМЕННОЙ БОЛЕЗНИ С ИСПОЛЬЗОВАНИЕМ ИНФОРМАЦИИ О СОСТОЯНИИ БИОЛОГИЧЕСКИ АКТИВНЫХ ТОЧЕК.

Д.А. Зубарев¹, С.Н. Кореневская², С.П. Серегин³

1. Юго-Западный государственный университет, аспирант кафедры биомедицинской инженерии, Курск, Россия, e-mail: kstu-bmi@yandex.ru

2. Юго-Западный государственный университет, инженер кафедры биомедицинской инженерии, Курск, Россия, e-mail: kstu-bmi@yandex.ru

3. Юго-Западный государственный университет, д-р мед. наук, профессор кафедры биомедицинской инженерии, Курск, Россия, e-mail: kstu-bmi@yandex.ru

Известно, что организм человека непрерывно взаимодействует с внешней средой, обмениваясь с ней материей, энергией и информацией [1,8]. Для контроля за функционированием различных систем организма используют различные системы, позволяющие визуализировать живой организм изнутри, но многие клиницисты и исследователи уделяют не достаточно внимания изучению кожных покровов, которые в своей структуре имеют множество “датчиков” и “приемников”, с которых может быть “считана” информация, характеризующая состояние органов и систем организма.

Этими датчиками являются биологически активные точки (БАТ) [1,4]. Область БАТ имеет ряд контрастно отличимых физических особенностей от остальных участков кожной поверхности: более низкое электрическое сопротивление; более высокий потенциал; повышенная локальная температура; более выраженное усвоение кислорода и т.д.

Все перечисленные параметры могут быть легко зарегистрированы достаточно простой аппаратурой.

Многочисленные отечественные и зарубежные исследователи показали, что БАТ (в ряде публикаций, точки акупунктуры) являются одним из механизмов в функциональной системе адаптивной регуляции, осуществляют энергетическую связь организма с внешней средой, в частности за счет изменения интенсивности и направления энерго- и теплообмена [5].

Установлено также, что каждая биологически активная точка (БАТ) имеет энергоинформационные связи со “своими” органами и системами [1,4,5,8], что дает возможность рассматривать эти точки как каналы информации о состоянии организма [5], и позволяет по их энергетической реакции судить о состоянии контролируемых физиологических структур организма [1,5,8].

Существует большое количество отечественных и зарубежных публикаций, включая работы кафедры биомедицинской инженерии Юго-Западного университета, в которых была доказана достаточная прогностическая, диагностическая, профилактическая и лечебная эффективность методов рефлексодиагностики и рефлексотерапии для различных типов заболеваний. Особенно ценна информация “снимаемая” с БАТ на этапах прогнозирования и ранней диагностики заболеваний, когда отсутствуют клинические проявления патологических изменений в организме.

Существует большое количество отечественных и зарубежных публикаций, включая работы кафедры биомедицинской инженерии Юго-Западного университета, в которых была доказана достаточная прогностическая, диагностическая, профилактическая и лечебная эффективность методов рефлексодиагностики и рефлексотерапии для различных типов заболеваний. Особенно ценна информация “снимаемая” с БАТ на этапах прогнозирования и ранней диагностики заболеваний, когда отсутствуют клинические проявления патологических изменений в организме.

В своей работе мы определили возможности электрорефлексодиагностики при прогнозировании и диагностике мочекаменной болезни на ее ранних стадиях. В качестве энергетической характеристики БАТ согласно рекомендациям [5,7,8], было выбрано их сопротивление, измеряемое на переменном токе частотой 1 кГц.

В качестве измерительной аппаратуры использовались аппарат типа “Рефлекс 01-03” и многоканальная компьютерная система врача рефлексотерапевта, разработанная на кафедре биомедицинской инженерии, описанная в работе [5]. Для проведения рефлексотерапии использовались аппараты «Рефлекс 01-03» и «Пчелка».

В ходе проводимых исследований было установлено, что ни одна биологическая точка не имеет “прямой связи” с мочекаменной болезнью, однако, существует целый ряд точек, связанных с более общим классом урологических заболеваний. С учетом этого для анализа были выбраны точки, которые в атласе меридиан связаны с понятиями «болезни мочеполовых органов», «заболевания почек». Из выбранного множества точек были отобраны наиболее информативные (III28; VII22,23; VIII 11,12,13,14,16; XI 25,26; XIII4).

Далее, в соответствии с рекомендациями [5] этот список был уточнен, и в качестве диагностически значимых точек (ДЗТ) были оставлены: III28; VII23; VIII16; XI 25; XIII4.

С учетом рекомендаций [1] вместе с информативными точками были изучены диагностические возможности Шу и Мо точек. Шу-точки спины (бэй шу сюэ или шу сюэ) это двенадцать точек ножного гай-ян

канала мочевого пузыря, которые становятся болезненными при появлении и развитии соответствующих заболеваний со сменой электрических характеристик.

Эти точки раньше других реагируют на появление патологического процесса. Многие точки располагаются в непосредственной близости от патологического органа и реагируют изменением своего электрического сопротивления. С учетом изложенного в список диагностически значимых точек дополнительно включены точки VII23; VIII16 и III28.

С учетом того, что выбранные точки имеют различные системы “связи” с внутренними органами, анализ их электрических характеристик обеспечивает высокую специфичность прогнозирования и ранней диагностики мочекаменной болезни.

Синтез прогностических и диагностических решающих правил обеспечивается с учетом общих рекомендаций изложенных в работе [5].

На первом этапе была сформирована контрольная выборка относительно здоровых пациентов (100 человек) и по ней определено номинальное сопротивление, отобранных для исследования, информативных точек [2,5]. Измерения осуществлялись подпружиненным электродом с почти постоянной силой давления 20 кг/мм².

Было установлено, что у людей не страдающих мочекаменной болезнью это сопротивление составляет 125 кОм.

На втором этапе исследований специально подобранный группой согласованно работающих экспертов (коэффициент конкордации 0,86), пользуясь рекомендациями работы [5] построила графики функций принадлежности к классу риск мочекаменной болезни с базовыми переменными по отклонению сопротивлений точек VII23, VIII16 и III28. Аналитически эти графики описываются выражениями вида:

$$\mu(x_1) = \begin{cases} 0, & \text{если } -50 \leq x_1 < 10 \\ 0,0014x_1 - 0,014, & \text{если } 10 \leq x_1 < 80 \\ 0,1, & \text{если } x_1 \geq 80 \text{ или } x_1 \leq -50 \end{cases}$$

$$\mu(x_2) = \begin{cases} 0, & \text{если } -50 \leq x_2 < 10 \\ 0,0025x_2 - 0,025, & \text{если } 10 \leq x_2 < 70 \\ 0,15, & \text{если } x_2 \geq 70 \text{ или } x_2 \leq -50 \end{cases}$$

$$\mu(x_3) = \begin{cases} 0, & \text{если } -50 \leq x_3 < 10 \\ 0,00114x_3 - 0,0114, & \text{если } 10 \leq x_3 < 80 \\ 0,08, & \text{если } x_3 \geq 80 \text{ или } x_3 \leq -50 \end{cases}$$

где $x_1 = \delta R_{VII23}$; $x_2 = \delta R_{VIII16}$; $x_3 = \delta R_{III28}$.

В соответствии с рекомендациями работ [3,4,5,6,9] производится синтез решающих правил для прогнозирования мочекаменной болезни по электрическому сопротивлению БАТ.

$$\text{ЕСЛИ } ((\delta R_1 \text{ И } \delta R_2 \text{ И } \delta R_3) \geq \delta R_i^{nop1}) \text{ ИЛИ } ((\delta R_1 \text{ И } \delta R_2 \text{ И } \delta R_3) \leq \delta R_i^{nop2}) \text{ ТО} \\ [\text{КУ}_{\text{БАТ}}(i+1) = \text{КУ}_{\text{БАТ}}(i) + \mu_{\omega}(\delta R_{i+1}) \cdot [1 - \text{КУ}_{\text{БАТ}}(i)]] \text{ ИНАЧЕ } [\text{КУ}_{\text{БАТ}} = 0], \quad (1)$$

где КУ_{БАТ} – коэффициент уверенности по прогнозу возникновения мочекаменной болезни (МКБ), определяемый по величине электрического сопротивления ДЗТ; КУ_{БАТ}(1) = $\mu_{\omega}(\delta R_1)$, $\delta R_i^{nop1} = 10\%$, $\delta R_i^{nop2} = -50\%$.

В ходе математического моделирования было установлено, что при всех максимальных значениях $\mu_{\omega}(\delta R_i)$, КУ_{БАТ} достигает величины 0,3, что не позволяет только по величинам электрического сопротивления БАТ принимать решения о прогнозе и наличии ранних стадий заболевания мочекаменной болезнью (МКБ). Однако, проведенные дальнейшие исследования показали, что модель (1) позволяет получить высокоинформационный признак, который в составе гибридных нечетких решающих правил прогнозирования и донозологической диагностики МКБ, использующих климатогеографические, производственные, медико-биологические, поведенческие факторы и факторы питания, обеспечивает уверенность в принимаемых решениях на уровне 0,9 и выше, в зависимости от состава и точности регистрации используемых показателей.

Библиографический список

- 25 Вельховер, Е.С. Клиническая рефлексология / Е.С. Вельховер, В.Г. Никифоров – М.: Медицина, - 1983. – С.19-83.
- 26 Колесникова, С.Н. Методы анализа информативности разнотипных признаков. Вестник Томского государственного университета. Управление, вычислительная техника и информатика. – № 1 (6). – 2009. – С.48-54.

- 27 Кореневский, Н.А. Метод прогнозирования и диагностики состояния здоровья на основе коллективов нечетких решающих правил / [Текст] Н.А. Кореневский, Р.В. Руцкой, С.Д. Долженков // Системный анализ и управление в биомедицинских системах - 2013. - Т.12. - №4. - С.905-909.
- 28 Кореневский, Н.А. Математические модели рефлекторных систем организма человека и их использование для прогнозирования и диагностики заболеваний / Н.А. Кореневский, В.Н. Снопков, В.Н. Гадалов // Системный анализ и управление в биомедицинских системах - 2012. - Т.11. - №2. - С.515-521
- 29 Кореневский, Н.А. Теоретические основы биофизики акупунктуры с приложениями в медицине, психологии и экологии на основе нечетких сетевых моделей/ Н.А. Кореневский, Р.А. Крупчаников, Р.Т. Аль-Касасбех. - Старый Оскол:ТНТ - 2013. – 528с.
- 30 Кореневский, Н.А. Использование нечеткой логики принятия решений для медицинских экспертных систем. Медицинская техника. – 2015. - №1(289). – С. 33-35.
- 31 Нахаенко, Н.Е. Моделирование и алгоритмизация диагностики и рациональной микроволновой терапии на основе мониторирования статистического потенциала биологически активных точек / Н.Е. Нахаенко.- Воронеж, 2002. – 34 с.
- 32 Портнов, Ф. П. Электропунктурная диагностика / Ф.П. Портнов. – Рига: Зинатне, 1980. – 245 с.
- 33 Korenevskiy, N. A. Application of Fuzzy Logic for Decision-Making in Medical Expert Systems/ N.A. Korenevskiy//Biomedical Engineering, May 2015, Volume 49, Issue 1, pp 46-49.

PREDICTION OF UROLITHIASIS USING INFORMATION ABOUT THE STATE OF BIOLOGICALLY ACTIVE POINTS

D.A. Zubarev¹, S.N. Korenevskaya², S.P. Seregin³

1. Southwest State University, Postgraduate of the Department of Biomedical Engineering, Kursk, Russia, e-mail: kstu-bmi@yandex.ru
2. Southwest State University, Engineer of the Department of Biomedical Engineering, Kursk, Russia , e-mail: kstu-bmi@yandex.ru
3. Southwest State University, Doctor of Medical Science, Professor of the Department of Biomedical Engineering, Kursk, Russia , e-mail: kstu-bmi@yandex.ru

The article addresses the role of biologically active points in the prediction of urolithiasis. It is shown that in combination with traditionally used in medicine signs it is possible to obtain a high quality prediction using fuzzy models E. Shortliffe.



ПРОГНОЗИРОВАНИЕ СТЕПЕНИ ТЯЖЕСТИ ИШЕМИЧЕСКОГО ПРОЦЕССА СЕРДЦА, ГОЛОВНОГО МОЗГА И НИЖНИХ КОНЕЧНОСТЕЙ

Быков¹ А.В., Устинов² А.Г., Стародубцева³ Л.В.

Курская областная клиническая больница ,e-mail: bikov-av@yandex.ru

2. ГБОУ ВПО «Российский национальный исследовательский университет имени Н.И. Пирогова», e-mail: rsmu@rsmu.ru

3. Юго-Западный государственный университет, e-mail: kstu-bmi@yandex.ru

Одной из проблем связанных с ведением ишемических больных является частое сочетание сосудистых поражений различных органов включая головной мозг, сердце и нижние конечности.

Основой взаимодействия ишемизированных органов являются процессы ишемического прекондиционирования или кратковременной гипоксии тканей, которые характеризуют защитную реакцию органов (сердце (С), головной мозг (ГМ), нижние конечности (НК)) в ответ на повторное ишемическое воздействие [5].

При этом современные подходы к анализу состояния ишемизированных больных основываются на представлении о краткосрочных воздействиях различного вида: нейрогенные, фармакологические, физические и т.д.

В тоже время наши наблюдения показывают, что патологические состояния сердца и сосудов, включая сосуды головного мозга и нижних конечностей существуют длительно, приобретая хроническую взаимоотягчающую связь.

Такое течение хронических ишемических процессов требует разработки адекватных математических моделей прогнозирования степени тяжести ишемического процесса, использование которых позволит повысить качество оказания медицинской помощи исследуемой категории пациентов.

Анализ состояния ишемизированных больных с патологией сердца, головного мозга и сосудов позволит выделить три степени тяжести их состояния: латентное (Л), реверсионное (Р) и критическое (К).

Выбор состава информативных признаков осуществляла экспертизная группа с коэффициентом конкардации 0,83. После оценки всех предложенных признаков были отобраны следующие: ЦГС-критерий оценки саморегуляции центральной гемодинамической системы; ВС- время серсегирования критической ишемии нижних конечностей (в месяцах); ИБСНК- интенсивность болевого синдрома нижних конечностей (в баллах); ИБСС- интенсивность болевого синдрома сердца (в баллах); ИБСГМ- интенсивность болевого синдрома головного мозга (в баллах).

Параметр ЦГС определяется выражением:

$$\text{ЦГС} = \frac{САД + \frac{ЧСС}{ΔАД}}{АЧТВ * [Ca^{2+}]} \quad (1)$$

САД - систолическое АД в данный момент времени (мм.рт.ст.);

ЧСС - число сердечных сокращений (количество ударов в минуту);

ΔАД - разница давления в настоящее время и 3 дня назад (мм.рт.ст.);

АЧТВ - активное частичное тромбопластиновое время (в секундах);

[Ca²⁺] - концентрация Ca²⁺ в крови, моль/л.

Показатели ИБСНК, ИБСС и ИБСГМ определяются по специально разработанным таблицам (таблица 1, таблица 2 и таблица 3) путем суммирования баллов выбираемых из соответствующих таблиц.

Таблица 1. Расчетная таблица для ИБСНК

ДИ*	перв. 2 недели	1-3 мес.	3-7мес.	8 и более мес.
Признак				
1. Интенсивность болевого синдрома (x ₁)	4	6	8	10
2. Отек конечностей (x ₂)	3	4	5	7
3. Реактивная гиперемия (x ₃)	1	2	3	4
4. Акроцианоз (x ₄)	0	1	2	3
5. Трофическая язва (x ₅)	0	0	1	2

Таблица 2. Расчетная таблица для ИБСС

ДИ*	перв. 2 недели	1-й мес.	2-й мес.	3-7 мес.	8 и более мес.
Признак					
1. Боли за грудиной (y ₁)	4	6	7	8	10
2. Одышка (y ₂)	3	3	4	5	6
3. Тахикордия, тахиатримия (y ₃)	2	2	3	4	5
4. Ишемическое ремоделирование(ХСН,ОКС,ИМ) (y ₄)	2	2	3	4	5
5. Кардиальный эмболический синдром (y ₅)	0	1	2	3	4

Таблица 3. Расчетная таблица для ИБСГМ

ДИ*	перв. 2 недели	1-3 мес.	3-7 мес.	8 и более мес.
Признак				
1. Головная боль (z ₁)	4	6	8	10
2. Головокружение (z ₂)	3	4	5	6
3. Неустойчивость походки (z ₃)	1	2	3	4
4. Характеристика зрения, памяти (z ₄)	0	1	2	3
5. Когнитивная дисфункция (z ₅)	0	1	2	3

*Примечание: ДИ - динамическая изменчивость

Искомые показатели определяются по формулам:

$$\text{ИБСИК} = \sum_{i=1}^5 x_i; \text{ИБСС} = \sum_{i=1}^5 y_i; \text{ИБСГМ} = \sum_{i=1}^5 z_i; \quad (2)$$

Для оценки степени тяжести ишемического процесса выбранных органов был разработан алгоритм, табличная форма которого представлена таблица 4.

Таблица 4. Алгоритм прогнозирования степени тяжести ишемического процесса

ПИП	ФИП	Латентное			Реверсионное			Критическое		
		С	ГМ	НК	С	ГМ	НК	С	ГМ	НК
	ЦГС	0.3-0.9	0.6-1.2	0.6-0.9	1-1.5	1.2-1.8	1-2.1	>1.5	>1.8	>2.2
	Время существования КИНК (мес.)	1-3	2-5	2-4	2	2-6	1-3	6	7-10	6-12
	ИБСНК (баллы)	14-20	12-16	10-14	20-22	18-20	16-18	>22	>20	>20
	ИБСС (баллы)	16-18	10-12	12-15	20-22	12-16	18	>24	>18	>20
	ИБСГМ (баллы)	18-20	15-18	>20	18-22	16-20	16-24	>22	>20	>24

Примечание ФИП – формы ишемического прекордионирования ; ПИП-параметры ишемического прекондиционирования

Решение принимается по простому алгоритму. Определяется колонка в которой все признаки удовлетворяют записанным значениям.

Решение считывается по строкам ФИП.

Учитывая, что с физиологической точки зрения выделенные классы состояний не имеют четко выраженных границ, предложенный четкий алгоритм целесообразно модифицировать до наиболее адекватного нечеткого механизма принятия решений [1,2,3]. Такая модификация может быть приведена в соответствии с рекомендациями, изложенными в работах [4,6,7,8].

Анализ проведенных исследований позволяет сделать следующий вывод:

1.В зависимости от времени существования КИНК происходят закономерные изменения центральной гемодинамики (ЦГС).

2.Состояние ишемии разных органов меняется в зависимости от центральной гемодинамики.

Функциональное состояние исследуемых органов определяет взаимную динамику ишемии..

Библиографический список

- 34 Кореневский, Н.А. Использование нечеткой логики принятия решений для медицинских экспертных систем. Медицинская техника. – 2015. - №1(289). – С. 33-35.
- 35 Кореневский, Н.А. Метод синтеза гетерогенных нечетких правил для анализа и управления состоянием биотехнических систем. Известия Юго-Западного государственного университета. Серия: Управление, вычислительная техника, информатика. Медицинское приборостроение. – 2013. - №2. – С.99-103.
- 36 Кореневский, Н.А. Синтез нечетких сетевых моделей, обучаемых по структуре данных для медицинских экспертных систем / Н.А. Кореневский, Р.А. Крупчаников, С.А. Горбатенко // Медицинская техника. – 2008. - №2. - С. 18-24.
- 37 Кореневский, Н.А. Метод прогнозирования и диагностики состояния здоровья на основе коллективов нечетких решающих правил / Н.А. Кореневский, Р.В. Руцкой, С.Д. Долженков //Системный анализ и управление в биомедицинских системах. - 2013. - Т. 12. - № 4. – С. 905-909.
- 38 Шляхто Е.В., Нифонтов Е.М., Галагудза М.М. Ограничение ишемического и реперфузионного повреждения миокарда с помощью пре- и посткондиционирования: молекулярные механизмы и мишени для фармакотерапии // Креативная кардиология, 2007.- №1-2.-С. 75-101.
- 39 Korenevskiy, N. A. Application of Fuzzy Logic for Decision-Making in Medical Expert Systems/ N.A. Korenevskiy//Biomedical Engineering, May 2015, Volume 49, Issue 1, pp 46-49.
- 40 Korenevskiy, N. A., Krupchatnikov, R.A., Gorbatenko, S.A. Generation of fuzzy network models taught on basic of data structure for medical expert systems, Biomedical Engineering Journal, Vol.42, No.2, pp.67-72.
- 41 Korenevskiy, N. A. Design of network-based fuzzy knowledge bases for medical decision-making support systems / N. A. Korenevsky, S.A. Gorbatenko, R.A. Krupchatnikov, M. I. Lukashov // Biomedical Engineering. - 2009. - V.43.-no.4. - P. 187-190.

PREDICTION OF THE SEVERITY OF ISCHEMIC HEART PROCESS, BRAIN AND LOWER EXTREMITIES.

Bikov¹ A.V., Ustinov² A.G., Starodubtseva³ L.V.

1. Budget Medical Institution "Kursk Regional Clinical Hospital", Cardiovascular Surgeon, PhD. med. sciences, Kursk, Russia, e-mail: bikov-av@yandex.ru

2. Russian National Research Medical University named after N.I. Pirogov, «Health Ministry of Russia», Dr. med. Sciences, Professor, Moscow, Russia, e-mail: rsmu@rsmu.ru

3. Southwest State University, Associate Professor of Department of Biomedical Engineering, PhD. tehn. sciences, Kursk, Russia, e-mail: kstu-bmi@yandex.ru

This article addresses the issues of creating clear decision rules prediction of the severity of ischemic heart process, brain and lower extremities. It is shown that a more adequate mathematical model can be obtained using fuzzy logic decision making.



СПОСОБ ВЫДЕЛЕНИЯ ТОНОВ СЕРДЦА ПЛОДА В ФОНОКАРДИОГРАММЕ

Буреев А.Ш., Жданов Д.С., Земляков И.Ю., Киселева Е.Ю., Селезнев А. И., Осипов А.В., Хохлова Л.А.
ООО «Диагностика +», г. Томск

Национальный исследовательский Томский государственный университет
E-mail: info@diagnostic.tom.ru

Для оценки благополучия развития плода во втором-третьем триместре беременности в отечественной и зарубежной практике повсеместно используется методика кардиотокографии (КТГ), основанная на анализе трендов частоты сердечных сокращений плода (ЧССП) в течение 30 – 40 минут. Данная методика основана на использовании ультразвукового исследования (УЗИ) в амбулаторных условиях, однако, согласно Федеральному стандарту медицинской помощи женщинам с нормальным течением беременности, утвержденным приказом Минздравсоцразвития РФ от 14 сентября 2006 г. N 662, наблюдение за состоянием плода в среднем ограничивается двумя сеансами КТГ. Это связано с тем, что до сих пор однозначно не выяснено, является ли безопасным длительное энергетическое, даже низкопороговое, воздействие ультразвука на развитие плода.

Как альтернативный подход, определенное распространение получила регистрация электрокардиограммы плода (ЭКГП) с помощью комплекса электродов, накладываемых на переднюю брюшную стенку беременной [4]. При использовании пассивной регистрации ЧССП ограничения на продолжительность сеанса КТГ снимаются, и при возникновении угрожающей ситуации имеется возможность проведения суточной регистрации КТГ. Однако в настоящее время в мире выпускается единственная носимая модель суточного монитора сердечного ритма плода, Monica AN24, MONICA Health Care, Великобритания.

Монитор представляет собой аппаратно-программный комплекс для измерения ЧССП, частоты сердечных сокращений матери (ЧССМ) и ряда других параметров, состоящий из двух блоков: автономного регистратора с аккумуляторным питанием весом около 350 г, и автоматизированного рабочего места врача (АРМ) на базе персонального компьютера со специализированным программным обеспечением. Сигналы ЭКГП снимаются с помощью 5 кардиоэлектродов, расположенных на передней брюшной стенке беременной, и записываются во флэш-память регистратора. При необходимости данные передаются на АРМ по каналу Bluetooth или USB. Заряд аккумуляторов обеспечивает автономную работу регистратора в течение 20-22 часов.

Следует отметить, что сложность оценки ЧСП и получение действительно качественных кардиотокограмм с помощью MONICA AN24 возможно только при малой подвижности пациентки. Судя по опубликованным данным о суточном мониторинге 72 женщин в домашних условиях, только 64 записи (примерно 89%) можно было считать успешными [6]. Это связано с тем, что амплитуда ЭКГП примерно на 40 дБ меньше сигнала ЭКГ матери (менее 10 мкВ), и практически неразличима на ее фоне. Кроме того, существенно влияние на качество регистрируемого сигнала влияет толщина слоя подкожной жировой клетчатки, наличие отеков и ряд других факторов. Ситуацию усугубляет электрическая активность скелетных мышц, что существенно ограничивает подвижность беременной во время мониторинга: лучше, если она во время записи ЭКГП постоянно находится в состоянии лежа.

Судя по отзывам специалистов, суточный мониторинг состояния плода с помощью MONICA AN24 практически исключает возможность антенатальной гибели плода, позволяет объективно оценивать степень индивидуального риска перинатальных осложнений при самопроизвольных родах и снижают частоту рождения детей с тяжелыми повреждениями ЦНС гипоксического характера. Его использование фактически избавляет специалистов от принятия ложноположительных клинических заключений [5].

В России стоимость комплекта MONICA AN24 из пакета программного обеспечения АРМ врача и четырех носимых регистраторов составляет от €12500 (около 930 тыс. руб.). Учитывая рекомендуемый срок службы носимых высокотехнологичных устройств в 5 лет, стоимость владения комплектом составляет примерно в 500 рублей в день, что для многих медицинских организаций России проблематично. Поэтому на конец 2015 года (по разным оценкам) в России был продано от 21 до 24 комплектов MONICA AN24. Имеются данные о разработке близких по принципу функционирования систем в Томске (совместная разработка НИ ТПУ и Сибирского государственного медицинского Университета, Россия), и в Харькове (ХАИ МЕДИКА, Украина).

Несмотря на неоспоримые преимущества метода ЭКГП (точность измерения R-R интервала ЭКГ, простота и комфортность использования и ряд других), выделение основного QRS-комплекса или, по крайней мере, R-зубца ЭКГП, на фоне электромиотической активности скелетной мускулатуры и дыхательных мышц, а также ЭКГ матери представляется проблематичным и требует привлечения серьезных вычислительных ресурсов, чрезвычайно затрудняя оценку ЧСП в реальном режиме времени [4].

Таким образом, практическому здравоохранению необходим безопасный, объективный и недорогой метод динамического наблюдения за состоянием плода, который обладал бы оптимальным соотношением чувствительности и специфичности, при этом мог применяться с 23 недели беременности и не требовал нахождения беременной в стенах лечебного учреждения.

Еще одним альтернативным методом, относительно УЗИ, для построения кардиотокограммы можно считать фонокардиографию (ФКГ). Несмотря на кажущиеся преимущества метода, не реагирующего на электромиотическую активность скелетной мускулатуры, ФКГ для проведения кардиотокографии не используется, а сугочные мониторы, контролирующие ЧССП с помощью ФКГ, нам неизвестны.

В настоящее время авторским коллективом заканчиваются доклинические испытаний аппаратно-программного комплекса мониторинга ЧССП на основе регистрации ФКГ плода. В основе работы комплекса лежит оригинальный способ выделения тонов сердца плода и матери на фоне неконтролируемых помех (дыхательные шумы, разговор, работа оборудования, трение одежды об акустический датчик и других). Предложенное решение на основе пассивных методов регистрации биосигналов не оказывает негативного воздействия на организм человека и может использоваться для круглосуточной регистрации тонов сердца плода и сердца беременной для определения ЧССП и ЧССМ.

Для верификации способа был проведен медико-технический эксперимент по получению фонокардиограмм в условиях акушерской клиники, при этом были соблюдены все требования утвержденной процедуры информирования пациента и его согласия на обработку персональных данных. Сбор данных производился на базе перинатального центра Северской клинической больницы (ПЦ СКБ ФГБУ СиБФНКЦ ФМБА России, г. Северск) и Центра перинатального здоровья (ООО «ЦПЗ», г. Томск). Всего в эксперименте принимали участие 52 пациентки в возрасте от 18 до 39 лет с нормальным течением беременности. Средняя продолжительность записи составляла 48 минут, хотя в отдельных случаях регистрация длилась по 2 часа и более. Для контроля качества выделения тонов сердца плода и матери регистрация ФКГ во время сеансов длительностью до 45 минут проводились параллельно с утвержденной процедурой ультразвуковой КТГ.

Тоны сердца плода регистрировались биморфными пьезокерамическими датчиками, подключенными к макету носимого регистратора с батарейным питанием. Сенсоры датчиков были выполнены в виде дисков диаметром 18 мм из пьезокерамики ЦТСНВ-1, толщиной 160 мкм. Сенсоры приклеивались циакриновым kleem TK-200 к металлической мемbrane, изготовленной из нержавеющей стали 12Х18Н10Т толщиной 0,1 мм. Датчики были изготовлены ООО «Аврора-БНИБ», Волгоград, и позиционировались как серийное изделие «Датчик пьезокерамический ЗП-4» 12МО.081.105ТУ, предназначенное для использования в приборах в качестве механоэлектрического преобразователя колебаний звукового и ближнего ультразвукового диапазона в электрический сигнал. При проведении опытов количество датчиков, расположенных на беременной, определялось планом опыта и варьировалось от 2 до 15.

Каждый датчик по коаксиальному кабелю подключался ко входу преобразователя «заряд-напряжение», построенному на операционных усилителях TL062. Далее сигнал поступал на полосовой фильтр Баттерворт четвертого порядка с полосой пропускания от 8 Гц до 80 Гц. Выход фильтра подключался к каскаду автоматической регулировки усиления и далее – к входу многоканального 12-тиразрядного аналого-цифрового преобразователя. Частота дискретизации сигнала определялась его характеристиками и условиями проводимого опыта, и составляла от 1150 до 10000 циклов в секунду для каждого канала. Оцифрованный сигнал записывался на флэш-карту типа Micro-SD в формате звуковых WAVE-файлов Windows.

Окончательная подготовка сигналов и выделение тонов сердца проводились на рабочей станции с прототипом АРМ врача. В состав комплекса программ, составляющих АРМ, входила система управления базами данных, библиотек функций адаптивной фильтрации сигнала с помощью цифровых КИХ-фильтров, порядок которых определялся уровнем шумов и изменялся от 2 до 50 порядка, функций выделения тонов сердца и функций окончательной обработки сигнала. Результаты обработки сигнала представлялись в виде текстовых файлов и экранных форм, содержащих диаграммы, таблицы и графики.

В ходе проведенного эксперимента было установлено, что продолжительность тона одного сердечного сокращения матери в среднем составляет 400 мс, а тона одного сердечного сокращения плода – 300 мс, во время которого регистрировался низкочастотный полифонический сигнал. Частотный спектр тонов сердца

плода и матери был близок, и диапазон частот акустических колебаний в обоих случаях лежал от 0 до 70 Гц. По данным референтной ультразвуковой КТГ, во всех экспериментах ЧССП колебалась в диапазоне от 126 до 160 мин^{-1} , ЧССМ – от 76 до 88 мин^{-1} .

Для выделения тонов сердца был реализован метод определения уровня свободной энергии Шеннона в сочетании с дополнительными критериями оценки получаемого энергетического профиля. Выбор метода связан с его высокой эффективностью при выделении и идентификации тонов сердца на фоне шумов и помех [1]. Кроме того, в отличие от требований метода вейвлет-анализа ФКГ, нет необходимости разделять полосу исследуемого сигнала на поддиапазоны [3, 5].

При регистрации ФКГ в нашем случае присутствовали кратковременные высокоамплитудные помехи (щелчки), которые, по нашему мнению, имели электростатическую природу и возникали при трении одежды о поверхность датчика. При обработке экспериментальных данных было установлено, что оптимальным вариантом для подавления шумов и помех, в том числе и импульсных, является дополнительная фильтрация на основе вейвлет-преобразования Добеши четвертого порядка. Оптимальность данного подхода подтверждает рабочность вейвлетов Добеши при анализе ФКГ [1]. В результате этого выходной сигнал не содержал грубых шумовых составляющих и щелчков, и его дальнейшая обработка, в отличие от использования оконного преобразования Фурье [2], происходила корректно. В результате такой двухступенчатой фильтрации на SSD-карту микроконтроллером записывался практически чистый сигнал ФКГ (Рисунок 1).

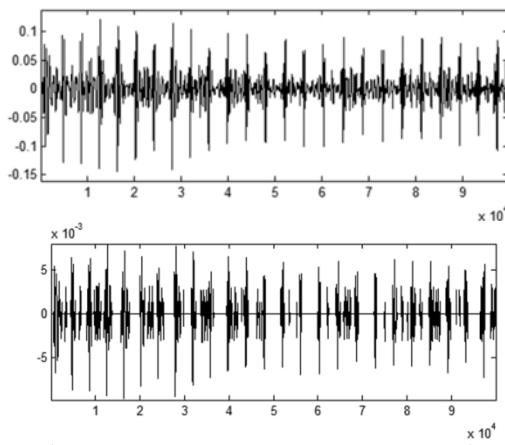


Рисунок 1. Сигнал ФКГ плода. А. Исходный сигнал на выходе преобразователя «заряд-напряжение». Б. Отфильтрованный сигнал, записанный на SSD-карту.

Далее сигнал отправлялся на АРМ врача для выделения тонов сердца с помощью определения уровня свободной энергии Шеннона. Для этого было использовано два критерия: продолжительности пика выброса энергии, которая не должна была быть меньше 70% длительности тона сердца (300–400 мс), и его амплитуды. Расчет уровня свободной энергии производился по известному закону

$$E = -S^2(t) \log S^2(t),$$

где $S(t)$ – значение нормализованного сигнала в момент времени t . Нормализация сигнала заключалась в установлении единого уровня изолинии профиля в промежутках между выбросами свободной энергии.

Для идентификации тонов сердца уровень свободной энергии Шеннона был установлен в пределах 20 – 25% максимальной амплитуды пиков ее выбросов. Все колебания свободной энергии, лежащие ниже этого уровня, воспринимались как шумы (Рисунок 2).

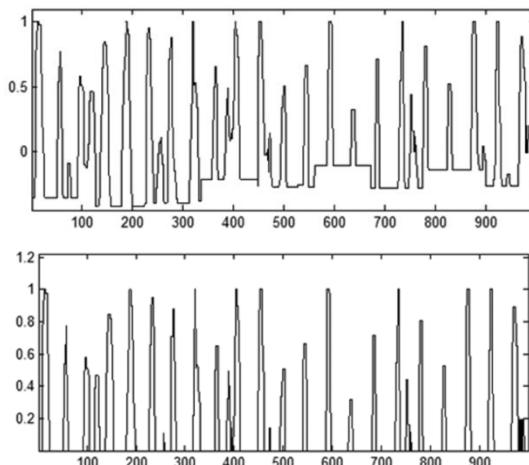


Рисунок 2. Профиль свободной энергии Шеннона для ФКГ плода (по Рисунку 1). А. Исходное значение. Б. Нормализованное значение.

После построения профиля свободной энергии Шеннона следовал этап идентификация отдельных тонов сердца по длительности выброса свободной энергии. Эта процедура затруднялась наличием артефактов: расщепление пиков и появление «фантомных» сигналов. Расщепление пика связано с тем, что вследствие резко немонотонной зависимости энергии Шеннона от времени пороговая фильтрация приводила к образованию последовательности локальных кратковременных выбросов энергии, но относящихся к одному тону сердечного ритма. «Фантомные» сигналы возникали из-за неотфильтрованных помех и проявлялись как короткие дополнительные пики, выпадающие из последовательного ряда событий с близким периодом. Критерием объединения нескольких коротких пиков в один было то, что временные интервалы между ними в пределах одного тона (менее 300 мс) были существенно меньшими, чем временной интервал между двумя соседними тонами сердца (350-400 мс). Одиночные короткие выбросы свободной энергии Шеннона длительностью менее 100 мс квалифицировались как помеха и во внимание не принимались. Результат реализации описанного подхода представлен на Рисунке 3.

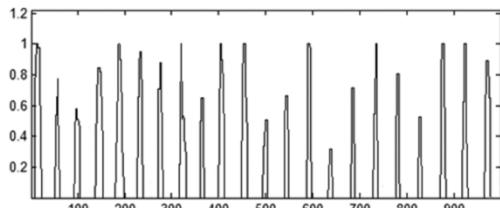


Рисунок 3. Удаление артефактов профиля свободной энергии Шеннона ФКГ и выделение тонов сердца плода (по Рисунку 2).

В ходе решения указанных задач и принятия ряда дополнительных мер на стадии предварительной обработки сигнала удалось довести точность работы распознавания аналитических алгоритмов ЧССП и ЧССМ на уровне от 3 до 6 ударов в минуту в сравнении с референтным методом ультразвуковой КТГ. С точки зрения имеющегося статистического подхода при построении интервалограммы ЧСП и ЧСМ такая ошибка является несущественной. Многократная обработка одной и той же фонокардиограммы предложенными методами также давала идентичные результаты, что свидетельствует об устойчивости разработанных алгоритмов.

При анализе ЧССМ возникающие проблемы были идентичны проблемам обработки сигнала с ЧССП, и здесь не рассматриваются.

Поскольку значения профилей ЧССП и ЧССМ были строго индивидуальны и зависели от состояния пациентов, сравнение КТГ, построенных методами УЗИ и ФКГ, производилось фрагментами длительностью 45 – 60 с. В абсолютном значении КТГ отличались друг от друга на 3...6 мин⁻¹, что давало относительную ошибку менее 3%. Такая погрешность результатов методов оценки ЧСП, с нашей точки зрения, может считаться несущественной.

Время, затраченное на обработку данных на рабочей станции с двухъядерным процессором Intel Pentium i5 с рабочей частотой 2,8 ГГц и ОЗУ 8 Гб под управлением Windows 7, определялось в основном длительностью исходной записи и составляло примерно 1,45 с машинного времени на 1 минуту записи ФКГ.

Таким образом, рассмотренный способ оценки ЧССП и ЧССМ по результатам обработки ФКГ в перспективе позволит составить альтернативу кардиотокографии на основе ЭКГП и в определенной мере решить проблему создания помехоустойчивого метода для непрерывного круглосуточного мониторинга. Имеются все предпосылки реализации разработанных алгоритмов на уровне индивидуального носимого устройства, поскольку вычислительных возможностей современных многоядерных микроконтроллеров с малым энергопотреблением оказывается достаточно для решения перечисленных задач в реальном режиме времени: лимитирующим фактором здесь уже будут являться энергетические параметры аккумулятора носимого регистратора.

Результаты получены при выполнении работ по Соглашению № 14.579.21.0019 (уникальный идентификатор проекта – RFMEFI57914X0019) на тему «Разработка устройства суточного мониторинга состояния плода и матери во время беременности посредством контроля параметров сердечно-сосудистой системы на основе акустических данных», заключенному между ООО «Диагностика +» и Министерством образования и науки РФ.

Литература

1. Abbas A. K., Bassam R. Phonocardiography Signal Processing. Synthesis Lectures on Biomedical Engineering. – Morgan and Claypool publisher. 2009. – 194 pp.
2. Balasubramaniam B. Efficient Computation of Phonocardiographic Signal Analysis in Digital Signal Processor Based System / B. Balasubramaniam, B. Nedumaran // International Journal of Computer Theory and Engineering. – 2010. – V. 2, № 4. – P. 660–664.
3. Rangayyan R.M., Lehner R.J Phonocardiogram signal analysis: a review// CRC Critical Review un Biomedical Engineering. 1998. V. 15. No.3. P. 211-223.

4. Rangayyan R.M. Biomedical Signal Analysis. – IEEE Press/Wiley, N.Y., 2002. – 514 pp.
5. Sava H., Pibarot P., Durand L. Application of matching pursuit method for structural decomposition and averaging of phonocardiographic signals. In Medical and Biological Engineering and Computing. 1998. V.36. No.3 P.302-308.
6. Zubair R., Zarko A. Continuous remote fetal monitoring with MONICA AN24 during home induction of labor. / Am. J. Obstet. Gynecol. Vol. 204, Iss. 1, Suppl. Jan. 2011. – P. S263.

A METHOD FOR ISOLATING FETAL HEART TONES IN PHONOCARDIOGRAM

Bureev A. Sh., Zhdanov D. S., Zemlyakov I. Yu., Kiseleva E. Yu., Seleznev A. I. , Osipov A. V.,
Hohlova L. A.
Tomsk State University, “Diagnostic +”, Tomsk
E-mail: info@diagnostic.tom.ru

The article describes the results of experimental studies conducted by a team as a result of work on the creation of an experimental sample of hardware and software, providing registration of acoustic data on the state of the cardiovascular system of the mother and the fetus (from the surface of the mother's body) and their subsequent analysis



РАЗРАБОТКА АЛГОРИТМА ОБРАБОТКИ СИГНАЛА НА ОСНОВЕ МОДЕЛИ ВОСПРИЯТИЯ ИНФОРМАЦИИ ЧЕЛОВЕКОМ

Кротова Е. И.

Ярославский государственный университет им. П.Г. Демидова , ken@uniyar.ac.ru

В настоящее время предлагаются различные модели обработки информации человеком. Но их физическая реализация затруднительна. В сфере обработки сигналов применение таких моделей не даёт должных результатов. Например, для реализации уже разработанных моделей ассоциативного мышления, необходимы слишком большие объёмы машинной памяти [1].

Возможно, так происходит из-за сильной дифференциации сфер науки, в результате которой сложно увидеть единую картину.

Человек всегда делал открытия и изобретения, используя явления окружающей его природы. Однако феномен восприятия информации человеком мало используется в науке, и технике.

Цель данного исследования состоит в разработке алгоритма обработки сигнала в системе связи на основе теории восприятия информации человеком.

Из психологии известна концептуальная схема психики человека [2]. Рассмотрим эту схему в рамках сравнения обработки информации человеком и техническими устройствами [3].

Для человека понятие обработки информации означает процесс восприятия [4].

Исходя приведённых выше рассуждений, можно сказать, что восприятие состоит из приёма сигнала, его анализа и интерпретации с использованием памяти.

Воспользуемся схемой сравнения уровней восприятия [5] и обработки информации человеком и технической системой, (табл. 1).

Таблица 1.

ЧЕЛОВЕК	ТЕХНИЧЕСКАЯ СИСТЕМА
Я	Оператор
Эго	Интерфейс
Разум	Коррелятор
Ум	Декодер
Чувства	Детекторы

Приём сигналов у человека осуществляется с помощью чувств (органов восприятия): зрения (глаза), обоняния (нос), осязания (кожа), вкуса (язык), слуха (уши). В технических системах с помощью детекторов: камер, пультов, манипуляторов, локаторов, микрофонов и т.д. (табл. 1.)

На платформе Ума формируется более сложная платформа Разума. Её функции: выявлять противоречивую и лишнюю информацию и вытеснять её в долговременную память, используя ассоциативную память; делать выборку информации по выбранным параметрам.

Разум может находить единое в различном, видеть суть. Понятие разум, в данном случае, очень близко к понятию интуиция.

С помощью информационных технологий в простейшем случае эта платформа имитируется корреляторами сигналов. Следующая, ещё более важная платформа - Эго. Она связывает все предшествующие платформы. Ее функциями являются: определять, на какой платформе находится восприятие; определять, с какой точностью Ум оперирует информацией и каковы рамки образа; определять, избранные параметры необходимые для выборки Разума; сохранять общую картину восприятия, опыт.

В информационных технологиях эту платформу можно назвать интерфейсом.

И завершающая платформа, в нашей схеме – это платформа Я. В сфере технологий эту функцию может выполнять оператор ЭВМ.

На рис. 1. представлена структурная схема алгоритма обработки информации человеком.

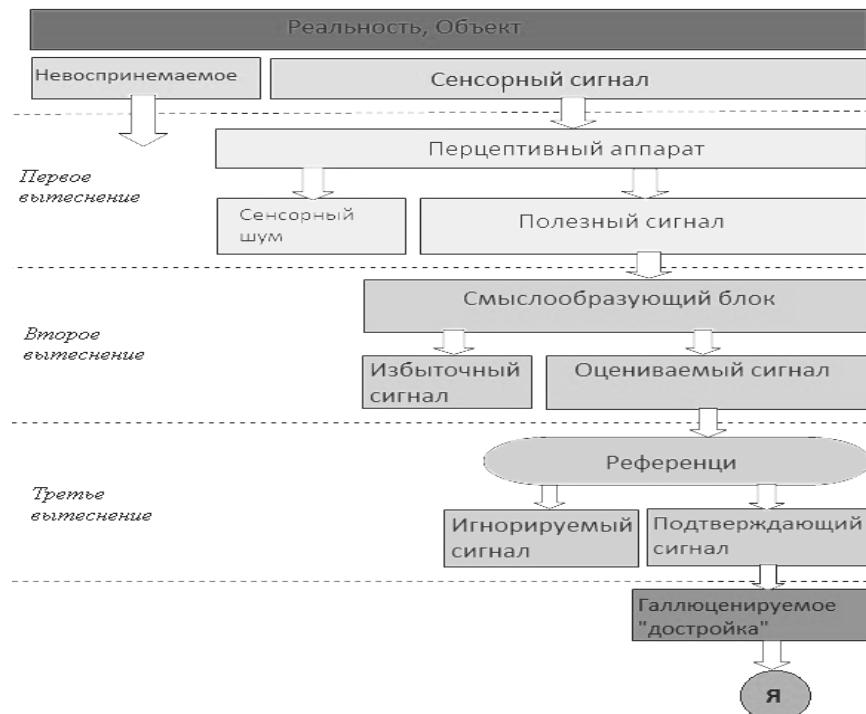


Рис. 1. Структурная схема алгоритма обработки информации человеком.

На уровне разума возможно использование ассоциативного мышления для восстановления сигнала, т.к. есть излишняя информация, записанная в память. Назовём ее шумовым (или фоновым) сигналом. Разберём этот ключевой момент в нашей работе подробней.

При наличии ассоциативной связи между психическими явлениями А и В возникновение в сознании человека явления А закономерным образом влечёт появление в сознании явления В.

Наш разум опирается на практику, которая порождает опыт. В результате накопленного опыта появляются ассоциации.

Применение такого алгоритма в технике, может раскрыть большое поле возможностей для создания нового оборудования.

Человек при запоминании использует не сам образ, а его свертку, тем самым существенно сокращая необходимое число ячеек памяти, не необходимых для запоминания образа. Пусть запоминается сигнал $A(t)$, начинающийся при $t = 0$. Во время t_1 мы записываем интеграл свертки, который и запоминается в долговременной памяти:

$$\varphi(t_1) = \int_0^{t_1} A(\tau)A(t_1 - \tau)d\tau, 0 < t_1 < T \quad (1)$$

где Т полная продолжительность сигнала. Воспоминание осуществляется по части последовательности – фрагменту $A'(t_1 - t)$. Функция воспоминания $R(t)$ строится как корреляция A' с φ :

$$R(t) = \int_t^T A'(t_1 - t)\varphi(t_1)dt \quad (2)$$

Меняя порядок интегрирования, можно выделить часть, дающую функцию воспоминания;

$$R(t) \approx \int_t^T A(t)d\tau \int_t^T A'(t_1 - \tau)A(t_1 - \tau)d\tau^{(3)}$$

Второй интеграл, если функция A остро коррелирует сама с собой даст $d(t - t)$ и функция воспоминания $R(t) = A(t)$.

Для разработки математической модели ассоциативной памяти применим следующее допущение.

Обработка сигнала в памяти человека происходит за счет преобразования Фурье. Человек запоминает весь сигнал целиком, как шумовой, так и информационный (полезный). Запоминание происходит с помощью корреляционной функции. Таким образом, с помощью корреляционной функции и шумового сигнала мы можем восстановить полезный сигнал.

$$r(t) = \int_{-\infty}^{+\infty} s_i(t' - t) * s_f(t') dt' \quad (4)$$

где $r(t)$ - функция запоминания,

$s_i(t)$ – полезный сигнал

$s_f(t)$ - шумовой сигнал

Воспользуемся интегральными преобразованиями и преобразованием Фурье для нахождения полезного сигнала зная только функцию запоминания и шумовой сигнал [5]:

$$\begin{aligned} R(u) &= \frac{1}{\sqrt{2\pi}} * \int_{-\infty}^{+\infty} \left\{ \int_{-\infty}^{+\infty} s_i(t' - t) * s_f(t') dt' \right\} * e^{itu} dt \\ &= \frac{1}{\sqrt{2\pi}} * \int_{-\infty}^{+\infty} s_f(t') dt' \int_{-\infty}^{+\infty} s_i(t' - t) * e^{itu} dt = \end{aligned}$$

$$\eta = t' - t; t = t' - \eta$$

$$= \frac{1}{\sqrt{2\pi}} * \int_{-\infty}^{+\infty} s_f(t') dt' \int_{-\infty}^{+\infty} s_i(\eta) * e^{i(t'-\eta)u} d\eta = S_f(u)S_i(u)$$

$$s_i(t) = \frac{1}{\sqrt{2\pi}} \int_{-\infty}^{+\infty} \frac{R(u)}{S_f(u)} * e^{itu} du \quad (5)$$

В результате интегральных преобразований выделяется полезный сигнал. Для построения имитационной модели алгоритма, описывающего процесс восприятия, воспользуемся программной средой MatLab Simulink.

Учтём, что в программной среде будет происходить оцифровка сигнала, т.е. дискретизация его на отсчеты. Тогда формула (4) примет вид:

$$r_j = \sum_{k=0}^{N-1} s_{i_k} * s_{f_{j+k}} \quad (6)$$

j - сдвиг между последовательностями относительно друг друга

N – максимальное количество отсчетов в сигналах

С помощью аналогичных интегральных преобразований получим дискретный аналог формулы (5):

$$s_{i_k} = \frac{1}{N} \sum_n^{N-1} \frac{R_n}{S_{f_n}} e^{\frac{2\pi i}{N} kn} \quad (7)$$

$$\text{где } R_n = \sum_j^{N-1} r_j * e^{-\frac{2\pi i}{N} jn}, S_{f_n} = \sum_{j+k}^{N-1} s_{f_{j+k}} * e^{-\frac{2\pi i}{N} (j+k)}.$$

Процесс моделирования разделим на несколько задач. Генерировать входной сигнал. Выделить шум (предварительная обработка по традиционной схеме). Разделить сигнал на шумовой и полезный. Запомнить сигнал. Восстановить сигнал по функции запоминания и шумовому сигналу.

Построение модели можно осуществить в программной среде MATLAB Simulink. На рис. 2 представлена обобщенная модель, разработанная по предложенному алгоритму без раскрытия подробного построения отдельных блоков.

Новизна данной модели заключается в ведении алгоритма ассоциативного мышления, т.е. блока Записи и восстановления информации. На рис.2. этот блок выделен черным насыщенным цветом.

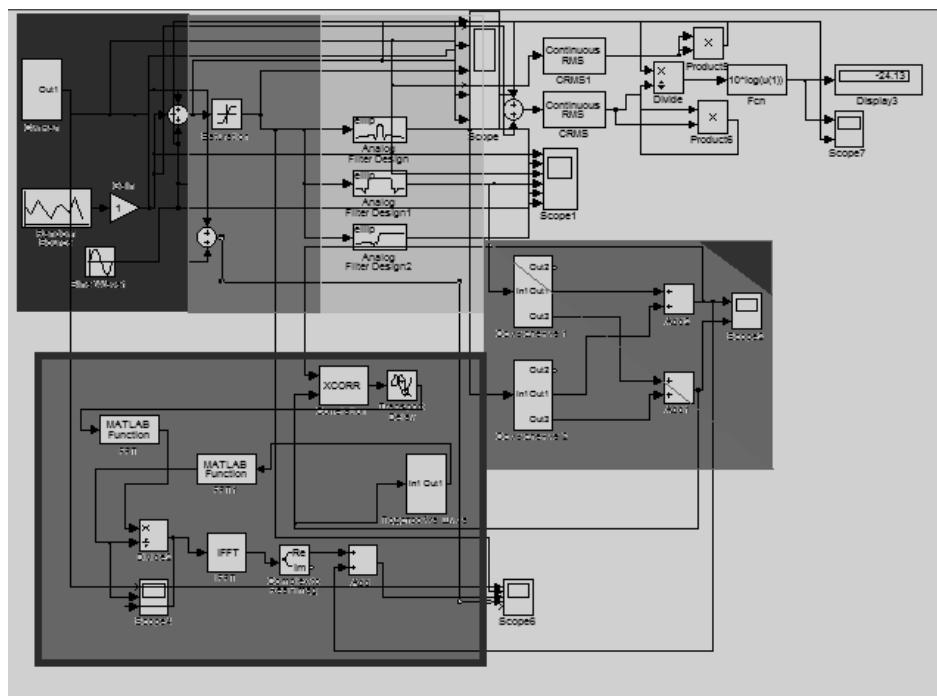


Рис. 2. Обобщенная структурная схема, реализующая алгоритм обработки сигнала на основе модели восприятия информации человеком.

Тестирование модели проводилось для исследования ЧТ-сигнала при действии на него аддитивного белого гауссова шума.

1. ЧТ-сигнал с параметрами:

Информационная составляющая: меандр с частотой 0.5кГц и $a=1$ – блок Pulse Generator.

Далее кодовый сигнал идет в модулятор – Modulator M-FSK Baseband. В окне его параметров задаем $M=4$, $F_{sep}=6$ – частота девиации, режим с непрерывной фазой (Continuous), число отсчетов на символ 1. Модулятор формирует выходной сигнал с частотой, равной $F_{sep}*(M-K)$, K – значение кодового слова, $K = \log_2(M)$. Ограничим время сигнала до $t=7$ мс.

2. Аддитивный белый гауссов шум формируется стандартным блоком.

На рис. 3 представлен эпюры восстановленного ЧТ-сигнала на выходе модели с применением в обработке шумового сигнала.

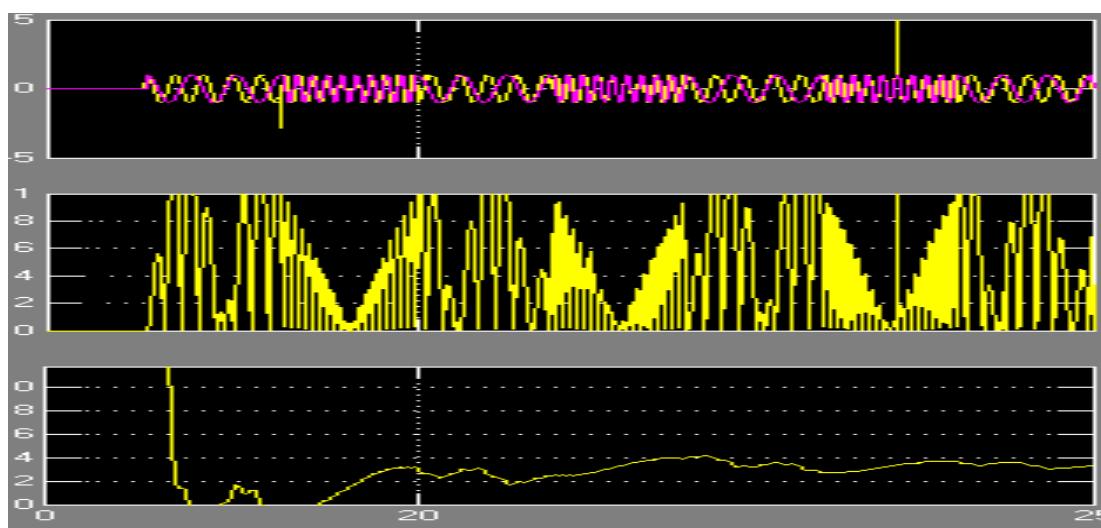


Рис. 3. Эпюры восстановленного ЧТ-сигнала, смеси ЧТ-сигнала и шума, оценки отношения сигнал/шум на выходе модели .

Получили следующие результаты оценки ОСШ:

1. ЧТ-сигнал с заданными параметрами соответствующим параметрам схемы: ограничения амплитуды напряжения входного сигнала от -4В до 4В

ЧТ-сигнал или шумовой сигнал находятся в диапазоне частот от 1 до 8кГц или от 8 до 15кГц соответственно. Наличие кода ЧТ-сигнала в базе данных (БД).

ОСШ:

Входной сигнал среднее ОСШ=-10,7дБ

Восстановленный сигнал среднее ОСШ=90дБ

Опыт воспроизведим для сигналов соответствующих параметрам схемы.

2. ЧТ-сигнал с частотой максимальной частотой превышающей ограничения схемы ($f_1=9$ кГц) и несоответствие соотношения минимальной и максимальной частоты (0 и 1) с кодом в БД ($f_0/f_1=3$, в БД: $f_0/f_1=2$).

ОСШ:

Входной сигнал среднее ОСШ=-10,7дБ

Восстановленный сигнал среднее ОСШ=2дБ (мощность сигнала больше мощности шума почти в 2 раза)

Чем больше отклонения от установленных параметров, тем меньше ОСШ восстановленного сигнала.

Особенно сильное влияние имеет соответствие с кода сигнала с кодом в базе данных (БД).

На рис. 4 выходной сигнал имеет значительные отклонения от эталонного.

Не смотря на то, что он был выделен, хотя при восстановлении были сделаны ошибки, из-за искажений в блоке Детектор.

Недостатком исследованной модели преложенного алгоритма являются:

- высокая сложность системы, долгая обработка;
- малая база данных сигналов и помех;

для достижения универсальности необходимо создать дополнительные блоки принятия решения.

Достоинство и новизна алгоритма состоит в использовании в процесс обработки определение шумового сигнала, который не отбрасывается или подавляется, как в традиционных методах, а задействован в восстановлении полезного сигнала.

Дальнейшее развитие исследований может привести к нахождению новых алгоритмов, которые можно эффективно применить для решения задач обработки, записи, хранения и восстановления информации техническими и информационными системами.

Библиографический список

1. Попов. Д.Н. Разработка модели обработки сигнала на основе теории восприятия человека. Путь в науку: Сборник тезисов международной студенческой научной конференции (секция «Естественные науки. Физический Факультет». 21 апреля 2012 г.: Тез.докладов. – Ярославль: ЯрГУ, 2012. – 90с.
2. Бехтерева Н.П. и др. Мозговые коды психической деятельности. Наука, Л., 1977. - 65 с.
3. Васин В.А., Власов И.Б., Егоров Ю.М. и др. Информационные технологии в радиотехнических системах: Учебное пособие / Под ред. Федорова И.Б. – М.: Изд-во МГТУ им. Н.Э. Баумана, 2003. – 672 с. – (Сер. Информатика в техническом университете.)
4. Прибрам К.. Языки мозга. Экспериментальные парадоксы и принципы нейропсихологии / А.Р. Лурия.. — М.: Прогресс, 1975. — 464 с.
5. Диткин В.А., А.П. Прудников. Интегральные преобразования и операционное исчисление. Государственное издательство физико-математической литературы. Москва 1961. С. 25-27.

DEVELOPMENT OF ALGORITHM OF PROCESSING OF THE SIGNAL ON THE BASIS OF MODEL OF PERCEPTION OF THE INFORMATION THE PERSON

Krotova Elena Ivanovna

The Yaroslavl state university him. P.G.Demidova, ken@uniyar.ac.ru

The person always made opening and inventions, using the phenomena of the nature surrounding it. However the phenomenon of perception of the information is a little used by the person in a science, and technics.

The purpose of the given research will consist in development of algorithm of processing of a signal in system of communication on the basis of the theory of perception of the information the person.

МОДЕЛИРОВАНИЕ ГАЗОВОГО ОБМЕНА В ЛЕГКИХ И ТКАНЯХ ЧЕЛОВЕКА НА ОСНОВЕ ПРИНЦИПА ФИКА И МОДИФИЦИРОВАННОЙ ФОРМУЛЫ СТАРРА

Мордовина С.А.

Рязанский государственный радиотехнический университет, mordovina.s.a@yandex.ru

Дыхательная система является важнейшей для организма человека функциональной системой. Исследование протекающих в ней процессов переноса газов позволяет давать оценки физического состояния и работоспособности человека в процессе труда, при занятиях спортом, в высокогорной и космической физиологии, для клинической диагностики. Моделирование системы дыхания помогает глубже понять законы и механизмы движения газов на отдельных участках пути в организме. Виртуальные модели дыхательной системы человека позволяют за короткое время проводить трудно осуществимые на практике или дорогостоящие эксперименты, в связи с чем становятся новым эффективным инструментом теоретических исследований живого организма. Опыт отечественного и зарубежного моделирования дыхательной системы человека показывает, что описание основных закономерностей процесса переноса респираторных газов в организме является определяющим этапом модельных разработок, оказывающим влияние на весь ход дальнейших исследований [1].

Выделение групп органов в организме человека в системы условно, так как они функционально взаимосвязаны между собой [2]. Так, прослеживается взаимосвязь дыхательной и сердечно-сосудистой систем: кровь является средой доставки кислорода ко всем клеткам в организме и переносчиком углекислого газа от клеток для его утилизации. При моделировании основных закономерностей процесса массопереноса респираторных газов в организме необходимо учитывать эту взаимосвязь систем.

На рис. 1 представлена структурная схема предлагаемой модели газового обмена человека.

Входные параметры модели следующие: $P_{\text{атм}}$ – атмосферное давление (мм рт. ст); ЧСС – частота сердечных сокращений (уд./мин); УОС – ударный объем сердца (мл/уд.); $[HbO_2]$ – концентрация оксигемоглобина (г/л); S_{O_2} – насыщение гемоглобина кислородом в артериальной крови (%).

Выходные параметры модели: V_{O_2} – минутное потребление кислорода (л/мин); V_{CO_2} – минутное выделение углекислого газа (л/мин).

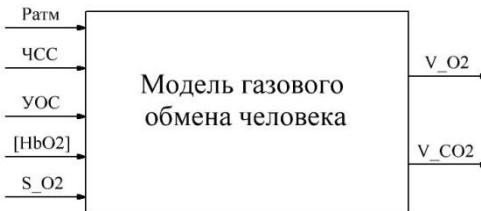


Рис. 1. Структурная схема модели газового обмена человека

При реализации представленной модели возникает проблема выражения ударного объема сердца через доступные для измерения параметры. Классические инвазивные методы определения УОС (метод Фика, метод термодилюции и др.[3]) в данном случае неприменимы. Их реализация требует специализированного оборудования и времени на подготовку и проведения исследования. Гораздо проще применить для решения рассматриваемой задачи расчетные физико-математические методы. К ним относят методы определения УОС по формулам Франка, Вецлера-Богера, Бремзера-Ранке и других авторов, не нашедшим широкое применение в медицинской практике по причине сложности получения требующихся величин. Отдельного внимания заслуживает метод определения УОС на основе формулы Старра.

В связи с невозможностью широко использовать лабораторные методы определения УОС в 1954 году Стэрр на основе экспериментального материала и клинических наблюдений вывел и предложил расчетный способ определения ударного объема сердца с использованием величин артериального давления и частоты сердечных сокращений по формуле (1):

$$УОС = (90,97 + 0,54 \cdot (АДс - АДд) - 0,57 \cdot АДд - 0,61 \cdot В), \quad (1)$$

где АДс – артериальное систолическое давление (мм рт. ст), АДд – артериальное диастолическое давление (мм рт. ст), В – возраст в годах.

Результаты, полученные с помощью формулы Старра, неоднократно подвергались сравнению с таковыми, установленными другими методами исследований. Отмечалось, что, хотя и существует высокая корреляционная связь между показателями, определенными данным способом с таковыми, найденными другими способами, показатели гемодинамики отличались между собой в абсолютных значениях.

В 2002 году Заболотских И. Б., Станченко И. А. и Скопцом А. А. был запатентован способ определения ударного объема сердца на основе формулы Старра с введением поправочного коэффициента [4]. Сущность изобретения заключается в том, что учитывают возрастную группу пациента и наличие у него пороков сердца,

вводя поправочный коэффициент k , который отражает разницу в значениях ударного индекса, определенного инвазивно и неинвазивно.

Модифицированная формула Старра выглядит следующим образом:

$$УОС = (90,97 + 0,54 \cdot (АДс - АДд) - 0,57 \cdot АДд - 0,61 \cdot В) \cdot k, \quad (2)$$

где k – поправочный коэффициент.

В табл. 1 приведены значения поправочного коэффициента с учетом возрастной группы и пола пациента, наличия у него пороков сердца.

Табл. 1. Значения поправочного коэффициента в модифицированной формуле Старра

Возрастные группы, лет	Поправочный коэффициент k для пациентов без пороков сердца	Поправочный коэффициент k для пациентов с пороками сердца
I период зрелого возраста	1,25	$1,33^{-1}$
Мужчины 21-35	Женщины 20-35	
II период зрелого возраста	1,55	$1,44^{-1}$
Мужчины 36-60	Женщины 36-55	
Пожилой возраст	1,70	$1,50^{-1}$
Мужчины свыше 60-и	Женщины свыше 55-и	

На основе вышесказанного, входную переменную УОС можно представить как функцию следующих параметров: возраст (в годах); пол (М/Ж); наличие пороков сердца (имеются/не имеются); вес (кг); АДс (мм рт. ст) и АДд (мм рт. ст).

В основу функционирования разработанной модели положен принцип Фика [5], связывающий сердечный выход с объемами потребленного кислорода и выделившегося углекислого газа, и модифицированная формула Старра для расчета ударного объема сердца.

Перечислим следующие важные параметры, помимо указанных выше, необходимые для моделирования газообмена: $CaO_2, CaCO_2$ – концентрации соответственно растворенных кислорода и углекислого газа в артериальной крови, (% об.); $CvO_2, CvCO_2$ – концентрации растворенного кислорода и углекислого газа в венозной крови (% об.); \dot{Q} – сердечный выход, (л/мин); $PaO_2, PaCO_2$ – парциальные давления кислорода и углекислого газа в капиллярном ложе легких, (мм рт. ст.); β – растворимость кислорода в плазме крови, (мл O_2 /мм рт. ст.).

На рис. 2 представлены основные физиологические этапы циркуляции дыхательных газов в организме человека и формулы, описывающие процессы, происходящие на данных этапах.

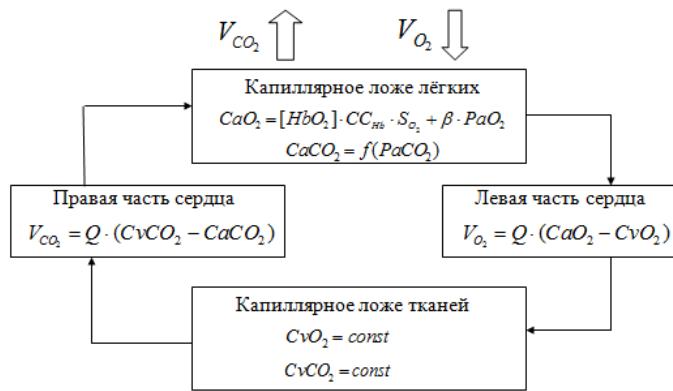


Рис. 2. Циркуляция и газообмен в организме человека и легких

Указанные переменные и формулы, описывающие основные процессы газообмена и расчет УОС, вошли в разработку виртуального прибора в системе *LabVIEW*.

На рис. 3 представлена лицевая панель разработанного виртуального прибора во время его работы.

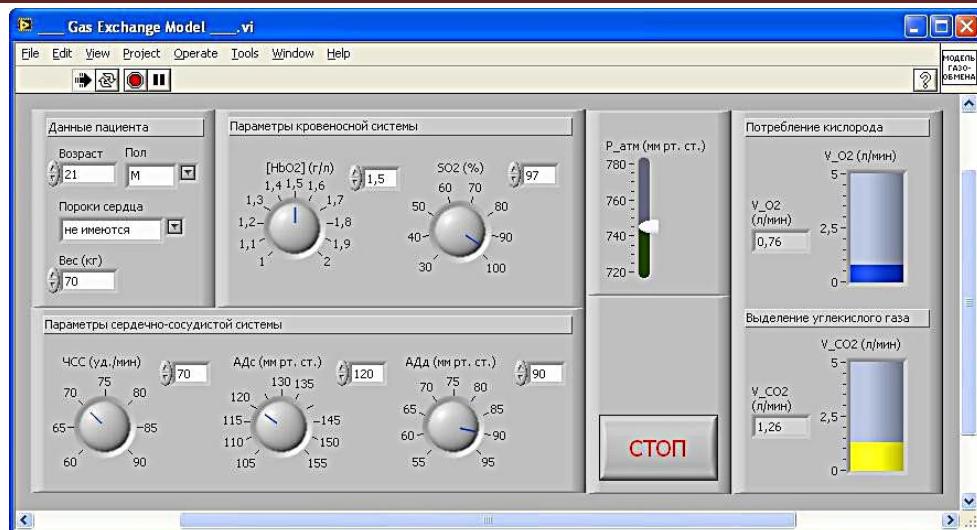


Рис. 3. Лицевая панель виртуального прибора, имитирующего газообмен человека в легких и тканях

Как видно из рисунка, на лицевой панели расположены следующие элементы управления и индикации:

1) блок задания данных пациента: возраст, пол, наличие пороков сердца, вес (кг);

2) блок задания параметров кровеносной системы: $[HbO_2]$ – концентрации оксигемоглобина (г/л) и S_{O_2} – сатурации артериальной крови (%);

3) блок задания параметров сердечно-сосудистой системы: ЧСС – частоты сердечных сокращений (уд./мин), АДс – артериального систолического давления (мм рт. ст.) и АДд – артериального диастолического давления (мм рт. ст.);

4) блок задания атмосферного давления $P_{\text{атм}}$ (мм рт. ст.);

5) кнопка «СТОП», останавливающая работу программы;

6) окно вывода объема потребленного кислорода (л/мин);

7) окно вывода объема выделившегося углекислого газа (л/мин).

На рис. 4 представлена блок-диаграмма разработанного ВП.

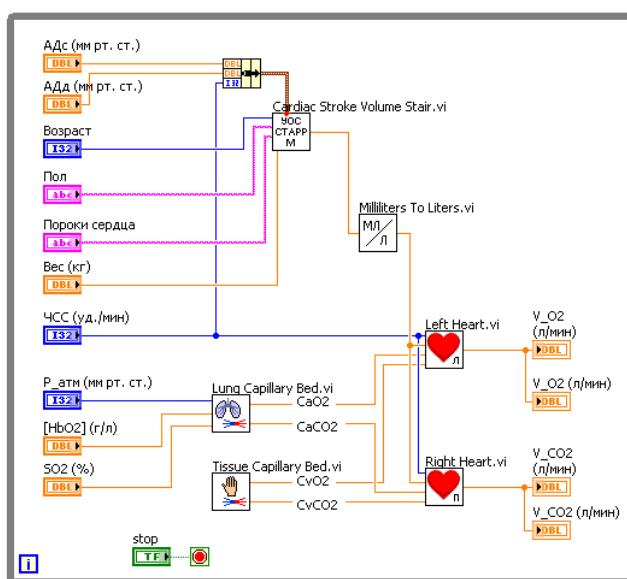


Рис. 4. Блок-диаграмма виртуального прибора, имитирующего газообмен человека в легких и тканях

Модель состоит из следующих подприборов:

1) ВП «Left Heart.vi», моделирующего потребление O_2 согласно принципу Фика;

2) ВП «CardiacStrokeVolumeStair.vi», рассчитывающего ударный объем сердца и ударный индекс по модифицированной формуле Старра;

3) ВП «Lung Capillary Bed.vi», моделирующего работу капиллярного ложа легких;

4) ВП «Tissue Capillary Bed.vi», моделирующего работу капиллярного ложа тканей;

5) ВП «Right Heart.vi», моделирующего выделение CO_2 согласно принципу Фика;

- 6) ВП «*MillilitersToLiters.vi*», переводящего миллилитры (мл) в литры (л).

На рис. 5 показана блок-диаграмма подприбора «*CardiacStrokeVolumeStair.vi*», который состоит из следующих подприборов:

- 1) ВП «*GetAgeGroup.vi*», определяющего возрастную группу пациента для установления дополнительного коэффициента, вводимого в исходную формулу Старра;
- 2) ВП «*Stair Equation.vi*», рассчитывающего УОС по исходной формуле Старра;
- 3) ВП «*EmpiricalFactor.vi*», определяющего на основе возрастной группы пациента добавочный коэффициент, вводимый в формулу Старра;
- 4) ВП «*GetBodyArea.vi*», оценивающего площадь тела пациента для расчета ударного индекса.

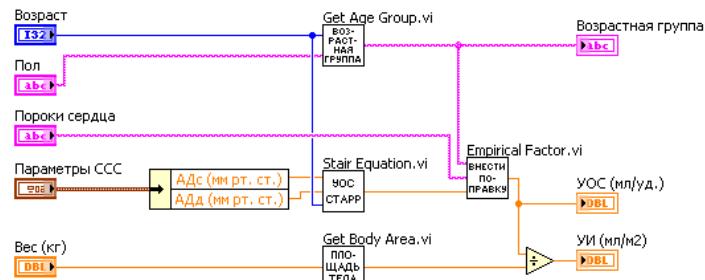


Рис. 5. Блок-диаграмма ВП «*Cardiac Stroke Volume Stair.vi*»

При изменениях значений входных параметров меняются выходные параметры модели. Так, в процессе имитации увеличения нагрузки на сердце, объем выделяемого в минуту углекислого газа и объем потребляемого в минуту кислорода возрастили, что соответствует реальному отклику дыхательной системы при нагрузке. При уменьшении значений атмосферного давления уменьшалось потребление кислорода. При низком содержании оксигемоглобина или низкой сатурации гемоглобина происходит неадекватная доставка кислорода к тканям – это соответствует критическим состояниям организма. Проведенные эксперименты над моделью показывают, что модель адекватна и соответствует реальной работе дыхательной системы.

Дальнейшие работы по данной теме направлены на моделирование газообмена с учетом влияния на него других физиологических систем, принимающих участие в управлении этим процессом, а также анатомических и физиологических особенностей организма.

Библиографический список

1. Бобрякова И. Л. Основные направления развития моделирования системы дыхания человека. – ПИТАННЯ ИСТОРИИ НАУКИ И ТЕХНИКИ. – 2010. – № 2. – С. 5-11.
2. Работа систем организма человека – <http://biofile.ru/chel/1891.html>
3. Минутный объем сердца | Справочник врача – <http://spravr.ru/minutnyy-obem-serdca.html>
4. Патент РФ №2186520. Способ определения ударного объема сердца / Заболотских И. Б., Станченко И. А., Скопец А. А, 2002. – <http://www.findpatent.ru/patent/218/2186520.html>
5. Syroid, Noah D.; Orr, Joseph A.; Westenkow, Dwayne R. Simulating gas exchange in the human lung and body. – DigitalCommons@USU, 1999.

SIMULATION OF LUNG AND TISSUE GAS EXCHANGE BASED ON THE FICK PRINCIPLE AND THE MODIFIED STARR EQUATION

Mordovina Svetlana Aleksandrovna
Ryazan State Radio Engineering University, mordovina.s.a@yandex.ru

Theoretical and practical issues of virtual instrument development for simulating lung and tissue gas exchange are considered. The front panel and the block diagram of the developed virtual instrument are presented with their description. Basic equations of human gas exchange such as Fick principle and Starr equation are given. The structural scheme of human gas exchange is shown.

ВИРТУАЛЬНЫЙ ГЕНЕРАТОР АВТОДИННОГО СИГНАЛА

Ловягин К.Р., Гуржин С.Г.
Рязанский государственный радиотехнический университет, lovkir@mail.ru

Развитие современных средств хрономагнитотерапии предъявляет растущие требования к качеству и оперативности контроля параметров жизнедеятельности пациента во время магнитотерапевтического воздействия. Особенno важно регистрировать параметры дыхания и сердцебиения пациента, которые позволяют оценить не только воздействие магнитного поля на дыхательную и сердечно-сосудистую системы, но и общее состояние пациента во время сеанса.

Одним из наиболее распространённых способов регистрации дыхания и сердцебиения является регистрация и дальнейшая интерпретация движений грудной клетки пациента. На сегодняшний день единственным достаточно разработанным методом, позволяющим дистанционно отслеживать перемещения объектов в диапазоне 0,1 мм (сердцебиение) – 10 мм (дыхание), является биорадиолокация. Также разрабатываются системы, основанные на принципах ультразвуковой эхолокации [1]. Основными недостатками указанных типов систем являются громоздкость аппаратуры, сложность математической обработки сигнала и воздействие сканирующего электромагнитного излучения на пациента в случае использования биорадиолокации и значительная зависимость результатов измерений от условий внешней среды в случае использования ультразвуковой эхолокации. Кроме того, оба способа имеют широкую диаграмму направленности, что не позволяет проводить измерения в локальной области. Указанных недостатков лишены системы, использующие в качестве датчика перемещения полупроводниковый лазерный диод в режиме автодинного детектирования. Однако в настоящее время подобные устройства представлены только в виде лабораторных экспериментальных образцов, что не позволяет использовать в составе магнитотерапевтического комплекса уже готовые схемные и программные решения и обуславливает необходимость разработки не только аппаратных средств и алгоритмов обработки сигнала, но и средств отладки, предназначенных для генерации тестовых сигналов.

В настоящей статье представлены результаты разработки виртуального прибора, который генерирует автодинный сигнал (*self-mixing signal – SMS*). Данное программное средство позволяет получить автодинный сигнал для использования его в качестве входных данных для процедур восстановления исходного закона движения мишени-отражателя (в магнитотерапии – грудной клетки пациента).

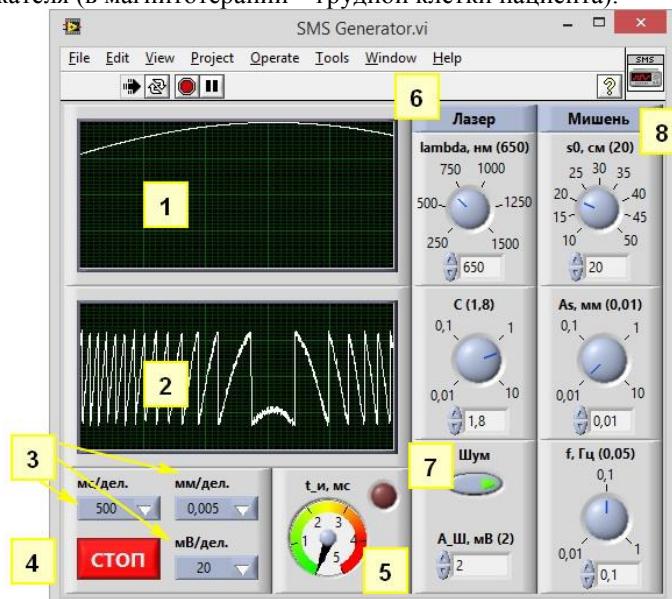


Рис. 1. Лицевая панель виртуального генератора автодинного сигнала

Виртуальный прибор разработан в среде *LabVIEW 2010* и имеет следующие основные особенности:

- 1) возможность генерирования автодинного сигнала при различных значениях длины волны лазера λ и уровня оптической обратной связи C ;
- 2) возможность генерирования автодинного сигнала при различных параметрах мишени: начальном расстоянии до неё s_0 , амплитуде её колебаний As и частоте колебаний f ;
- 3) возможность наложения на сигнал равномерно распределённого белого шума для приближения его к реальному физическому сигналу.

В качестве выхода генератора используется глобальная переменная *SMS_out.vi*, через которую передаются мгновенные значения генерируемого автодинного сигнала, перемещения объекта и соответствующего им момента времени.

Генерация отсчётов производится с частотой 500 Гц (шаг дискретизации 2 мс). Дальнейшее увеличение быстродействия ограничено частотой системного таймера в 1 кГц и быстродействием используемой машины.

На рис. 1 представлена лицевая панель разработанного виртуального прибора во время его работы.

На лицевой панели расположены следующие элементы управления и индикации:

- 1)окно вывода закона перемещения мишени;
 - 2) окно вывода автодинного сигнала;
 - 3) блок задания параметров горизонтальной и вертикальной развёртки для отображения осциллограмм (мс/дел., мм/дел., мВ/дел.);
 - 4) кнопка «СТОП», останавливающая работу виртуального прибора;
 - 5) индикатор времени итерации (если генерации одного отсчёта превышает 2 мс, то загорается красный светодиод, сигнализируя о недопустимо низкой скорости работы и, как следствие, – об отклонении шага дискретизации от заданного значения);
 - 6) блок задания параметров лазера (длины волны, уровня оптической обратной связи);
 - 7) блок задания параметров шума (добавлять/не добавлять, амплитуда шума);
 - 8) блок задания параметров мишени (начального расстояния до неё, амплитуды и частоты колебаний).

На рис. 2 представлена блок-диаграмма разработанного виртуального прибора

На рис. 2 представлена блок-диаграмма разработанного виртуального прибора.

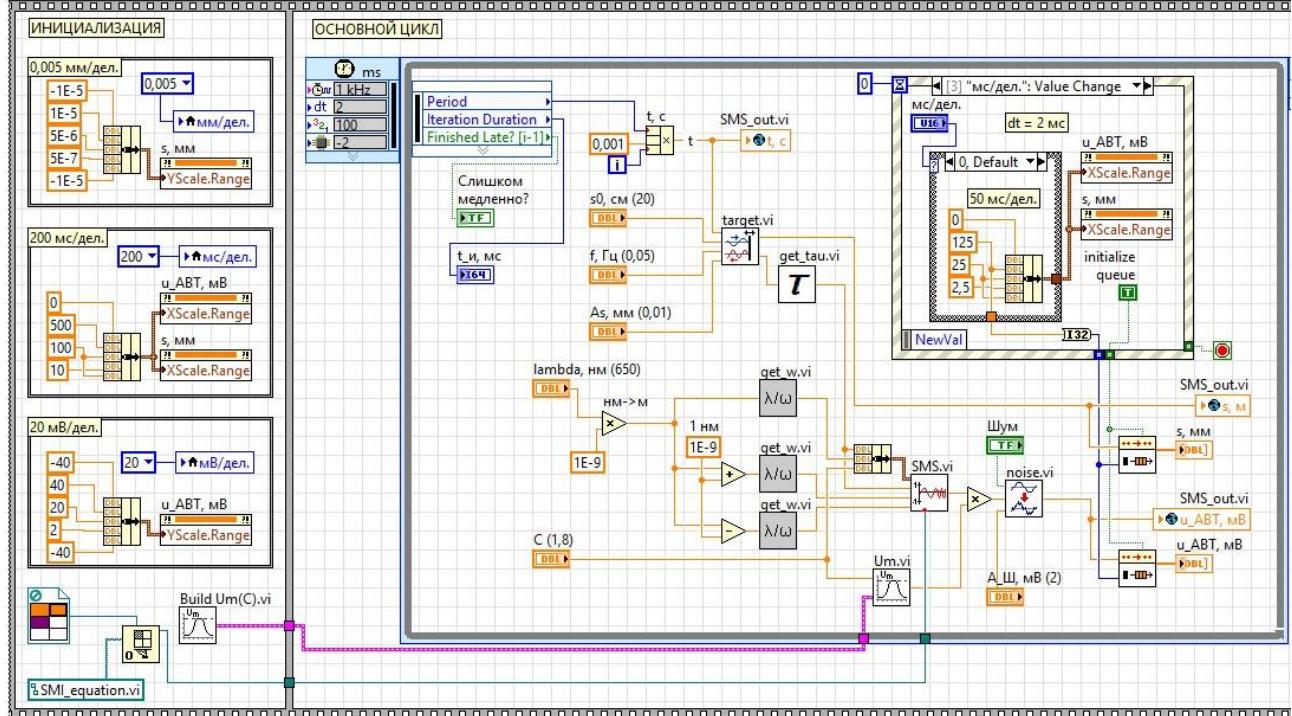


Рис. 2. Блок-диаграмма виртуального генератора автодинного сигнала

Инициализация подразумевает задание параметров развёртки по координатным осям, построение зависимости амплитуды автодинного сигнала от уровня оптической обратной связи (ВП *BuildUm(C).vi*) и создание ссылки на подприбор *SMI_equation.vi*, который аналитически описывает автодинный сигнал.

Основа прибора – цикл *TimedLoop* с периодом 2 мс (выходной узел цикла *Output Node* не показан для уменьшения ширины рисунка). Внутри цикла выполняется вычисление расстояния до мишени в текущий момент времени (ВП *target.vi*), и по полученному результату рассчитывается время обхода внешнего резонатора τ (ВП *get_tau.vi*) и круговая частота колебаний лазерного излучения ω_0 (верхний ВП *get_w.vi*). Полученные числовые значения величин подставляются в уравнение, описывающее поведение лазера, и посредством нахождения корней этого уравнения вычисляется интерференционная функция $F(t) = \cos(\omega_F t)$ (ВП *SMS.vi*). Вычисление амплитуды автодинного сигнала производится на основе уровня оптической обратной связи (ВП *Um.vi*). Заключительный этап – наложение на автодинный сигнал белого шума (ВП *noise.vi*). Вычисленные значения перемещения мишени, автодинного сигнала и текущего момента времени идут на отображение и передаются на выход генератора – в глобальную переменную *SMS_out.vi*.

Рассмотрим кратко математическую основу работы генератора. Одной из основных моделей поведения лазера является модель Ланга-Кобаяши (*Lang-Kobayashi Model*). Она представляет собой систему дифференциальных уравнений, описывающих динамику лазерной системы через взаимодействие

электрических полей внутри резонатора лазера. В настоящей работе используется следствие из уравнений Ланга-Кобаяши, которое позволяет определить круговую частоту излучения лазерного диода в произвольный момент времени, если известен закон движения отражателя (мишени). Это соотношение имеет следующий вид:

$$\omega_0\tau = \omega_F\tau + C \sin(\omega_F\tau + \arctg \alpha), \quad (1)$$

где ω_0 – круговая частота излучения невозмущённого лазера (без оптической обратной связи); τ – время обхода внешнего резонатора (образованного передней гранью лазера и отражателем); $\omega_F = \omega_F(\tau)$ – круговая частота излучения лазера в условиях внешней оптической обратной связи; C – уровень оптической обратной связи; α – коэффициент уширения линии генерации.

Решая уравнение (1) и находя из него значения ω_F в дискретные моменты времени, находят мгновенные значения автодинного сигнала:

$$\Delta U = \Delta U_{\max} \cos \omega_F \tau, \quad (2)$$

где ΔU_{\max} – амплитуда автодинного сигнала при заданном уровне оптической обратной связи.

Моделирование зависимости ΔU_{\max} от уровня оптической обратной связи C представляет определённые трудности, так как в выражение для ΔU_{\max} входят фундаментальные параметры лазера (коэффициент электрической накачки, время жизни носителей и др.), точные числовые значения которых неизвестны.

В настоящей работе моделирование зависимости $\Delta U_{\max} = f(C)$ выполнено методом линейной интерполяции табулированных значений ΔU_{\max} и C , определённых по графикам автодинных сигналов, приведённых в работе [3]. На рис. 3 представлен график интерполированной зависимости $\Delta U_{\max} = f(C)$, полученный в результате работы подпрограммы *Um.vi*.

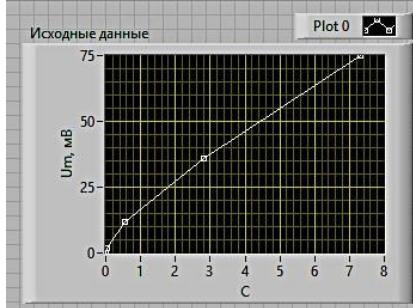


Рис. 3. График интерполированной зависимости $\Delta U_{\max} = f(C)$

Библиографический список

- Путилин Е. О. Бесконтактное сканирование процессов сердцебиения и дыхания пациента магнитотерапевтического комплекса. – XXIV Всероссийская научно-техническая конференция студентов, молодых учёных и специалистов "Биотехнические, медицинские и экологические системы и комплексы" (БИОМЕДСИСТЕМЫ - 2011) – Материалы конференции, ч. 2, РГРТУ – 2012, стр. 159-163.
- Donati S., Giuliani G., Merlo S. Laser diode feedback interferometer for measurement of displacements without ambiguity. – IEEE Journal of Quantum Electronics, Vol. 31, No. 1, January 1995.
- Giuliani G., Bozzi-Pietra S., Donati S. Self-mixing laser diode vibrometer. – Measurement Science And Technology, 14 (2003) pp. 24–32.

VIRTUAL SELF-MIXING SIGNAL GENERATOR

Lovyagin Kirill Romanovich, Gurzhin Sergey Grigor'evich
Ryazan State Radio Engineering University, lovkir@mail.ru

Theoretical and practical issues of virtual instrument development for generating signal of a semiconductor laser self-mixing interferometer using as a patient's respiratory activity sensor in magnetotherapy system are considered. The front panel and the block diagram of the developed virtual generator are presented with their description. Basic equations of self-mixing interferometry are given. The approach to calculation of a self-mixing signal amplitude over different values of an optical feedback factor is proposed.

МОДЕЛИРОВАНИЕ ПРОХОЖДЕНИЯ ИМПУЛЬСНОГО ТОКА ЧЕРЕЗ ШЕЙНЫЙ ОТДЕЛ

Бабич М.В., Фрелих А.В., Шемякин Д.Г., Арсентьев Е.А., Кубланов В.С.

ФГАОУ ВПО «Уральский Федеральный Университет имени первого Президента России Б. Н. Ельцина»
alexfrelich@gmail.com

Введение

Прогресс в области медицины немыслим без создания новых технических средств для диагностики и лечения заболеваний и болезненных состояний. Всестороннее исследование возникающих здесь процессов возможно на основе использования системного подхода, с помощью которого технические и биологические элементы, связанные для достижения поставленной цели, объединяются в биотехническую систему целенаправленного действия [1].

Поэтапное моделирование биотехнических систем позволяет адекватно определить требования к созданию технических звеньев, которые обеспечивают адекватное лечебное воздействие и его направленность на получение конечного заданного результата – состояния нормального функционирования организма.

В настоящее время в лечебном процессе активно используются биотехнические системы нейроэлектростимуляции, состоящие из совокупности технических и биологических звеньев, взаимосвязано решающих задачу коррекции состояния организма. Примером такой системы может служить аппарат «СИМПАТАКОР-01» [2], действующий на шейные ганглии симпатической нервной системы. При применении такого аппарата ставится задача таргетированного воздействия малыми полями, таким образом, чтобы максимизировать полезные воздействия и минимизировать бесполезные или вредные. При решении задачи оптимизации воздействия полезным является моделирование физических процессов, происходящих *in-vivo* без необходимости нанесения вреда живым организмам. Для решения таких задач очень активно используются средства математического моделирования.

Известно множество различных моделей, например, математическая модель описания процессов нейростимуляции Калакутского Л.И. [1] и модель пространственно-распределенной нейроэлектростимуляции Кубланова В.С. [3]. Однако такие модели не учитывают анатомию шеи человека. В последнее время набирает популярность моделирование процессов нейроэлектростимуляции методом конечных элементов, которые позволяют оценивать процессы, происходящие внутри модели тела пациента, например, электрическую и магнитную составляющие поля, импедансы, токи и плотности токов, энергии и т.д. Удачный пример моделирования приведен в [4]. Однако модели методом конечных элементов, описывающие прохождение тока через шею пациента построены не были.

Данная работа направлена на моделирование процесса электростимуляции в области шеи с целью улучшения понимания процессов, происходящих в организме пациента.

Основная часть

В качестве анатомической основы модели шеи выбран рисунок из анатомического атласа «Оперативная хирургия и топографическая анатомия» под редакцией В.В. Кованова [5]. Изображение разреза шеи приведено на рисунке 1.

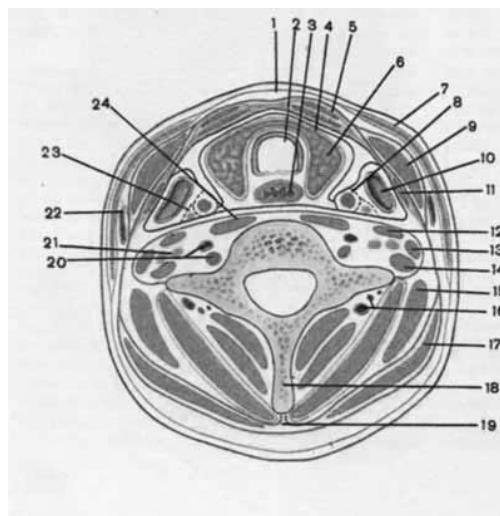


Рисунок 1 – Изображение из атласа

Изображение из атласа вручную обрисовано сплайнами с точностью до 1 пикселя изображения. Линейные размеры полученных сплайнов увеличены таким образом, чтобы диаметр шеи составил 12 см, что является средним размером шеи взрослого человека. Из полученной совокупности кривых вытянуты трехмерные фигуры, таким образом, чтобы высота модели шеи составила 7 см.

На данную геометрическую модель шеи установлены модели электродов диаметром 15 мм в передней области шеи, таким образом, что плоскости установки электродов составляли 45 градусов относительно вертикальной плоскости симметрии шеи. Электроды в модели соединены перемычкой, посреди которой есть плоскость, являющаяся источником тока. Далее, модель шеи с электродами и проводниками помещается в прямоугольный параллелепипед с размерами 13 см, 14 см, 9 см, который эмулировал воздушную среду. Полученная трехмерная модель приведена на рисунке 2.

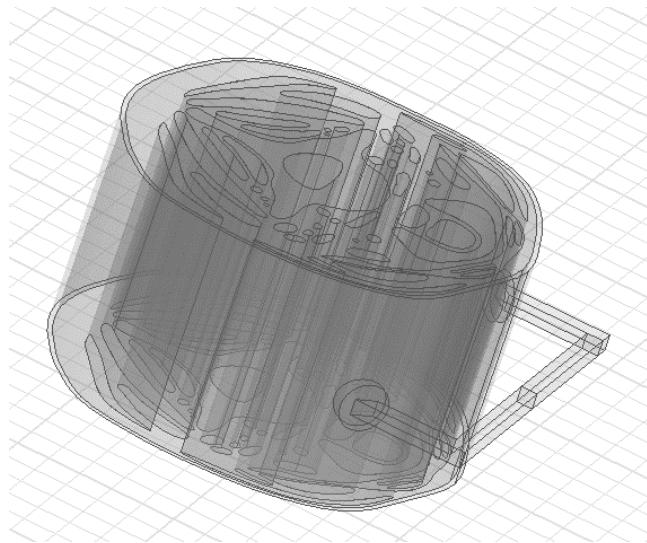


Рисунок 2 – 3D модель шеи

Каждому телу шеи согласно анатомическому атласу сопоставлен тип ткани. Всего использованы следующие типы ткани: кожа, пищевод, мышечная ткань, щитовидная железа, жировая ткань, кровеносные сосуды, костная ткань, нервная ткань, также использовалась соединительная ткань (фасции).

В задаче моделирования прохождения тока через физический объект основными характеристиками материалов, являются диэлектрическая проницаемость и электрическая проводимость. Следует отметить, что известные электрофизические величины тканей зависят от частоты. Характеристики тканей взяты из Габриэль [6] и из сетевого источника [7] для частотного диапазона от 1 Гц до 1 ГГц.

Для моделирования процесса прохождения тока через шею пациента использована программа расчёта методом конечных элементов Ansys Maxwell.

Трехмерная модель, в формате Step импортируется в Maxwell, произведена конфигурация электрофизических характеристик материалов, а полученные материалы назначены соответствующим трехмерным объектам.

После импортирования структурной модели в ANSYS Maxwell необходимо выполнить ряд шагов, позволяющих выполнить расчёт данной модели. Такими шагами являются: выбор типа решения, проверка геометрии, задание материалов, создание источников токов, задание граничных условий, задание параметров анализа, задание параметров полигонной сетки.

Далее, выполняется расчет модели, по окончанию которого, мы получили интересующие зависимости максимальной плотности тока в нервных тканях от частоты. Данные зависимости приведены на рисунке 3. С учетом частотных зависимостей электрофизических свойств биологической ткани можно сделать следующие выводы.

- 1) На частотах выше 500 кГц наблюдается линейный рост максимальной плотности тока, проходящей через нервные ткани области шеи.
- 2) На частотах до 10 кГц наблюдается максимум плотности тока, проходящей через нервные ткани на частоте 50 Гц.

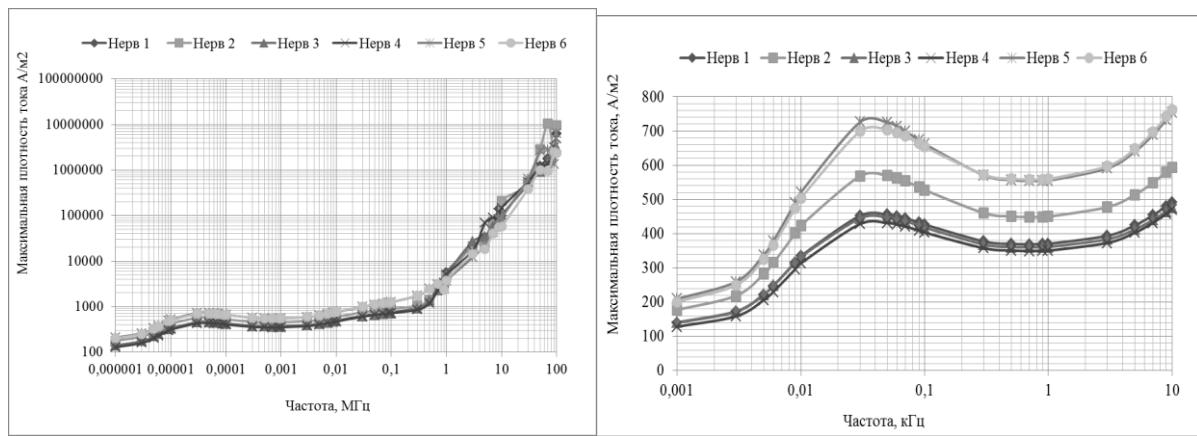


Рисунок 3 – Зависимость максимальной плотности тока в нервных тканях шеи от частоты (слева), зависимость максимальной плотности тока в нервных тканях на частотах до 10кГц (справа)

Верификация модели

Была проведена работа по верификации модели шеи человека путем сопоставления напряжений, создаваемых источником тока, когда нагрузкой такого источника являются последовательно соединенная шея и ключ.

Сравнивались результаты, полученные при помощи экспериментального стенда, представленного на рисунке 4, и полученные при помощи математического моделирования.

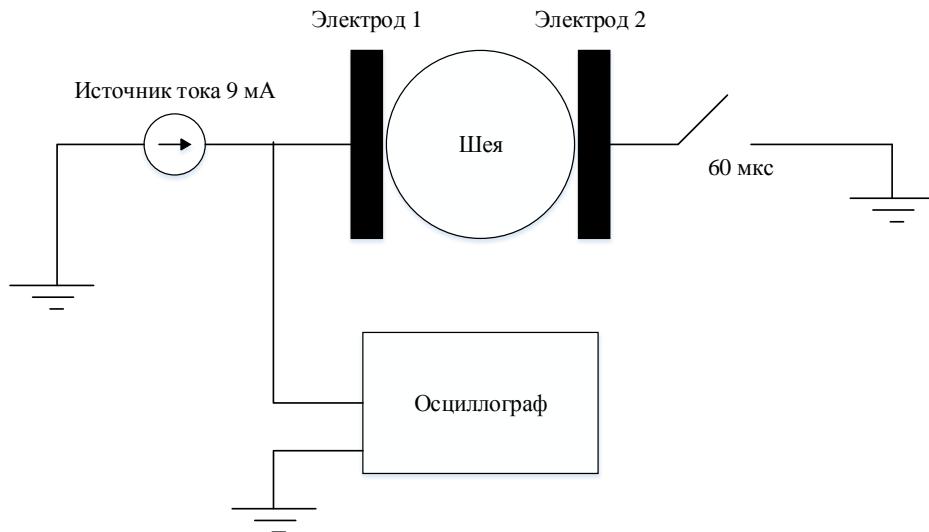


Рисунок 4 – Схема для расчета напряжения на источнике тока

Схема состоит из источника тока, последовательно подключенной нагрузки в виде шеи и ключа, и осциллографа, показывающего изменение напряжения на положительной клемме источника тока. В эксперименте участвовали 3 испытуемых. В ходе эксперимента источник тока генерировал постоянный ток с амплитудой 9 мА, а ключ замыкает электрическую цепь на период времени равный 60 мкс. В ходе эксперимента, были получены зависимости напряжения источника тока от времени.

Для получения напряжения источника тока при помощи математической модели, был использован симулятор электронных схем SPICE, в котором была смоделирована схема аналогичная представленной на рисунке 4. Сопротивление шеи было получено в среде AnsysMaxwell. Так как, в данной среде анализ электрического тока, проходящего через сложное геометрическое тело затруднен, то для расчета сопротивления шеи использовался косвенный метод измерения, состоящий в параллельном подключении модели шеи и модели резистора с заданным сопротивлением. Модель шеи с резистором приведена на рисунке 5.

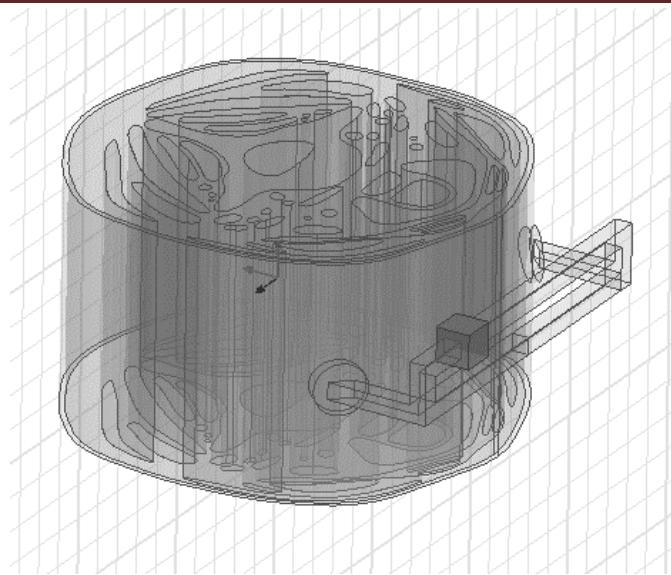


Рисунок 5 – Модель шеи, используемая для вычисления сопротивления шеи

На основе отношения токов, протекающих через модель шеи и модель резистора, а также величины сопротивления модели резистора было рассчитано сопротивление модели шеи, так как отношение токов в моделях, равно отношению сопротивлений.

Параметры модели резистора были подобраны таким образом, чтобы разность токов, протекающих через модель шеи и модель резистора была достаточно малой. Такой подход позволяет избавиться от больших погрешностей, вызванных округлением в результате моделирования.

На рисунке 6 представлены графики напряжения источника тока, полученные при помощи экспериментального стенда для трех испытуемых, а также график напряжения источника тока, полученный в результате математического моделирования. Представленные зависимости имеют одинаковый характер роста, и одинаковые амплитуды. Полученная модель шеи может с определенной точностью описывать электрофизические процессы, происходящие в реальной шее.

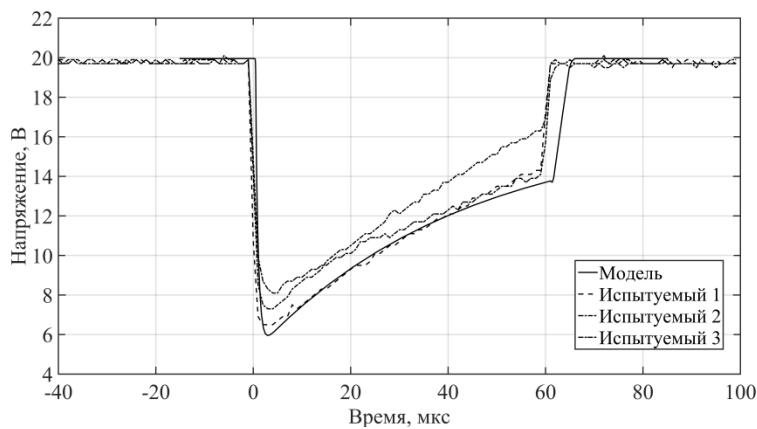


Рисунок 6 – Зависимость напряжения на источнике тока при единичном импульсе

Выводы

Предложенная 3-х мерная модель шеи человека позволяет изучать процессы прохождения электрического тока через ткани шеи человека.

Было рассчитано сопротивление модели шеи человека в зависимости от частоты. Результаты сравнения прохождения импульса электрического тока через математическую модель шеи и через шею человека показали способность модели описывать электрофизические процессы, происходящие в шее человека. Однако, требуется дополнительные работы по верификации распределения электрического тока внутри шеи.

Полученные результаты позволяют исследовать прохождение высокочастотных составляющих через ткани шеи человека при помощи математической модели.

Помимо этого, имеет научный интерес построить модель, отражающую тепловое воздействие импульсного электрического тока на ткани шеи пациента, с целью обнаружения локальных тепловых зон, и оценки повышения температуры в этих зонах.

Библиографический список

1. Калакутский, Л. И. Системы электростимуляции органов и тканей [Электронный ресурс] : электрон.учеб. пособие / Л. И. Калакутский, С. А. Акулов, А. А. Федотов; Министерство образования и науки Российской Федерации, Самар. гос. аэрокосм. ун-т им. С. П. Королева (нац. исслед. ун-т). - Электрон.текстовые и граф. дан. (1,0 Мбайт). - Самара, 2012. – 1 эл. опт.диск (CD-ROM).
2. V. S. Kublanov, “A hardware-software system for diagnosis and correction of autonomic dysfunctions,” Biomedical Engineering, vol. 42, no. 4, pp. 206-212, 2008.
3. В.С. Кублановидр. Об инновационных возможностях аппарата «СИМПАТОКОР-01» в неврологии при функциональных нарушениях вегетативной и центральной нервной системы // Год 410-летия Кремлевской медицины 60-64с.
4. Hui, Z. at all «Stimulation the Comfort of Textile Electrodes in Wearable Neuromuscular Electrical Stimulation» // SENSOR 1424-8220.
5. Под редакцией В.В. Кованова «Оперативная хирургия и топографическая анатомия» 4е издание, дополненное // М: Медицина, 2001.— 408с
6. C. Gabriel. Compilation of the Dielectric Properties of Body Tissues at RF and Microwave Frequencies
7. Modelling the frequency dependence of the dielectric properties to a 4 dispersions spectrum. - [сайт] – URL: <http://niremf.ifac.cnr.it/docs/DIELECTRIC/AppendixC.html#C34>
8. R. Fish & L. Geddes, Medical and Bioengineering Aspects of Electrical Injuries, c2003 Lawyers & Judges Publishing Company, Inc.

Modeling of surge current flow through the cervical spine

Babich M.V., Frelich A.V., Shemyakin D.G., Arsentiev E.A., Kublanov V.S.

The Ural Federal University named after the first President of Russia B. N. Yeltsin

alex.frelich@gmail.com

This article is devoted to the process of simulation of the pulse current passage through the neck, mainly through the nerves, by finite element method. For modelling was used - Ansys Maxwell environment. The above process of modeling takes into account the physical characteristics of the tissues, environment and the anatomy of the neck. The results of the simulation are figures of the integral current density in the neck section at different frequencies, as well as graphs of the maximum current density in the nerve tissues n frequency. Also, was held verification of model, by comparing the voltage generated in the current sources at single pulse.

О ВОЗМОЖНОСТЯХ АЛГОРИТМА, ИСПОЛЬЗУЮЩЕГО РЕГРЕССИОННЫЕ ДЕРЕВЬЯ, ПРИ НАХОЖДЕНИИ ПОЛОЖЕНИЯ КЛЮЧЕВЫХ ТОЧЕК ЛИЦА

Бельков Даниил Дмитриевич, Пуртов Константин Сергеевич, Кубланов Владимир Семенович
Уральский федеральный университет имени первого Президента России Б. Н. Ельцина,
daniil1100@mail.ru

Введение

Определение ключевых точек лица человека на изображении является приоритетной задачей компьютерного зрения. Оценка положения ключевых точек лица позволяет определять информацию о его геометрической форме и отличительных особенностях. Полученные данные могут быть использованы для решения различных задач, таких как верификация личности человека, трекинг направления взгляда и распознавание эмоций [1].

В общем случае процесс вычисления положения ключевых точек лица на изображении состоит из двух последовательных этапов: нахождения лица и определения координат точек.

В настоящей работе исследуется точность определения положений ключевых точек лица, с использованием в качестве детектора метода Виолы-Джонса, а для определения координат точек - алгоритма, основанного на каскадах регрессионных деревьев [2].

Алгоритм

Обобщенная схема работы алгоритма обучения приведена ниже:

```

FOR m=1,...,M // Общее количество каскадов
    Подготовка начальных данных для обучения
    Выбор L точек, для определения признаков
    FOR t=1,...,T // Количество деревьев в каждом каскаде
        FOR d=1,...,D // Глубина дерева
    
```

Нахождение Клар возможных разделений
Выбор лучшего разделения
Запись величин признаков и вектора обновлений положения ключевых точек в листья
Обновление тренировочных данных с помощью векторов обновлений
Сохранение модели

В процессе обучения модели на вход алгоритма подаются изображения и файл, содержащий: имена изображений, положения прямоугольных областей лица и положения ключевых точек (далее - истинные положения). При малом количестве тренировочных образцов выборку можно увеличить путем клонирования образцов с небольшим отклонением положений ключевых точек.

Определим a_i как координаты x_i у i -й ключевой точки лица на изображении I . Тогда вектор $S = (a_1, a_2, \dots, a_p)$ определяет координаты всех p ключевых точек на изображении I . Назовем вектор S формой лица. Для обозначения текущей оценки S введем, $\hat{S}^{(t)}$ где t – индекс регрессионной функции. Каждая регрессионная функция r_t в каскаде дает вектор обновления формы лица, который в дальнейшем применяется к текущей оценке $\hat{S}^{(t)}$ как показано в уравнении 1.

$$S^{(t+1)} = \hat{S}^{(t)} + r_t(I, \hat{S}^{(t)})$$

В качестве начальной оценки формы каждого образца выбирается средняя форма лица по всем изображениям, центрированная и масштабированная в области лицевого детектора.

Далее для каждого каскада выбирается L «точек-признаков» на области определенной лицевым детектором, в которой помещается средняя форма. Положение каждой «точки-признака» определяется относительно ближайшей ключевой точки в средней форме лица.

Затем область лица на каждом изображении трансформируется к средней форме и на полученном изображении находятся интенсивности пикселей выбранных ранее L «точек-признаков».

Далее выполняется создание каскадов регрессионных деревьев.

У нас есть тренировочные данные $(I_1, S_1), \dots, (I_n, S_n)$, где I - изображение лица, S - вектор точек, n - количество изображений. Для тренировки первой регрессионной функции r_0 мы создаем из данных триплеты вида $(I_{qi}, \hat{S}_i^{(0)}, \Delta S_i^{(0)})$, где

$q_i \in \{1, \dots, n\}$ - количество изображений,

$\hat{S}_i^{(0)}$ - начальная средняя форма лица,

$\Delta S_i^{(0)} = S_{qi} - \hat{S}_i^{(0)}$ - разница между истинной формой и текущей оценкой,

$i = 1, \dots, N$ - общее количество инициализаций на всех изображениях.

Общее число триплетов равно $N = nR$, где R - количество инициализаций для изображения I_i .

По данным триплетов производится обучение регрессионной функции r_0 , с использованием средней квадратической ошибки.

Чтобы получить данные вида $(I_{qi}, \hat{S}_i^{(1)}, \Delta S_i^{(1)})$ для тренировки следующей регрессионной функции r_1 в каскаде по формуле (1) обновляется значение средней формы лица, и вычисляется разница между истинной формой и полученной средней формой лица

$$\Delta S_i^{(t+1)} = S_{qi} - \hat{S}_i^{(t+1)}.$$

Процесс повторяется до тех пор, пока не будет обучен каскад из T регрессоров, r_0, r_1, \dots, r_{T-1} количество которых определяет уровень точности при обучении. Каждая регрессионная функция обучается с использованием градиентного бустинга.

В алгоритме используется параметр регуляризации $0 < \nu \leq 1$. Установка $\nu < 1$ помогает справляться с переобучением, и большинстве случаев регрессионные функции выученные с этим значением работают намного лучше, чем при $\nu = 1$ [3].

Каждая регрессионная функция делает предсказание на основании извлеченных признаков – разности интенсивности «точек-признаков», полученных на изображении I .

Из выбранных ранее L точек определяется пара точек U и V , расстояние между которыми меньше заданного порога. Затем, находятся разность интенсивностей пикселей в данных точках и сравнивается со случайнно выбранным порогом τ . Поэтому каждый узел регрессионного дерева θ содержит 3 параметра $\theta = (\tau, U, V)$. Решение принимается следующим образом:

$$h(I_{qi}, \hat{S}_i^{(t)}, \theta) = \begin{cases} 1, & I_{qi}(U') - I_{qi}(V') > \tau \\ 0, & I_{qi}(U') - I_{qi}(V') < \tau \end{cases}$$

где U' и V' это положения, определенные на данном изображении.

Для получения оптимального разделения в узлах регрессионного дерева, случайно выбирается Кпар «точек-признаков», из которых выбирается одна пара - обеспечивающая минимальное значение средней квадратической ошибки.

Глубина регрессионных деревьев задается параметром - D . В листьях дерева записываются параметры пар «точек-признаков» определяющих разделение и вектора обновлений средней формы лица.

Эксперимент

Для проведения эксперимента использовалась база изображений MUCT Face Database [4]. Она содержит фотографии людей, снятые при разных углах поворота головы относительно камеры, с различным освещением, некоторые люди сфотографированы в очках. Разрешение каждого изображения в базе составляет 640x480 пикселей. Для каждого изображения лица размечено положение 76 ключевых точек. На некоторых изображениях отмечены не все ключевые точки (например, из-за поворота головы): такие точки обозначаются как "отсутствующие" и не имеют координат.

На рисунке 2 показан пример размеченного входного изображения.

Тренировка модели осуществлялась на 750 случайно взятых изображениях. 3000 изображений использовались для тестирования. Расположение лица на изображениях вычислялось при помощи метода Виолы-Джонса [5]. Полученная область лица использовалась для детектирования положения ключевых точек.

При обучении, каждый тренировочный образец клонировался 8 раз с небольшими случайными смещениями положения ключевых точек. Общее количество тренировочных образцов составило 6000. В данной реализации использовались следующие параметры обучения: количество точек L для выбора признака - 400, количество возможных разделений K для каждого узла - 20, глубина деревьев D - 4, количество регрессионных деревьев T в каждом каскаде - 500, общее количество каскадов M - 10.

Обучение, обработка и анализ результатов производились на ноутбуке AcerAspire 5560G, с процессором AMDA8 1,5 ГГц, оперативной памятью 8 Гб. Время обучения модели в среднем занимало 8 минут.

Результаты

На рисунке 3 представлен пример работы предложенного алгоритма определения ключевых точек лица: а) отмечены положения ключевых точек из базы данных (БД) MUCT, б) отмечены точки, определенные предложенным алгоритмом.

Представленный алгоритм позволяет с высокой точностью определять положение ключевых точек лица. Для 76 точек отклонение среднего значения расположено на интервале от 2 до 7 пикселей. Для точек контура отклонение среднего значения находится в пределах от 4 до 7 пикселей. Для точек бровей, глаз, носа и рта - от 2 до 4 пикселей.

На 22 изображениях отклонение некоторых точек составило от 10 до 50 пикселей. Такие искажения происходят из-за индивидуальных особенностей формы лиц отдельных субъектов базы изображений, например, у субъектов с крупным, или, наоборот, худым лицом. Данная проблема требует доработки алгоритма и изменения базы обучения, но это не входит в текущую задачу.

На рисунке 4 представлен график отклонений средних значений положений 76 ключевых точек для 3000 изображений БД MUCT.

В работе произведено тестирование времени работы предложенного алгоритма. Для определения положения лица использовалась стандартная модель библиотеки OpenCV – frontalface_default. Суммарное время обработки одного изображения в среднем составило 206 мс. На нахождение лица методом Виолы-Джонса [5] в среднем тратилось 203 мс. Определение положения ключевых точек производилось в среднем за 3 мс. Полученный результат показывает, что представленный алгоритм можно использовать для обработки изображений в реальном времени.

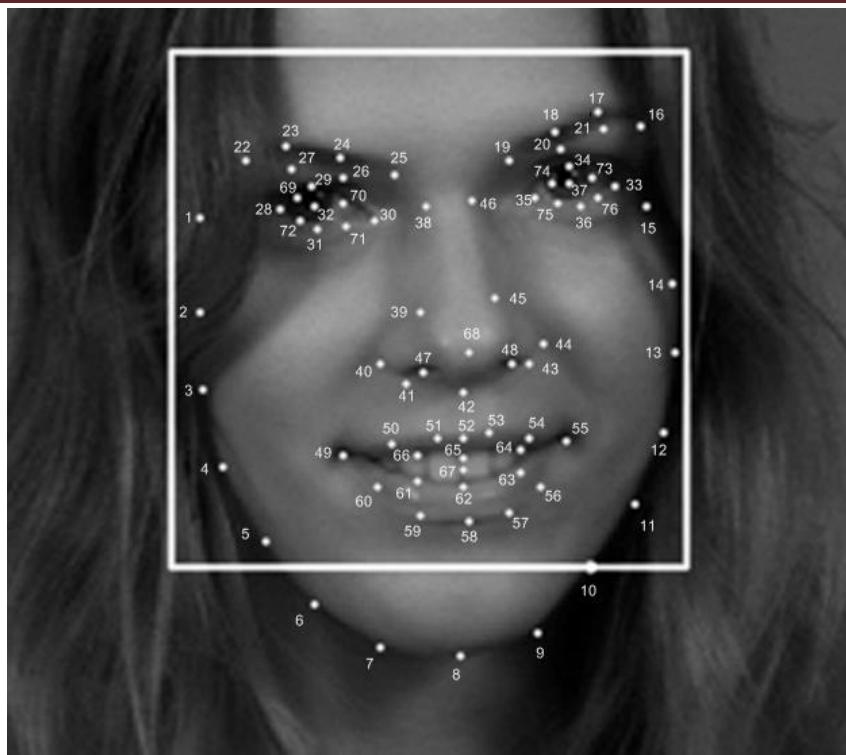


Рисунок 2. Пример входного изображения из БД МУСТ с отмеченными: прямоугольной областью лица и ключевыми точками.

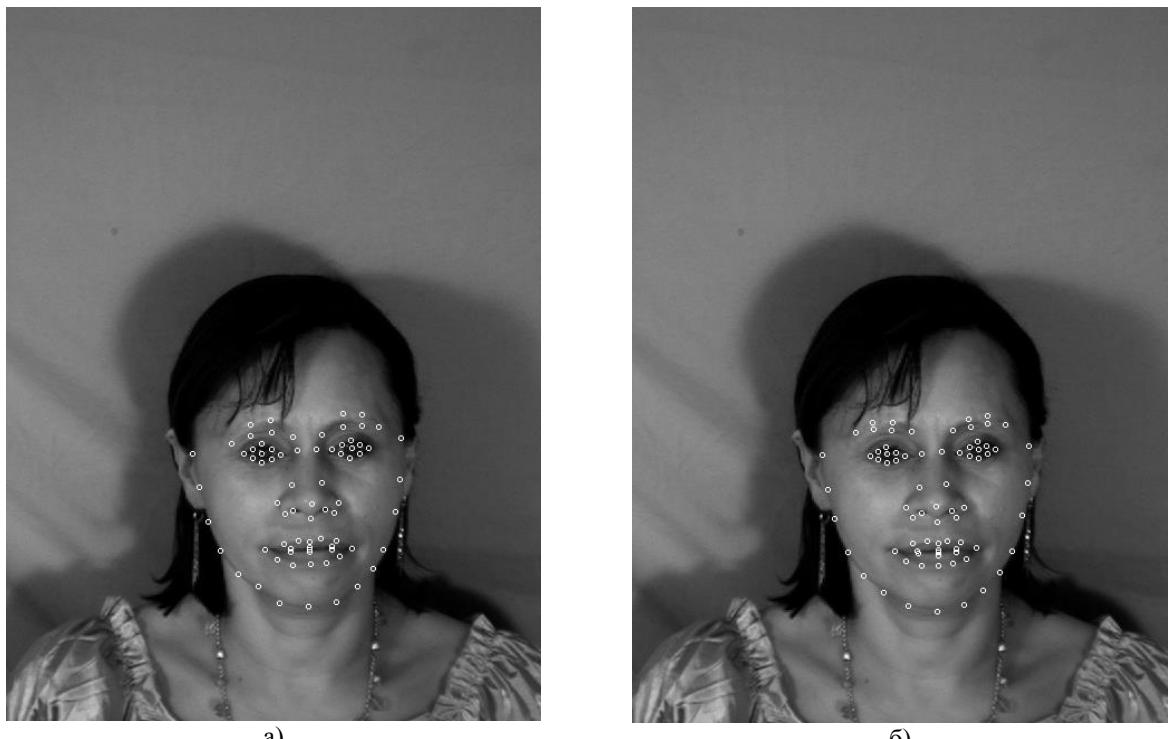


Рисунок 3. Результат работы алгоритма нахождения положения ключевых точек лица. а) положение ключевых точек лица в БД МУСТ, б) положения ключевых точек, определенные предложенным алгоритмом.

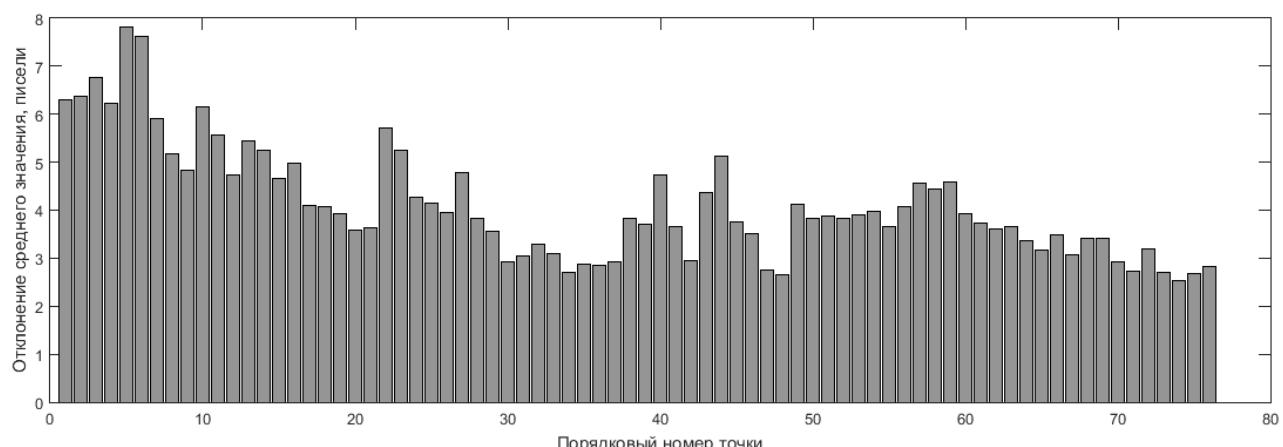


Рисунок 4. Значение среднего отклонения 76 ключевых точек лица для 3000 изображений.

Заключение

Полученные результаты показывают, что применение каскадов регрессионных деревьев для нахождения ключевых точек лица на изображении обеспечивает высокую точность. Представленный алгоритм позволяет производить определение ключевых точек лица на изображении в режиме реального времени.

Библиографический список

1. D. Cristinacce, T. F. Cootes. A Comparison of Shape Constrained Facial Feature Detectors. Sixth IEEE International Conference on Automatic Face and Gesture Recognition FGR, 2004.
2. V. Kazemi, J. Sullivan. One Millisecond Face Alignment with an Ensemble of Regression Trees. 27th IEEE Conference on Computer Vision and Pattern Recognition CVPR, 2014.
3. T. Hastie, R. Tibshirani, J. H. Friedman. The elements of statistical learning: data mining, inference, and prediction. New York: Springer-Verlag, 2001.
4. S. Milborrow, J. Morkel, F. Nicolls. The MUCT Landmarked Face Database. Pattern Recognition Association of South Africa, 2010.
5. P. A. Viola, M. J. Jones. Robust real-time face detection. International Journal of Computer Vision 57(2), 2004.

EFFICIENCY ASSESSMENT OF THE REGRESSION TREE BASED ALGORITHM FOR LOCATING FACIAL LANDMARKS

Belkov D.D., Purtov K.S., Kublanov V.S.

Ural Federal University named after the first President of Russia B.N. Yeltsin, daniil1100@mail.ru

This article addresses the problem of facial landmark detection. It was shown that machine learning algorithm based on ensemble of regression trees can be used to estimate the face's landmark positions. We described some of the most important parts of the algorithm. Also we presented results of testing, which show, that algorithm can achieve real-time performance with high quality predictions.

АЛГОРИТМ ВЫЯВЛЕНИЯ НАРУШЕНИЙ ДЫХАНИЯ ВО СНЕ ДЛЯ СИСТЕМЫ КАРДИОРЕСПИРАТОРНОГО МОНИТОРИНГА: УРОВНИ ПРЕДСТАВЛЕНИЯ ДАННЫХ

Гуменный В. Г.

Санкт-Петербургский государственный электротехнический университет «ЛЭТИ» им. В.И. Ульянова (Ленина) (СПбГЭТУ «ЛЭТИ»), sairus47@gmail.com

Одним из основных биометрических методов, применяемых для длительного мониторинга дыхания, является регистрация давления воздушного потока в носовой полости [1]. Данный метод относится к косвенным биометрическим методам, которые не обеспечивают получение точных значений характеристик дыхания, но предоставляют относительную динамику изменения этих характеристик в условиях реальной жизнедеятельности [2]. Показания датчика назального давления (далее – спирограмма) коррелируют со скоростью воздушного потока, но являются асимметричными для фаз вдоха и выдоха (рис. 1).

Основными оцениваемыми нарушениями дыхания являются события апноэ и гипопноэ. Критерии определения этих событий приведены в руководстве по оценке сна и связанных с ним событий Американской академии медицины сна (AASM) [1]. Однако в данном документе не рассматриваются возможные артефакты, помехи и прочие искажения сигнала, неизбежно возникающие при длительном мониторинге и приводящие к большому количеству ошибок.

В данной работе предлагается структура алгоритма выявления апноэ и гипопноэ по сигналу спирограммы, который должен удовлетворять следующим требованиям:

- распознавание помех и артефактов, их обработка либо исключение из анализа;
- распознавание наличия сигнала дыхания;
- возможность объяснения и обработки ошибок работы алгоритма;
- обеспечение робастности алгоритма;
- разделение на уровни представления информации и подзадачи.

В основе алгоритма лежит представление сигнала в виде иерархической системы событий (структурных элементов), расположенных на разных масштабных уровнях (таблица 1).

Такое представление, с одной стороны, обеспечивает наглядную интерпретацию физиологических процессов, а с другой стороны, удобно для разделения этапов обработки на подзадачи. Кроме того, оно позволяет рассматривать результаты промежуточной обработки как дополнительную информацию для оценки качества сигнала и определения дополнительных диагностически значимых характеристик дыхания.

Основным критерием для разложения сигнала в систему событий было выбрано (неравномерное) распределение энергетических параметров на различных масштабах времени.

Далее на каждом уровне обработки были определены основные свойства объекта, задача, основные проблемы и подзадачи, а также логика преобразования данных для перехода к следующему уровню.

Таблица 1 — Уровни представления и обработки сигнала спирограммы

ЗАГОЛОВОК ЯЧЕЕК

ОБЪЕКТ / ВХОДНЫЕ ДАННЫЕ	РАСПРЕДЕЛЕНИЕ ЭНЕРГИИ ДЫХАНИЯ...	СВОЙСТВА ОБЪЕКТА
→ ЗАДАЧА НА ТЕКУЩЕМ УРОВНЕ ↓ ПРЕОБРАЗОВАНИЕ ДАННЫХ		ПРОБЛЕМЫ / ПОДЗАДАЧИ

УРОВЕНЬ 1(рис. 1)

отсчеты исходного сигнала	... внутри отдельного вдоха или выдоха [форма импульса]	<ul style="list-style-type: none"> Произвольная форма (фронты) Форма меняется во времени Плавающий ноль (изолиния) Неопределенные границы
→ Задача: вдох, выдох – выделить события и их параметры, отфильтровать лишние ↓ Переход: от формы импульсов к событиям вдоха, выдоха		<ul style="list-style-type: none"> Выделение изолинии Выделение границ импульсов Отбраковка шумовых малых пиков Выбор параметров для событий вдоха, выдоха

УРОВЕНЬ 2(рис. 2)

события вдоха и выдоха	... между вдохом и выдохом [пара «+/-» импульсов]	<ul style="list-style-type: none"> Асимметричные, искаженные пары событий (малый вдох-большой выдох) С одной стороны импульс может исчезать (только вдох или выдох)
→ Задача: Спарить события вдоха и выдоха в одно событие (вдох-выход) ↓ Переход: от деления на вдох и выдох к событиям дыхательного цикла		<ul style="list-style-type: none"> Обеспечить однородность, сравниваемость событий Чем заменять непарные импульсы (в т.ч. с отбракованной парой по малой амплитуде)?

УРОВЕНЬ 3(рис. 3)

события дыхательных циклов с интервалами	... между дыхательными циклами (вкл. апноэ, гипопноэ) [модуляция]	<ul style="list-style-type: none"> Пропуски датчика Искажения от смены положения датчика Модуляция дыхания обусловлена: <ul style="list-style-type: none"> - изменением амплитуды, И - интервалов между событиями
--	---	---

→ Задача: выделить модуляции дыхательных циклов в виде цепочек ИЗБЫТОК (+) – НЕДОСТАТОК (-) – ИЗБЫТОК (+)	<ul style="list-style-type: none"> Выделение опорного уровня сигнала Компенсация задержек дыхания при расчете опорного уровня. Определение отклонений от опорного уровня Сопряжение троек сегментов: «высокий-низкий-высокий» (+, -, +)
↓ Переход: от последовательности событий циклов к событиям модуляции(+, -, +)	

УРОВЕНЬ 4(рис. 4)

события модуляции дыхания (+, -, +)	... между различными событиями апноэ / гипопноэ [режим модуляции]	<ul style="list-style-type: none"> Периодическое дыхание = цепочка похожих гипопноэ, апноэ Переходные процессы (плавные) – изменение параметров последовательных апноэ/гипопноэ.
→ Задача: выделить границы режима модуляции	↓ Переход: от события одной цепочки к границам между разными цепочками	<ul style="list-style-type: none"> Выделение периодических цепочек Определение меры ПЕРИОДИЧНОСТИ цепочки Определение меры ВЫРАЖЕННОСТИ цепочки

УРОВЕНЬ 5(рис. 5)

разные режимы модуляции	... между различными режимами модуляции [переключения]	<ul style="list-style-type: none"> Режим модуляции характеризуется своим средним периодом, выраженностью и (или) типом событий
→ Задача: выделить границы		<ul style="list-style-type: none"> Превышение порога изменения параметров Назначение точки инициализации алгоритма

Примечание: определение отдельных событий апноэ и гипопноэ соответствует переходу от уровня 3 к уровню 4. Описанные выше уровни наглядно представлены на рисунках 1–5.

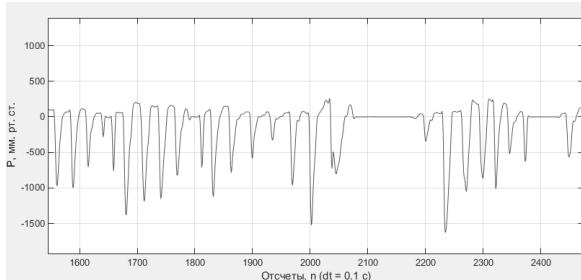


Рис. 1 — Уровень 1: отсчеты исходного сигнала

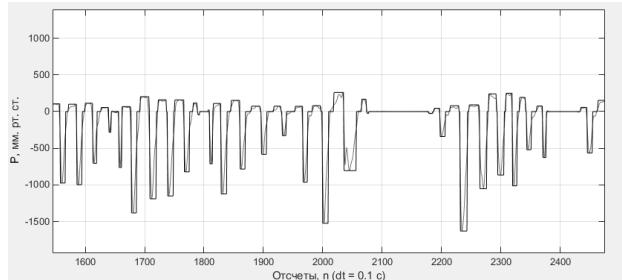


Рис. 2 — Уровень 2: события вдоха и выдоха

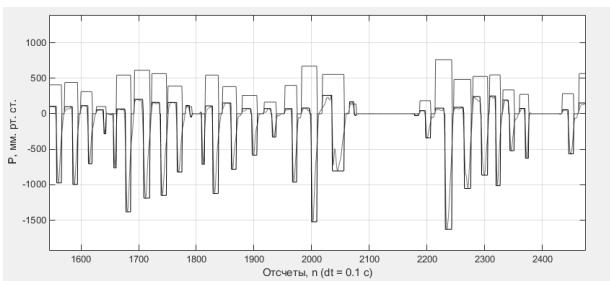


Рис. 3 — Уровень 3: события циклов дыхания

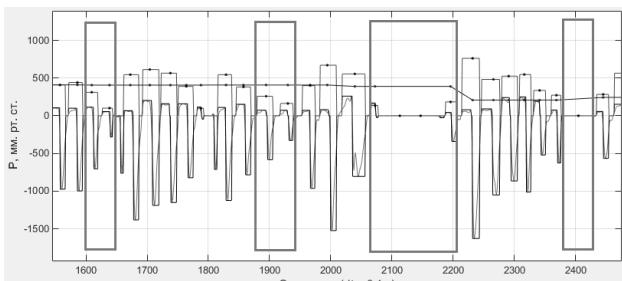


Рис. 4 — Уровень 4: события модуляции дыхания

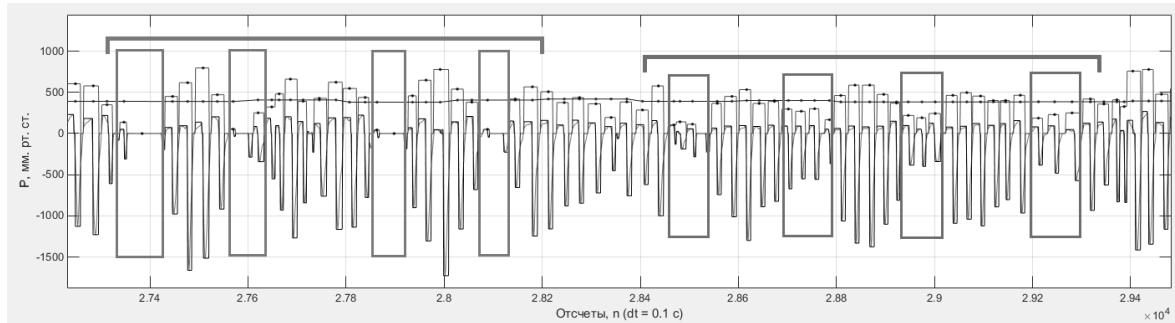


Рис. 5 — Уровень 5: разные режимы модуляции

Библиографический список

1. AASM Manual for the Scoring of Sleep and Associated Events, 2007 [Электронный ресурс] — URL: http://www.nswo.nl/userfiles/files/AASM - Manual for the Scoring of Sleep and Associated Events - 05-2007_2.pdf. (дата обращения: 15.12.2015)
2. Отчет о научно-исследовательской работе «Разработка действующего образца носимых датчиков аппаратно-программного комплекса удаленного неинвазивного автономного детектирования кардиособытий и характеристик вихревых потоков в дыхательных путях»

ALGORITHM FOR SLEEP BREATHING DISORDERS DETECTION FOR CARDIORESPIRATORY MONITORING SYSTEM: DATA REPRESENTATION LEVELS

Gumennyi V.G.

Saint Petersburg Electrotechnical University "LETI", Saint-Petersburg, sairus47@gmail.com

The basic requirements are determined for the algorithm for sleep breathing disorders detection within nasal pressure signal. The algorithm representation in the form of multilayered system is provided, which should facilitate the development, management and data interpretation. The main characteristics, tasks and subtasks are determined for each level.



О РЕКОНСТРУКЦИИ 3Д-ТОМОГРАММ ОБЪЕКТОВ ВРАЩЕНИЯ ПО ДВУМЕРНЫМ ПРОЕКЦИЯМ ПРИ ФИКСИРОВАННОМ УГЛЕ НАКЛОНЕНИЯ

Агафонов М.И., Сидоров М.Ю.

Нижегородский государственный технический университет, agfn@nirfi.sci-nnov.ru

Представлен анализ возможностей реконструкции пространственной структуры вращающихся объектов по двумерным проекциям (изображениям) в зависимости от угла наклонения. Для томографического варианта 3D2D установлено, что одинаковое пространственное разрешение суммарной передаточной функции на уровне половины интенсивности HPBW достигается по оси вращения объектов и в радиальных направлениях орбитальной плоскости при наклонении $\sim 55^\circ$. Величина совпадает с ранее полученным значением для варианта 3D1D, соответствующего реконструкции 3D-томограмм по одномерным проекциям. Однако в отличие от варианта 3D1D увеличение величины угла наклонения в интервале от 55° до 90° приводит к незначительной разнице разрешений, и угол 90° не является критичным. Заметное снижение качества реконструкции наблюдается при наклонениях, меньших 20° . Приведены результаты моделирования. Радиоастрономический подход к реконструкции позволяет реализовать вариант 3D2D и приводит к меньшим искажениям по сравнению с методом обратных фильтрованных проекций. Предложенная информационная технология имеет перспективы приложения в медицине и экологии.

18. **Введение.** Реконструкция изображений в томографии [1], как правило, основана на методе обратных фильтрованных проекций (ОФП). В процессе обработки создается набор последовательных двумерных поперечных сечений. На следующем этапе числовые массивы преобразуются в единый трехмерный массив, на основе которого рассчитываются фронтальные и сагиттальные сечения, а также может выполняться объемная визуализация. Построение томограмм при меньшем по сравнению с методом ОФП числе ракурсов возможно на основе методов восстановления изображений, обладающих

нелинейными свойствами [2]. Разработанный в ФГБНУ НИРФИ метод решения задач малоракурсной томографии - радиоастрономический подход (РП) [3-6], позволяет в несколько раз сократить необходимое число проекций по сравнению с методом ОФП (см. пример на рис.1 в [6]), существенно повысить динамический диапазон, а также использовать неравномерное распределение ракурсов в пространстве. Несмотря на увеличение вычислительных затрат, указанные качества РП полезны для целого ряда приложений, в том числе с целью уменьшения лучевой нагрузки.

19. Ранее [7-9] нами были рассмотрены проблемы, возникающие при реконструкции 3D-томограмм объектов вращения по одномерным проекциям (*вариант 3D1D*) при наличии фиксированного угла наклонения, минуя этап построения двумерных сечений. Зависимость разрешения вдоль оси вращения (z) по отношению к плоскости орбиты (x, y) имеет интересные особенности. Различия в разрешении усложняют интерпретацию томограммы. Вопрос требовал анализа для получения корректных количественных оценок при интерпретации томограммы. Полученные результаты учитывались нами при практической реализации варианта 3D1D [10-12].

20. В настоящей работе представлен сходный анализ возможностей реконструкции 3D-томограмм объектов вращения при фиксированном угле наклонения, а также при изменении величины этого угла, однако на основе двумерных проекций. Реконструкция 3D2D реализована с использованием радиоастрономического подхода при вычислении обратным проецированием суммарного изображения и суммарной передаточной функции (СПФ).

Особенности суммарной передаточной функции и зависимость разрешения от угла наклонения.

Рис.1 представляет геометрию трехмерной томографической задачи 3D2D, а также принцип формирования СПФ на основе отдельных карандашных передаточных функций, ответственных за разрешение двумерных проекций. Отклик СПФ в трехмерной области пространственных частот иллюстрирует фрагмент, показанный в правой части рисунка. При равенстве угла наклонения 90 градусам, вариант будет практически эквивалентен реконструкции набора двумерных проекций. При этом полное заполнение области пространственных частот до заданной границы среза может быть достигнуто путем увеличения числа ракурсов (фазовых углов). Однако изменение фиксированного угла наклонения, его уменьшение требует непосредственной 3D-реконструкции и будет приводить к появлению у СПФ незаполненных секторов. Коррекция ситуации путем увеличения числа ракурсов при использовании большего количества фазовых углов проблему не устраняет. Попробуем выяснить вопрос путем анализа геометрии СПФ для различных углов наклонения. На рис.2 в качестве примера представлены сечения в плоскости (x, z) трехмерных СПФ для четырех значений углов наклонения. Вычисления проводились с использованием набора карандашных передаточных функций гауссовой формы, распределенных эквидистантно в соответствии с 20 фазовыми углами. Как видно из рисунка, одинаковое разрешение СПФ на уровне половины интенсивности HPBW достигается по оси вращения объектов и в радиальных направлениях орбитальной плоскости при наклонении $\sim 55^\circ$. Значение совпадает с вариантом 3D1D, соответствующим реконструкции 3D-томограмм по одномерным проекциям [8,9]. Однако в отличие от варианта 3D1D увеличение величины угла наклонения в интервале от 55° до 90° приводит к незначительной разнице разрешений, и угол 90° не является критичным. Заметное снижение качества реконструкции наблюдается при наклонениях, меньших 20° . При 0° происходит полная потеря разрешения в направлении оси вращения.

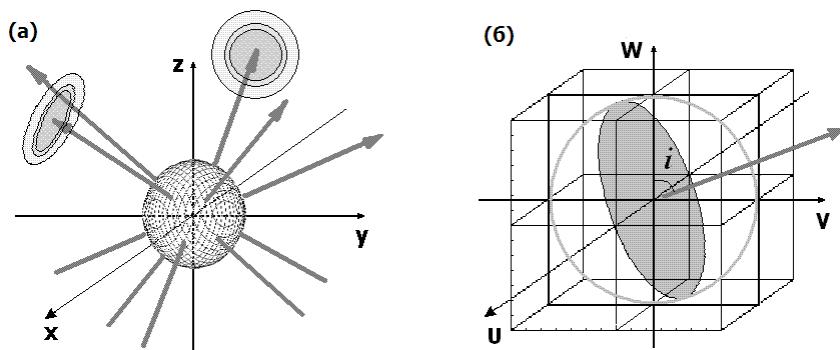


Рис.1. Геометрия томографической задачи 3D2D: а) пример формирования СПФ для объекта вращения на основе пяти карандашных передаточных функций при пяти фазовых углах и фиксированном угле наклонения (i); б) схема построения отклика СПФ из карандашных лучей в области пространственных частот (U, V, W); формирование отклика происходит на основе дисков, перпендикулярных карандашным лучам; один из таких дисков показан на рисунке.

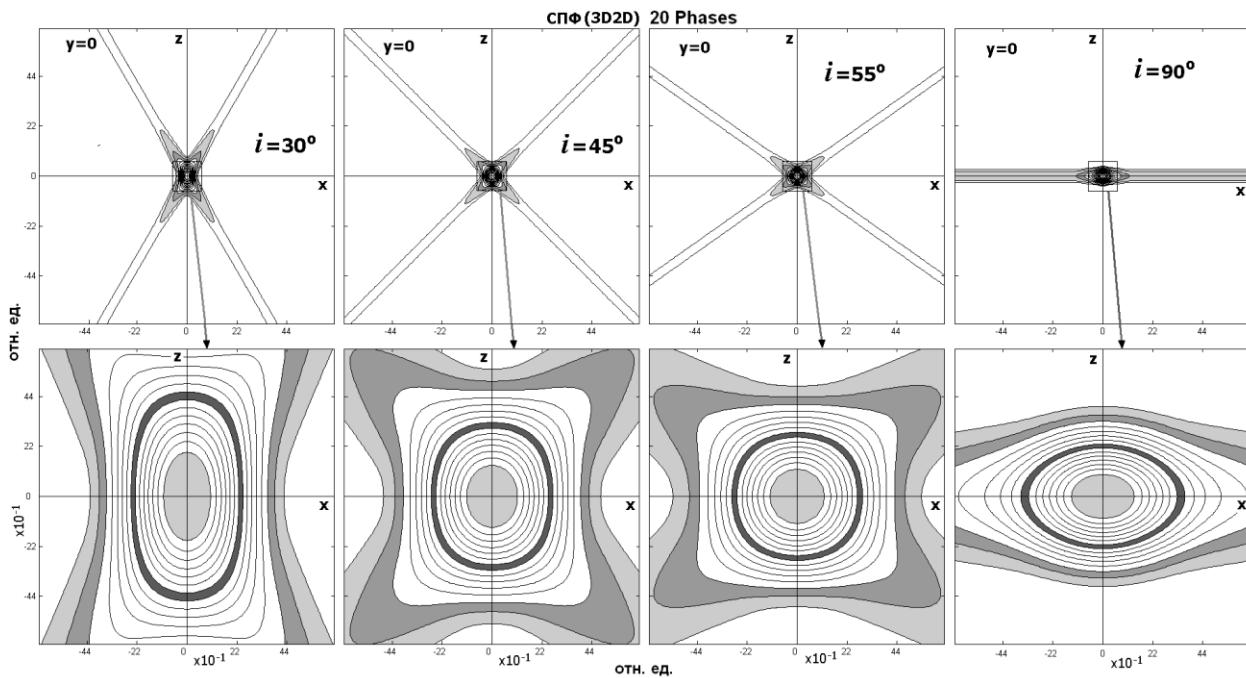


Рис.2. Геометрия СПФ для задачи томографической 3D-реконструкции объекта вращения при фиксированном значении угла наклонения (i). Представлены сечения трехмерных СПФ, построенных для четырех различных углов наклонения. Ось z совпадает с осью вращения, ось x расположена радиально в плоскости вращения. Использовано 16 уровней интенсивности, шаг между изолиниями равен 6.25%. На мелкомасштабных рисунках нанесена также дополнительно внешняя изолиния более слабого уровня, равного 3.125%. Значения по осям координат приведены в относительных единицах. На крупномасштабных рисунках темной заливкой в центральной области выделен уровень половины интенсивности HPBW.

Реконструкция модели с различными структурными компонентами. На [рис.3](#) представлена иллюстрация модели, для которой проводилась 3D-реконструкция. Вначале вычислялись двумерные проекции для каждого из пяти различных фиксированных углов наклонения в диапазоне от 10 до 90 градусов. В качестве В нижней части рисунка в качестве примеров показаны главные сечения результатов реконструкции при углах наклонений 90 и 55 градусов. Представленные аналогичные сечения модели позволяют провести сопоставление. Проведенное исследование показало, что наилучшее соответствие исходной модели наблюдается в диапазоне углов от 90° до 45°. При этом при 45° становится заметным незначительное растяжение сферической оболочки по оси z . При 30° эффект диффузии по оси z уже значителен. На сечениях в пределах наклонений от 90° до 30° присутствуют все компоненты структуры, которые отображаются достаточно отчетливо. Некоторая фрагментация структуры оболочки связана со спецификой использования при реконструкции модели итерационного алгоритма, называемого стандартной чисткой (standardCLEAN).

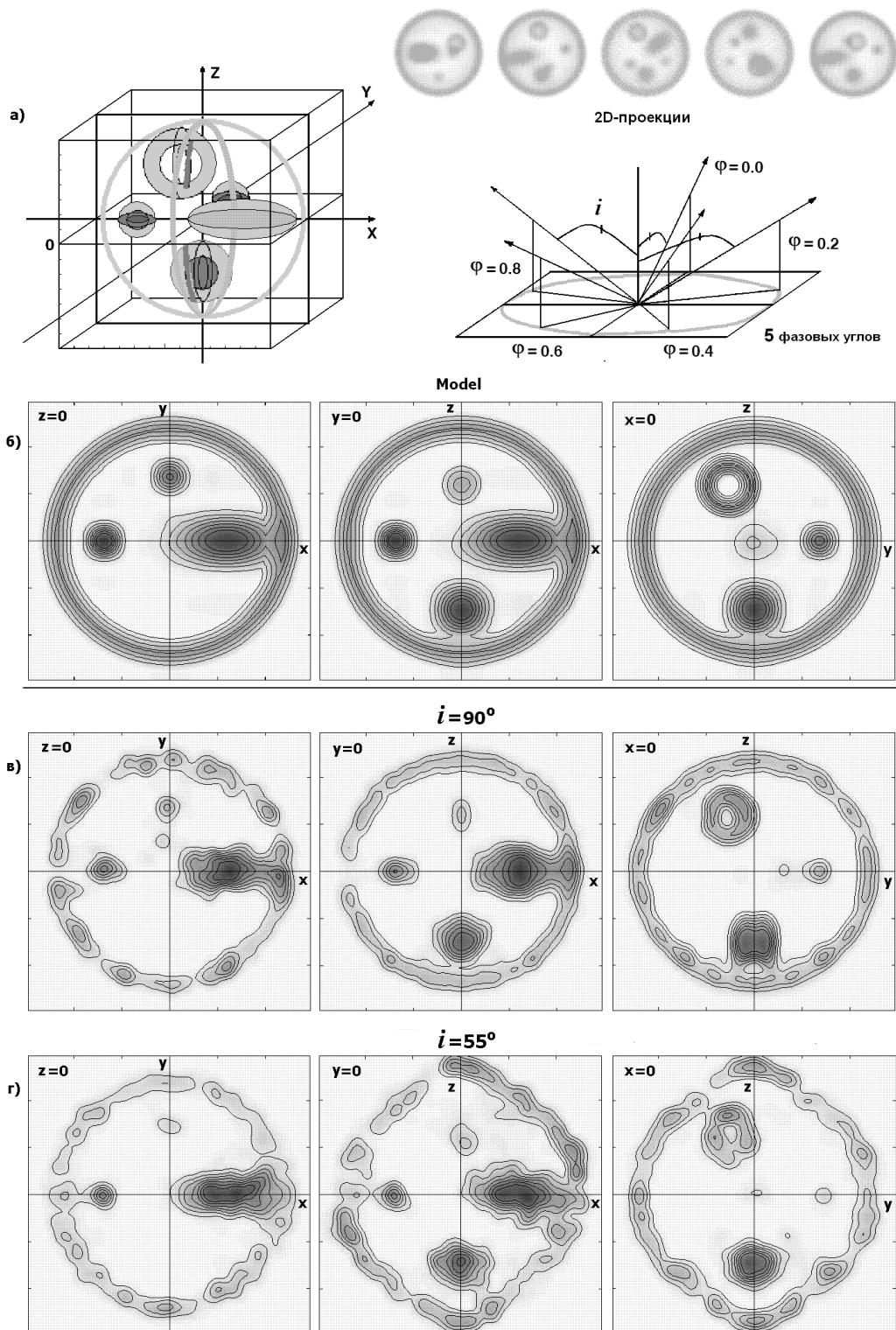


Рис.3. Реконструкция 3D-модели при реализации томографического 3D-варианта реконструкции (3D2D) по двумерным проекциям для объекта вращения с фиксированным углом наклонения. Фрагмент а) иллюстрирует условное пространственное изображение введенной модели, вписанной в куб; модель состоит из четырех сферических и одного эллисоидального элемента, окруженных сферой. Справа показана геометрия расположения ракурсов при регистрации двумерных проекций при фиксированном угле наклонения и пяти фазовых углах; выше изображены пять проекций, полученных при угле наклонения 45 градусов карандашными передаточными функциями, диаметр которых определяет разрешение. В совокупности они представляют собой суммарную передаточную функцию, которая используется в процессе реконструкции. Объект предполагается оптически тонким. Фрагменты б) в) и г) позволяют провести сопоставление трех главных сечений результатов проведенной 3D-реконструкции для углов наклонения 90 и 55 градусов и с аналогичными сечениями введенной числовой модели.

Дальнейшее уменьшение угла наклонения приводит к значительным искажениям. Сечения томограммы, построенной для наклонения $i = 10^\circ$, показывают сходство с исходной моделью лишь в плоскости (x,y) . Сечения, включающие ось z , имеют слабое соответствие исходной модели. Эффект объясняется сильным падением разрешения в направлении оси вращения.

Заключение. Рассмотрены вопросы, актуальные для развития пространственной реконструкции вращающихся объектов на основе набора их изображений, полученных при фиксированном угле наклонения и различных фазовых углах. Трехмерный томографический вариант 3D2D реализован с использованием радиоастрономического подхода. Приведены результаты моделирования, которые позволяют оценить возможности реконструкции. Приложение РП, разработанного для решения задач малоракурсной томографии, позволяет использовать его для варианта 3D2D и приводит к меньшим искажениям по сравнению с методом обратных фильтрованных проекций. Возможности разрешения определяются анализом геометрии главного луча СПФ на уровне половины интенсивности (HPBW). Однаковое разрешение 3D-томограммы при реконструкции объектов вращения по двумерным проекциям (вариант 3D2D) достигается при угле наклонения $i \sim 55^\circ$. Величина совпадает с полученным ранее значением при исследовании варианта 3D1D. Размеры центральной зоны СПФ определяются шириной отдельных передаточных функций и не зависят от числа фазовых углов.

Авторы выражают благодарность РФФИ за поддержку исследований (проект № 15-02-02145).

Библиографический список

1. Календер В. Компьютерная томография. Москва: Техносфера, 2006. – 344с.
2. Василенко Г.И., Тараторин А.М. Восстановление изображений. М.: Радио и связь, 1986. –304с.
3. Агафонов М.И. Томография при ограниченном числе проекций. I. Радиоастрономический подход к проблеме и метод 2-CLEANSA. Известия вузов. Радиофизика. 2004, т.47, №2. с.94-110.
4. Агафонов М.И., Шарова О.И. Томография при ограниченном числе проекций. II. Радиоастрономический метод CLEAN в приложении к трехмерным задачам. Известия вузов. Радиофизика. 2005, т.48, с.367-381.
5. Agafonov M.I., Sharova O.I. Few projections astrotomography: radio astronomical approach to 3D reconstruction. Astronomische Nachrichten. 2005. v.326, No.2, p.143-149.
6. Агафонов М.И., Шарова О.И. Малоракурсная томография: радиоастрономический подход к двумерной и трехмерной реконструкции. Альманах клинической медицины. 2008. т.17, ч.1. с.133-136.
7. Агафонов М.И., Шарова О.И. Томографическая 3D-реконструкция объектов при их вращении с фиксированным углом наклонения. Материалы Международной научной конференции «Физика и радиоэлектроника в медицине и экологии» (ФРЭМЭ'2012), г.Сузdalь, 2012г. т.2, с.206-210.
8. Агафонов М.И., Сидоров М.Ю. О разрешении 3D-томограмм объектов вращения с фиксированным углом наклонения при реконструкции по одномерным проекциям. Материалы Международной научной конференции «Физика и радиоэлектроника в медицине и экологии» (ФРЭМЭ'2014), г.Сузdalь, 2014г. 4с.
9. Агафонов М.И., Сидоров М.Ю. Наклонение объекта и возможности разрешения в доплеровской 3D-томографии. Астрон. журн. 2014, т.90, 481-489.
10. Agafonov M.I., Richards M.T., Sharova O.I. Three-dimensional Doppler tomography of gas flows in the algol-type binary U Coronae Borealis. Astrophysical Journal. 2006. v.652, p.1547-1553.
11. Agafonov M.I., Sharova O.I., Richards M.T. Three-dimensional Doppler Images of the Disklike and Streamlike States of U Coronae Borealis. Astrophysical Journal. 2009. v.690, p.1730-1744.
12. Richards M.T., Agafonov M.I., Sharova O.I. New Evidence of Magnetic Interactions between Stars from Three-Dimensional Doppler Tomography of Algol Binaries: beta Per and RS Vul. Astrophysical Journal. 2012. v.760, Issue 1, article id. 8, 10pp.

CONCERNING 3D-TOMOGRAM RECONSTRUCTION OF ROTATING OBJECTS FROM THE SET OF 2D-PROJECTIONS BY FIXED INCLINATION ANGLE

M.I.Agaфонов^{1,2}, M.Yu.Sidorov¹,

State Technical University of Nizhny Novgorod, agfn@nirfi.sci-nnov.ru

There are presented an analysis of possibilities of 3D-structure reconstruction for the rotating objects on the base of the set of two-dimensional projections (images) in dependence of the value of inclination angle. It is shown for this tomographical 3D2D-version that the equal resolution of summarized transfer function (STF) for HPBW can be achieved along the object rotation axis and in the radial directions of orbital plane by the inclination angle of $\sim 55^\circ$. This value coincides with the value obtained earlier for the 3D1D-version corresponded to the reconstruction of the tomogram on the base of 1D-projections. However the increase of inclination angle in the range from 55° to 90° leads to non-significant differences of the resolutions, and the angle of 90° is here not problematical. We have the essential decrease of the reconstruction quality by the inclination angles less as 20° . There are presented the results of computational modeling. Radioastronomical Approach (RA) to the reconstruction allows realize 3D2D-version and leads to the lower distortions in comparison with the Filtered Back-Projecting (FBP) method. Proposed information technology has good prospects of application in medicine and ecology.

ПРИМЕНЕНИЕ ЭМПИРИЧЕСКОЙ МОДОВОЙ ДЕКОМПОЗИЦИИ ДЛЯ УСТРАНЕНИЯ ДРЕЙФА ИЗОЛИНИИ В ЭКГ

В.А .Аль-Хайдри, Е.М. Талеб, Л.Т. Сушкова

Владимирский государственный университет имени Александра Григорьевича и Николая Григорьевича Столетовых» (ВлГУ)
alhaidri@vlsu.ru

Введение

Анализ литературы показывает, что в настоящее время многие специалисты, как в России так за рубежом, занимаются задачей оценки и повышения качества электрокардиографии (ЭКГ) с помощью различных методов, алгоритмов и подходов. Об этом свидетельствует большой объем научных работ, посвященных разработке автоматизированных программных средств, большинство из которых были построены на линейной и адаптивной фильтрации [7,8]. Однако такие методы оказываются бессильными при решении задачи обнаружения и устранения помех в случае когда спектры частот помехи и полезного сигнала перекрываются. Поэтому необходимо найти более эффективные методы для решения данной задачи.

Обзор методов обнаружения и выделения помех, которые часто встречаются при регистрации того или иного медицинского сигнала, показал, что одним из перспективных и многообещающих средств решения данной задачи является применение эмпирической модовой декомпозиции. В [5,6] предложено для подавления помех в электрокардиосигнале использовать метод декомпозиции на эмпирические моды. В работе [4] предложен набор метрик качества электрокардиографического сигнала (ЭКС), основанный на параметрах эмпирической модовой декомпозиции, отличающийся возможностью учета наличия шумов, артефактов, нарушений сердечного ритма и некорректного положения электродов отведений. В данной работе исследуется возможность применения эмпирической модовой декомпозиции для обнаружения и устранения низкочастотной помехи в виде дрейфа изолинии.

МЕТОД ЭМПИРИЧЕСКОЙ МОДОВОЙ ДЕКОМПОЗИЦИИ (ЭМД)

ЭМД является адаптивным методом анализа нестационарных сигналов. Базис, используемый для разложения сигнала, конструируется непосредственно из самого исследуемого сигнала. Это позволяет учесть все его локальные особенности, внутреннюю структуру, присутствие различных помех. Кроме адаптивности, ЭМД обладает и другими важными для практических приложений свойствами в том числе ортогональность и полнота [5].

Метод ЭМД отличается простой в реализации и малым объемом вычислений [9]. Его суть заключается в адаптивном разложении входного сигнала на частотные составляющие. Результатом этого разложения является функция

$$x(t) = \sum_{i=0}^{n-1} f_i(t) + r_n(t),$$

где $f_i(t)$ – набор эмпирических мод; $r_n(t)$ – остаточный член, не подлежащий разложению.

На рисунке 1 показаны отрезок ЭКС (первая строка) и несколько эмпирических мод, расположенных в порядке уменьшения частоты.

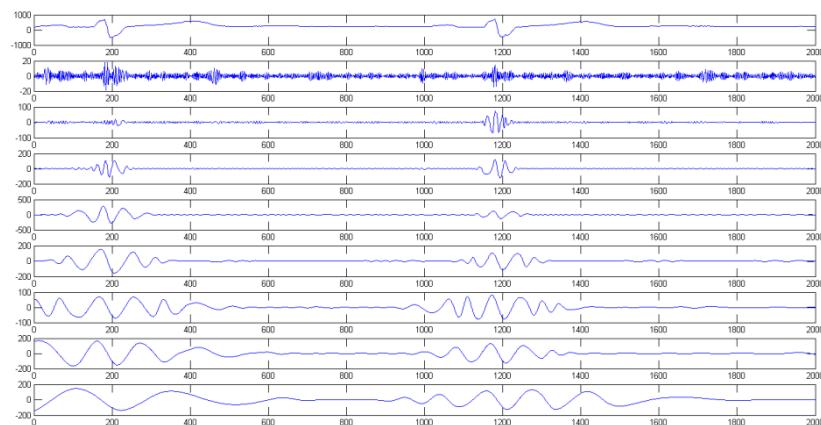


РИС.1- ЭКС и его эмпирические моды

Использование ЭМД для подавления помех из ЭКГ основано на принципе удаления отдельных мод частотных составляющих электрокардиосигнала, которые соответствуют той или иной помехе.

Искажающие ЭКС помехи можно разделить на высокочастотные (ВЧ) помехи: сетевая помеха и мышечный трепор; низкочастотные (НЧ) помехи: дрейф изолинии и артефакт движения.

Среди помех, действующих на ЭКС, наиболее трудноустранимой является аддитивная низкочастотная помеха (дрейф изолинии), поскольку спектр дрейфа изолинии полностью перекрывается со спектром ЭКС. Наличие дрейфа изолинии вносит искажения в амплитудно-временные параметры элементов ЭКС, которые сложно выявить при автоматическом анализе ЭКС [1]. Особенно это проявляется при определении депрессии ST-сегмента, которая является главным признаком наличия ишемической болезни сердца (ИБС) [3].

УСТРАНЕНИЕ ДРЕЙФА ИЗОЛИНИИ

На рисунках 2.а, 3.а показаны примеры дрейфа изолинии, полученные в результате моделирования в среде MatLab. С целью моделирования дрейфа изолинии использован синусоидальный сигнал низкой частотой (1 Гц) и высокой амплитудой (порядка в 10^2 амплитуды исходного ЭКС). Данная помеха была наложена на исходные сигналы разной длины, показанные на рис.2аи 3.а.

Искаженные ЭКС подвергались модовой декомпозиции, в результате которой для каждого ЭКС были получены ряд так называемые эмпирическими модовыми функциями (ЭМФ) как показано на рис.1. Полученные ЭМФ имеют разные частоты и сортируются от высокой частоты до самой низкой частоты. Выделение ЭМФ низкой частоты и дальнейшее ее устранение из ЭКС привело к исключению дрейфа изолинии, искажающего исходный сигнал. На рис.2 б, 3б представлены ЭКС после устранения дрейфа изолинии (медленной волны).

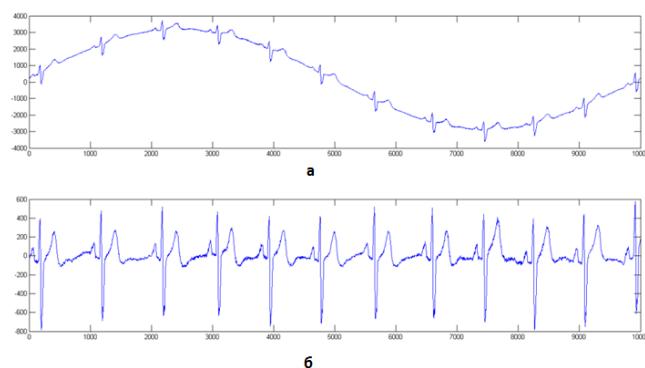


РИС.2 – Пример ЭКС (небольшой фрагмент) с смоделированным дрейфом изолинии (а) и после его удаления (б)

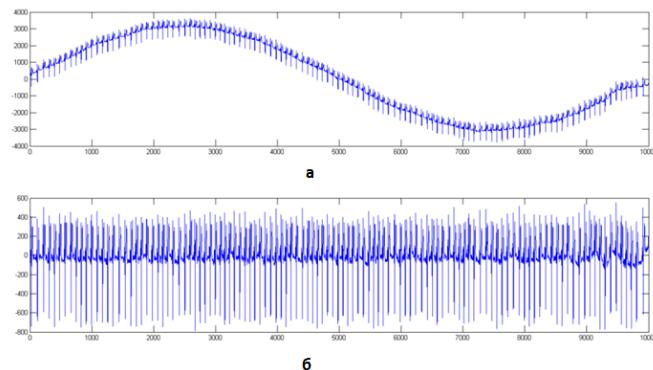


РИС.3 – Пример ЭКС с смоделированным дрейфом изолинии (а) и после его удаления (б)

После применения метода ЭМД к ЭКС с дрейфом изолинии, полученный в результате наложения моделированной помехи было принято решение исследовать его работы на ЭКС с реальным дрейфом изолинии. Данный ЭКС взят с базы данных [2]. Как несложно заметить из рисунка 3, ЭМД справился и с реальным дрейфом изолинии.

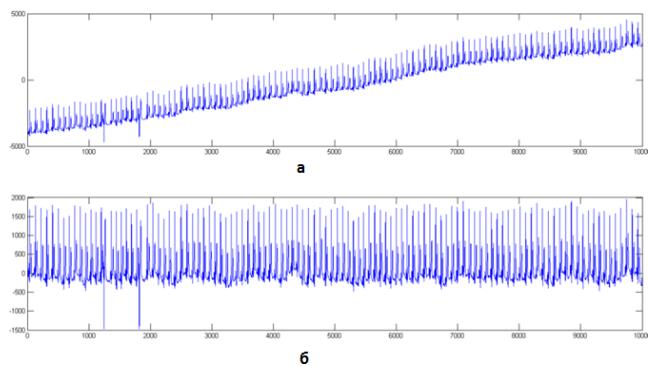


РИС.4 – Пример ЭКС с реальным дрейфом изолинии (а) и после его удаления (б)

Заключение

Задача повышения качества электрокардиографического сигнала за счет устранения посторонних искажающих помех является актуальной поскольку от него зависит и качество диагностики и последующее терапевтическое воздействие. В данной работе была исследована эффективность метода эмпирической модовой декомпозиции. Данный метод показал свою способность в устранении низкочастотной помехи (дрейф изолинии), накладываемой на ЭКС.

Список литературы:

1. Блинов П.А., Алгоритмы устранения дрейфа изолинии электрокардиосигналана основе преобразования его спектра, автореферат диссертации на соискание ученой степени кандидата технических наук, Рязанский государственный радиотехнический университет, Рязань 2011.
2. The PTB Diagnostic ECG Database - The PTB Diagnostic ECG Database - <http://www.physionet.org/physiobank/database/ptbdb/>
3. Тушев А.А., применение антиградиентных методов настройки параметров в системах анализа диагностических велоэргометрических сигналов, Алтайский государственный технический университет им. И.И. Ползунова, Барнаул 2007
4. Козюра А.В. Методы и средства контроля электрокардиоаппаратуры и качества электрокардиографических сигналов// Автореферат диссертации на соискание ученой степени кандидата технических наук, Орел, 2013 г.
5. А. Ю. Тычков, П. П. Чураков, Л. Ю. Кривоногов. Автоматизированная система обработки и анализа электрокардиосигналов в условиях интенсивных помех различного вида // Известия высших учебных заведений. Поволжский регион. Технические науки – 2011. – № 1 (17). – С. 117–125.
6. Chacko, A.; Ari, S., "Denoising of ECG signals using Empirical Mode Decomposition based technique," Advances in Engineering, Science and Management (ICAESM), 2012 . International Conference on , vol., no., pp.6,9, 30-31 March 2012
7. Scrutinizing different techniques for artifact removal from EEG signalsG.Geetha et al. / International Journal of Engineering Science and Technology (IJEST), Research Scholar, Department of Computer Science,Avinashilingam Deemed University for Women ,Coimbatore, Tamilnadu, 641043, India, 2011.
8. Lu, Guohua, et al. "Removing ECG noise from surface EMG signals using adaptive filtering." Neuroscience letters 462.1 (2009): 14-19.
9. Huang, N. E. The empirical mode decomposition and the Hilbert spectrum for nonlinear and non-stationary time series analysis / N. E. Huang, Z. Shen, S. R. Long // Proc. R.: Soc. Lond. A. – 1998. – V. 454. – P. 903–995.

BASELINE DRIFT REMOVAL OF ECG USING EMPIRICAL MODE DECOMPOSITION

Al-haidri W.A., Sushkova L.T., Taleb E.M.
 Vladimir State University, Russia
Alhaidri@vlsu.ru

In this study, the effectiveness of the method of Empirical Mode Decomposition (EMD) for ECG signal quality enhancement by eliminating the distorting interference has been studied. This problem is relevant because of the quality of diagnosis and subsequent therapeutic effect depends on its solution. EMD method has shown its ability to eliminate low-frequency noise (Baseline drift).

СЕКЦИЯ 3

БИОМЕХАНИКА, ПРОБЛЕМЫ КОРРЕКЦИИ И ЛЕЧЕНИЯ ОПОРНО-ДВИГАТЕЛЬНОГО АППАРАТА

ОЦЕНКА МАГНИТНОГО ПОЛЯ МАГНИТОТЕРАПЕВТИЧЕСКОЙ ПОДСИСТЕМЫ МЕХАНОТЕРАПЕВТИЧЕСКОГО УСТРОЙСТВА

Гиниятуллин Н.И.¹, Жулев В.И.², Каплан М.Б.²

1 – ООО "Научно-внедренческое предприятие "Орбита",

2 – Рязанский государственный радиотехнический университет,

kaplan.m.b@iibmt.rsreu.ru

Стремление к увеличению результативности лечения опорно-двигательного аппарата человека определило подход сочетанного воздействия факторов магнито и механотерапии. Для достижения синергического эффекта в механотерапевтическую установку «ОРМЕД-РЕЛАКС» [1] была введена дополнительная магнитотерапевтическая подсистема.

В качестве варианта такой подсистемы в исследованиям подвергалась структура, состоящая из двух идентичных постоянных цилиндрических магнитов, установленных на массажной тележки механотерапевтического аппарата.

Магнитотерапевтический эффект в ходе проведения лечебных процедур достигается за счет воздействия магнитного поля на область расположения позвоночника. Повышение качества лечения при использовании магнитного поля связано с оптимизированным выбором значений характеристик магнитной системы, что может быть реализовано исходя из результатов моделирования магнитного поля. Первым этапом в оценке магнитного поля являлся расчет поля в области пространства вне постоянных магнитов, который был выполнен на базе скалярного магнитного потенциала φ_m

$$\varphi_m = \sum_{i=1}^2 \frac{M_r}{4\pi\mu} \left(\Omega \left(x_N - x_i, y_N - y_i - \frac{l}{2} \right) - \Omega \left(x_N - x_i, y_N - y_i + \frac{l}{2} \right) \right)$$

где Ω – телесный угол, под которым виден контур торцевой поверхности магнита из точки пространства N ; l – высота магнита; M_r – остаточная намагниченность магнита; μ – магнитная проницаемость среды. Расчет телесного угла проводился в соответствие с методикой представленной в работе [2]. Результат расчета магнитного поля получен в виде распределений вектора напряженности магнитного поля в области терапевтического воздействия.

В качестве исходных данных использовались значения параметров массажной системы механотерапевтической установки «ОРМЕД-РЕЛАКС».

В ходе механотерапевтической процедуры массажная тележка с установленными магнитами перемещается вдоль позвоночника (рис. 1).

Магнитное поле в каждой точке области воздействия меняется со скоростью движения массажной тележки, что составляет 30,5 мм/сек. Учитывая относительно невысокую скорость перемещения массажной тележки для расчета магнитного поля допустимо использовать математический аппарат, применяемый при моделировании постоянных и низкочастотных магнитных полей [3]. Размер, анализируемой области воздействия, составил 670 мм. Расчет магнитного поля производился для крайней точки области воздействия, а также для средней точки области воздействия. Результат представлен в виде графиков изменения модуля вектора напряженности магнитного поля (рис. 2).

Магнитотерапевтическая подсистема, установленная на массажной тележке, создает не только бегущее магнитное поле, но и вращающееся. Перемещение поля и вращение вектора магнитной индукции в конкретной выбранной точке области воздействия обусловлены перемещением массажной тележки. Взаимная ориентация вектора индукции магнитного поля и током заряженных ионов, присутствующих в крови пациента, определяют направление и величину силового действия поля на ткани и биоструктуры и, как следствие, уровень лечебного эффекта. В ходе моделирование были оценены составляющие вектора напряженности магнитного поля для точки, расположенной в центре области воздействия.

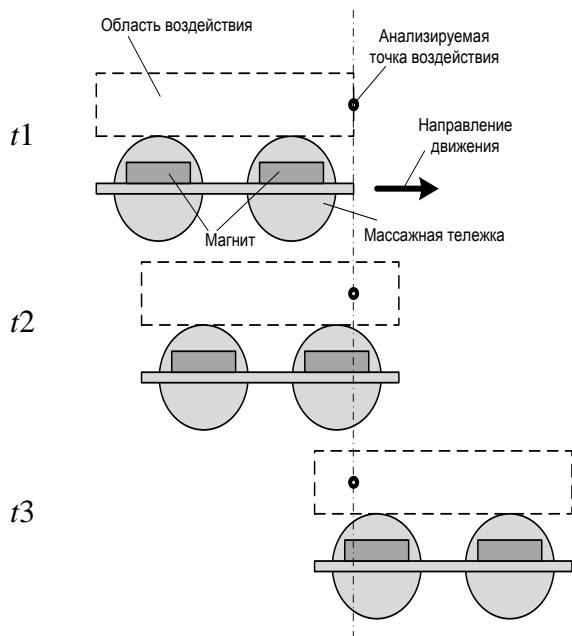


Рисунок 1. Схема взаиморасположения массажной тележки и анализируемой точки воздействия магнитного поля в моменты времени t_1, t_2, t_3 , где $t_1 < t_2 < t_3$

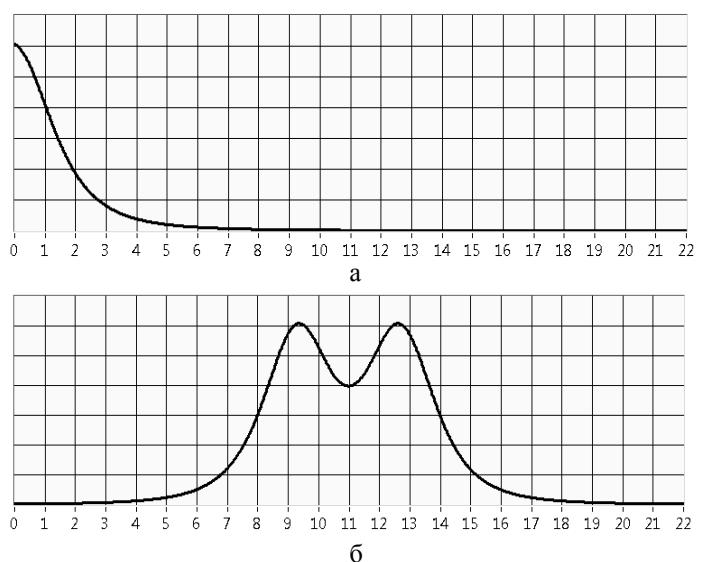
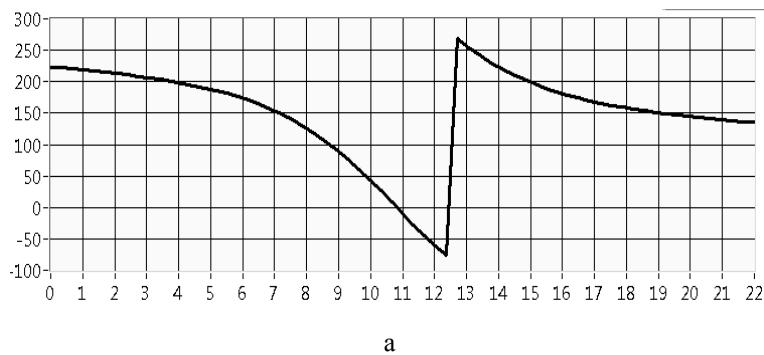
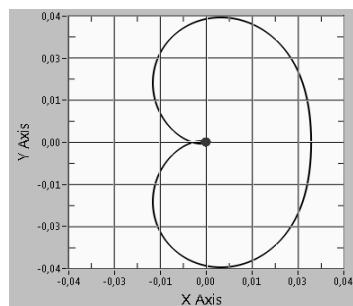


Рисунок 2. Изменение модуля вектора напряженности магнитного поля во времени (сек) при движении массажной тележки: а – для крайней точки области воздействия; б – для средней точки области воздействия

Расчет производился при перемещении массажной тележки из одного крайнего положения в другое крайнее положение, что с учетом параметров устройства составило 22 секунды. Для каждого момента времени определялось направление вектора напряженности магнитного поля. Итоговый результат представлен в зависимости изменения угла поворота вектора напряженности магнитного поля во времени (рис. 3, а). Расчеты показали, что угол поворота составил 447 градусов. Для графического представления соответствия угла поворота и модуля вектора напряженности магнитного поля был построен годограф (рис. 3, б).



а



б

Рисунок 3. Зависимость изменения направление вектора напряженности магнитного поля в центральной точке области воздействия при движении массажной тележки из левого крайнего положения в правое крайнее положение: а – изменения угла вектора во времени; б – годограф, характеризующий соответствие направления и модуля вектора напряженности магнитного поля

В ходе механотерапевтической процедуры массажная тележка выбирает, в результате чего магниты смещаются вдоль вертикальной оси на величину ± 1 мм. Вибрация приводит к тому, что при фиксированном положении массажной тележки, магнитное поле меняется. Был проведен анализ изменения относительной величины магнитного поля (рис. 4). В ходе оценки указанной величины были установлены следующие значения: максимальное отклонение – 4,4 %, среднее значение – 1,2 %, среднеквадратическое отклонение – 1,5 %. Девиацию поля следует рассматривать в качестве положительного эффекта, так как приводит к изменению силового воздействия оказываемого полем на организм пациента, что является источником массажного воздействия внутренних мышечных структур, располагающихся в непосредственной близости от позвоночника.

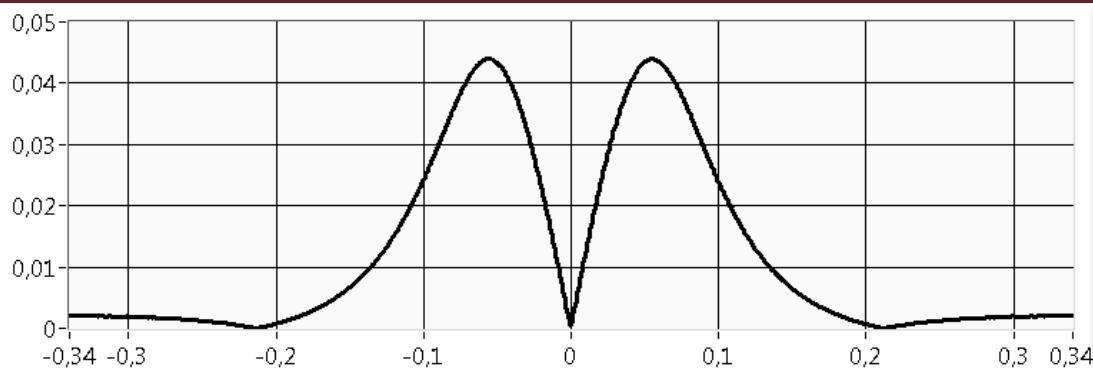


Рисунок 4. Относительное отклонение, обусловленное вибрацией массажной тележки

Таким образом, использование магнитотерапевтической подсистемы, состоящей из двух идентичных постоянных магнитов, в составе механотерапевтического устройства, позволяет реализовать воздействие низкочастотным бегущим и вращающимся полем, а также массажный эффект.

Библиографический список

- Гиниятуллин Н.И., Жулев В.И., Маликов А.С., Гиниятуллин М.Н. Автоматизированные механотерапевтические комплексы и результаты их применения в клинической практике// Биомедицинская радиоэлектроника. 2015. № 5. С. 46-55.
- Гиниятуллин Н.И., Жулев В.И., Каплан М.Б. Построение модели магнитного поля для аппаратов механотерапии // Математические методы в технике и технологиях – ММТТ-28 [текст]: сб. трудов XXVIII Междунар. науч. конф.: в 12 т. Т.9. / под общ. ред. А.А. Большакова. – Саратов: Саратов. гос. техн. ун-т, 2015; Ярославль: Ярослав. гос. техн. ун-т; Рязань: Рязанск. гос. радиотехн. ун-т, 2015. – С. 213-216 с.
- Системы комплексной электромагнитотерапии: Учебное пособие для вузов / Под ред. А.М. Беркутова, В.И. Жулева, Г.А. Кураева, Е.М. Прошина. – М.: Лаборатория Базовых Знаний, 2000. – 376 с.

ESTIMATION OF MAGNETIC FIELD MAGNETOTHERAPEUTIC SUBSYSTEM DEVICE MECHANOTHERAPY

Giniyatullin N.I.¹, Zhulev V.I.², Kaplan M.B.²

1 – Ltd. "Scientific Innovation Enterprise "Orbit",

2. – Ryazan State Radioengineering University, kaplan.m.b@iibmt.rsreu.ru

The article discusses the possibility of using magnetotherapeutic subsystem, introduced as part of the installation for mechanotherapy. As magnetotherapeutic subsystem presents the structure, consisting of two permanent magnets. The study prepared by the distribution module of the magnetic field intensity during the motion massage trolley installed on it magnetotherapeutic subsystem. It revealed the generation of a rotating and traveling magnetic field caused by the movement of the trolley along the massage area of influence. Estimated change in the magnetic field in the moving vibrating massager.



СОВЕРШЕНСТВОВАНИЕ АЛГОРИТМА УПРАВЛЕНИЯ МЕХАТРОННОГО МОДУЛЯ БИОМЕХАНИЧЕСКОГО ТРЕНАЖЕРА

Новикова Е. А., Жданов А. В., Морозов В. В.

ФГБОУ ВПО «Владимирский государственный университет имени Александра Григорьевича и Николая Григорьевича Столетовых», yvm@vlsu.ru

В биомеханическом тренажере, состоящем из шарнирно-рычажной системы и мехатронного привода с системой управления [1, 2], реализован следующий алгоритм управления для уменьшения болевых ощущений.

Действие алгоритма основано на учете величины момента сопротивления. Мехатронный модуль (ММ) совершает разгибательное движение в суставе до тех пор, пока сопротивление не достигнет порогового значения M_{kp} . В этом случае ММ переключается на осциллирующий режим, заставляя сустав совершать быстрые колебательные движения малой амплитуды. Такой режим способствует расслаблению сгибательных мышц и снижению болевых ощущений. Осциллирующий режим функционирует некоторый период времени (от

нескольких секунд до нескольких минут), задаваемый программно, после чего привод возвращается в исходное положение, заставляя сустав сгибаться и давая возможность для восстановления локального кровообращения и релаксации разгибателей. Затем цикл повторяется вновь.

Алгоритм работает следующим образом. Под действием номинального напряжения $U = U_0$ ММ совершает разгибание сустава (прямой ход) до тех пор, пока сопротивление не достигнет критического значения M_{kp} . Этот момент фиксируется датчиком тока, т.к. потребляемый ток прямо пропорционален преодолеваемой нагрузки: $I = M_2/c_M$, где c_M – отношение статического синхронизирующего момента двигателя к пусковому току фазы.

При достижении $M_2 = M_{kp}$ происходит переключение на режим осцилляции. Привод под действием управления $U = -U_1$ начинает отрабатывать движение в обратном направлении (сгибание сустава) в течение заданного полупериода осцилляции T_{osc} . Амплитуда управляющего напряжения U_1 определяется из условия прохождения заданного угла разгибания α за полупериод:

$$U_1 = \frac{2\pi\alpha}{\omega_u T_{osc}} \sqrt{1 + \left(\frac{2\pi T_\gamma}{T_{osc}}\right)^2} U_0.$$

При окончании полупериода в момент времени $\tau = T_{osc}$ происходит переключение управления на прямой ход $U = U_1$, заставляя сустав разгибаться. Разгибание продолжается до тех пор, пока вновь не наступит событие $M_2 = M_{kp}$, после чего совершается второй цикл осцилляции.

В течение каждого колебания в fazu осцилляции счетчик циклов n регистрирует количество совершенных осцилляций. При совершении заданного числа N осцилляций фаза осцилляции заканчивается и привод под действием управляющего напряжения $U = -U_1$ возвращается в исходное положение и цикл разработки заканчивается. Для работы алгоритма необходимо задать следующие параметры: M_{kp} - пороговое значение момента сопротивления, характеризующего наступление контрактуры, Н·м; M - число циклов разработки в течение сеанса разработки, N - число осцилляций в течение цикла разработки; T_{osc} – полупериод осцилляции, с; α – амплитуда осцилляции, град.

Остальные параметры (характеристики двигателя: ω_{xx} , M_Π , J_{rot} , U_0 ; редуктора: u , η , J_1 , J_2 ; предельный угол разгибания в суставе φ_{np}) фиксированы и защиты в ПЗУ микропроцессора. Их можно также перепрограммировать, например, при перенастройке тренажера на другой сустав, замене двигателя или редуктора, но в отличие от перечисленных выше параметров управления они недоступны через пульт пользователя.

Библиографический список

1. Морозов, В.В. Биотехнические тренажеры на базе ММ для разработки посттравматических контрактур [Текст] / В.В. Морозов, А.В. Жданов, А.Б. Костерин // МАУ / М.: Новые технологии, 2008. - № 3. – С. 43-46. ISSN 1584-6427.
2. Novikova, E.A. et al. Development of algorithms for digital control for mechatronic drives consisting of medical devices for rehabilitation [Text]/ /E.A. Novikova, V.V. Morozov, A.V.Zhdanovhttp://www.scopus.com/authid/detail.uri?origin=resultslist&authorId=35875963500&zone=// 5th International Workshop on Computer Science and Engineering: Information Processing and Control Engineering, WCSE 2015-IPCE

IMPROVED CONTROL ALGORITHMS OF MECHATRONIC UNITS FOR BIOMECHANICAL SIMULATOR

Novikova E.A., Zhdanov A.V., Morozov V.V.

Vladimir State University named after Alexander and Nikolay Stoletovs, vvm@vlsu.ru

The article describes the advanced control algorithms mechatronic units biomechanical simulator. The action of the algorithm is based on the accounting value of the moment of resistance. Mechatronic unit performs extension movements of the joint until the resistance until it reaches the threshold value. We describe the implementation stage of the algorithm.



ИССЛЕДОВАНИЕ ПРОЧНОСТИ НЕСУЩЕГО ЭЛЕМЕНТА ГОЛЕНОСТОПНОГО ПРОТЕЗА

Кочетов Д. О., Шинаков И. В., Жданов А. В.

ФГБОУ ВО «Владимирский государственный университет имени Александра Григорьевича и Николая Григорьевича Столетовых», shinakov@vlsu.ru

Голеностопный протез испытывает наибольшие нагрузки при эксплуатации, чем коленный и тазобедренный шарниры [1]. Несущие элементы шарниров, как правило, выполняются из нержавеющих сталей, титановых и алюминиевых сплавов, и определяют вес протеза. Наиболее распространенными типами протезов являются простые конструкции с технологичными элементами, залитые полиуретаном. В данном исследовании проведен расчет прочности универсального несущего элемента такого протеза в системе CAD/CAE Pro/ENGINEER WF4. Твердотельное моделирование несущего элемента (рис.1) проводилось по технологии снизу-вверх с учетом особенностей проектирования листовых материалов. В модели варьировались геометрические примитивы, толщина и выбранный материал. Получены расчетная модель для проверки прочности (рис.1,а) и несколько вариантов конечно-элементных (КЭ) моделей (рис.1, б и в). При разбиении на конечные элементы использовались вид элемента – твердое тело (Solid), тип элемента – тетраэдр. Ход решения задачи иллюстрирует таблица 1.



а) расчетная модель

б) первоначальная КЭ модель (кол-во элементов – 1656, кол-во узлов - 808)

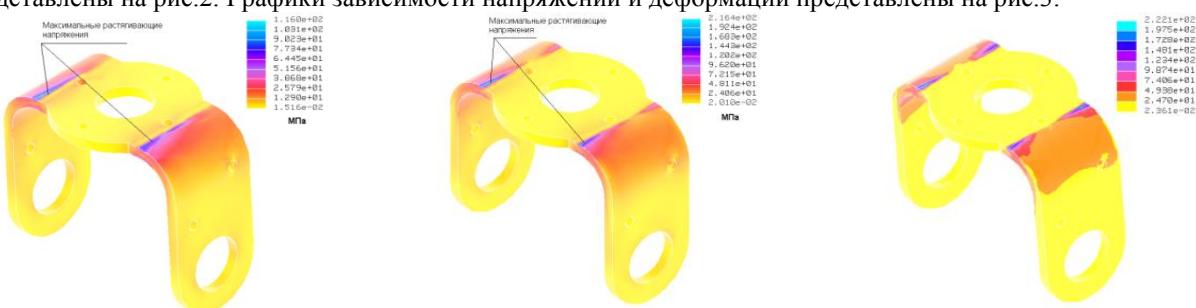
в) используемая в расчетах КЭ модель (кол-во элементов – 3712, кол-во узлов - 1024)

Рис.1. Твердотельное и конечно-элементное моделирование несущего элемента голеностопного протеза

Таблица 1. Ход решения задачи прочности

Параметр	Итерация				
	1	2	3	4	5
Количество уравнений	765	4265	14478	21249	22158
Степень полинома	1	2	4	5	5
Элементы, которые не сошлись	647	225	139	4	0
Узлы, которые не сошлись	1264	811	57	0	0
Сходимость	100%	90,10%	37%	24,10%	10,90%
Время расчета, с	13,21	18,84	31,1	50,8	73,8

Моделировались различные углы приложения нагрузки на несущий элемент, в зависимости от угла строились графики упругих перемещений и напряжений. Примеры полученных объемных полей напряжений представлены на рис.2. Графики зависимости напряжений и деформаций представлены на рис.3.



а) 0 град.(116 МПа)

б) 30 град. .(216 МПа)

в) 75 град. .(222 МПа)

Рис.2. Объемные поля напряжений при максимальной нагрузке и различных углах приложения

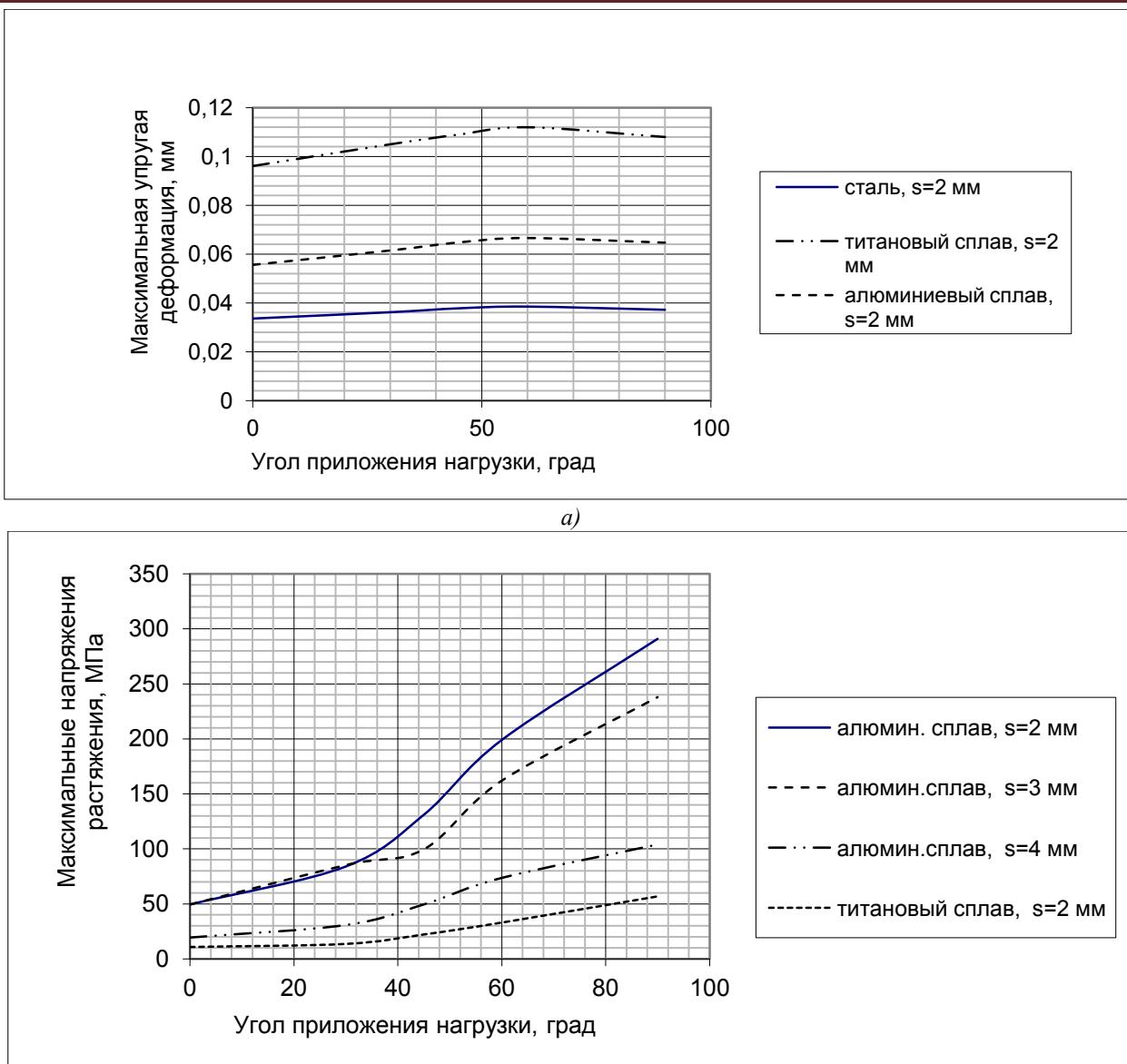


Рис.3. Графики зависимости максимальной упругой деформации и максимальных растягивающих напряжений в зависимости от угла приложения нагрузки и различных материалов

Результатом исследования стали рекомендации к изготовителям по применению титанового сплава в несущем элементе голеностопного шарнира, как наиболее прочного (аналогично стали) и легкого материала.

Например, максимальные напряжения растяжения для титанового сплава ($s = 2$ мм) при угле приложения нагрузки 0 град составили 10 МПа, а для алюминиевого сплава- 50 МПа, что в 5 раз больше. При угле приложения нагрузки в 40 град это различие достигает 9 раз (15 и 110 МПа), а при угле 80 град – 4,2 раза (50 и 260 МПа) Однако изготовление данной детали из титанового сплава сопряжено с рядом технологических проблем, поэтому по требованиям Заказчика были рассмотрены варианты применения алюминиевого сплава различных толщин (s от 2 до 4 мм) - см. рис.3. Заказчику были предложены варианты изготовления данного узла из алюминиевого сплава толщиной 3,5 мм, что устраивает по критериям прочности и весу детали

Библиографический список

1. Дубровский В.И., Федорова, В.Н. Биомеханика. М.: Владос Пресс, 2003, 672 стр.

STRENG INVESTIGATION OF THE BEARING ELEMENT OF ANKLE PROSTHESIS

Kochetov D.O., Shinakov I.V., Zhdanov A.V.

Vladimir State University named after Alexander and Nikolay Stoletovs, zhdanov@vlsu.ru

The article presents the results of studies of the carrier unit of the ankle prosthesis durability, conducted using the finite element method in the program Pro / Mechanica. strength analysis was carried out for different materials bearing element - steel, aluminum and titanium alloys. Practical recommendations for use of the materials studied in the prosthesis.



МОДЕЛИРОВАНИЕ БИОМЕХАНИКИ КРОВООБРАЩЕНИЯ ПРИ ЛЕВОЖЕЛУДОЧКОВОМ ОБХОДЕ СЕРДЦА НАСОСОМ ПУЛЬСИРУЮЩЕГО ТИПА

Жданов А. В.¹, Штых Д. В.¹, Иткин Г. П.²

¹ФГБОУ ВО «Владимирский государственный университет имени Александра Григорьевича и Николая Григорьевича Столетовых», zhdanov@vlsu.ru

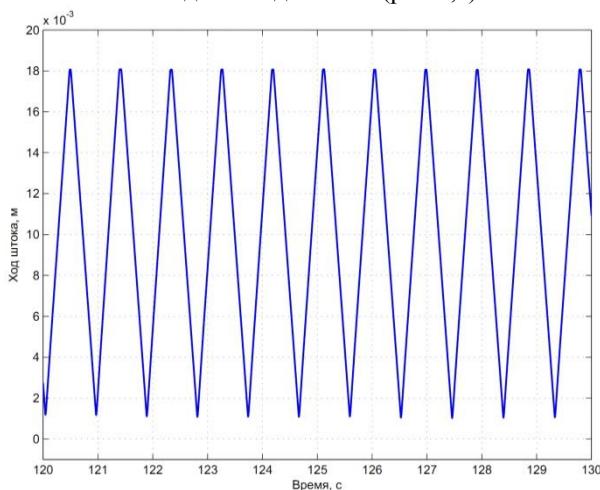
²ФГБУ «ФНЦТИО им. ак. В.И. Шумакова» Минздрава России, georgeitkin@mail.ru

Для поддержания параметров кровообращения пациентов с хронической сердечной недостаточностью (ХСН) используются системы вспомогательного крообращения или системы левожелудочкового обхода (ЛЖО) пульсирующего и постоянного типа [1]. При оценке рисков применения ЛЖО с помощью насоса пульсирующего типа использовалось моделирование биомеханики крообращения при интеграции в математическую модель сердечно-сосудистой системы (ССС) модели мехатронного модуля (ММ). Конструкция ММ пульсирующего типа предложена в работах [2, 3]. Модель ССС описана ранее, как у отечественных исследователей [4], так и зарубежных ученых [5]. Результатов моделирования биомеханики кровообращения при ЛЖО сердца насосом пульсирующего типа ранее не было.

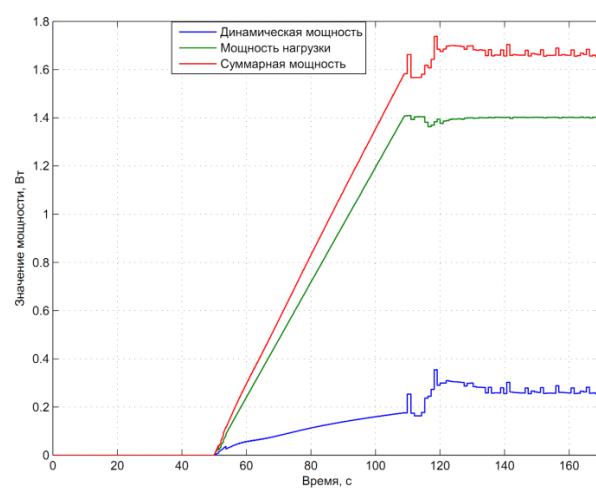
При моделировании использовалась графическая среда имитационного моделирования *Simulink* системы MATLAB. Модель ММ разработана в той же среде с целью возможности интеграции в единую модель ССС.

Параметры, принятые при моделировании ММ были следующими:

- номинальная мощность двигателя - 63 Вт;
- номинальное напряжение 24 В;
- пусковой момент двигателя - 2,52 Нм;
- частота вращения вала на холостом ходу - 3283 об/мин;
- момент инерции ротора - $7,5 \cdot 10^{-6}$ кг·м²;
- передаточная функция исполнительного механизма (ИМ) – 3,5 мм/об;
- приведенный момент инерции ИМ - $3,825 \cdot 10^{-5}$ кг·м²;
- масса выходного звена - 0,054 кг;
- КПД ИМ - 0,9;
- диаметр мембранны – 90 мм;
- коэффициент упругости материала мембранны - 300 Н/мм.
- ход ИМ – до 20 мм (рис.1,а).



а)



б)

Рис.1 Результаты моделирования биомеханических параметров насоса пульсирующего типа

Моделирование хронической сердечной недостаточности (ХСН) описано в [1]. При этом параметры гемодинамики соответствуют указанным в таблице.

Основные параметры для моделирования ХСН

№	Параметр	Значение
1	Конечно-диастолический объем левого желудочка сердца (КДО ЛЖ)	более 150 м
2	Ударный объем (УО)	менее 50 мм рт. ст
3	Минутный объем крообращения (МОК)	менее 3 л/мин
4	Конечное диастолическое давление левого желудочка сердца (КДД ЛЖ)	более 15 мм рт. ст
5	Артериальное давление (АО)	менее 85 мм рт. ст.;
6	Центральное венозное давление (ЦВД)	более 13 мм рт. ст.;
7	Давление заклинивания легочной артерии (ДЗЛА)	20 мм рт. с

На начальном этапе была решена задача синхронизации сокращений ММ и сердечной мышцы. При реализации ЛЖО необходимо обеспечить совпадение фаз обоих циклов. Генерирование управляющего сигнала для модуля происходит посредством обработки данных с датчиков (контактных или бесконтактных). При использовании такого сигнала в качестве управляющего ММ фазы циклов сокращений модуля и сердца пациента совпадают, что обеспечивает их синхронную работу. Необходимый ударный объем и, соответственно, минутный расход модуля задается исходя из степени тяжести сердечной недостаточности.

Система управления модуля динамически отслеживает величину хода штока и регулирует напряжение на двигателе в фазу систолы. Напряжение в фазу диастолы регулируется так, чтобы ход штока оставался в пределах рабочей величины. Присоединение модели модуля к модели ССС осуществляется путём сложения мгновенного расхода модуля с расходом левого желудочка, а также подачи данных о давлении в аорте и желудочке в модель модуля. Включение ММ происходит постепенно путём плавного увеличения заданного ударного объема выброса. При этом система управления повышает управляющее напряжение на двигателе, сравнивая вычисленное значение объема с заданным.

Некоторые результаты моделирования представлены на рис.1 и 2. На них показаны графики хода выходного штока ММ (рис.1,а) и значения мощности модуля (рис.1,б). При этом можно видеть различие мощности нагрузки и суммарной мощности. Графики суммарного минутного расхода модуля (рис.2,а) и расхода левого желудочка сердца (рис.2, б) показывают приемлемые результаты для поддержания необходимых параметров крообращения пациента при ХСН.

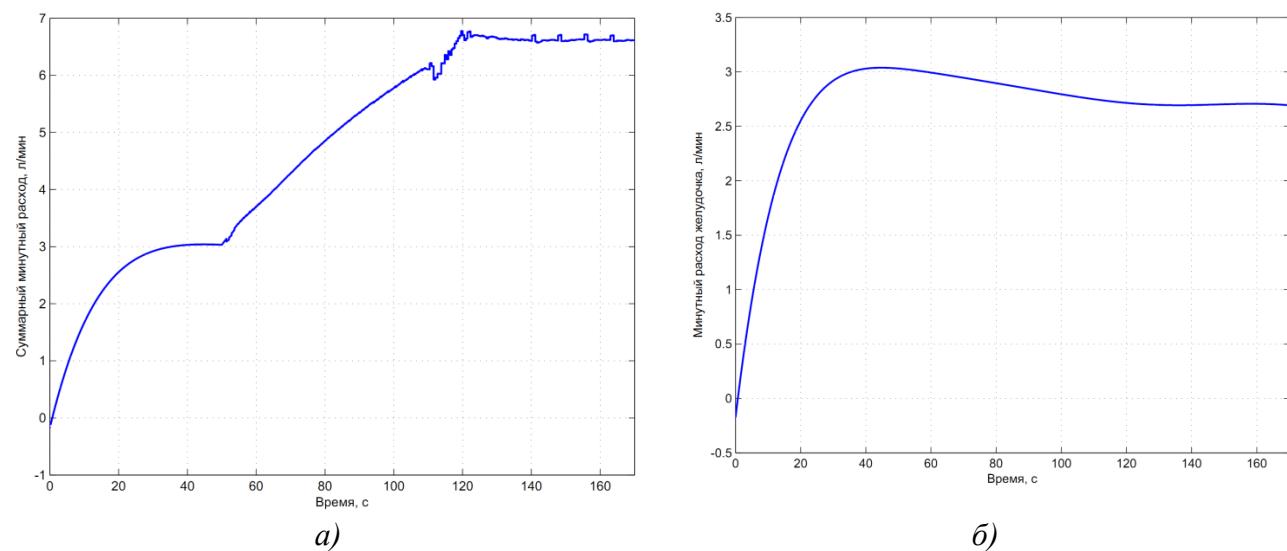


Рис.2. Результаты моделирования биомеханических параметров крообращения при ЛЖО сердца насосом пульсирующего типа

Так при ходе штока ММ 17 мм ($\pm 8,5$ мм) и величине заданного объема выброса 60 мл, увеличено давление в аорте до 120 мм рт.ст., величина минутного расхода ММ увеличивается до 4 л/мин, суммарный расход достигает 6,5...7 л/мин. Таким образом, использование насоса с ММ пульсирующего типа позволяет значительно улучшить биомеханику кровообращения.

Библиографический список

1. Ганин В.П., Морозов В.В., Жданов А.В. Биотехнические и медико-биологические аспекты разработки имплантируемых систем ЛЖО пульсового типа: Монография. – Владимир: Изд-во ВлГУ, 2007. – 180 с. ISBN 978-5-89368-832-0
2. Zhdanov, A.V., Morozov, V.V., Design aspects of implantable mechatronic units for systems of auxiliary blood circulation and TAH [Text] / A.V. Zhdanov, V.V. Morozov // International Conference on Automation, Mechanical and Electrical Engineering (AMEE 2015) JUL 26-27, 2015 Phuket, THAILAND, pp. 270-276 ISBN: 978-1-60595-237-6
3. Morozov, V.V. et al. Design actuator pump systems LVAD [Text]/ V.V. Morozov, A.V.Zhdanov, L.V. Belyaev, I.V. Volkova // Source of the Document Resources, Environment and Engineering - 2nd Technical Congress on Resources, Environment and Engineering, CREE 2015, pp. 77-81
4. Быков, И.В. Вспомогательное кровообращение на базе осевых насосов (математическое моделирование процессов управления). Дисс.на соиск.уч.степени канд.биол.наук., Москва, 2014, - 126 стр.
5. Yu Wang Suction detection and feedback control for rotary LVAD/ Diss.for PhD, 2013, Orlando

MODELING BIOMECHANICS CIRCULATION IN LAFT VENTRICLE ASSIST DEVICE WITH PULSATIV PUMP

Zhdanov A.V., Shtyh D.V.

Vladimir State University named after Alexander and Nikolay Stoletovs, zhdanov@vlsu.ru

In assessing the risk of circumvention of the left ventricle assist device with the help of a pulsating pump used simulation biomechanics of blood circulation in the integration into the mathematical model of the cardiovascular system and mechatronic unit. The design of mechatronic unit pulsating type suggested earlier. The model of the cardiovascular system is based on the works of Russian and foreign scientists. Results of modeling of biomechanics of blood circulation while bypassing the left ventricle assist device of the pulsating pump never seen before. The results confirming the prospects of the use of a pulsating pump to improve the biomechanics of blood circulation in chronic heart failure patients.



МЕХАНИЧЕСКИЙ ПОДХОД К ОПИСАНИЮ ОСНОВ БИОНИЧЕСКОГО ПРОТЕЗИРОВАНИЯ

Чигибаева К. М.

Московский Технологический Университет, chigibaeva@yandex.ru

Большинство фундаментальных наук, таких как биология или физика изучают классический для них предмет исследований. И при встрече с новым явлением, как правило, легко сразу определить, к какой области оно относится. Человек, к примеру, может быть объектом исследования анатомии, биохимии, психологии. Но наша задача будет заключаться в ином – посмотреть начеловека точки зрения физики и классической механики и, в частности, определить, какие физические характеристики верхних конечностей необходимо учитывать при протезировании рук.

Биомеханика и кибернетика всегда привлекали ученых своей футуристичностью. Первые научно-фантастические рассказы и повести писались киборгах, живых машинах, людях, работавших в паре с машинами. Авторы по-разному представляли себе киборгов, уделяли внимание различным сферам общества, обличали те или иные пороки и, безусловно, акцентировали внимание на развивающихся сферах науки и информационных технологий. С приходом 21-го столетия многие технологии сделали мощный скачок вперед и у нас появилась возможность воплотить фантазии в реальность, поскольку особенностью нынешнего времени является возможность соединения наук и работы в междисциплинарном пространстве. Ранее каждая отдельная наука была фундаментальной и считалась основополагающей, и поэтому, если человек учился на инженера, он становился инженером и не знал, что, к примеру, человеческое тело это тоже, с определенной точки зрения, техническая и высокотехнологичная система, в которой существуют свои закономерности и пределы функционирования. И сейчас в мире накоплено огромное количество не классифицированных знаний, которые ждут, когда их систематизируют и применят.

В нашей работе мы рассматриваем человека, как техническую систему, с точки зрения физики, математики и механики. Для чего это сделано? Без сомнения, для того, чтобы понять, как совместить живую систему и, сотворенную человеком, техническую.

Поскольку мы пытаемся сделать систему максимально похожей на биологическую и наиболее подходящей человеку, необходимо четко понимать какие нейрофизиологические процессы ответственны за

движения конечностей, ориентироваться в анатомическом строении человека и правильно применить современные технические возможности. Также нам понадобятся знания физики, с помощью которых мы попытаемся объяснить и смоделировать основные процессы, происходящие при движении верхних конечностей.

В первой части работы рассказывается об основных анатомических структурах, обеспечивающих движения верхних конечностей человека, подробно описываются их функции и особенности, что важно для понимания принципа функционирования опорно-двигательного аппарата [6]. Описываются механизмы крепления костей, возможности их движения, а также граничные положения при поворотах (рис.1) [1]. После этого уделяется внимание мышцам, в особенности мышцам плеча и предплечья [1,4,6]. Указываются места их прикрепления, особенности работы, приводится сравнительная таблица производимых мышцами движений (рис.2). Далее описывается иннервация мышц и прохождение основных нервных волокон в верхних конечностях, их разветвление (рис.3) [4,5]. Не менее важно обратить внимание на способы ампутации и вариативность длинны здоровой части конечности. Это необходимо для повышения индивидуальности и удобства протеза, поскольку у каждого человека различаются способы сращения тканей, мышц и нервов.

Во второй части мы попробуем посмотреть на человека с точки зрения механики, попробуем изучить конечности, как систему рычагов, и определить, какие усилия могут развивать человеческие руки, в каких режимах работают мышцы, насколько сложны движения, реализуемые руками человека [3]. Также расскажем о количестве степеней свободы, которыми обладают суставы, вся рука в целом и какие преимущества в точности и разнообразии движений это дает [3]. Основная задача этого раздела – показать, что опорно-двигательный аппарат человека можно и нужно рассматривать с механической точки зрения, поскольку при движении человек подвергает свои конечности определенным нагрузкам, и, в случае, если они не сбалансированы, может произойти сбой. Крайне важно понимать, каким образом различные движения происходят в организме. Простой бросок мяча задействует большое количество мышц, которые работают в группе друг с другом, делая задуманное движение точным и рассчитанным. Именно благодаря тому, что система костей и мышц человека идеально сбалансирована, мы можем выполнять обычные для нас движения четко и с первой попытки. Поэтому, при необходимости заменить различные органы движения искусственными, нужно учитывать то, как они повлияют на остальную систему движения и постараться минимализировать это влияние, либо скомпенсировать его за счет других систем. Таким образом, мы хотим показать, что первые шаги к пониманию принципа и пределов функционирования бионического протеза, как прототипа идеального функционального протеза, должны заключаться в проведении аналогий между физическими характеристиками движений рук, механизмов, обеспечивающих динамику, координирующих элементов и характеристиками искусственной руки, позволяющими данные движения осуществлять. На данный момент существуют иностранные компании, добившиеся большого успеха в этой отрасли, поэтому важным пунктом нашей статьи является обсуждение различных способов протезирования, а также проблем и перспектив развития данной области медицины в России.

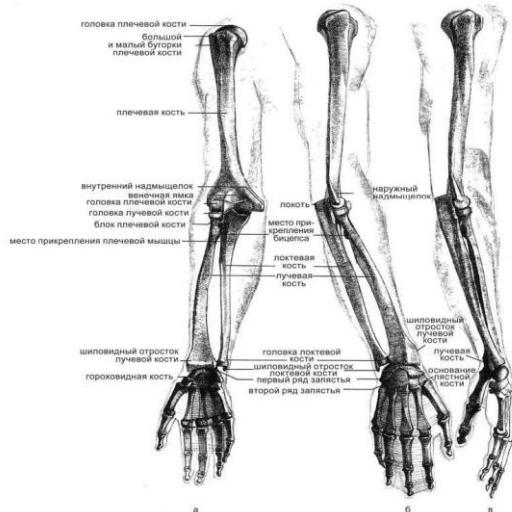


Рис. 1. Кости руки человека (слева направо):

1. Вид спереди (ладонная сторона);
2. Вид сбоку с параллельным расположением обеих костей предплечья (поворот лучевой кости вокруг локтевой);
3. Тыльная сторона кисти, повернутая при этом вперед;



Рис. 2. Мышцы руки человека.

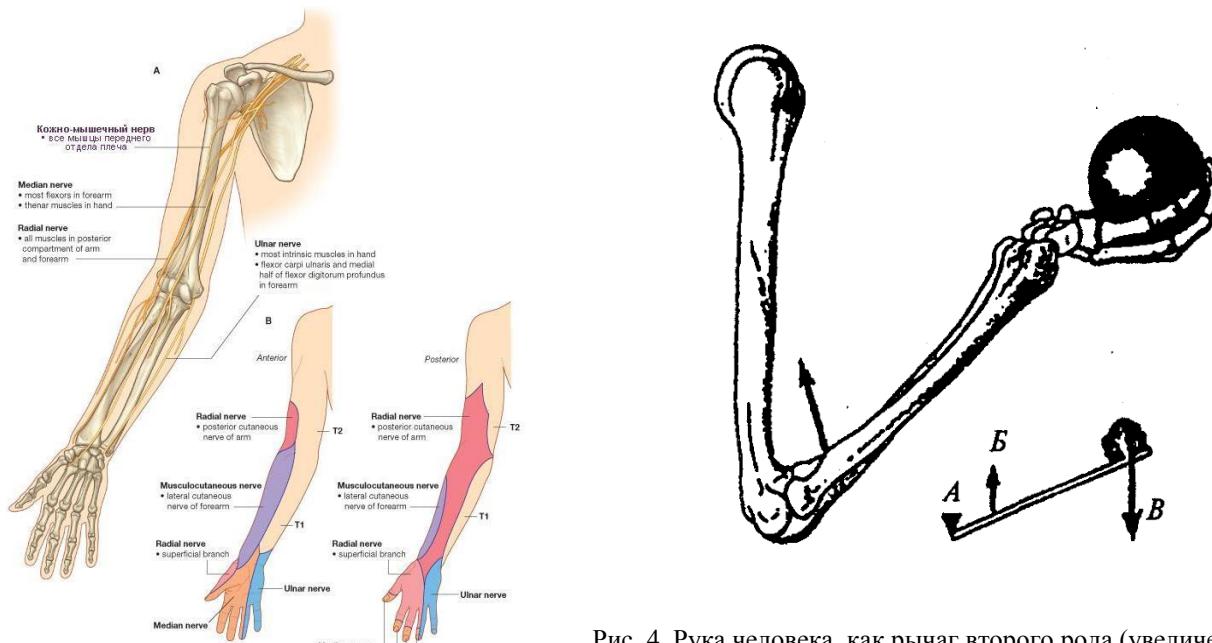


Рис. 3. Нервы руки человека.

Рис. 4. Рука человека, как рычаг второго рода (увеличение скорости движения).

Библиографический список

1. Анатомический атлас человеческого тела. Том 1 /под ред. д-ра Ф. Кишша, д-ра Я. Сентагонаи. – 5-е изд., Будапешт: Медицина, 1959 с. 213-240.
2. Бигдай Е.В. Биофизика для инженеров. Учебное пособие. В 2 томах. Том 2.Биомеханика, информация и регулирование в живых системах. / Е.В. Бигдай, С.П.Вихров, Н.В. Гриненая, од ред. С.П. Вихрова, В.О. Самойлова. – Москва: Горячая линия – Телеком, 2008, С. 5-35.
3. Герман И. Физика организма человека. –Долгопрудный: Интелллект, 2011, с. 64-392.
4. Роен Й.В. Большой атлас по анатомии / Йоганнес В. Роен, Ч. Йокочи, Э. Лютьен-Дреколл. – Москва: Внешсигма, 1997, с. 346-406.
5. Павлов И. П. Лекции по физиологии. – Москва: Академия медицинских наук СССР, 1952. – с. 257-280.
6. Синельников Р.Д. Атлас анатомии человека. Том 1. – Москва: Медгиз, 1952, с. 109 -134, 197-218, 327-370.

MECHANICAL APPROACH TO THE DESCRIPTION OF THE BASICS OF BIONIC PROSTHETICS

Chigibaeva K. M.
Moscow Technological University, chigibaeva@yandex.ru

The most part of fundamental sciences, such as biology or physics study the subjects, which are classical for them. And when we meet one subject, it is usually easy to determine to which area of researching this subject belongs to. For example, human can be researched by anatomy, biochemistry, psychology, but our task will be the other one – to look at human from the point of view of physics and classic mechanics, and in particular, to define what physic characteristics we need to consider when we try prosthetics.

ИСПОЛЬЗОВАНИЕ АДДИТИВНЫХ ТЕХНОЛОГИЙ ПРИ СОЗДАНИИ ИСКУССТВЕННЫХ ЖЕЛУДОЧКОВ СЕРДЦА

Жданов А. В., Беляев Л. В., Кочетов Д. О.

ФГБОУ ВПО «Владимирский государственный университет имени Александра Григорьевича и Николая Григорьевича Столетовых», yvm@vlsu.ru

Аддитивные технологии все шире используются для производства медицинских изделий. Это готовые образцы из металла (полученные методами SLS, SLM, EDM). Быстрое прототипирование (Rapid Prototyping – RP) – частный случай аддитивных технологий, это процесс послойного построения физической модели (прототипа) в соответствии с геометрией CAD-модели. Основное отличие этой технологии от традиционных методов изготовления моделей заключается в том, что модель создается не отделением «лишнего» материала от заготовки, а послойным наращиванием материала, составляющего модель, включая входящие в нее внутренние и даже подвижные части. Модели, выполненные по технологиям RP, могут изготавливаться из различных материалов (в зависимости от применяемой в оборудовании технологии): из пластиков, жидких смол, специальных порошков, различных листовых материалов (бумаги, алюминия и др.). Обобщенно все технологии быстрого прототипирования принято относить к методам, основывающимся на добавлении материала (в отличие от классической механообработки). Технологии принято подразделять по типу расходных материалов (жидкие, порошкообразные и листовые твердотельные). Физика процесса лазерной стереолитографии основана на поглощении фоточувствительным полимером лазерного излучения конкретной длины волны, в результате чего в месте поглощения наблюдается процесс радикальной полимеризации (т.е. отверждения) полимера. Обычно используются материалы, которые отвердеваются при использовании ультрафиолетового излучения, но бывают смолы, которые отвердеваются под воздействием видимого излучения. Фотополимер светочувствителен и токсичен, поэтому ванна должна быть защищена от света.

В ходе проведения эксперимента изготавливались опытные образцы искусственных желудочков сердца (ИЖС) по оптимизированной геометрии, отвечающей требованиям гемодинамики [1]. В установке ЛС-250 лазерный луч перемещается по поверхности жидкого фотополимера, чтобы «очертить» геометрию сечения объекта. Смола застывает только там, где ее касался лазерный луч, который перемещается в плоскости X–Y под управлением сканирующей системы D. Сканирующая система включает в себя дефлекторы, которые управляют зеркалами, причем информация о перемещениях поступает из CAD данных. Таким образом, лазерный луч перемещается очень быстро и по заданному контуру. Модель опускается вниз (на 1,3 мм) на некоторое время, в течение которого ее поверхность заполняется неполимеризованной жидкостью, далее нивелирующее устройство E удаляет излишки жидкого полимера с поверхности (амплитуда колебаний жидкости должна быть заранее выверена). Модель опускается вниз, в то время как сфокусированный лазерный луч остается на поверхности полимера. При отверждении происходит усадка полимера. Эта усадка может привести к изменению объема жидкости в ванне и должна все время проверяться. В случае отклонения уровень восстанавливается. Толщины слоев составляют от 50 до 500 мкм (в нашем случае – 500 мкм) [2]. Это контролируется для определения, на какую величину опускать платформу. Чем тоньше отверженные слои, тем более точная и гладкая поверхность модели, но, с другой стороны, процесс идет дольше. Параметры лазерного излучения стабилизированы, а дефлектора позволяют управлять движением луча по X–Y поверхности жидкости.

Рассмотренные шаги повторяются, пока объект полностью не изготовлен. Некоторые конфигурации объектов могут иметь нависающие конструкции, которые должны быть поддержаны в течение процесса изготовления. Поддержки (т.е. внутренние или внешние «переборки») создаются на стадии компьютерной обработки трехмерного вида модели.

Они позволяют стабилизировать выступы, консоли на краях модели, предотвратить расслаивание в сложных участках модели, корректировать возможное искривление слоев на платформе, легко отделять синтезированную модель от основания-платформы, облегчить синтез сложных моделей, создавая их из нескольких частей. После того как процесс изготовления объекта закончен, готовая модель поднимается над уровнем жидкости, и ее излишки стекают. После выемки модели из ванны, она помещается в печь для дополнительного отверждения полимера. Лазерная мощность составляет 10...200 мВ (чем она больше, тем быстрее идет процесс полимеризации). Лазерная стереолитография позволила получить очень сложные цельно выращенные модели. Практически же ограничения по форме связаны только с невозможностью вырастить детали с полностью изолированными внутренними полостями, т.к. при этом в полости останется жидккая смола, которая в дальнейшем полимеризуется. При выполнении эксперимента установка работала без вмешательства оператора; выявлена высокая точность воспроизведения модели; острые края моделей заполняются полимером, что уменьшает склонность к расслоению; большая популярность этого процесса.

Однако в ходе оценки качества полученного образца и его сравнения с CAD-моделью были выявлены следующие недостатки: длительное время на пост-обработку (более часов 16 часов); отверженный полимер хрупок, поэтому модель можно использовать только при концептуальном проектировании; выявлена заметная усадка полимера при отверждении, которая привела к деформациям формы поверхности, а, следовательно

уменьшению заявленной точность воспроизведения; химическая токсичность полимера и чистящих средств; ограниченное количество возможных для использования типов полимеров довольно высокой стоимости; высокая техническая подготовка персонала и затраты на обслуживание оборудования; необходимость «переборок» при синтезе и требование дополнительных работ по их удалению.



Рис. 1. Физические модель ИЖС, полученная методом лазерной стереолитографии на установке ЛС-250

Использование лазерной стереолитографии для изделий медицинского назначения, по нашему мнению, может быть только в области создания макетов и проработки конструкции изделий, рассмотрения дизайна и схем построения. Необходимость механического полирования образцов делает неудобным процесс быстрой оценки изделия, а плохая прозрачность – невозможность использования в визуализационных испытаниях. Однако главным недостатком моделей после лазерной стереолитографии, является их хрупкость, что затрудняет их использование в испытаниях на прочность и жесткость с использованием даже небольших нагрузок. Поэтому более перспективным является применение технологий *LMS SLS MJM* и *FDM*.

Библиографический список

1. Жданов, А.В. Определение гемодинамических характеристик искусственных желудочков сердца на стадии проектирования [Текст] / А.В. Жданов // Естественные и технические науки / М.: Спутник, 2011 - №3 (53). С. 325-331. ISSN 1684-2626
2. Морозов, В.В. Использование технологий быстрого прототипирования при создании искусственных желудочков сердца систем вспомогательного кровообращения [Текст] / В.В. Морозов, А.В. Жданов // Мехатроника, автоматизация, управление / М.: Новые технологии, 2008. - № 11. – С. 30-31. ISSN 1584-6427.

USING ADDITIVE TECHNOLOGY IN THE CREATING OF ARTIFICIAL VENTRICLE

Zhdanov A.V., Belyaev L.V., Kochetov D.O.

Vladimir State University named after Alexander and Nikolay Stoletovs, zhdanov@vlsu.ru

The article gives an example of using additive technology in the creating artificial ventricle of polymers. Stages of creation and description of the sample obtained by methods of SLA, MJM, FDM.

The complex geometry of the artificial ventricles, strength and transparency of the parts requirements require the use of certain plastic materials and support.



СИСТЕМА РЕАБИЛИТАЦИИ ПАЦИЕНТОВ ДЛЯ ВОССТАНОВЛЕНИЯ ДВИГАТЕЛЬНОЙ АКТИВНОСТИ

Хачатуриян Д.А. Толмачев И.В. Пеккер Я.С. Бразовский К.С.

Томский политехнический университет, Сибирский государственный медицинский университет
david.khachaturyan@yahoo.com, ivantolm@mail.ru, pekker@ssmu.ru, bks1@mt-tomsk.ru.

Цель работы. Разработка виртуальной среды, интегрированной с безмаркерной системой видеозахвата движений, синхронизированная с подвижной платформой, проведение неврологических тестов в условиях виртуальной реальности, и оценка качества движения с использованием метода расчета интегрального критерия.

Введение. В настоящее время существует проблема создания недорогого, эффективного и удобного в использовании оборудования для оценки качества движения человека с системой биологической обратной связью (БОС). Комплексы биологической обратной связи (БОС) — это программно-аппаратные комплексы, состоящие из прибора, комплекта датчиков и программы служат для адаптивного биоуправления на основе биологической обратной связи. Поскольку в управлении движениями принимают участие многие отделы ЦНС, результаты анализа нарушений координации движений могут быть использованы в целях диагностики. Патологические состояния могут проявляться нарушениями устойчивости при стоянии и ходьбе, асимметрией движений правой и левой стороны, нарушениями точности движений, снижением силы и уменьшением скорости. [1-3]

Регистрация пространственных и временных характеристик движений, а также биологический обратный ответ нарушений и патологий, дает возможность оценить степень двигательных расстройств, при различных заболеваниях, ход восстановления двигательных функций, предложить эффективные методы двигательной реабилитации.

БОС-процедуры реализуются по принципу «физиологического зеркала», благодаря которому пациент получает возможность в буквальном смысле видеть и слышать тончайшие нюансы изменения своего состояния, проявляющиеся в изменении различных физиологических процессов. Приборы эффективны для немедикаментозного восстановления нарушенных функций, улучшения нервной регуляции при различных заболеваниях, фобиях, патологических зависимостях и пристрастиях, для коррекции психофизиологического состояния у спортсменов, лиц напряженных и ответственных профессий, а также для преодоления синдрома гиперактивности и дефицита внимания у детей и подростков.

Методика исследования. Разработанная виртуальная трехмерная зрительная среда представляет собой комнату, оформленную в нейтральном черном цвете с яркими оранжевыми линиями и границами перехода пол-стены-потолок. Данное оформление не оказывает отвлекающего внимания, что позволяет проводить оценку функционального состояния системы, поддержания равновесия тела человека. Так же движения и ощущений испытуемого контролируется с помощью комплексов биологической обратной связи (БОС).

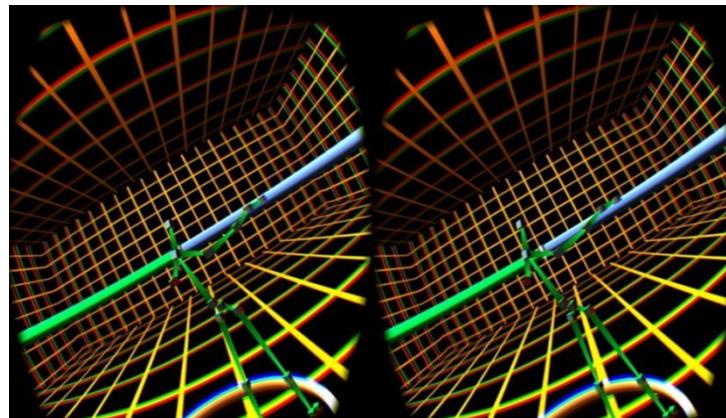
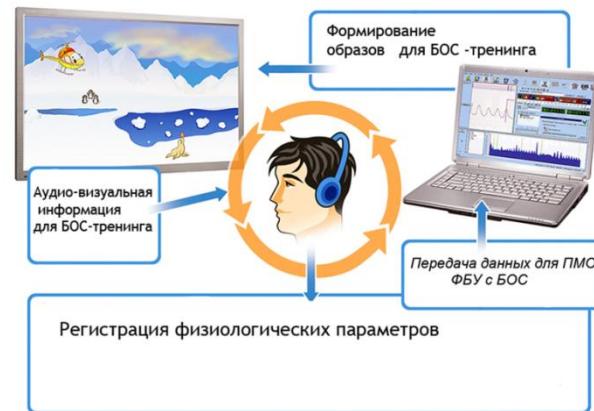


Рис.1. Проведение исследования влияния виртуальной реальности на функцию поддержания равновесия

человека и внешний вид виртуальной среды, видеозахват испытуемого, наклон комнаты влево на 30°. Комплекс БОС предназначен для проведения сеанса биоуправления, психо-физиологической диагностики и различного рода тренингов. Биоуправление представляет собой комплекс процедур, при проведении которых человеку, посредством специальных технических устройств (цепи внешней обратной связи, прибора БОС), передается информация о состоянии той или иной функции его собственного организма. [1, 4] На основе полученной информации с помощью специальных приемов (звука, света, игры, видео и т.д.) и аппарата БОС человек развивает навыки саморегуляции, т.е. способность произвольно изменять физиологические функции организма. Комплекс БОС совместимо с Oculus Rift и системой видеозахвата Microsoft Kinect позволяет оценивать движения испытуемого, а также получаться данные о нарушениях, как психологического, так и физического порядка. Разработан сценарий исследования вестибулярного аппарата с использованием виртуальной реальности. Для исследования возможностей предложенной методики были проведены количественные оценки векторов движения при выполнении пробы Ромберга, а так же изменение физиологических показателей – ЭЭГ, ЧСС, КГР, ЭМГ, дыхание, температуру, кровообращение и ряда других. Данные о движении точек тела регистрировались с помощью технологии безмаркерного захвата движений.

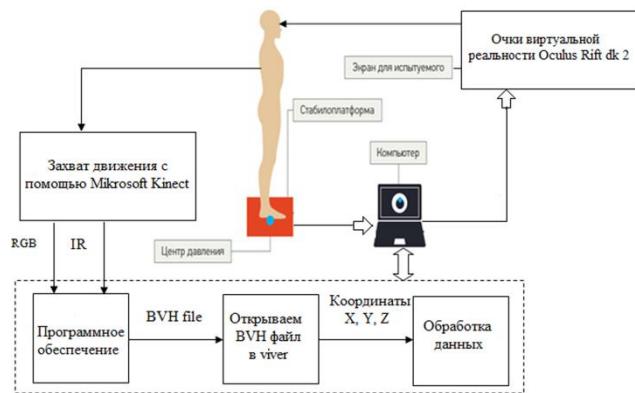


Рис.2 и 3. Алгоритм безмаркерного захвата движений и алгоритм биологической обратной связи во время исследования вестибулярного аппарата

Эта технология позволяет регистрировать трехмерные координаты положения 20 стандартных точек на теле пациента с частотой 15 отсчетов в секунду. Было обследовано 12 добровольцев без нарушения функции равновесия. Исследование каждого испытуемого включало 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.

Результаты исследования. При выполнении теста Ромберга с открытыми глазами, в обоих случаях наблюдалось воздействие на зрительный анализатор. Только 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. Результаты исследования применения неврологических функциональных проб с закрытыми глазами с использованием виртуальной реальности у группы здоровых людей показали, что колебания в точке, соответствующей центру масс были значительно меньше по сравнению с правой и левой руками.

Кроме этого, на всех полученных характеристиках наблюдается резкий скачок значения интегрального критерия в интервале 4-14 сек. Реакция рецепторных клеток вестибулярного аппарата, вызванная изменением положения тела в пространстве или его движением, приводит к рефлекторному перераспределению мышечного тонуса. Следовательно, интервал времени от начала пробы до момента с максимальным значением интегрального критерия можно считать временем рефлекторных реакций скелетной мускулатуры, обеспечивающих сохранение равновесия тела в покое.

Библиографический список

1. V.A. Fokin, Statistic data simulation at estimation of biological system state, Bulletin of the Tomsk Polytechnic University, V.311 (5), 2007, pp. 120-122.
2. В.А .Андреев, И.Е. Гуленко, А.В. Тимофеев Видеозахват и анимация движений людей и роботов.- Санкт-Петербургский институт информатики и автоматизации РАН, Материалы международной молодежной конференции «Механика и робототехника (МиР-2011)»
3. 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.
4. АбдулкеримовХ.Т., Усачев В.И., Григорьев Г.М. Стабилометрическая оценка эффективности лечения постуральных нарушений Бетасерком // Материалы I Международного симпозиума «Клиническая постурология, поза и прикус». – Санкт-Петербург, 2004.

SYSTEM OF REHABILITATION OF PATIENTS FOR RESTORATION OF PHYSICAL ACTIVITY

Khachaturyan D.A. Tolmachev I.V. Pekker Y. S. Brazovskii K.C.

Tomsk polytechnical university, Siberian state medical university

david.khachaturyan@yahoo.com, ivantolm@mail.ru, pekker@ssmu.ru, bks1@mt-tomsk.ru

There is developed a dynamic virtual environment with the possibility of carrying out tests to assess the impact of the visual analyzer on the postural function. A system is developed that integrates the virtual surroundings of the patient and marker-less motion capture. There is developed a method of functional assessment of vestibular system, studies were made on the influence of virtual environment on human balance.



АВТОМАТИЗИРОВАННЫЙ ОРТОПЕДИЧЕСКИЙ АППАРАТ ВНЕШНЕЙ ФИКСАЦИИ

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

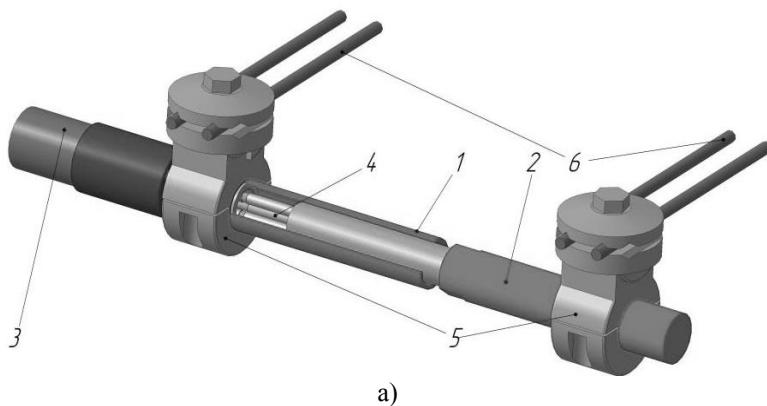
Ортопедические аппараты внешней фиксации предназначены для лечения врожденных или приобретенных заболеваний опорно-двигательного аппарата. Их работа основана на принципе растяжения (дистракции) или сжатия (компрессии) костного регенерата, образованного между костными отломками. Осевое смещение костных отломков может осуществляться ручным механизмом, как в компрессионно-дистракционном аппарате проф. Г.А. Илизарова, или автоматизированным приводом: электромеханическим, пневматическим или гидравлическим.

Во ВлГУ разработан ортопедический аппарат автоматизированного остеосинтеза [1,2,3] (далее – автоматизированный аппарат), где кольца со спицами перемещаются тремя последовательно включающимися в работу электромеханическими приводами (ЭМП) на базе планетарных роликовинтовых механизмов (ПРВМ). Управление ЭМП осуществляется от микропроцессорной системы управления по программе, заданной лечащим врачом.

Клинические испытания автоматизированного аппарата наряду с его высокой эффективностью выявили ряд недостатков, обусловленных низкой надежностью отдельных элементов конструкции, недостаточной жесткостью и повышенными массогабаритными параметрами всего автоматизированного аппарата [2]. В частности, большой радиальный размер колец, расположенных на конечности, вызывает дискомфорт у пациента во время лечения из-за сложности выполнения гигиенических процедур и сна.

Для решения указанных проблем была разработана конструкция автоматизированного аппарата по схеме ходового цилиндра [4]. При проектировании за расчетное было выбрано осевое усилие в 1000 Н, достаточное для растяжения или сжатия костного регенерата взрослого мужчины [5]. Прототипом нового аппарата послужила конструкция с ручным механическим устройством на базе передачи винт-гайка скольжения [6].

Конструкция нового автоматизированного аппарата (рис. 1) состоит из неподвижного цилиндра 1, сменного ходового цилиндра 2, электродвигателя 3, исполнительного механизма в виде ПРВМ 4, кронштейнов 5 для фиксации костных резьбовых стержней 6.



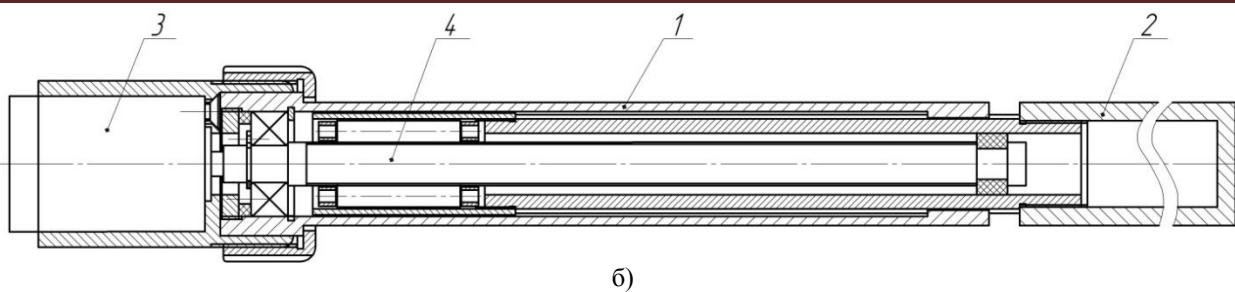


Рис. 1 – Общий вид автоматизированного ортопедического аппарата (а) и поперечный разрез ЭМП с ходовым цилиндром. На рисунках: 1 – неподвижный цилиндр; 2 – ходовой цилиндр; 3 – электродвигатель; 4 – ПРВМ; 5 – кронштейны; 6 – костные резьбовые стержни.

Костные отломки фиксируются костными резьбовыми стержнями, закрепленными в кронштейнах, которые установлены на неподвижном и ходовом цилиндрах. Осевые микроперемещения костных отломков обеспечиваются исполнительным механизмом ЭМП в виде ПРВМ.

Использование костных резьбовых стержней вместо тонких спиц дает более высокую жесткость фиксации костных отломков, а изгибную жесткость автоматизированного аппарата обеспечивает жесткий неподвижный цилиндр, воспринимающий силы со стороны костной ткани, которые стремятся изогнуть ось ЭМП. Повышенная надежность обеспечивается также за счет сокращения количества элементов в кинематической цепи автоматизированного аппарата и возможностью быстрой замены электродвигателя, в случае поломки, без демонтажа автоматизированного аппарата с пациента, то есть без прерывания процесса лечения.

Использование одного ЭМП вместо трех, уменьшает габаритные размеры и массу автоматизированного ортопедического аппарата, снижая дискомфорт пациента во время лечения, а уменьшения количества локальных областей входа костных резьбовых стержней через мягкие ткани уменьшает риск развития осложнений в процессе лечения, по сравнению с фиксацией посредством спиц.

Автоматизированный ортопедический аппарат может комплектоваться сменными ходовыми цилиндрами с различной длиной посадочной поверхности под кронштейны. Это позволяет расширить функциональные возможности автоматизированного аппарата, обеспечивая фиксацию костных отломков в нужном месте, в зависимости от требований процесса лечения.

Комплектный ЭМП макетного образца автоматизированного аппарата подготовлен к испытаниям на стенде, оснащенном системой управления на базе реконфигурируемого устройства аналого-цифрового ввода и вывода данных NI myRIO-1900, имеющего программное обеспечение, которое реализовано с использованием среды графического программирования NI LabVIEW 2014 [7].

После отладки и настройки на стенде ЭМП и системы управления появится возможность перейти к следующему этапу работы, целью которого является разработка эргономичной конструкции автоматизированного аппарата с системой управления на базе современного микроконтроллера.

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. 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: Труды 10-й межд. науч.-техн. конф. с элем. научн. молод. школы. Книга 2. – Владимир: 2012. – с. 98-101. – ISBN 978-5-9055-2706-7.
3. Патент на полезную модель №125838 Российской Федерации. Аппарат для остеосинтеза / Мамаев И.М., Крылов А.В., Федотов О.В., Филимонов В.Н.; заявитель и патентообладатель: Федеральное государственное бюджетное образовательное учреждение высшего профессионального образования «Владимирский государственный университет имени Александра Григорьевича и Николая Григорьевича Столетовых» «ВлГУ»; поступ. 22.02.12; опубл. 20.03.13, бюл. № 8 (П. ч.).
4. Заявка на патент на полезную модель № 2015149348. Автоматизированный ортопедический аппарат / Мамаев И.М., Морозов В.В., Федотов О.В., Филимонов В.Н.; поступ. 17.11.15.
5. Козырев В.В. и др. Система измерений осевых усилий автоматизированного ортопедического аппарата / В.В. Козырев, О.В. Федотов, А.В. Крылов, И.М. Мамаев // Физика и радиоэлектроника в медицине и экологии: Труды 9-й межд. науч.-техн. конф. с элем. научн. молод. школы – Владимир – Сузdal: Влад. гос. ун-т, 2010. – с. 274 – 278. – ISBN 978-5-904875-03-9.
6. Патент 7282052 В2 США, МПК А 61 В 17/56. Unilateral fixator / Michael W. Mullaney, заявитель и патентообладатель SixFix Inc., Memphis, NJ. – 2007/0282338; заявл. 6.12.2007; опубл. 5.03.2013.

7. Трэвис Дж., Кринг Дж. LabVIEW для всех. 4-е издание, переработанное и дополненное. – М.: ДМК Пресс, 2011. – 904 с. – ISBN 978-94074-674-4.

AUTOMATED ORTHOPEDIC EXTERNAL FIXATION DEVICE

Mamaev I.M., Morozov V.V., Fedotov O.V., Filimonov V.N.
Vladimir State University named Alexander and Nicholay Stoletovs, tpm@vlsu.ru

A computer-aided design of the device according to the scheme threaded cylinder with enhanced stiffness, reliability and reduced weight and size parameters. Prepared model sample for bench testing.

СТРУКТУРА СИСТЕМЫ УПРАВЛЕНИЯ АВТОМАТИЗИРОВАННОГО ОРТОПЕДИЧЕСКОГО АППАРАТА ВНЕШНЕЙ ФИКСАЦИИ

Мамаев И.М., Федотов О.В., Филимонов В.Н., Сабуров П.С.
Федеральное государственное бюджетное образовательное учреждение высшего образования
«Владимирский государственный университет
имени Александра Григорьевича и Николая Григорьевича Столетовых» (ВлГУ),
e-mail: tpm@vlsu.ru

К настоящему времени ортопедические аппараты внешней фиксации получили широкое распространение при лечении врожденных и приобретенных заболеваний опорно-двигательного аппарата человека [1]. При этом на смену ортопедическим аппаратам с ручным приводом всё чаще стали приходить автоматизированные ортопедические аппараты. Внедрение элементов автоматизации в технологический процесс лечения пациентов позволяет проводить такое лечение амбулаторно. Другими положительными достоинствами автоматизации являются обеспечение оптимального цикла растяжения костной ткани, сокращение контактной нагрузки на медицинский персонал и, следовательно, снижение стоимости лечения.

Современные автоматизированные ортопедические аппараты внешней фиксации (далее – автоматизированный аппарат) помимо функции заданного периодического включения электродвигателя с определённой частотой и скорость вращения должны нести в себе и элементы системы управления, позволяющие лечащему врачу контролировать процесс лечения и вносить требуемые оперативные изменения в этот процесс [1, 2].

Проектируемая система управления должна включать в себя следующие функциональные блоки:

- блок контроля усилия, действующего на электропривод, со стороны костной ткани конечности;
- блок синхронизации (коррекции возможных ошибок) перемещения исполнительного механизма;
- блок аварийного отключения, реализованного как в автоматическом, так и в ручном режиме;
- блок внутренней энергонезависимой памяти для записи рабочих показателей процесса лечения;
- Wi-Fi интерфейс обмена оперативными данными с персональным компьютером лечащего врача;
- систему проверки работы всех модулей автоматизированного аппарата.

Каждый из перечисленных функциональных блоков имеет в своём составе аппаратную и программную части. Аппаратная часть реализуется на базе таких физических элементов как микроконтроллер, тензодатчик, энкодер и др. Программная часть подразумевает под собой наличие управляющей программы, в соответствии с которой физические элементы выполняют те или иные функции.

С развитием сети Internet и беспроводных технологий обмена данными появилась возможность соединить автоматизированный аппарат и персональный компьютер лечащего врача, не используя проводов. Наличие Wi-Fi интерфейса в проектируемой системе управления позволит передавать данные на персональный компьютер, находящийся в десятках метрах через препятствие, такие как мебель и стены. Соединение автоматизированного аппарата через сеть Internet с персональным компьютером даёт возможность производить мониторинг процесса лечения пациента, находящегося на амбулаторном лечении вне пределов клиники.

Проектирование системы управления со всеми функциональными блоками является сложной технической задачей. Часть указанных блоков было реализовано ранее в автономном ортопедическом аппарате автоматизированного остеосинтеза [1] (разработка ВлГУ, руководитель – д.т.н., проф. Козырев В.В.) (далее – аппарат-прототип). Система управления этого аппарата-прототипа состояла из двух основных блоков - блок управления приводами на базе однокристального микроконтроллера AT89C2051 и пульт управления на микроконтроллере AT89C51 [2, 3].

Дальнейшее совершенствование шарнирно-стержневой конструкции аппарата-прототипа привело к созданию принципиально новой стержневой конструкции автоматизированного аппарата [4] и, как следствие, к проектированию новой системы управления со всеми перечисленными выше функциональными блоками.

С целью сокращения времени на разработку и отладку программной и аппаратной части проектируемой системы управления автоматизированного аппарата на этапе тестирования выбрана продукция фирмы National Instruments (рис. 1).

Аппаратная часть представляет собой реконфигурируемое устройство аналогового и цифрового ввода и вывода данных NI myRIO-1900 (далее – устройство), технические характеристики которого представлены в таблице 1. Данное устройство дополняется системой управления электродвигателем, датчиком положения ротора электродвигателя и тензодатчиками. Программное обеспечение реализовано с использованием среды графического программирования NI LabVIEW 2014 [5].

Устройство снабжено модулем Wi-Fi для обеспечения беспроводного обмена данными с персональным компьютером и выходом в сеть Internet, а также для удалённого обмена текущими данными с сервером. Встроенная Real-Time операционная система и процессор дают возможность получать и обрабатывать полученные данные с датчиков на устройстве и сохранять в энергонезависимую память.

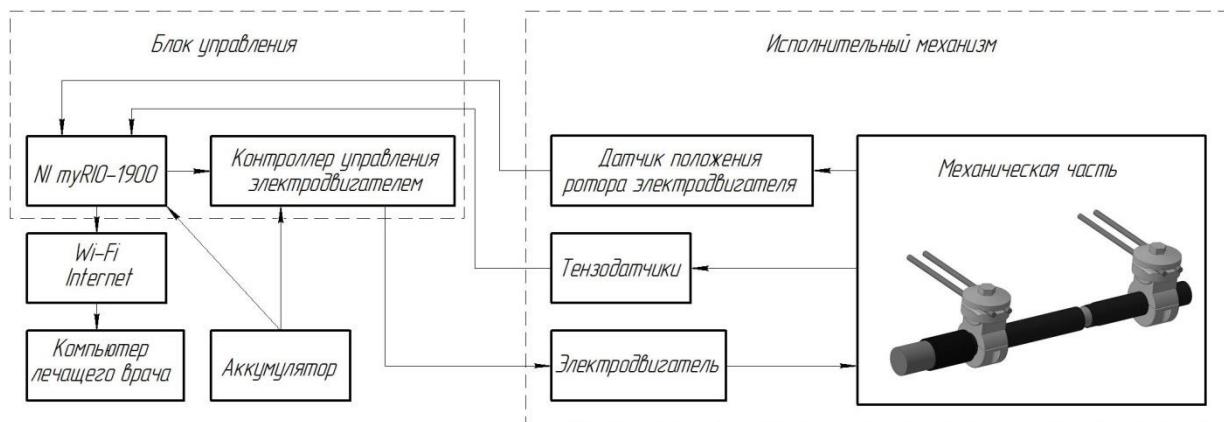


Рис. 1 – Структурная схема системы управления и её взаимосвязи с автоматизированным аппаратом на этапе тестирования

Таблица 1 - Технические характеристики NI myRIO-1900

№ п/п	Параметр устройства	Характеристики
1	Процессор	2 ядерный Xilinx Z-7010, 667 МГц
2	Память	DDR 3, 256 Мбайт, 533 МГц
3	FPGA	Xilinx Z-7010
4	Операционная система	Real-Time
5	Беспроводной обмен	IEEE 802.11 b,g,n, ISM 2.4 ГГц
6	Аналоговый вход	500 кС/с, 12 бит, ± 16 В, 10 каналов
7	Аналоговый выход	345 кС/с, 12 бит, ± 16 В, 6 каналов
8	Цифровой вход/выход	40 каналов
9	Питание и энергопотребление	6-16 В, пиковое потребление 14 Вт, в режиме ожидания 2.4 Вт
10	Масса	193 гр.

На базе представленного устройства и программного обеспечения, имеющегося на этом устройстве, имеется возможность провести стендовые испытания проектируемой системы управления и, при необходимости, быстро внести изменения в управляющую программу. Затем будет проведена взаимная настройка механической, аппаратной и программной частей автоматизированного аппарата на совместную работу. После отладки сервера обмена данными между автоматизированным аппаратом и персональным компьютером будет реализована новая проектируемая система управления.

Эта система будет построена на базе современных микроконтроллеров и будет объединять в себе следующие функциональные блоки: управление электродвигателем; обратная связь от тензодатчиков; обратная связь по положению и блок организации удалённой связи автоматизированного аппарата с персональным компьютером лечащего врача.

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. Свидетельство о государственной регистрации программы для ЭВМ № 2011610101 РФ. Управление приводами ортопедического аппарата автоматизированного остеосинтеза / Мишулин Ю.Е., Федотов О.В., Филимонов В.Н., Мамаев И.М.; правообладатель: Общество с ограниченной ответственностью «Малое инновационное предприятие «Трикарол»; поступ. 8.10.10; зарег. 11.01.12, бюл. № 1.

3. Разработка микропроцессорной системы управления ортопедического аппарата автоматизированного остеосинтеза / Мамаев И.М. // Проблемы синергетики в трибологии, трибоэлектрохимии, материаловедении и мехатронике: материалы международной конференции, г. Новочеркасск, 17-19 октября 2011 г. / Юж.-Рос. гос. техн. ун-т (НПИ). – Новочеркасск: ЛИК, 2011. с. 228-231. – ISBN 978-5-9947-0233-8.

4. Заявка патент на полезную модель № 2015149348. Автоматизированный ортопедический аппарат / Мамаев И.М., Морозов В.В., Федотов О.В., Филимонов В.Н.; поступ. 17.11.15.

5. Трэвис Дж., Кринг Дж. LabVIEW для всех. 4-е издание, переработанное и дополненное. – М.: ДМК Пресс, 2011. – 904 с. – ISBN 978-94074-674-4.

A STRUCTURE OF CONTROL SYSTEM OF AUTOMATED ORTHOPEDIC EXTERNAL FIXATION DEVICES

Mamaev I.M., Fedotov O.V., Filimonov V.N., Saburov P.S.

Vladimir State University named Alexander and Nicholay Stoletovs, tpm@vlsu.ru

The control system of automated orthopedic external fixation device includes hardware and software part. The hardware is implemented on the basis of NI myRIO-1900 device, the engine control unit, position and strain gauge sensor. The software part is implemented in the graphical programming environment LabVIEW 2014. Following the bench test apparatus, setting mechanical, hardware and software, the control system will be transferred to a modern microcontroller, integrating all functional blocks.



СРАВНИТЕЛЬНЫЙ АНАЛИЗ РЕЗУЛЬТАТОВ ИСПЫТАНИЙ МЕХАТРОННЫХ МОДУЛЕЙ НА БАЗЕ РОЛИКОВИНТОВЫХ ПЕРЕДАЧ С ЗУБЧАТЫМИ И РЕЗЬБОВЫМИ СИНХРОНИЗАТОРАМИ

Кириллов А.В., Курилова А.С., 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

В современной микрохирургической и клинико-лабораторной практике для проведений операций и выявления микроскопической структуры лечебных препаратов применяются оптические системы сканирующей микроскопии с высокой разрешающей способностью. В таких системах перемещение рабочего органа по заданной траектории или позиционирование объекта с заданной точностью обеспечивается координатным столом, представляющим собой мехатронный модуль, для которого характерны медленные и плавные перемещения с разрешающей способностью 0,1...0,01 мкм.

В ВлГУ разработан технический проект двухкоординатного сканирующего стола СКС-100x100 на базе малогабаритной роликовинтовой передачи РВПЗК 15x2x100 с разрешающей способностью 0,05 мкм [1].

Главным препятствием получения более высокой разрешающей способности мехатронного модуля на базе РВПЗК с зубчатыми синхронизаторами являются циклические погрешности передачи вследствие повышенных геометрических погрешностей зубьев после термической обработки. Более перспективными в плане повышения разрешающей способности представляются мехатронные модули на базе роликовинтовых передач с резьбовыми синхронизаторами (Планетарная передача винт – гайка с длинными резьбовыми роликами) [2].

Резьбовые синхронизаторы имеют значительно меньшие геометрические погрешности и обеспечивают переход от эвольвентного зацепления с его погрешностями профиля зуба к точечному винтовому зацеплению. Полнотью точечное сопряжение резьб при винтовом синхронизаторе повышает значение коэффициента осевого перекрытия, особенно во внешнем сопряжении, и, как следствие, повышает плавность работы передачи и разрешающую способность мехатронного модуля.

В ходе проведенных экспериментов установлено, что мехатронные модули на базе РВПЗК с резьбовыми синхронизаторами обеспечивают на прямом ходе среднюю величину шага $\Delta x_{cp} = 0,077$ мкм при среднеквадратическом отклонении $\sigma = 0,014$ мкм, а на обратном ходе среднюю величину шага $\Delta x_{cp} = 0,027$ мкм при среднеквадратическом отклонении $\sigma = 0,063$ мкм. Мехатронные модули на базе РВПЗК с зубчатыми синхронизаторами обеспечивают на прямом ходе среднюю величину шага $\Delta x_{cp} = 0,064$ мкм при среднеквадратическом отклонении $\sigma = 0,026$ мкм, а на обратном ходе среднюю величину шага $\Delta x_{cp} = 0,011$ мкм при среднеквадратическом отклонении $\sigma = 0,070$ мкм.

Таким образом, мехатронные модули на базе РВПЗК с резьбовыми синхронизаторами при заданном шаге 0,078 мкм имеют более стабильную разрешающую способность по сравнению с мехатронными модулями,

имеющими зубчатые синхронизаторы. В обоих случаях, при прямом ходе разрешающая способность мехатронных модулей выше чем при обратном.

Отклонения от заданного шага объясняются несовершенством конструкции узла предварительного натяга передачи на витых цилиндрических пружин малой жесткости.

Для обеспечения оптимального предварительного натяга, в ограниченном конструктивном пространстве малогабаритной роликовинтовой передачи, следует использовать более жесткие тарельчатые пружины.

Библиографический список

1. Кириллов А.В., Федотов О.В., Филимонов В.Н. Двухкоординатный сканирующий стол с электромеханическими приводами на базе планетарных роликовинтовых передач для нанотехнологического оборудования / А.В. Кириллов, О.В. Федотов, В.Н. Филимонов // Вестник машиностроения. 2014. № 8. с. 22-28. - ISSN 0042-4633.
2. пат. 2292502 Российская Федерация, МПК F 16 H 1/34, 25/22. Планетарная передача винт – гайка с длинными резьбовыми роликами / Козырев В.В.; заявитель и патентообладатель Козырев В.В. - № 2004120411/11; заявл. 02.07.04; опубл. 27.01.07, Бюл. №3. – 8с.

COMPARATIVE ANALYSIS OF THE RESULTS OF TESTS ON THE BASIS MECHATRONIC MODULES ROLLER WITH TOOTHED AND THREADED SYNCHRONIZER

Kirillov A.V., Kurilova A.S.. Filimonov, V.N.

Vladimir State University Named Alexander G. and Nicholay G. Stoletovs "(VlSU)", e-mail: tpm@vlsu.ru

This article describes a method for improving the accuracy of XY table used in scanning microscopy systems, through the use of synchronizers threaded ends Roller rollers. The experiments proved that the use of gear synchronizers significantly improves the accuracy and fluency.



АНАЛИЗ ТЕХНОЛОГИЙ НАНЕСЕНИЯ БИОСОВМЕСТИМЫХ ПОКРЫТИЙ НА МЕДИЦИНСКИЕ ПОЛИУРЕТАНОВЫЕ ИЗДЕЛИЯ

Вознесенская А. А., Жданов А. В., Морозов В. В.

ФГБОУ ВПО «Владимирский государственный университет имени Александра Григорьевича и Николая Григорьевича Столетовых», yvm@vlsu.ru

Использование покрытий в медицинской технике становится необходимотю в устройствах, которые контактируют с кровью и тканями человека. Наибольшим распространением пользуются углеродные и титановые покрытия. Наибольшую сложность вызывают процессы нанесения таких покрытий на пластики, в частности, полиуретаны. Целью данного исследования было получение углеродного покрытия на термополиуретане ВИТУР. С целью получения биосовместимого углеродного покрытия были использованы несколько методов: метод лазерной абляции в вакууме, распыление графита импульсным лазером,

Данной методикой получение пленок и покрытий осуществляется путем конденсации на поверхности подложки продуктов взаимодействия лазерного излучения с материалом мишени в вакууме. Лазерный луч фокусируется на поверхности мишени, что приводит к разрушению ее поверхностного слоя. Материал переходит в состоянии плазмы, состоящей из ионов, атомов, кластеров, и, осаждаясь на подложку, образует тонкую пленку. Данный метод нанесения был осуществлен с использованием вакуумной камеры (которая откачивалась турбомолекулярным насосом) и двух лазерных установок. Нанесение углеродного покрытия происходило с использованием двух лазерных систем: иттербийового волоконного непрерывного лазера ЛС-02-Т (IPG IRE-Polus, г. Зеленоград) и миллисекундной лазерной системы. Лазерное излучение фокусировалось на углеродную мишень - высокориентированный пиролитический графит (ВОПГ).

Воздействие непрерывного лазерного излучения происходило в течении 5 минут с мощностью 70 Вт, давлении в камере составляло $4,6 \cdot 10^{-4}$ мБ, длиной волны 1030 нм. Как известно, при лазерном напылении полученные покрытия отличаются большим перепадом по толщине и достаточной неоднородностью. Для определения зоны максимально равномерного напыления образцы находились на разном расстоянии от мишени, под различными углами.

Распыление ВОПГ мишени импульсным лазером осуществлялось при 4,5 Дж энергии в течение 400 импульсов, длина волны 1064 нм при давлении в камере $4,6 \cdot 10^{-4}$ мБ. Полиуретановые подложки так же были расположены на разных расстояниях для определения зоны равномерного напыления.

Нанесение титанового покрытия происходило по тому же механизму, была заменена только распыляемая мишень.

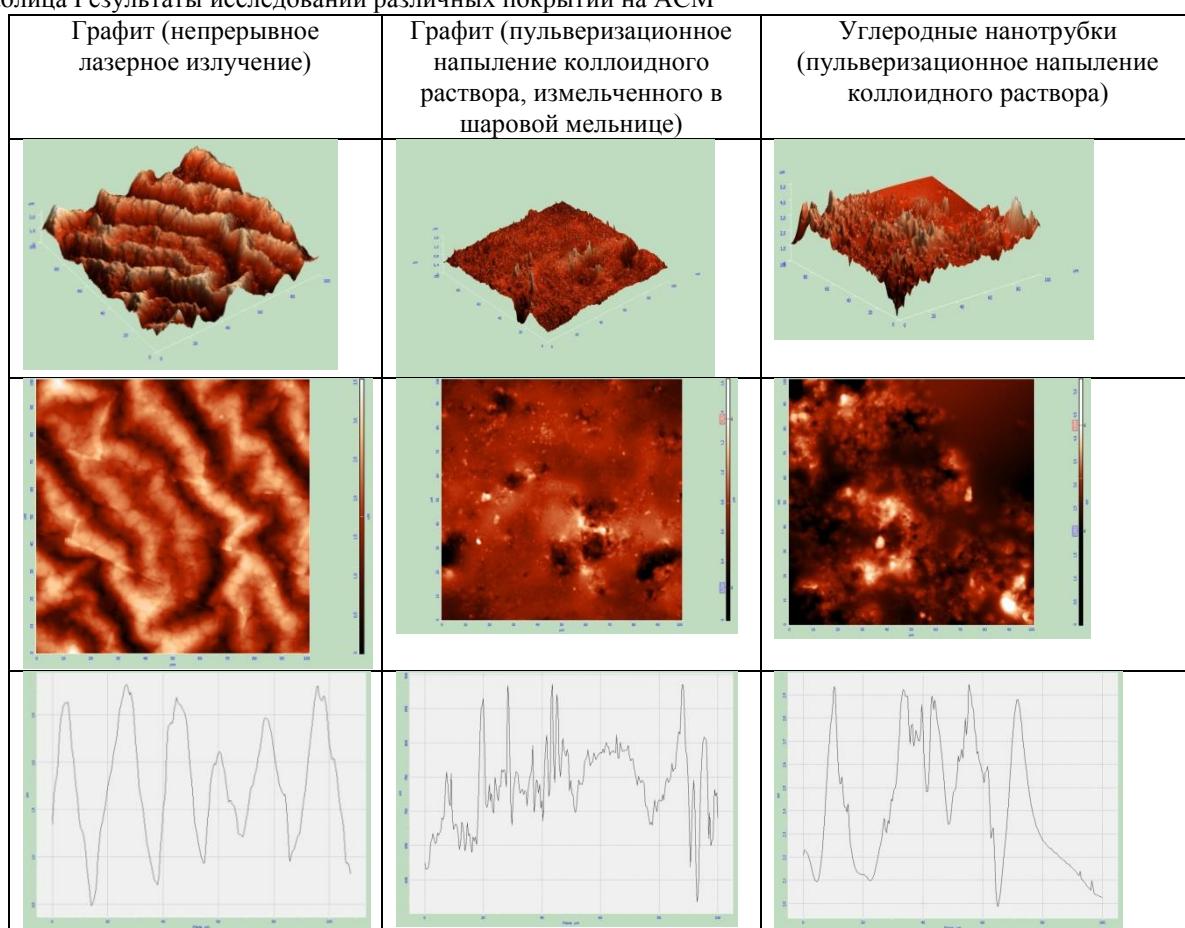
Для покрытия были выбраны несколько порошков доступных для реализации (мелкодисперсный ВОПГ, углеродные нанотрубки (УНТ)). В качестве растворителя применялся диметилформамид (C_3H_7NO).

Коллоидные растворы для нанесения пульверизационным методом готовились следующим образом:

А) Раствор, полученный лазерной абляцией с помощью фемтосекундного лазера ТЕТА-10 с Yb:KGW активной средой («Авеста», г. Троицк) путем воздействия на графитовую мишень сфокусированного фемтосекундного лазерного излучения, и попаданием выбитых частиц материала в жидкую среду (диметилформамид). В течение 30 минут на графитовую мишень, погруженную в растворитель C_3H_7NO , воздействовал лазерный луч с интенсивностью 1200 мВт, частотой излучения 10 кГц, длиной волны 1029 нм. Полученный коллоидный раствор нанесли на подложку. Во время выполнения работы столкнулись с некоторыми сложностями: при получении коллоидного раствора методом лазерной абляции, жидкость (диметилформамид) в которую погружалась мишень, начала закипать, что привело к изменению вязкости и цвета раствора, поэтому однозначно заявлять о безопасности данного покрытия для живого организма без проведения специализированных исследований нельзя. Если данный образец покажет во время анализа лучшие результаты, в дальнейшем следует проверить его на присутствие вредных продуктов распада.

Б) Раствор, полученный растворением порошков в жидкости: порошки УНТ смешали с растворителем диметилформамидом в пропорциях 1:3. Полученный раствор нанесли на поверхность полиуретана с помощью пульверизатора.

Таблица Результаты исследований различных покрытий на АСМ



Для сравнения результатов был измельчен графит в шаровой мельнице. При измельчении графита в мельнице для получения мелкодисперсного порошка столкнулись с проблемой образования «комков» при длительном истирании. Решением было применение жидкости (диметилформамида) для исключения скатывания частиц графита в комки и для улучшения эффекта дробления. При недостаточном количестве растворителя и большом времени обработки в шаровой мельнице, вещество (диметилформамид и мелкодисперсный графитовый порошок) превращались в жилеподобную массу. При увеличении доли жидкого растворителя и применении «холодного измельчения» (режим подбирался таким образом, чтобы вещество не нагревалось более 40°C) удалось получить мелкодисперсный раствор частиц графита. В общей сложности время дробления составило около 120 минут. Далее полученная смесь пропускалась через фильтровальную сетку с размером ячеек 150, 75, 35, 15 и 10 мкм для отсеивания крупных частиц графита. Массовая доля «фильтрата» к базовому веществу составила около 5%, далее раствор в течение суток стоял в вертикально закрепленной трубке, что позволило осадить более крупные частицы. Размер частиц в верхней части сосуда

составлял не более 1 мкм. Далее для повышения концентрации графита в растворе, лишний растворитель частично выпаривался, и полученный раствор наносился на полиуретановую подложку по тому же механизму.

Условия эксперимента были следующими: рабочее давление 0,5-2 атмосферы; диаметр сопла 0-150 мкм; Т_{рабочей среды} ~ 22°C; расстояние от сопла до подложки 150 мм; диаметр распыляемого пятна 45 мм.

В таблице представлены результаты экспериментов, полученные на атомно-силовом микроскопе (Интегра-Спектра)

Наиболее удачные покрытия получились с использованием подготовленного ВОПГ (производилась селекция частиц путем мелкой фильтрации, вязкость раствора и процентное содержание ВОПГ определялось опытным путем) в качестве наполнителя для основы.

Покрытие представляет зернистую структуру, размер частиц от 82 до 108 нм, толщина покрытия – 9,31 мкм. Угол смачиваемости – 86°. Коэффициент шероховатости - 192 нм.

Исследование остальных образцов, нанесенных данной технологией, показало результаты:

- для покрытия УНТ: толщина – 7,822 мкм; шероховатость – 786 нм, краевой угол смачиваемости - 115°;
- для графита лазерной обработкой: толщина – 18,046 мкм, шероховатость – 25,1 нм, краевой угол смачиваемости - 119°.

Библиографический список

1. Вознесенская А.А., Жданов А.В., Морозов В.В. Исследование поверхностных свойств углеродных покрытий // Современные проблемы науки и образования. – 2015. – № 1; URL: <http://www.science-education.ru/121-18446>. – ISSN 2070-7428. (Статья ВАК).

2. Voznesenskaya Anna, Morozov Valentin, Zhdanov Alexey. Physical and Mechanical Research for Synthesis of Carbon Emocompatible Coatings for Artificial Heart / MATEC Web of Conferences (2015 4th International Conference on Engineering and Innovative Materials (ICEIM 2015)). – Volume 27, 2015.

ANALYSIS OF BIOCOMPATIBLE COATINGS APPLICATION TECHNOLOGIES FOR MEDICAL POLYURETHANE PRODUCTS

Voznesenskaya A.A., Zhdanov A.V., Morozov V.V.

Vladimir State University named after Alexander and Nikolay Stoletovs, vvm@vlsu.ru

The article provides a brief analysis of the methods and coating technologies with carbon on the polyurethane products of medical technology. The main application of such coatings and technologies - cardiac surgery and transplantation. A comparative analysis of the properties of the coatings obtained by atomic force microscopy.



РАЗРАБОТКА И СОЗДАНИЕ МЕХАТРОННЫХ МОДУЛЕЙ МАЛОЙ МОЩНОСТИ ДЛЯ УСТРОЙСТВ МЕДИЦИНСКОГО НАЗНАЧЕНИЯ

Алексеева А. С.

Владимирский государственный университет имени Александра Григорьевича и Николая Григорьевича Столетовых, Alekseeva1329@yandex.ru

В последние годы всё более широкое распространение в технике, в том числе медицинской, получают мехатронные системы. Во многих развитых странах активно ведутся разработки различных мехатронных устройств.

Реабилитация больных и инвалидов, выполнение сервисных операций, а также системы для клинического применения в настоящее время является одним из приоритетных направлений медицины, как в нашей стране, так и за рубежом.

Мехатронный модуль (ММ) – это узел, состоящий из управляемого двигателя, механического и информационного устройства (системы управления). К основным преимуществам мехатронных устройств по сравнению с традиционными медицинскими автоматизированными электромеханическими устройствами следует отнести: конструктивную компактность модулей, высокую надежность и долговечность. [1]

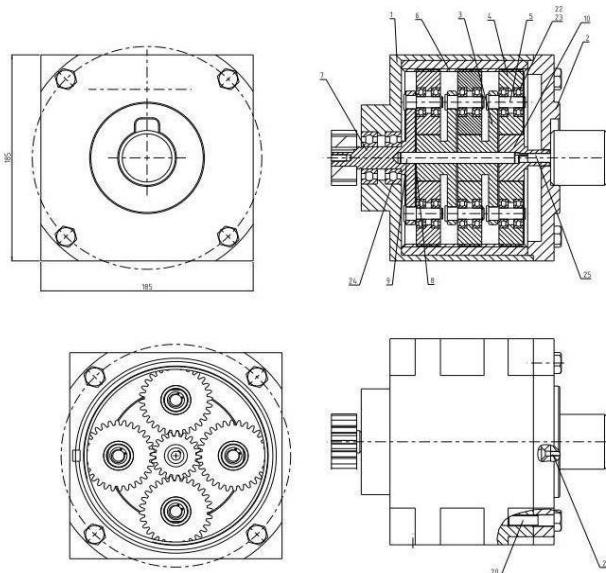


Рис.1. Общий вид ММ, на базе ПЗВМ:

1 – корпус; 2 – крышка; 3 – шестеренка; 4 – шестеренка; 5 – ось;
 6 – колесо планетарное; 7 – ведило; 8 – шайба; 9 – ось центральная;
 10 – шестеренка; 20 – болт M10×40; 21 – винт M4×22;
 22 – кольцо стопорное; 23 – подшипник 100; 24 – подшипник 204;
 25 – шпонка 5×5×40; 26 – шпонка 3×3×14.

Принципиальная новизна ММ малой мощности (до 0,5 кВт) заключается в использовании оригинальных конструкций планетарных винтовых механизмов, позволяющих создавать встраиваемые моноблочные мехатронные приводы. Основным направлением модернизации мехатронного модуля является упрощение конструкции за счет сокращения кинематической цепи, введение дополнительных (встроенных) функций в отдельные компоненты движения и снижение затрат на производство деталей механизмов и модулей.

Основные технические параметры модуля:

Максимальный выходной крутящий момент:	100Нм;
Частота вращения:	300 об/мин;
Максимальное радиальное усилие:	200Н;
КПД:	60%;
Диапазон рабочих температур:	-20°C до +60°C;
Напряжение питания:	пост. ток 12В, 24В, 90В перем.так 120В, 230В.

Мехатронный модуль малой мощности (до 0,5 кВт) на базе планетарного зубчато-винтового механизма служит для преобразования движения в устройствах медицинской техники.

Потребителями предложенной продукции являются различные фирмы и компании, занимающиеся производством медицинских изделий и устройств, а именно изготовлением: платформ, кроватей, тренажеров, протезов и прочей медицинской техники.

Потенциальными потребителями продукции являются:

- ООО СПОП «Волгомедпрот» г. Волгоград;
- ООО «ИРИД» г. Новочеркасск;
- ООО «ПП ОКА-Медик» г. Навашино
- ООО «Биомед» г. Санкт – Петербург
- ООО «Элекон-М» г. Обнинск и др.

Рынок мехатронных модулей довольно разнообразен, однако в медицинской промышленности занят только частично. В России существует несколько производителей ММ, но они имеют мощность более 0,5 кВт. Маломощные устройства производят только несколько фирм однако, результаты предполагаемой НИОКР позволяют составить им как ценовую так и качественную конкуренцию. Ближайшим аналогом являются роликовинтовые передачи зацеплением (выпускаемые под маркой Transroll фирмой SKF). [1]



Рис.2 Роликовоинтовые передачи зацеплением

Таблица 1

Наименование показателей	Значения показателей		
	Текущие		
	Объект(продук.) проекта	Отечественный аналог	Зарубежный аналог
Мехатронный модуль мощностью до 0,5кВт	Модули выпускаемые фирмой ООО"НПФ Электропривод (г.С.Петербург)	Мехатронные модули на базе роликовоинтовой передачи выпускаемые фирмой SKF	
Стоимость продукта, руб.	≈ 120000	≈ 150000	≈ 240000
Гарантийное обслуживание	5 лет	1 лет	2 года

В результате проведенных исследований будет получена конкурентная продукция, как по техническим, так и по технологическим параметрам. Ожидаемое снижение материальных затрат составит 12...25% в сравнении с отечественными аналогами и 40...65 % - с зарубежными аналогами. Это достигается внедрением результатов исследований, направленных на оптимизацию конструкции планетарных зубчато-винтовых механизмов и мехатронных модулей, проработки технологии изготовления и сборки, снижение трудоемкости его деталей. [1]

Библиографический список

1. Алексеева А.С., Беляев Л.В. Мехатронные модули медицинского назначения малой мощности как основа создания малого инновационного предприятия // Вестник магистратуры – 2015 - №1 Том 1 с.47-51.

DESIGN AND CREATION OF MECHATRONIC MODULES FOR LOW-POWER MEDICAL DEVICES

Alekseeva A.S.

Vladimir State University named after Alexander G. and Nicholas G. Stoletovs, Alekseeva1329@yandex.ru

Relevance of the topic is the development of medical mechatronics for the development and establishment of systems for the Rehabilitation of the Disabled, execution of service operations, as well as the system for clinical use.

The object of research is a mechatronic module of low power (0.5 kW) for medical devices. The aim is to design and development of low-power mechatronic module for medical devices.

This article reflects the appointment of the scientific - technical product, scientific novelty mechatronic module, its scope, the existing analogues and competitors of the company. The main technical - operational parameters of mechatronic modules: reliability, durability, accuracy, smoothness. The efficiency of the module is determined by its high: efficiency, compactness, low power (0.5 kW).



ИССЛЕДОВАНИЕ ЭЛКТРОПРОВОДНОСТИ КОМПОЗИЦИОННОГО НАНОМАТЕРИАЛА НА ОСНОВЕ АКРИЛОВОЙ КРАСКИ И МНОГОСЛОЙНЫХ УГЛЕРОДНЫХ НАНОТРУБОК

Ичкитидзе Л.П., Тельшев Д.В., Голубева А.О.

Федеральное государственное автономное образовательное учреждение высшего образования
«Национальный исследовательский университет «Московский институт электронной техники»,
leo852@inbox.ru

Введение

Последнее время активно разрабатываются и создаются новые наноматериалы, которые содержат углеродные нанотрубки (УНТ), ввиду того, что они обладают уникальными свойствами: высокой прочностью, удельной проводимостью, теплопроводностью и др. Наноматериалы, на основе УНТ, также приобретают высокие показатели, которые невозможно достигнуть в других случаях. Перспектива использования наноматериалов с УНТ в биомедицинских изделиях высока, т. к. незначительное содержание УНТ в наноматериале сильно меняет его характеристики, степень безопасности функционализированных нанотрубок в ряде случаев достаточно высока [1].

Действительно, в наноматериале из пластифицированного крахмала и многослойных углеродных нанотрубок (МУНТ) было обнаружено двукратное увеличения прочности на разрыв и модуля Юнга [2]. Подобное изменение наблюдалось в биологических материалах: хитозан [3] и альбумин [4-6]. При этом наноматериалы содержали незначительную концентрацию C УНТ, в [3] – 2 мас.%, [4] – 3 мас.%, [4-6] – ≤ 0.1 мас. %. Небольшая концентрация УНТ в виде наполнителя резко увеличивает удельную проводимость σ матрицы композиционного наноматериала. В частности, в полимерной матрице из полиуретана с наполнителем из многослойных УНТ (МУНТ) регистрировался порог протекания при концентрации $C=0,13$ мас. % МУНТ [7 8], а в матрице из карбоксиметилцеллюлозы (КМЦ) реализован порог протекания на уровне $C=0,1-0,25$ мас. % МУНТ [8].

Особо сильный рост удельной проводимости σ фиксировался в биоматериалах и биосовместимых материалах при небольших C . В коллагене I типа добавка 2 мас.% однослойных УНТ (ОУНТ) поднимает его удельную проводимость на несколько порядков до $\sigma\sim 1,2-1,6$ См/м [9], а в составе из каррагинан, хитозана и 0,6 мас.% ОУНТ величина σ растет на шесть порядков и достигает 3200 См/м [10]. В комбинации различных биологических материалов (гиалуроновая кислота, хитозан, гепарин, желатин, спермидин, альбумин, каррагинан, КМЦ и др.) и УНТ больше 20 мас.% удается получить $\sigma\geq 1$ кСм/м при преимущественной ориентации УНТ в одном направлении, что является сложной технологической задачей. Большие значения $\sigma\sim 50$ кСм/м реализовались в слоях композиционных наноматериалов имеющих в составе матрицы КМЦ (биосовместимый материал) и наполнители 1-5 мас.% МУНТ или ОУНТ, когда в процессе приготовления участвовало лазерное излучение и термообработка при температурах ≥ 300 °C [8,11]. Композиционные наноматериалы на основе биоматериалов и биосовместимых материалов в большинстве случаев имели приемлемые величины удельной проводимости для разработки на их основе различных медицинских изделий (например, электроды для электрокардиографов, электроэнцефалографов, имплантатов). Однако, они в большой степени нестабильны в воде и во влажной среде [9-11], что сильно ограничивает их применение в медицинской практике.

В настоящей работе исследуется электропроводность слоев композиционных наноматериалов в составе матрицы - акриловой краски и наполнителя - МУНТ.

Образцы и методика эксперимента

Биметаллический катализатор FeMo/MgO был использован при катализе МУНТ. Они синтезировались при температуре ~ 900 °C в потоке газов Ar и CH₄ в течение 40 минут. Полученный материал (порошок) окислялся в 8,8 M растворе перекиси водорода в течение 60 мин. Порошок содержал МУНТ в концентрации $C_{\text{МУНТ}} = 95 \pm 1$ мас. % после того, как были проведены различные технологические процедуры: очистка, сушка и т.д. МУНТ использовались в качестве наполнителя в композитном наноматериале.

Матрицей наноматериала служила акриловая краска (АК) (ТУ2331-034-05751640-2006), в которую добавлялись МУНТ. В некоторых случаях в матрицу также добавлялся разбавитель акриловой краски (РАК) (ТУ2331-034-05751640-2006). Дисперсии АК и МУНТ (АК/МУНТ) и АК, МУНТ и РАК (АК/МУНТ/РАК) тщательно перемешивались с помощью магнитной мешалки в течение 24 ч и диспергировались в ультразвуковом (УЗ) диспергаторе (Qsonica модель Q700) в течение 30 мин. Суспензии содержали: АК/МУНТ, 97 мас.% АК, и 3 мас.% МУНТ; АК/МУНТ/РАК, ~ 50 мас.% АК, 47 мас.% РАК и 3 мас.% МУНТ. Разбавитель сильно уменьшал вязкость АК, что позволяло тщательно перемешать АК и МУНТ. Методом шелкографии на подложки: хлопчатобумажная ткань, офисная бумага, кремний и покровное стекло наносилась дисперсия и после высыхания, при нормальных условиях, были реализованы три группы: I – АК, II – АК/МУНТ, III – АК/МУНТ/РАК. Образцы представляли собой диски диаметром $\sim 20-30$ мм и толщиной 0,005-1,5 мм. Образцы с толщиной $\geq 0,07$ мм отслаивали от подложек кремния и покровного стекла и далее проводились физико-механические и оптико-электрономикроскопические исследования.

Образцы подвергались термообработке (ТО) в среде воздуха при температуре $t \sim 90-145$ °С в печи типа ЩС-80-01 СПУ. До ТО образцы считались исходными. Скорость нарастания или уменьшения температуры контролировалась в диапазоне 0,5-1,0 °С/мин. На заданное значение температура удерживалась с точностью ± 1 °С, и время ТО длилось от 0,5 ч до 10 ч.

Сопротивление образцов измерялось двухзондовым или четырехзондовым методом. Все электрические измерения проводились в режиме "источника тока". Для этих исследований образцам придавалась форма полосы или квадрата. С учетом геометрических размеров и сопротивления образца определялась его удельная проводимость. Все измерения проводились до и после термообработки образцов.

На рисунке 1 представлены типичные виды образцов и зондовые системы для измерения сопротивления.

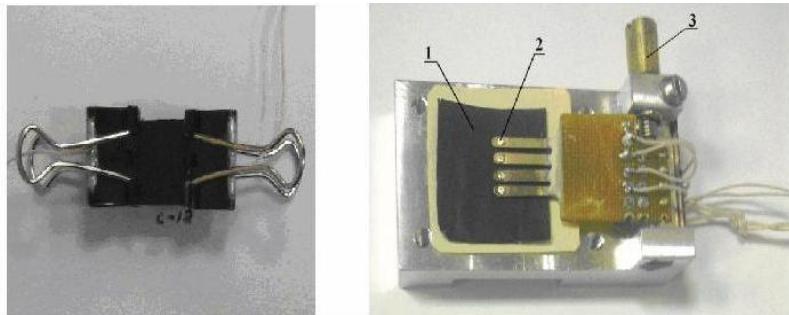


Рис.1. Системы для измерения сопротивления: *а* – двухзондовый метод, образец в виде слоя на покровном стекле; *б* – четырехзондовый метод; 1 – образец в виде слоя на офисной бумаге, 2 – измерительные зонды с наконечником из серебра, 3 – винт для регулирования прижима зондов на образец

Экспериментальные результаты и их обсуждения

Для всех групп образцов производился контроль потери массы слоев после их многократного погружения в воду и дальнейшего высыхания. Образцы погружались и оставались в воде в течение 60-70 ч несколько раз (суммарное время ~ 250 ч). Потери массы образцов, относительно исходной массы, после последнего погружения для различных групп составляли: I – 2 %, II и III -1,6 %. Отсюда следует, что АК, предназначенная для окрашивания хлопчатобумажной ткани, снизила потерю массы в воде под действием МУНТ, т.е. усилилось закрепление АК на ткани.

После ТО образцов II и III группы произошло незначительное увеличение сопротивления (~ 15 %) относительно их исходных значений, как в воде, так и после сушки на воздухе.

Изменение сопротивления от температуры образцов I группы не регистрировалось, так как их значения превосходили диапазон возможности измерительного прибора 200 МОм. На рисунке 2 показаны типичные температурные зависимости $R(t)$ образцов из II и III групп. Для обеих групп образцов наблюдаются подобные качественные изменения R от t : при первой термообработке начальные сопротивления резко падают, при второй и третьей обработке сопротивления также уменьшаются, но незначительно. Действительно, для образцов II группы в диапазоне температур 24-145 °С сопротивление уменьшается приблизительно в 3 раза, и при длительном удержании температуры (2-6 ч) на максимальном значении, сопротивление образцов дополнительно падает еще на $\sim 10-25$ % (см. рисунок 2 вертикальные части кривых на $R(t)$).

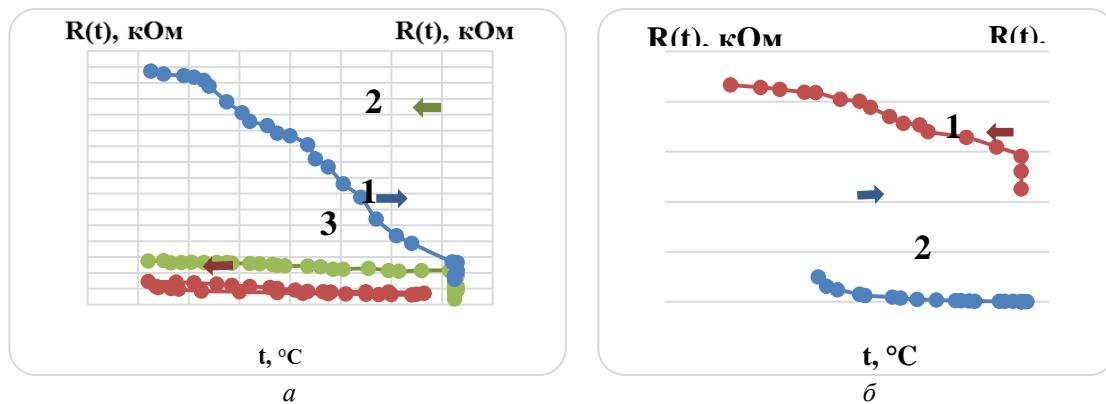


Рис. 2. Типичные зависимости $R(t)$ для образцов I групп (а) и II групп (б) при нескольких термообработках: *а*, 1 – 1-ая ТО, 2 – 2-ая ТО, 3 – 3-ая ТО; *б*, 1 – 1-ая ТО, 2 – 2-ая ТО

Количественные изменения R для III группы, относительно исходного образца, в случае первой ТО, превосходят на три порядка (см. рисунок 2, б), а в случае второй и третьей ТО величина R дополнительно падает на 20-30 % относительно значения, полученного при первой ТО. Особенно сильно отличается температурный коэффициент сопротивления $\alpha = (1/R)dR/dt$ II и III группы в диапазоне $t \sim 24-120$ °С. После третьей ТО фиксировались следующие α (см. рисунок 2): II – $-0,00072$ (1/К); III – $0,00143$ (1/К). С увеличением числа ТО более невыразительным становится гистерезис на $R(t)$, например, для образца II группы (см.

рисунок 2,а) максимальное значение гистерезиса, определенного как $2[R(\uparrow)-R(\downarrow)]/[R(\uparrow)+R(\downarrow)]$, не превосходит 8%. Здесь $R(\uparrow)$ и $R(\downarrow)$ сопротивления образца при увеличении и уменьшении температуры, соответственно. Необходимо отметить, что термообработка при $t \geq 220$ °С приводила к резкому падению σ , что возможно вызвано разрушением матрицы полиакрилата, входящей в состав АК.

На основе измеренных данных R и геометрических размеров исследованных образцов, определялись их удельные проводимости. Значения σ по различным группам образцов составляли: I – $\sigma << 10^{-8}$ См/м, II – $\sigma \sim 100$ См/м, III $\sigma \sim 10^{-3} \div 10^{-2}$ См/м. После ТО в течение 10 ч при температуре 120-145 °С удельная проводимость образцов существенно увеличивалась, и составляла: II – $\sigma \sim 100\text{-}500$ См/м, III – $\sigma \sim 1\text{-}10$ См/м.

Поведение $R(t)$ и значение σ (по порядку величины) для образцов группы II и III, по-видимому, обусловлено следующим обстоятельством: в образцах II группы суспензия состояла из АК и МУНТ и имела очень высокую вязкость, что затрудняла хорошее перемешивание составных частей. Об этом свидетельствует неоднородный цвет дисперсии и образцов – сине-черный. Несомненно, неоднородное распределение МУНТ в объеме образца приводит к тому, что в некоторых местах образца более маленькая концентрация нанотрубок, а в некоторых местах наоборот. В последнем случае образуются случайно расположенные бесконечно проводящие кластеры (БПК) из нанотрубок, что отражается на высокой σ образца. С увеличением t при ТО количество БПК повышается из-за образования дополнительных туннельных контактов между нанотрубками и в связи с этим падает сопротивление образца.

Дисперсия III группы состояла из АК, РАК и МУНТ. Из-за РАК она имела низкую вязкость ($<< 1$ Па·с), перемешивалась хорошо, образцы получались однородного цвета – черные. Поскольку МУНТ были однородно распределены в объеме наноматериала, их количество было небольшое ≤ 10 мас.%, и между ними была АК (непроводящая среда), такое состояние, снижало вероятность зарождения БПК и следовательно были получены низкие значение σ . Однако ТО позволила значительно удалить из наноматериала разбавитель, что способствовало к образованию некоторого количества БПК и резкому увеличению удельной проводимости образцов III группы. Действительно, длительная термообработка этих образцов при температуре 90-145 °С в течение 10 ч в среде воздуха увеличивала их удельную электропроводность ≥ 100 раз (см. рисунок 2, б). Несмотря на то, что теплообработка образцов III группы увеличивала проводимость более чем на 3 порядка, абсолютное значение σ было на 1-2 порядков меньше, чем проводимость образцов II группы.

В образцах с неоднородным распределением МУНТ в матрице наблюдается более высокое значение удельной проводимости, чем в образцах с однородным распределением МУНТ. Механизм электрической проводимости, исследованных композиционных наноматериалов, подобен механизму формирования трехмерной проводящей сети нанотрубок по всему объему полимерной матрицы [12]. В этом случае, образуются сегрегированные сети нанотрубок в полимерной матрице, в виде агрегатов в локальных областях, формируя устойчивые БПК, т.е. проводящие пути в материале. Можно полагать, что с увеличением однородности распределения МУНТ в матрице проводимость композиционного материала будет подавать, поскольку будет уменьшаться число контактов между нанотрубками. Описанное поведение наблюдалось в настоящей работе.

Заключение

В образцах с неоднородным распределением МУНТ в матрице наблюдается на порядок более высокое значение удельной проводимости, чем в образцах с однородным распределением МУНТ. Механизм электрической проводимости исследованных композиционных наноматериалов подобен механизму формирования трехмерной проводящей сети нанотрубок по всему объему полимерной матрицы. В этом случае, образуются сегрегированные сети из нанотрубок в полимерной матрице, в виде агрегатов в локальных областях, формируя устойчивые бесконечные проводящие кластеры, т.е. проводящие пути в материале. Можно полагать, что с увеличением однородности распределения МУНТ в матрице проводимость композиционного материала будет падать, поскольку будет уменьшаться число контактов между нанотрубками. Описанное поведение наблюдалось в настоящей работе.

Исследованные нами слои на основе наноматериала из акриловой краски и углеродных нанотрубок показали положительные свойства: стабильность образцов под воздействием воды (экспозиция более 200 ч), высокая удельная проводимость (~ 500 См/м) и низкий температурный коэффициент сопротивления (~ 0.00072 К $^{-1}$). Термообработка при температуре 145 °С увеличивала проводимость образцов на несколько порядков. В частности, относительно исходного образца удельная проводимость выросла более чем на три порядка.

Таким образом, в слоях композиционного наноматериала на основе акриловой краски и МУНТ удельная проводимость может быть значительно улучшена путем неоднородного распределения нанотрубок в объеме и термообработкой материала. Кроме того, эти слои обладают хорошей адгезией и эластичностью на гибких и твердых подложках, особенно на подложках из бумаги или хлопчатобумажной ткани. Следовательно, они являются перспективными и могут быть функциональными наноматериалами для различных областей применения, таких как: мембранные для наноразмерных частиц; гибкая электроника; различные экраны для защиты от электромагнитного излучения электронных схем и биологических объектов; электроды для биомедицинских систем (натальная электроника, электрокардиография и др.); эластомеры общего и биомедицинского назначения (тензодатчики, искусственная мышца и др.).

Конкретными примерами являются электроды, используемые для длительного мониторинга здоровья пациента, а также электроды и биодатчики для контроля режимов работы имплантируемых в организме изделий.

Авторы выражают благодарность профессорам Селищеву С.В. и Подгаецкому В.М. за обсуждение работы и полезные советы.

Исследование выполнено за счет гранта Российского научного фонда (проект №14-39-00044).

Библиографический список

1. Carbon Nanotubes – Growth and Applications. Edited by Mohammad Naraghi, Published by InTech, Janeza rdine 9, 51000 Rijeka, Croatia, Copyright © 2011 InTech, ISBN 978-953-307-566-2. – 604 p.
2. Cao X., Chen Y., Chang P. R., Huneault M. A. / Preparation and properties of plasticized starch/multiwalled carbon nanotubes composites // Journal of Applied Polymer Science 2007, vol. 106, 1431-1437.
3. Wang S.F., Zhang W.D., Tong Y.J. / Preparation and Mechanical Properties of Chitosan/Carbon Nanotubes Composites // Biomacromolecules, 2005, Vol. 6, No. 6, pp. 3067-3072.
1. Ичкитидзе Л.П., Селищев С.В., Герасименко А.Ю., Подгаецкий В.М. / Механические свойства объемного нанокомпозитного биоматериала // Медицинская техника, 2015, №5, с. 40-43.
2. Агеева С.А., Елисенко В.И., Герасименко А.Ю., Ичкитидзе Л.П., Подгаецкий В.М. / Испытания на биологическую совместимость объемных нанокомпозитов, созданных лазерным методом // Мед. Техника, 2010, №6, с. 35-39.
3. Ичкитидзе Л.П., Подгаецкий В.М., Пономарева О.В., Селищев С.В. / Механические свойства объемного нанокомпозита, полученного при лазерного облучении продукта при лазерного облучении // Изв. вузов. Физика, 2010, № 3/2, с. 125-129.
4. Zhang R., Dowden A., Baxendale M., Peijs T. / Conductive network formation in the melt of carbon nanotube thermoplastic polyurethane composite // Composite Science and Technology, 2009, vol. 69, Issue 10, pp. 1499-1504.
5. Ичкитидзе Л.П., Приходко А.С., Путря Б.М., Благов Е.В., Павлов А.А., Галперин В.А., Кицюк Е.П., Шаман Ю.П. Электропроводный композиционный наноматериал с биосовместимыми матрицей и многослойными углеродными нанотрубками // Мед. Техника, 2013, №2, с. 11-16.
6. Voge C.M., Kfriolis M., MacDonald R.A., Stegemann J.P. / Directional conductivity in SWNT-collagen-fibrin composite biomaterials through strain-induced matrix alignment // Journal of Biomedical Materials Research Part A, 2008, vol. 86A, Issue 1, pp. 278-288.
7. Granero A.J., Razal J.M., Wallace G.G., Panhuis M. / Conducting gel-fibres based on carrageenan, chitosan and carbon nanotubes // Journal of Materials Chemistry, vol. 20(37), pp. 7953-7956.
8. Ичкитидзе Л. П., Селищев С. В., Герасименко А. Ю., и др. / Способ получения биосовместимого наноструктурированного композиционного электропроводящего материала // Патент РФ 2473368.
9. Xu J., Florkowski W., Gerhardt R., and et al. / Shear Modulated Percolation in Carbon Nanotube Composites // J. Phys. Chem. B, 2006, vol. 110, pp. 12289-12292.

INVESTIGATING CONDUCTIVITY OF COMPOSITE NANOMATERIAL BASED OF ACRYLIC PAINT AND MULTIWALLED CARBON NANOTUBES

Ichkitidze L.P., Telyshev D.V., Golubeva A.O.

National Research University of Electronic Technology (MIET), Zelenograd, Moscow, 124498 Russia

The composite nanomaterial based on the acrylic paint and multi-walled carbon nanotubes (~ 3 wt.%) was investigated. The samples had a disk shape with a diameter of 20-30 mm and a thickness of 0.005-1.5 mm. It is found that when the samples were exposure in water for 250 hours practical they were not lose weight (less than 1.6%) and had highly stable electrical conductivity. Prolonged annealing (over 100 hours) at a temperature of 90-145 °C the conductivity increasing 300-1000 times and reaches a maximum value of about 500 S/m. The perspective of the use of composite nanomaterials in the development and creation of various products, including electrodes for biomedical engineering or components of electronics of body.



БИОКОРРЕКЦИЯ СТВОЛОВОГО СИНДРОМА ПРИ ТЕХНОГЕННОМ СТРЕССЕ

Кудинова Е. В.

НГАУ, Кафедра физиологии и биохимии человека и животных г. Новосибирск,
Научно-практический Центр Постстрессовой Реабилитации, г.Омск

kudinova_kleo@mail.ru

Актуальность проблемы. Природа выбрала импульс электромагнитных полей как универсальный инструмент, а резонанс – в качестве универсального коммуникативного механизма. Феномен стохастического резонанса демонстрирует, что электромагнитные излучения (ЭМИ) могут быть как «пустыми» – адаптированными, так и «патогенными» – информационно-модулированными. Воздействие электромагнитного поля и информационных детерминант, сопровождающиеся реакциями неспецифической активации организма [14]. Реакция возникает под влиянием поляризации слабого постоянного тока, а, приобретая характер доминанты, позволяет гиперактивным нейронам объединяться в генераторы усиленного возбуждения доминантной зоны афферентных входов с формированием патологических систем мозга.

Нелинейных системы диагностики (NLS-диагностика) [10] – один из таких перспективных методов, в связи с нелинейным характером мозговой активности [1]. Благодаря чему нелинейная динамическая система для анализа мозговой деятельности позволяет извлекать информацию о ключевых аспектах мозговой динамики, недоступную для традиционных, линейных, основанных на преобразовании Фурье методов, открывая тем самым новые возможности оценки центральных механизмов регуляции на уровне корковых нейронных сетей [14] методом биорезонансной диагностики и терапии [3].

Специфика формирования стволового синдрома под воздействием техногенного стрессора, обусловлена тем, какие ядерные образования ствола мозга резонируют с излучателем, формируя патологические системы [7,12]. Поэтому изучение особенностей реорганизации стволовых структур мозга в доминантах, является важной нейроморфологической и общебиологической проблемой [13, 2, 4].

Цель и задачи исследования. Разработать и обосновать, донозологический метод биорезонансной диагностики и терапии стволового рефлекторного синдрома, выявить динамические структурно-функциональные изменения ствола головного мозга, для понимания механизма взаимодействия техногенных излучений с биологическими объектами

Материалы и методы. Использовали аппаратно-программный комплекс и разработанный нами способ эндогенной биорезонансной терапии стволового-синдрома [8].

У животных группы I (n=63) БРТ не применялась, а у животных группы II (n=64) БРТ проводилась по стандартной схеме. Основные этапы БРТ заключались в следующем: 1) внесение частотных характеристик и гистологических срезов в программу; 2) тестирование состояния головного мозга животных и формирование исходных данных информационного аналога собственного частотного излучения; 3) изготовление лечебного препарата – нозода, в режиме инверсии; 4) проведение биокоррекции с помощью активного фонового излучения изготовленного препарата, который вводился по 0,1 мл 1 раз в сутки «рег ос».

Морфологическое исследование (световая, электронная микроскопия, морфометрия) мозга животных проводили через 14, 21, 30, 45, 60 и 90 сутки, после формирования стресс-синдрома. Для светооптического исследования мозг крыс фиксировали в 10% нейтральном формалине, заключали в парафин, готовили фронтальные срезы толщиной 5-7 мкм, окрашивали по Нисслю и гематоксилин-эозином. Проведено светооптическое гистологическое исследование различных отделов головного мозга (неокортекс, лимбические и стволовые структуры мозга). Для морфометрического анализа подсчитывали численную плотность нейронов и микрососудов относительно единицы площади (100 мкм²) при увеличении x600. Для электронномикроскопического исследования мозг фиксировали путем иммерсии в растворе 4% параформальдегида, 1% глютарового альдегида на 0,1 М фосфатном буфере (pH – 7,4), обрабатывали 1% четырехокисью осмия (2 часа), обезвоживали и заключали в смесь эпона и аралдита. Ультратонкие срезы готовили на ультрамикротоме “Ultracut-E” (фирма Reichert-Jung), помещали на сетки без подложки и контрастировали уранилацетатом и цитратом свинца. Просмотр и фотографирование ультратонких срезов производили на электронном микроскопе “Hitachi-600H”. На электронномикроскопических препаратах оценивали общее состояние нейронов, синапсов, всех ультраструктурных компонентов сосудистой стенки.

Экспериментальная модель. Для моделирования техногенного воздействия электромагнитного излучения (ЭМИ) использована модель аудиогенного электрического звонка звукового раздражения интенсивностью 102 дБА [6], в режиме киндинга [5] и сотового телефона 1000-1800МГц плотностью потока энергии 160-239 мкВт/см в режиме киндинга с интервалом между звуковыми раздражениями 48 часов [11] и 12 часов в течение трех месяцев. Исследования выполнены в условиях хронического эксперимента на 127 половозрелых белых крысах-самцах линии Вистар массой 170-210 г.

Для изготовления биорезонансного препарата использовалось устройство для биорезонансной терапии (БРТ) с помощью программно-аппаратного комплекса [8,9]. Сравнительный анализ влияния биокоррекции с помощью биорезонансной терапии на структурно-функциональное состояние ствола мозга в процессе

формирования стресс-синдрома проводили на двух группах животных. У животных группы I (n=63) БРТ не применялась, а у животных группы II (n=64) БРТ проводилась по стандартной схеме.

Результаты исследований. Исследования показали, что под влиянием внешнего электромагнитного излучения происходила реорганизация цито- и синаптоархитектоники стволовых структур мозга. Изменения выявляются на первые сутки при воздействии сотового телефона в лимбических структурах мозга. При воздействии электрического звонка на 3 сутки, что зависело от судорожной готовности мозга используемых животных, но первые признаки изменений наблюдаются также в лимбических структурах мозга, особенно в гиппокампе и стволовых структурах мозга. Следует отметить, что первичные изменения хотя и в аналогичных структурах, но механизм повреждений различен. Так, при воздействии сотового телефона происходит сморщивание нейронов гиппокампа, без признаков гиперхромии, с выраженным ядерно-цитоплазматическими нарушениями. При раздражении электрическим звонком постепенное сморщивание с нарастанием гиперхромии и внеклеточным отеком, в связи с чем в секторе поля CA1 появляются нейрональные ансамбли по 4-10 нейронов с выраженной гиперактивностью. Сектор CA3 постепенно дегенерирует, с появлением зон выпадения нейронов, из-за интрацеллюлярного отека, вследствие чего нейрон лопается, и в глии наблюдаются только ядерные включения [9].

Морфометрический анализ нейронной популяции показал, что в изучаемых отделах мозга в постстрессовом периоде были выявлены ультраструктурные признаки нарушения микроциркуляции, которые проявлялись: 1) значительным очаговым сужением просвета капилляров в результате перикапиллярного отека отростков астроцитов, 2) вакуолизацией и набуханием цитоплазмы эндотелиоцитов, 3) заполнением просветов микрососудов агрегированными, сладжированными и агглютинированными клетками крови.

Изменения нейронов характеризовались мозаичностью проявлений реактивных, дистрофических, некробиотических и компенсаторно-восстановительных процессов, значительной вариабельностью степени и локализации этих изменений в различных отделах мозга.

При использовании биокоррекции с помощью биорезонансной терапии (с БРТ) преобладали обратимые реактивные изменения, проявляющиеся набуханием тел нейронов, частичным хроматолизом цитоплазмы, гиперхромией ядра и цитоплазмы без сморщивание. Снижение общей численной плотности нейронов было незначительным. В группе животных без использования биорезонансной терапии (без БРТ) во всех изучаемых структурах лимбической системы мозга были выявлены более значительные проявления деструктивных процессов. Преобладали гипохромные, гиперхромные сморщеные нейроны и клетки-тени на фоне выраженной редукции общей численной плотности нейронов (на 15-45%).

Выявленные нашим экспериментом нейрональные особенности стволовых структурах мозга, в виде очень крупных нейронов в ядрах ретикулярной формации, лицевого нерва, тройничного нерва, позволяют объяснить формирование техногенного стволового синдрома. Так как, даже одиночные нейроны или небольшие их группы, объединенные морфологически «нейрональными ансамблями», отвечают за вегетативную регуляцию органов, при рефлекторной пространственной суммации возбуждения [12]. Даже один нейрон посыпает сигналы одновременно нескольким десяткам тысяч клеток, и сам получает не меньшую по объёму информацию.

Морфологическое описание ядерных структур ствола мозга известны, но в литературе мало данных о структурных особенностях реорганизации нейронов стволовых отделов мозга при формировании аудиогенного стресс-синдрома.

В стволе мозга принято различать центры, прямо связанные с эффекторными органами, и координационные центры, осуществляющие взаимодействие между ядерными и корковыми формациями головного и спинного мозга. Проведение возбуждения по проводниковому отделу осуществляется двумя путями, специфическим и неспецифическим. Специфическим - проекционным путём сенсорных аfferентов черепномозговых нервов, от рецептора по строго обозначенным специфическим путям с переключением на различных уровнях ЦНС [7, 12].

Особое внимание привлекли изучаемые ядерные структуры лицевого, тройничного, вестибулярного и блуждающего нервов. Цитоархитектоника этих ядер изменяется с закономерностью, свойственной ядрам тригеминального комплекса. Медиальная часть ядра тройничного нерва образована ретикулярными и переходными типами нейронов. Верхнее ядро тригеминального комплекса состоит исключительно из нейронов, специфических для чувствительных образований. Площадь нейронов чувствительного ядра тройничного нерва 251,45 тысяч пикселей. Самые крупные нейроны мезенцефального ядра тройничного нерва - 3434,4 тысяч пикселей.

Двигательные ядра тройничного нерва с площадью нейрона 233,74 тыс. пикселей со стандартным отклонением 74,47 тысяч пикселей и лицевого нервов с площадью нейрона 4485,6 тысяч пикселей со стандартным отклонением 33,19 тысяч пикселей, а также нейроны блуждающего нерва площадь нейрона 1571,4 тысяч пикселей со стандартным отклонением 41,08 тысяч пикселей.

Нейроны ядра блуждающего нерва состоят из нейронов ретикулярного типа и только благодаря компактности расположения клеток и высокой плотностью нейронов, выделяются из черепно-мозговых ядер. Для нейронов «висцеральных» ядер характерны некоторые специфические цитологические признаки.

Ядра ретикулярной формации характеризуются низкой плотностью расположения нейронов, не имеют чётких границ и незаметно переходят в соседние области. Диаметр нейронов колеблется от малого в

мелкоклеточном ядре до очень крупного 4754,0 тысяч пикселей со стандартным отклонением 152,30 тысяч пикселей.

Ядра ствола имеют единую цитоархитектонику, и является истинными проводящими путями, благодаря чему преобладали обратимые дистрофические изменения нейронов в обеих исследуемых группах без выраженного острого набухания нейронов и минимальными проявлениями нейронофагии.

Отличительной особенностью ядер ствола является размеры нейронов, единственная структура мозга с очень крупными нейронами. Минимальные ядерно-цитоплазматические характеристики выявились в ядрах блуждающего нерва и в переднем обонятельном ядре. Максимальные ядерно-цитоплазматические характеристики выявились в ядрах подъязычного, ретикулярной формации, лицевого нерва и тройничного нерва, красном ядре, ядрах мозжечка и клеток Пуркинье.

Таблица - Ядерно-цитоплазматические отношения стволовых структур мозга

Показатель (пиксели)	среднее (M)	стандартное отклонение (±s)	медиана (Me)	нижний quartиль (Q ₁)	верхний quartиль (Q ₂)	N
Переднее обонятельное ядро - площадь нейрона	100427,3	20719,7	100457,0	86248,0	107149,0	22
- площадь ядра	21222,6	4834,4	20650,0	18046,0	23660,0	22
Ядро обонятельного нерва - площадь нейрона	129837,6	37723,5	122562,0	109852,5	156048,0	24
- площадь ядра	22260,1	7564,0	20788,5	17103,5	27940,0	24
Ядра зрительного тракта - площадь нейрона	199764,3	65205,62	181324,5	154994,0	243621,0	22
- площадь ядра	31824,0	12093,70	28339,5	23521,0	45325,0	22
Ядро глазодвигательного нерва - площадь нейрона	152071,3	59069,5	157059,0	104328,0	171564,0	23
- площадь ядра	17768,0	10753,2	16092,0	10638,0	22599,0	23
Ядро вестибулярного нерва - площадь нейрона	238239,3	89766,9	252492,0	208944,0	294664,0	16
- площадь ядра	35476,1	10646,1	38148,0	26102,5	45732,0	16
Ядро солитарного тракта - площадь нейрона	115091,5	41084,1	96912,0	82044,0	157144,0	23
- площадь ядра	10521,8	4522,2	8388,0	7542,0	11795,0	23
Ядро подъязычного нерва - площадь нейрона	350450,6	97853,0	331389,0	295378,0	423550,0	21
- площадь ядра	33364,0	9626,0	33756,0	28658,0	40995,0	21

Примечание. Статистическая значимость различий между группами рассчитана с помощью рангового критерия Колмогорова-Смирнова для независимых выборок. [^] - различия между группами животных с препаратом и без него.

Сравнительная характеристика между группами без препаратной и препаратной выявило статистически значимые различия компенсаторно-восстановительных процессов в ядрах ретикулярной формации на 49,91% ($p<0,001$). Основные пути, по которым поступает внешняя и внутренняя энергия к её интегрирующему звёну экстерорецептивные каналы. Ретикулярная формация является биоаккумулятором, с её сетевидной межнейронной организацией и аутохтонной генерацией её ретикулярных нейронов, которые непрерывно «подзаряжаются», постоянно подпитываясь электромагнитными стимуляционными сигналами формируют новый патогенетический механизм стволового синдрома.

Выходы

Таким образом, особенности цитоархитектоники ядерных образований стволовых структур мозга, с очень крупными нейронами (ретикулярная формация, ядра лицевого, тройничного, языковоглоточного нервов, красное ядро), а также в ядрах блуждающего нерва с высокой численной плотностью нейронов, могут служить нейроморфологической базой формирования физиологических доминант при развитии стволового синдрома с

различным симптомокомплексом. Объединения однотипные по реакции нейроны в гиперактивные доминантные и субдоминантные очаги возбуждения под воздействием электромагнитных излучений формируя развитие стволового синдрома.

Библиографический список

1. Афтанас Л.И. Эмоциональное пространство человека: психофизиологический анализ.// ГУ НИИ физиологии СО РАМН,-Новосибирск, - 2000. - С. 40-44.
2. Бецкий О.В. Миллиметровые волны в биологии и медицине. 1993.-№2. - С.1 08.
3. Готовский Ю.В., Махонькина Л.Б., Сазонова И.М.Интегративные показатели оценки состояния и результатов терапии. Междунар.конф. Ч.-1., М.:Имедин, -1998. - С. 3-30.
4. Девятков Н.Д., Голанд М.Б., Бецкий О.В. Миллиметровые волны и их роль в процессе жизнедеятельности.- М.: Радио и связь. - 1991. - С. 156.
5. Калимуллина Л.Б., Бикбаев А.Ф., Карпова А.В., Чепурнова Н.Е., Саакян С.А., Чепурнов С.А. Пириформная кора и кортикальные ядра миндалины эпилептогенезе – роль росто-каудального градиента.//Успехи физиологических наук,-Т31,№4, 2000. - С. 63-74.
6. Крушинский Л.В. Формирование поведения животных в норме и патологии. - М.: Изд-во МГУ, 1960. – С. 24,40,55,239-264.
7. Крыжановский Г.Н. Генераторные и системные механизмы в патологии нервной системы //Первый Рос. Конгр. по патофизиологии: Тез. докл. - М., 1996. - С. 120.
8. Кудинова Е.В. Устройство для биорезонансной диагностики: Патент № 37634 РФ /Е.В.Кудинова// № 2003113620; Заявл. 08.05.03; Опубл. 10.05.04. Бюл. №13.
9. Кудинова Е.В. Структурно-функциональные изменения гиппокампа при стресс-синдроме и их коррекция методом биорезонансной терапии /Е.В.Кудинова// автореферат дис.- Тюмень , 2005. –С.18.
10. Нестеров В.И. Квантово-корреляционные взаимодействия в психофизических системах. – М.- 2002. – С. 51-54.
11. Рябинская Е.А., Бурнусуз С.Ю. Влияние межстимульных интервалов на судорожную активность у крыс линии Крушинского-Молодкиной //Вестн. ЛГУ, 1989. - Сер. 3, N 4. - С. 60-66.
12. Смирнов В.М.Нейрофизиология и высшая нервная деятельность детей и подростков .М.Академия.-С. 22-26,154,285-321,328.
13. Сотников О.С., Богута К.К., Голубев А.И., Миничев Ю.С. Механизмы структурной пластиности нейронов. С-Пб., Наука – 1994. -С.217.
14. Умрюхин Е.А., Судаков К.В. Теория хаоса: преобразующая роль функциональных систем // Рос.физиол.журн. им. И.М.Сеченова – 1997.-Т.83

BIOCORRECTION STEM SYNDROME IN MAN-CAUSED STRESS

Kudinova E. V.

NGAU, Department of Physiology and biochemistry of humans and animals, Novosibirsk
Scientific Centre Poststress Rehabilitation, Omsk

Especially cytoarchitectonics nuclear formations stem structures of the brain, with a very large neurons reticular formation, facial, trigeminal nucleus, the glossopharyngeal nerves, red nucleus, as well as in the nucleus of the vagus nerve with a high numerical density of neurons can serve neuromorphological base formation physiological landmarks in the development of stem syndrome with different symptom. Unification of the same type by the reaction of neurons are hyperactive in dominant and subdominant centers of excitation under the influence of electromagnetic radiation forming the development of stem syndrome.



КИНЕМАТИКА БОКОВЫХ ДВИЖЕНИЙ В КОЛЕННОМ СУСТАВЕ У ЛЮДЕЙ С ГОНАРТРОЗОМ

Солодилов Р. О.

Бюджетное учреждение высшего образования Ханты-Мансийского автономного округа – Югры
«Сургутский государственный университет», goodroman@mail.ru

Введение. На сегодняшний день заболевания опорно-двигательного аппарата остается одной из важнейших проблем здравоохранения, которая занимает одно из ведущих мест в структуре инвалидизации населения страны. Эпидемиологические исследования показывают, что распространенность заболеваемости остеоартрозом (ОА) среди населения России за 14 лет в период с 2001 по 2014 гг. увеличился с 1574,4 до 2720 человек на 100 тысяч населения. Количество зарегистрированных в стране людей с ОА превышает 3,1 млн. человек и с каждым годом диагностируется свыше 600 тысяч новых случаев заболевания [2]. Отличительно

важной чертой является то, что в рамках демографического потенциала страны, именно у людей трудоспособного возраста данное заболевание занимает одно из первых мест [1, 3].

Из-за тенденции роста случаев остеоартроза среди населения, требуется развитие новых методов диагностики заболеваний опорно-двигательного аппарата. В последние годы все более широко используется метод безмаркерного захвата движения, который благодаря высокой информативности и визуализации можно использовать для оценки и диагностики кинематических особенностей суставов, у людей, страдающих остеоартрозом [4, 5]. Тогда при проведении лечебных мероприятий по остеоартрозу врач будет опираться не только на знания анатомии и физиологии сустава, но и на данные о кинематике коленного сустава и опорно-двигательного аппарата в целом. Без визуализации трудно оценить возможные негативные последствия, особенно если консервативное лечение рассматривается как основной метод лечения.

Цель исследования: изучить особенности кинематики коленного сустава у людей с остеоартрозом в возрасте 40-65 лет при помощи метода безмаркерного захвата движений.

Методы и организация исследования

Контингент. В исследовании приняли участие 42 здоровых человека без видимых симптоматических признаков остеоартроза коленного сустава (контрольная группа) и 31 человек с билатеральным остеоартрозом коленного сустава пателлофеморального отдела (экспериментальная группа) в возрасте 40–65 лет. У испытуемых экспериментальной группы были первая и вторая степени остеоартроза. Все испытуемые дали письменное информированное согласие на участие в исследовании. После учета критериев включения в исследование и исключения из него (табл. 1) в контрольной группе осталось тридцать человек, в экспериментальной группе – двадцать пять (табл. 2).

Таблица 1. Критерии включения и исключения

Характеристика	Экспериментальная группа	Контрольная группа
Критерии включения		
Возраст: 40-65 лет	+	+
Диапазон сгибания колена 120 гр.	+	+
Способность самостоятельно передвигаться на расстояние >15 метров без вспомогательных устройств	+	+
Способность самостоятельно вставать со стандартного стула не менее 5 раз, без использования рук*	+	+
Наличие болевых ощущений в коленях более одного года	+	-
Билатеральная боль в коленях	+	-
Критерии исключения		
Неврологические заболевания или заболевания ОДА, которые могут повлиять на результаты теста	+	+
Заболевания разгибательного механизма колена	+	+
Беременность	+	+
Кортикоステроидные инъекции колена, за последние три месяца	+	+

Примечание: *Высота стандартного стула - 44 см.

Методы исследования. Между участниками, исключенными из протокола исследования, и теми, кто остался и принял участие в работе, другие отличия отсутствовали. В начале эксперимента были выполнены следующие антропометрические измерения: рост, вес, высота коленного сустава.

Доминантность нижней конечности была установлена при помощи трех методов определения ведущей ноги. Испытуемым предлагалось выполнить следующие тесты: закидывание ноги на ногу (сверху оказывается функционально преобладающая нога), шаг вперед и шаг назад (нога, выполняющая движение первой, считается ведущей), прыжок в длину (ведущая нога является толчковой). Доминантной считалась конечность, которая была ведущей при выполнении двух и более из трех тестовых заданий.

Таблица 2. Сравнительные данные участников, включённых в исследование и исключенных из него

Значение	Экспериментальная группа: вкл.	Экспериментальная группа: искл.	Контрольная группа: вкл.	Контрольная группа: искл.
Количество	25	6	30	12
Возраст, г	40-65	42-64	40-65	40-61
Средний возраст (mean±SD)	54,7 (6,5)	54,3 (8,3)	53,7 (7,3)	50,3 (6,4)
Пол: Мужчины	7	0	11	4

Женщины	18	6	19	8
Рост, м. (mean±SD)	167,0 (5,5)	164,5 (4,6)	167,0 (6,5)	166,9 (8,3)
Вес, кг. (mean±SD)	70,0 (7,2)	64,1 (6,6)	66,1 (11,6)	67,1 (10,3)
Индекс массы тела (mean±SD)	25,0 (1,3)	23,7 (1,9)	23,4 (2,5)	23,9 (1,9)

Биомеханический анализ вставания был проведен с использованием трех безмаркерных сенсорных контроллеров «Microsoft Kinect v.2», оснащенных системой захвата движения и программного обеспечения «Brekel Pro Body». Сенсоры располагались на триноде, высота которого была отрегулирована на 80 см, расстояние от сенсоров до стула составляло 210 см. Безмаркерные сенсорные контроллеры были установлены во фронтальной и сагиттальной плоскостях по отношению к испытуемому.

Участники исследования вставали с табурета, высота которого была отрегулирована на уровне 110 % от высоты коленей, руки в скрещенном положении на уровне груди. Колени испытуемых были поставлены под 90°, положение ступней было естественным. Тест выполнялся без обуви. Скорость выполнения теста оставалась на усмотрении испытуемых. Участники исследования выполняли тест в три подхода. Весь цикл движения был разбит на три фазы, которые были описаны Schenkman и коллегами [9]: фаза I – фаза опоры; фаза II – фаза передачи импульса; фаза III – фаза выпрямления. Фазы в свою очередь были разбиты на четыре события (t1 – t4): t1 – старт (туловище отклоняется на 1° или более), t2 – вставание (контактные выключатели на стуле выключаются), t3 – максимальное сгибание голеностопного сустава доминантной конечности, t4 – конец (угловая скорость тазобедренного сустава равняется 0 град/с). Начало движения было определено как момент, когда торс в сагиттальной плоскости отклонялся на один градус или более. Подъем определялся как момент, когда контактные выключатели отключались, обозначая тем самым, что контакт между *musculus gluteus* испытуемого и поверхностью табурета отсутствует. Конец движения определяли как момент, когда угловая скорость разгибания бедра равнялась 0 град/с. Цикл движения был нормализован следующим образом: 0 % – начало теста, 100 % – конец теста.

Углы тазобедренных суставов были подсчитаны при помощи программного обеспечения «Brekel Pro Body». Для определения кинематических показателей данное программное обеспечение использует уравнения решения обратной задачи динамики сферического движения. Захват движения происходит в трех ортогональных плоскостях (сагиттальной, фронтальной и поперечной). Данные о каждом суставе сохраняются в формате *Comma-Separated Values* (csv) для каждой из трех степеней свободы XYZ.

Зависимые переменные включали в себя углы тазобедренных суставов: максимальные и минимальные моменты, углы в начале и конце теста, углы в начале выполнения подъема. Биомеханические переменные были оценены в трех анатомических плоскостях движения. Статистический анализ также был проведен между доминантной и недоминантной нижними конечностями.

Статистический анализ был проведен при помощи программного пакета *Statistica 10* (StatSoft, Inc., США). Рассчитывали среднее значение и стандартное отклонение для коленного и тазобедренного суставов: максимальные и минимальные угловые моменты, углы в начале и конце теста и углы в начале вставания. Данные групп были усреднены и стандартизированы. Ввиду большого количества сравнений уровень статистической значимости был установлен на $p<0,01$.

Результаты исследования

При статистическом анализе кинематики коленного сустава, между контрольной и экспериментальной группами были зафиксированы существенные различия (t -test, $p<0,01$) (табл. 3). Во фронтальной плоскости коленного сустава, достоверные различия между контрольной и экспериментальной группами были установлены в конце теста и в положении с минимальным значением угла, которое было зафиксировано при выполнении тестового задания (рисунок 1А, 1Б). Было установлено, что коленные суставы участников экспериментальной группы, находились в положении большего отведения, чем коленные суставы участников контрольной группы. Также во фронтальной плоскости коленного сустава в экспериментальной группе к концу выполнения теста был зафиксирован эффект компенсации недоминантной конечности (рисунок 1А). В экспериментальной группе было зафиксировано более выраженное отведение коленного сустава в доминантных конечностях, в то время как в контрольной группе данные различия были зафиксированы в недоминантных конечностях. Достоверные различия во фронтальной плоскости коленного сустава также были зафиксированы между доминантными конечностями контрольной и экспериментальной групп. Было установлено, что в начале теста, при подъеме и в положении с максимальным значением угла доминантные конечности экспериментальной группы находились в положении большего отведения, чем коленные суставы в доминантных конечностях контрольной группы. Помимо различий в кинематике во фронтальной плоскости коленного сустава между группами, существенные различия были зафиксированы внутри контрольной и экспериментальной групп. В контрольной группе в начале теста, при подъеме и в положении с максимальным значением угла, коленные суставы в недоминантных конечностях находились в положении большего отведения, чем в доминантных конечностях. В экспериментальной группе в начале теста и при подъеме коленные суставы в недоминантных конечностях также находились в положении большего отведения, чем коленные суставы в доминантных конечностях.

Таблица 3. Кинематические данные углов коленных суставов (в град) во фронтальной плоскости (боковые движения). Углы выражены в средних значениях (стандартные отклонения)

Событие	Контрольная группа (Д/НД), mean, (SD)	Экспериментальная группа (Д/НД), mean, (SD)
Начало	3,7 (2,2) ^b / 8,2 (2,8) ^b	7,2 (2,4) ^b / 9,2 (2,9) ^b
Подъем	3,2 (2,2) ^b / 8,0 (4,2) ^b	7,6 (2,3) ^b / 9,0 (3,4) ^b
Конец	2,3 (1,8) / 3,2 (2,3) ^a	6,9 (2,4) / 4,2 (2,7) ^{a, b}
Максимальная угловая позиция сустава	5,3 (2,2) ^b / 11,4 (3,2) ^b	10,4 (3,7) ^b / 11,6 (4,4)
Минимальная угловая позиция сустава	1,7 (2,2) / 2,1 (2,2) ^a	3,7 (2,4) / 4,2 (2,5) ^a

Примечание: Д/НД – доминантная/недоминантная нижняя конечность; *mean* – среднее значение; *SD* – стандартное отклонение; *a* – статистически значимое различие между группами $p<0,01$; *b* – статистически значимое различие между доминантной и недоминантной конечностями внутри группы $p<0,01$; *в* – статистически значимое различие между доминантной или недоминантной конечностями между контрольной и экспериментальной группами $p<0,01$

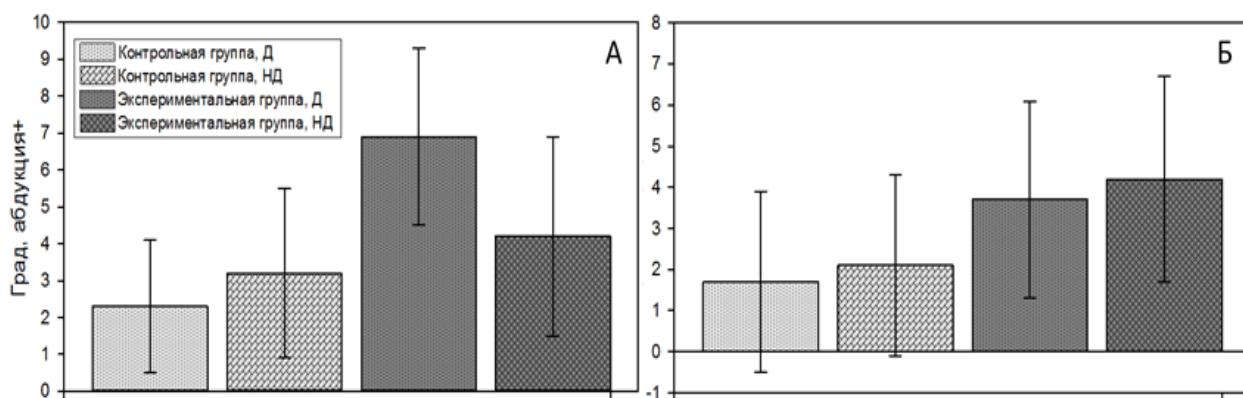


Рис. 1. Угловые позиции коленных суставов в конце теста (А) и при максимальном (Б) угловом положении, которые были зафиксированы при выполнении тестового задания во фронтальной плоскости. Представлены достоверные различия между группами, $p<0,01$. Д – доминантная нижняя конечность; НД – недоминантная нижняя конечность

Обсуждение результатов исследования

Существенные различия в угловых положениях коленных суставов между группами, были установлены во фронтальной плоскости, которая отвечает за боковые движения в суставе. Было установлено, что участники экспериментальной группы имеют более выраженное отведение колена в сторону в конце теста, а так же при его минимальном угловом положении, которое было зафиксировано при выполнении тестового задания. Сохранение большого угла отведения коленного сустава в сторону к моменту окончания выполнения теста говорит нам о наличии патологии в связках коленного сустава. Большое отклонение коленного сустава от нормы, которое мы наблюдаем во фронтальной плоскости у испытуемых экспериментальной группы, может потенциально увеличить вектор вальгуса большеберцовой кости и четырехглавой мышцы бедра, что в большинстве случаев может быть причиной нарушения физиологически правильного выравнивания структур коленного сустава. Принцип механического выравнивания заявляет, что анатомически правильное строение комплекса «четырехглавая мышца – коленная чашечка» по отношению к нормальному строению большеберцовой и бедренной костей поддерживает пателярную стабильность. При сокращении четырехглавой мышцы, она стремится сформировать прямую линию с коленной чашечкой и если продольная ось четырехглавой мышцы не соответствует бедренному желобу и есть нарушения в мускульных силах, прикладываемых к коленной чашечке, данное несоответствие вызывает смещение коленной чашечки [11]. Другими словами, изменение ориентации четырехглавой мышцы бедра во фронтальной плоскости способствует увеличению нагрузки на латеральный сегмент пателлофеморального отдела коленного сустава. Чрезмерная нагрузка на сустав у многих авторов рассматривается как один из важнейших факторов развития остеоартроза [6, 9, 10]. Полученные результаты во многом согласуются с результатами исследований *Elahi et al.* [7] и *Cahue et al.* [6], где было установлено, что увеличенный вальгусный угол коленных суставов может говорить нам о наличии патологии в коленном суставе, а также о том, что он напрямую связан с развитием или прогрессированием остеоартроза в пателлофеморальном отделе коленного сустава. Установленная компенсация недоминантной конечности во фронтальной плоскости коленного сустава в конце выполнения тестового задания, может обозначать, что относительная величина отведения коленного сустава

динамична по своей природе и у испытуемых экспериментальной группы на протяжении всего цикла вставания мы можем увидеть флуктуацию между доминантной и недоминантной конечностями.

Библиографический список

1. Вагапова В.Ш., Меньшиков З.Ф., Меньшиков А.М. // Морфология. – 2004. – № 4.1. – С. 26.
2. Заболеваемость населения России (в 2001–2014 годах): статистические материалы Министерства здравоохранения и социального развития Российской Федерации [Электронный ресурс]. – URL: www.gks.ru/wps/wcm/connect/rosstat_main/rosstat/ru/statistics/population/healthcare/ (дата обращения: 20.05.2015).
3. Коссинская Н.С., Задворнова Ю.Н. Состояние костносуставного аппарата в пожилом и престарелом возрасте // Старость и ее закономерности. – 1963. – С. 283-320.
4. Солдилов Р.О., Логинов С.И. Влияние остеоартроза коленного сустава на биомеханические показатели коленного сустава // Российский журнал биомеханики. – 2015. – Т. 19. – №4. – С. 359-371
5. Солдилов Р.О., Логинов С.И. Трехосевая биомеханическая модель движения коленного сустава в процессе вставания // Теория и практика физической культуры. – 2015. – №5. – С. 83-87
6. Cahue S., Dunlop D., Hayes K., Song J., Torres L., Sharma L. Varus-valgus alignment in the progression of patellofemoral osteoarthritis // Arthritis Rheum. – 2004. – Vol. 50. – P. 2184-2190.
7. Elahi S., Cahue S., Felson D.T., Engelman L., Sharma L. The association between varus-valgus alignment and patellofemoral osteoarthritis // Arthritis Rheum. – 2000. – Vol. 43, № 8. – P. 1874–1880.
8. Huberti H.H., Hayes W.C. Patellofemoral contact pressures. The influence of Q-angle and tendofemoral contact // J. Bone Joint Surg. – 1984. – Vol. 66. – P. 715–724.
9. Maquet P. Mechanics and osteoarthritis of the patellofemoral joint // Clin. Orthop. Rel. Res. – 1979 – Vol. – 144. – P 70-73.
10. Oatis C.A. Analysis of the forces on the knee during activity // Kinesiology: The Mechanics and Pathomechanics of Human Movement. – 2004. – P. 761-773.
11. Schenkman M., Berger R.A., Riley P.O., Mann R.W., Hodge W.A. Whole-body movements during rising to standing from sitting // Phys. Ther. – 1990. – Vol. 70. – P. 638–651.

KINEMATICS OF LATERAL-DIRECTIONAL MOTION IN THE KNEE JOINT AT PEOPLE WITH GONARTHROSIS

Solodilov Roman Olegovich

Budgetary institution of higher education of Khanty-Mansi autonomous region – Ugra
«Surgut State University», goodroman@mail.ru

The aim of the research consists in learning peculiarities of the influence of osteoarthritis of the knee joint on biomechanical exponents of the knee joint at people at the age of 40-65 with the help of method markless motion capture. In study took part forty-two healthy people without any symptomatic signs of osteoarthritis of the knee joint (the control group) and thirty-one people with bilateral osteoarthritis of the knee joint (experimental group) at the age of 40-65. With the help of method of markerless motion capture between control and experimental groups were fixed significant differences in the abduction of knee joints ($p<0,01$). It was established that knee joints of the participants of experimental group were in the condition of more abduction, than the knee joints of the participants of the control group. Also in experimental group at the end of accomplishment of the test, the effect of compensation of non-dominant limb was fixed. In experimental group more prominent abduction of the knee joint in dominant limbs were fixed, while in the control group given differences were fixed in non-dominant limbs. Authentic differences were also fixed between dominant limbs of the control and experimental groups. It was established that at the beginning of the test under the lift and in the condition with maximum datum of the angle the dominant limbs of the experimental group were in the condition of more abduction, than knee joints in the dominant limbs of the control group. Besides differences in the kinematics of knee joints between groups, significant differences were fixed inside the control group and the experimental groups. In the control group at the beginning of the test, under the lift and in the condition with maximum datum of the angle, knee joints in non-dominant limbs were in the condition of more abduction than in dominant limbs. In the experimental group at the beginning of the test and under the lift knee joints in non-dominant limbs were also in the condition of more abduction than knee joints in dominant limbs.



АНАЛИЗ ДИНАМИКИ ВЕРТИКАЛИЗАЦИИ ПАЦИЕНТА С ПОРАЖЕНИЕМ ОПОРНО-ДВИГАТЕЛЬНОГО АППАРАТА НА УСТРОЙСТВЕ «ЭКЗОМЕЖУРП»

Яцун С. М.¹, Рукавицын А.Н.², Яцун А.С.²

Травматизм и его последствия – это «болезнь современного общества», которой, к сожалению, уделяется недостаточно внимания. Особенностью травматизма является не только его широкое распространение, но и тяжелые исходы. На сегодняшний день травматология представляет собой наиболее затратную сферу медицины. В связи с увеличением в структуре заболеваемости лиц с травматическими повреждениями опорно-двигательного аппарата, актуальной представляется задача по созданию технических средств, помогающих им на этапе реабилитации осуществлять сложные виды движения, такие как подъем, приседание, ходьба и другие [1].

В Японии, Германии, США и других странах ведется работа в области создания технических устройств, улучшающих качество жизни пациентов, перенесших инсульты, травмы или хирургические вмешательства, повлекшие за собой нарушения двигательных функций.

На кафедре мехатроники и робототехники ЮЗГУ разработан прототип устройства для вертикализации, которое состоит из четырех звеньев на опорной поверхности, соединенных электроприводами и шарнирами [2]. Опытная система «Экзомежурер» предназначена для получения данных об изменении углов, образованных частями тела человека, в режимах посадки на стул и вставания со стула, а так же при ходьбе. Схема устройства измерительной системы «Экзомежурер» показана на рисунке 1. Мехатронное устройство позволяет получать информацию о работе опорно-двигательного аппарата человека в норме в режиме on-line для моделирования и последующей оптимизации процесса вертикализации у больных.

Измерительная система состоит из жесткой рамы, закрепленной лямками и поясными ремнями к туловищу человека, и жестких звеньев, которые крепятся на теле человека при помощи манжет и располагаются параллельно конечностям человека. Звенья связаны с рамой и между собой плоскими шарнирами.

Плоские шарниры содержат в себе резистивные потенциометры для измерения относительного угла между звеньями. На раме и на каждом звене закреплены акселерометры, которые позволяют получать данные о положении рамы и звеньев в пространстве в абсолютных углах. На звеньях, параллельных стопам человека, в точках контакта со стопой, размещены датчики давления, по три на каждом звене.

В рамках эксперимента исследовалось движение человека в процессе вставания со стула. Измерялись следующие параметры: - абсолютные углы наклона звеньев; - углы, определяющие относительную ориентацию звеньев; - силы, приложенные к датчикам давления, расположенным на стопе.

При проведении измерения основных показателей использовались акселерометры, потенциометры и обработка видеозаписи эксперимента. Для измерения сил использовались датчики давления.

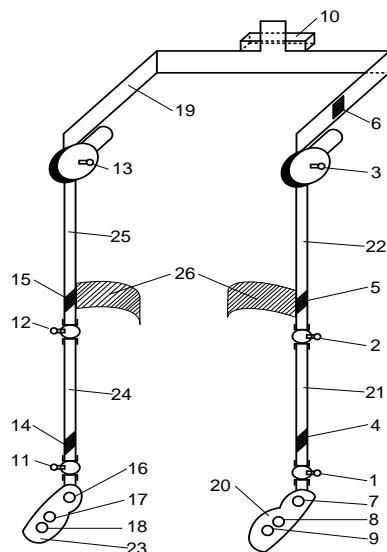


Рис. 1. Схема устройства измерительной системы «Экзомежурер»: 20, 23 – плоские звенья, связанные со стопами человека; 21, 24 – звенья, связанные с голеню человека; 22, 25 – звенья, связанные с бедрами человека; 19 – жесткая рама, связанная с туловищем человека; 10 – блок электроники; 1, 11 – голеностопные шарниры, в которых размещены резистивные потенциометры; 2, 12 – коленные шарниры, в которых размещены резистивные потенциометры; 3, 13 – тазобедренные шарниры, в которых размещены резистивные потенциометры; 7, 8, 9, 16, 17, 18 – датчики давления; 4, 5, 6, 14, 15 – акселерометры; 26 – жесткие части манжет для закрепления человека.

В ходе исследования был теоретически обоснован принцип движения устройства, основанный на биомеханических возможностях человека и соответствующий fazam движения нижних конечности.



Рис. 2. Фотографии человека в процессе вставания

В ходе выполнения работы был проведен анализ динамической модели мехатронной системы, выявлена нелинейная зависимость сил, действующих на нижнюю конечность человека и установлены законы управляющего напряжения, позволяющие уменьшать ускорение и снижать негативное влияние на состояние пациента.

Отклонение экспериментальных данных от значений, полученных в ходе математического моделирования, связано с погрешностью измерений и составляет в среднем 8-10%.

Полученные результаты позволяют использовать данное мехатронное устройство для формирования оптимальной траектории движения при вертикализации у пациентов с повреждением опорно-двигательного аппарата. Работа выполнена при поддержке гранта РНФ. Соглашение № 14-39-00008 от 09.09.2014г.

Библиографический список

1. Головин В.Ф., Архипов М.А., Журавлев В.В. Биомехатроника в медицинской робототехнике // Мехатроника, автоматизация, управление. – 2012. – №12. – С.45-48.

2. Yatsun S. Development bioengineering mechatronic module for exoskeleton human leg / S.Yatsun, A. Rukavitsyn// NaukaiStudia, 2013. – NR 17 (85), Przemyśl (Польша). РР. 39-46.

ANALYSIS OF THE DYNAMICS OF THE VERTICALIZATION FOR PATIENT WITH INJURY MUSCULOSKELETAL SYSTEM WITH DEVICE "EKZOMEZHURER"

Yatsun Svetlana¹, Rukavitsin Alexander², Yatsun Andrew²

1- Kursk State University, mbd155@mail.ru

2- Southwest State University teormech@inbox.ru

In the article the questions of the research prototype biomechatronic device for verticalization of a person. The tasks are solved using the methods of mechanics, mathematical modeling and control systems. Proposed device provides the desired biomechanics motions. This unit can be used to study the movement of specific parts of the musculoskeletal system necessary for creation of active devices that improve the quality of life post-stroke and spinal patients.

ЭКЗОСКЕЛЕТЫ: АНАЛИЗ НАПРАВЛЕНИЙ РАЗВИТИЯ И ПРИМЕНЕНИЙ В МЕДИЦИНСКИХ ТЕХНОЛОГИЯХ

Брумштейн Ю.М.

Астраханский государственный университет, г.Астрахань, e-mail: brum2003@mail.ru

Основные факторы, определяющие прогресс в области разработки и использования экзоскелетов (ЭС): объективные потребности в них в различных областях деятельности; улучшение характеристик конструкционных материалов, в т.ч. композитных (это обеспечивает облегчение конструкций); расширение возможностей информационных технологий (ИТ) в отношении проектирования ЭС и их частей; совершенствование оборудования для изготовления ЭС и их частей; успехи в разработке методов искусственного интеллекта для поддержки принятия и реализации решений по управлению ЭС; улучшение

возможностей автоматического управления (в т.ч. адаптивного) ЭС в режиме реального времени. Тематика создания и практического использования ЭС в научной и научно-производственной литературе рассматривается во многих статьях, например [7,16,20,21]. Однако некоторые направления исследований и разработок ЭС остаются изученными недостаточно полно. Поэтому цель настоящей работы - комплексный анализ существующих и потенциально возможных направлений использования ЭС - с акцентом на возможности их применения в биомедицинских целях.

Определения и существующие классификации ЭС

Типичное определение ЭС (оно обсуждается, например, в [8]) – это «устройство, предназначенное для увеличения силы человека за счет внешнего каркаса». Указав его недостатки авторы [8] предлагают свое определение - «устройство, предназначенное для восполнения утраченных функций, увеличения силы мышц человека и расширения амплитуды движений за счет внешнего каркаса и приводящих его элементов». Однако и это определение не полностью учитывает современные направления применения ЭС. Кроме того, сами по себе ЭС увеличивают не «силу мышц», а величину обеспечиваемых усилий системой «человек + ЭС». Поэтому лучше определить ЭС так - «внешнее по отношению к телу человека устройство, позволяющее усилить, дополнить, заменить, ограничить или принудительно воспроизвести движения человека».

В [8] предложены направления классификации ЭС, которые в той или иной мере повторяются и в других публикациях. Согласно [8] ЭС следует различать так. 1) По источнику энергии и принципу работы привода – пассивные ЭС (ПЭС) и активные ЭС (АЭС). 2) По точке приложения (локализации): ЭС верхних конечностей; ЭС нижних конечностей; ЭС – костюмы. 3) По стоимости (низкая, средняя, высокая). 4) По области применения ЭС (военное, медицинское, промышленное, космическое). 5) По весу конструкции (сверхлегкие, легкие, среднего веса, тяжелые). 6) По количеству функций (простого назначения, двойного назначения, с расширенными функциями). 7) По мобильности пациента (пользователя): мобильные и стационарные.

В следующем разделе материал рассмотрен в соответствие с этими семью направлениями.

Недостатки приведенной классификации ЭС, некоторые ее уточнения и расширения

1) Деление ЭС на ПЭС и АЭС отражает только наличие или отсутствие внешнего источника энергии (ИЭ), но не сам вид ИЭ. В литературе описаны лишь разработки с ИЭ в виде аккумуляторных батарей (АБ), укрепленных на раме, щите или иной части ЭС. Такое размещение увеличивает массу, которую должен «удерживать» ЭС; инерционность системы «тело + ЭС». Как следствие, общая масса АБ (а, следовательно, и количество энергии в них) - достаточно ограничены. Альтернатива – размещение АБ на тележке с колесиками. Она перемещается вслед за ЭС путем отработки сервоприводами тележки тянувших усилий на буксирный трос со стороны человека (на тросе может быть «укреплен» и кабель электропитания, ведущий от АБ к ЭС).

«Одноразовые» (соляные) батареи в ЭС оправданы только для значительно уменьшенных (демонстрационных) моделей ЭС, разработок учебного характера и пр. Наибольшую энергоемкость на единицу веса сейчас имеют литий-ионные АБ, однако они пока достаточно дороги (варианты с радиоактивными источниками энергии мы по понятным причинам не рассматриваем). Рассмотрим иные варианты энергообеспечения ЭС.

А) От электросети – через понижающий трансформатор и кабель - возможно в сочетании с АБ небольшой емкости для обеспечения автономных перемещений человека. Этот вариант приемлем для немобильных или маломобильных пользователей, которым необходимо самостоятельно перемещаться на небольшие расстояния лишь периодически. Для таких ЭС может быть целесообразной автоматизация подсоединения к электросети в случае ограниченных возможностей пациентов по перемещению собственных конечностей. Вариант «А» предъявляет меньшие требования к энергоэффективности ЭС, но ограничивает величины перемещений человека длиной шнура питания - если дополнительно не используются АБ.

Б) Питание от малогабаритных генераторов электроэнергии (МГЭ), в т.ч. на сжиженном газе. Эти МГЭ вместе с баллоном с топливом целесообразно размещать на «буксируемой» тележке (см. выше). Такое решение может дать **больший «выход электроэнергии»** на единицу массы «МГЭ + топливо», чем литий-ионные АБ – это важно для ЭС с **большим** энергопотреблением. При оценках «экономической эффективности» МГЭ необходимо учитывать «конечное число перезарядок АБ» и «ограниченный моторесурс» МГЭ. Также МГЭ могут быть встроенным в «инвалидные коляски» и использоваться не только для их передвижения, но и электропитания ЭС, включая устройства выполняющие функции «стендеров».

В АЭС могут применяться различные типы «приводов» для движущихся элементов: электромеханические; гидравлические; пневматические, комбинированные [2,7]. Динамическое регулирование давления воздуха в некоторых полостях для ЭС-костюмов может применяться для таких целей: изменения «несущей способности» ЭС; регулирования подвижности конечностей; механического массажа частей тела; побуждения мышц человека к сокращениям и пр. В ПЭС надувание полостей (однократное – от внешнего насоса) может использоваться для регулирования «жесткости» ЭС-костюма, подгонки его под фигуру человека и пр.

2) Предложенное в [8] деление ЭС на 3 категории по «точке приложения» - слишком грубое. Для медицинских целей могут использоваться ЭС различных размеров для конечностей (только для кисти и запястья, для кисти и локтевой кости руки; для кисти, локтевой и плечевой костей руки). При этом актуальны вопросы создания биоэлектронных протезов, работающих на основе анализа миографических сигналов с мышц оставшейся части руки [2,9,12,18] и ЭЭГ-сигналов мозга человека [14]. В медицине целесообразны и ЭС для торса (ЭСдТ) человека – например, для фиксации костей после переломов, ограничения подвижности

позвоночника. Потенциальные преимущества ЭСдТ по сравнению с «гипсовыми корсетами» и их аналогами: меньший вес конструкции; доступ воздуха к коже тела; ненарушенность потоотделения кожи, отсутствие ее «мацерации»; возможность плавного автоматического изменения во времени смещения частей ЭС и др. ЭСдТ могут быть эффективны как для мобильных пациентов, так и не мобильных – в т.ч. при их транспортировке в медучреждения.

3) Классификация ЭС по стоимости имеет такие недостатки: отражает только покупную цену ЭС; стоимость ЭС зависит от момента покупки (в силу инфляционных процессов), колебаний курса «рубля к доллару»; не учитывается расчетная продолжительность эксплуатации ЭС и пр. Целесообразна оценка «стоимости владения» ЭС за год эксплуатации. Отметим, что для ЭС отсутствует вторичный рынок продаж (в отличие, например, от автомобилей). Поэтому высокая стоимость новых изделий (при отсутствии дешевых «подержанных устройств» – например, импортируемых из-за рубежа) сдерживает применение ЭС медицинского назначения.

4) Предложенная в [8] классификация по четырем областям применения также огрубленная. Например, применение ЭС в лесозаготовительных операциях [1], для аварийно-спасательных работ [19] и пр. можно отнести к «промышленности» лишь с натяжкой. Возможные медицинские применения ЭС: временное восполнение (замещение) функций конечностей, в т.ч. после операций, травм и пр.; постоянное замещение функций конечностей и/или частей скелета – например, после ампутации; ограничение перемещений конечностей – для исключения таких величин смещений или углов поворота, которые могут представлять опасность для человека; тренинг конечностей путем задания регулируемых сопротивлений перемещениям – в т.ч. динамически регулируемых в зависимости от собственных усилий человека [5]; ассирирование собственным попыткам человека по перемещению конечностей в рамках «активной» механотерапии [5]; «навязывание» с использованием АЭС принудительных перемещений для конечностей – с целью выработки динамических стереотипов за счет «костно-мышечной памяти» [5]; для вертикализации пациентов [22] – как альтернатива традиционным столам-вертикализаторам с обратным наклоном, в т.ч. с динамически управляемыми углами таких наклонов на основе биологической обратной связи [13]; для механического массажа тела и/или конечностей пациента, в т.ч. в сочетании с физиотерапевтическими воздействиями [5]; для выполнения «роботохирургических» операций [20].

5) Классификация ЭС по весу целесообразна не только по абсолютной величине, но и по отношению массы ЭС к массе тела человека. Успехи в разработке конструкционных материалов (включая композитные) позволили значительно уменьшить вес не только протезов, но и ЭС. Пока переход от стальных деталей ЭС к более легким титановым сплавам сдерживается высокой стоимостью таких материалов, а легкие сплавы на основе алюминия имеют «худшие» механические характеристики, чем стальные изделия.

6) Классификация ЭС по количеству функций в [8] также представляется неполной, т.к. для разных направлений использования целесообразный набор функций может значительно различаться.

7) В отношении мобильности пользователя ЭС целесообразна более дифференцированная классификация, чем в [8]: не транспортабельные пациенты (любые их перемещения нежелательны); не мобильные (например – лежачие пациенты), которые могут транспортироваться; маломобильные (имеющие ограниченные возможности самостоятельного передвижения) с подвариантами: на инвалидной коляске; на ногах, но с посторонней помощью; на ногах без посторонней помощи – с применением ходунков, опорных тростей или без них и др.; на ногах – с использованием только ЭС. В случае АЭС важно также различие между вариантами перемещения человека: только по плоскости; еще и по лестнице (или параподиуму).

Дополнительные направления классификации ЭС и их практическая значимость

8) По целевому назначению. Про «силовые» ЭС и ЭС для восполнения временно или постоянно утраченных функций конечностей уже сказано ранее. Измерительные ЭС предназначены для определения максимальных «объемов» движений конечностей [4,6,15,17]; для детального мониторинга выполняемых движений [6]. Регистрация информации возможна как на встроенные флэш-накопители, так и с передачей данных на ПЭВМ – проводной или беспроводной [6]. Возможные типы тренажерных ЭС: для воздействий на человека, предполагающих его немедленную ответную реакцию; для создания регулируемых сопротивлений при перемещениях конечностей – в т.ч. дифференцированных величин сопротивлений в зависимости от амплитуды движений, их резкости и пр. (например, с целью «моделирования» работы под водой); для выработки «навыков» ограничения движений – не только путем их «механического» ограничения, но и с дополнительной звуковой (или светозвуковой) сигнализацией при достижении предельных перемещений; для принудительного «навязывания» движений телу человека или его конечностям (например, для восстановления навыков самостоятельного передвижения, управления движениями рук); для «разработки» некоторых видов движений в суставах – в рамках механотерапии; для отработки навыков поведения, соответствующих возможностям скелета животных (может быть полезным для некоторых видов сценических представлений). ЭС для дистанционного управления другими устройствами, например «механическими руками-манипуляторами», антропоморфными и иными типами роботов и пр. – путем «копирования» движений человека (отдельных конечностей или тела в целом, т.е. туловища и конечностей). Управляться могут, в частности, «шагающие механизмы» на основе 4-х или 6-ти конечностей (это «снимает» проблемы обеспечения устойчивости устройств), колесных или гусеничных механизмов и пр. Такие решения могут быть не только энергетически выгоднее (т.к. не надо перемещать тело человека вместе с «прочным» ЭС), но и значительно безопаснее для самого человека. ЭС «инструктора» для дистанционного повторения в реальном времени его движений другим

ЭС, надетым на пациента (обучаемого). Учебные ЭС (в т.ч. уменьшенного размера) – для отработки навыков конструирования и наладки ЭС; создания и отладки программных средств, регулировки электромеханических блоков.

9) Серийно выпускаемые изделия и ЭС индивидуальной разработки. Пока большинство ЭС не производится серийно (кроме некоторых ЭС, для фрагментов конечностей, а также ЭС-костюмов для реабилитации детей-инвалидов). Поэтому стоимости ЭС - достаточно высокие. При серийном производстве ЭС обычно необходим выпуск размерной «линейки» - для лиц с разными размерами/весом тела; наличие в конструкции средств регулировки (подгонки) под разных пользователей. Индивидуальное изготовление ЭС (в т.ч. медицинского назначения) позволяет лучше учесть особенности их пользователей. При «индивидуальном конструировании» ЭС могут быть применены средства САПР [3]; станки с ЧПУ; типовые конструкционные элементы и пр.

10) По расчетным срокам использования (РСИ) ЭС. Судя по литературным данным РСИ для ЭС значительно менее 10 лет. При этом РСИ ЭС, влияют на их приемлемую стоимость для пользователей; на выбор конструкционных материалов, приводов, электронных компонентов, программных средств и пр.

11) По частоте использования ЭС. Для повторно-кратковременного применения (в т.ч для выполнения каких-то производственных функций, бытовых действий); для использования в течение достаточно продолжительного промежутка времени (например, при реабилитации человека после травм, инсультов [14]); для постоянного использования, в т.ч. для восполнения отсутствующих или утраченных функций организма человека.

12) По эксплуатационной надежности ЭС (низкая, средняя, высокая) - обычно она зависит от функциональности ЭС, его стоимости, а также от РСИ.

13) По ремонтопригодности ЭС – с учетом экономической целесообразности ремонтов.

14) По удобству применения ЭС для пользователей – оно связано с функциональными возможностями ЭС, но не определяется ими полностью.

15) По сложности использования, периодичности и объемам технического обслуживания ЭС. Чем сложнее ЭС медицинского назначения в эксплуатации, тем менее они доступны для использования вне медучреждений. При надомном использовании [10] сложных ЭС могут быть эффективны процедуры их удаленной технической диагностики через Интернет, в некоторых случаях – дистанционного управления ЭС (например, для проведения реабилитационных процедур на дому с применением аудиовидеоконтроля медработниками).

16) По степени «интеллектуальности» ЭС. Простейшие механические ЭС вообще не содержат никакой электроники, программных средств. ЭС средней сложности могут работать по ограниченному количеству детерминированных алгоритмов. Для сложных ЭС за счет программных решений может быть обеспечено адаптивное «поведение», учитывающее окружающую обстановку, текущие и предшествующие действия человека.

17) По номенклатуре и характеру использования сенсорных систем (СС) [11] в ЭС: СС отсутствуют; СС применяются только для «восприятия» движений (или их попыток) человека; СС применяются для «исследования» (сканирования) внешней среды – например, для заблаговременного обнаружения препятствий. Последний вариант может быть важен, например, для людей с ограниченными возможностями по зрению.

18) По наличию и виду обратных связей (ОС) с сервоприводов АЭС на человека. (а) В АЭС ОС отсутствуют – сервоприводы просто выполняют заданные движения в пределах своих «силовых» возможностей. (б) ОС носят прямо-пропорциональный механический характер по схеме «обратного нагружения». Это позволяет человеку при работе с силовым ЭС «почувствовать» величину фактически прилагаемых им усилий или сопротивления объектов, на которые оказываются воздействия. (в) Механические ОС используются, но носят непропорциональный характер. (г) Используется звуковая сигнализация в отношении величин усилий (ВУ): громкость звука увеличивается прямопропорционально ВУ; звуковая сигнализация включается только при ВУ на сервоприводах (или нагрузках на «суставах» ЭС) близких к предельным значениям или превышающих их; применяется светозвуковая сигнализация при приближении ВУ на сервоприводах (или суставах ЭС) к предельным значениям. Последние два варианта можно рассматривать как некоторый аналог задания «болевых ощущений», направленных на предотвращение действий, способных нанести вред человеку или ЭС.

Выводы. 1. Предложены уточнения существующих подходов к классификации ЭС, а также дополнительные направления классификации, учитывающие различные направления применения ЭС. Предложенная совокупность существующих и дополнительных направлений обладает свойствами «необходимости и достаточности». 2. Проанализированы потенциально возможные варианты обеспечения электропитания ЭС, их удобство, безопасность для человека, энергоэффективность. 3. Описаны особенности реализации предлагаемых технических решений, в т.ч. с использованием средств ИТ. 4. Проанализированы некоторые направления «интеллектуализации» ЭС с использованием сенсоров, программного обеспечения, светозвуковой сигнализации.

Библиографический список

1. Алексеев А.Э., Бузмаков В.С., Онучин Е.М. Экзоскелет для проведения лесохозяйственных работ. /В сб.: Научному прогрессу - творчество молодых. Материалы IX международной молодежной научной

конференции по естественнонаучным и техническим дисциплинам : в 3 частях. Поволжский государственный технологический университет. 2014. С. 112-113.

2. Болотник Н.Н., Градецкий В.Г., Ермолов И.Л., Князьков М.М., Семёнов Е.А., Крюкова А.А., Суханов А.Н. Механика экзоскелетных систем и управление экзоскелетом на основе информации о биоэлектрических потенциалах /В сб.; Актуальные проблемы механики. 50 лет Институту проблем механики им. А.Ю. Ишлинского РАН. Отв. редактор Ф.Л. Черноуско; Институт проблем механики им. А.Ю. Ишлинского РАН. Москва, 2015. С. 50-62.

3. Борисов А.В. Автоматизация проектирования стержневых экзоскелетов //Мехатроника, автоматизация, управление. 2014. № 10. С. 29-33.

4. Брумштейн Ю.М., Аксенова Ю.Ю. Компьютеризованные методы исследования скорости реакций и точности моторики пальцев рук //Известия ЮФУ. Технические науки – 2012, № 9, -С. 77-83

5. Брумштейн Ю.М., Мазеев В.А., Резвых Ю.Ю. Анализ целей и направлений интеллектуализации устройств механотерапии / Методы компьютерной диагностики в биологии и медицине-2014: материалы Всерос. Школы-семинара./ под. ред. проф. Д.А.Усанова.-Саратов:Изд-во Саратовский источник,2014 – с.52-54

6. Брумштейн Ю.М., Аксенова Ю.Ю., Иванова М.В. Системный анализ направлений и функциональных возможностей методов исследования движений частей тела человека. //Прикаспийский журнал: управление и высокие технологии.-2014, №3 –с.80-98

7. Воробьев А.А., Засыпкина О.А., Кривоножкина П.С., Петрухин А.В., Поздняков А.М. Экзоскелет – состояние проблемы и перспективы внедрения в систему реабилитации и реабилитации инвалидов (аналитический обзор) //Вестник Волгоградского государственного медицинского университета. 2015. № 2 (54). С. 9-17.

8. Воробьев А.А., Андрющенко Ф.А., Пономарева О.А., Соловьева И.О., Кривоножкина П.С. Спорные вопросы терминологии и классификации экзоскелетов (аналитический обзор, собственные данные, уточнения, предложения). //Волгоградский медицинский журнал-2015-№3-с.14-20.

9. Воротников С.А., Струнин В.С., Выборнов Н.А. Биометрическая система управления протезом руки //Прикаспийский журнал: управление и высокие технологии.- 2013, №3- С.147-162

10. Гуськова Н.И., Брумштейн Ю.М., Травова Е.С. Медицинское оборудование для надомного применения: анализ парка имеющейся в продаже техники и ее фактического использования населением //Инженерный вестник Дона, ISSN 2073-8633, 2012, №2

11. Ермолов И.Л., Суханов А.Н., Князьков М.М., Крюкова А.А., Крючков Б.И., Усов В.М. Сенсорная система управления и ориентации экзоскелета /В сб.: Сборник материалов XXII Санкт-Петербургской международной конференции по интегрированным навигационным системам Главный редактор В. Г. Пешехонов. 2015. С. 162-165.

12. Ермолов И.Л., Князьков М.М., Крюкова А.А., Суханов А.Н., Крючков Б.И., Усов В.М. Метод управления экзоскелетным устройством на основе распознавания движений руки по биосигналам со скелетных мышц рук человека-оператора //Пилотируемые полеты в космос. 2015. № 4 (17). С. 80-93

13. Ибрагимов Р.Р., Маштаева А.А., Брумштейн Ю.М., Резвых Ю.Ю. Программное обеспечение для обслуживания вертикализаторов с динамически изменяемыми углами наклона: анализ направлений разработки и необходимой функциональности / Инновации и перспективы информационных медицинских систем.-Сб. трудов. молод. школы-семинара.-Ростов на Дону: Изд-во Южного Федерального университета, 2014 – с.20-25

14. Котов С.В., Турбина Л.Г., Бобров П.Д., Фролов А.А., Павлова О.Г., Курганская М.Е., Бирюкова Е.В. Реабилитация больных, перенесших инсульт с помощью биоинженерного комплекса «Интефейс Мозг-Компьютер Экзоскелет» //Журнал неврологии и психиатрии им. С.С. Корсакова. 2014. Т. 114. № 12-2. С. 66-72.

15. Медведев Д.Ю., Молчанов Д.А., Смахтин Н.С., Яковлев И.А. Исследование прыжка человека с помощью роботизированной системы «EXOMEASURER» /В сб.: Международная конференция «Актуальные проблемы робототехники и автоматики» Белгородский государственный технологический университет им. В.Г. Шухова. 2015. С. 123-128.

16. Оразов А.Т. Аналитический обзор принципиальных и компоновочных схем современных экзоскелетов //Молодежный вестник Уфимского государственного авиационного технического университета. 2013.№ 3. С. 84-92.

17. Смахтин Н.С., Молчанов Д.А., Климов Г.В., Жиронкин А.В., Медведев Д.Ю., Яковлев И.А. Экспериментальные исследования параметров движения человека при помощи робототехнической измерительной системы //В сб.: Международная конференция «Актуальные проблемы робототехники и автоматики» Белгородский государственный технологический университет им. В.Г. Шухова. 2015. С. 178-182.

18. Старченко И.Б., Будко Р.Ю. Распознавание мимических жестов на основе анализа электромиографического сигнала //Прикаспийский журнал: управление и высокие технологии-2016-№1-С.39-50

19. Цариченко С.Г., Павлов Е.В., Коренкова О.А., Сукачев А.Ю., Шентяпина М.А., Чирко О.В., Симанов С.Е. Анализ возможности применения экзоскелетов при ведении аварийно-спасательных работ //Пожарная безопасность. 2015. № 1. С. 54-59

20. Черченко О.В., Шептунов С.А. Роботоассистирующая хирургия и роботы-экзоскелеты для реабилитации людей с нарушениями опорно-двигательных функций: мировые технологические лидеры и перспективы России //Экономика науки. 2015. № 2. С. 118-130

21. Яцун С.Ф., Савин С.И., Емельянова О.В., Яцун А.С., Турлапов Р.Н. Экзоскелеты: анализ

конструкций, принципы создания, основы моделирования.- Курс: Университетская книга, 2015. — 179 с.

22. Яцун С.Ф., Савин С.И., Яцун А.С., Турлапов Р.Н. Адаптивная система управления экзоскелета, осуществляющего вертикализацию человека //Известия Юго-Западного государственного университета. Серия: Техника и технологии. 2015. № 3 (16). С. 30-37

EXOSKELETONS: ANALYSIS OF THE DIRECTIONS OF DEVELOPMENT AND APPLICATIONS IN MEDICAL TECHNOLOGIES

Brumshteyn Yu.M.

Astrakhan state university, Astrakhan, e-mail: brum2003@mail.ru

Author has considered the classification principles and main directions of exoskeletons development, including constructive decisions; power supply; touch devices usage; application of «intellectualization» means for management, including feedback with the person. The emphasis is focused at exoskeletons biomedical applications.

ЭКЗОСКЕЛЕТ С ГИДРАВЛИЧЕСКИМ ПРИВОДОМ

Верхов С.С.

Владимирский государственный университет имени Александра Григорьевича и Николая Григорьевича Столетовых,
alucard-bampae@rambler.ru

В современном мире все чаще возникает потребность в устройствах, усиливающих физические возможности человека.

Для подобных устройств(далее-экзоскелеты) найдутся задачи и в военном деле,и в повседневной жизни.

Примерами задач для в военном деле являются антитеррористические,штурмовые и саперные операции,это связано с возможностью установки тяжелой брони и вооружения.

В мирной жизни у экзоскелетов подразумеваются задачи трех типов:строительно-логистическая, медицинская и специальная.Строительный экзоскелет может нести на себе строительное оборудование или использоваться в качестве погрузчика.Медицинские экзоскелеты в основном представляют из себя замену инвалидной коляски для людей с поражениями опорно-двигательного аппарата.Специальные экзоскелеты могут быть как оборудованием для спасателей, так и механизированными водолазными или защитными костюмами.

На сегодняшний день в мире ведется активная разработка экзоскелетов, в основном это экзоскелеты военного назначения.На втором месте стоят медицинские экзоскелеты. Примером современных экзоскелетов военного применения является XOS 2.При весе в 80 килограмм XOS 2 позволяет владельцу поднимать 90 лишних килограммов.Питание-от внешнего источника и Нельзя не упомянуть и медицинский HAL

Это экзоскелет японского производителя роботов Cyberdyne. Его назначение — обеспечить возможность ходить людям с ограниченными возможностями. Есть два основных варианта: HAL-3 и HAL-5. С момента презентации в 2011 году меньше чем за год HAL приняли «на вооружение» более 130 медицинских институтов по всей стране. Однако испытания будут продолжаться весь 2014 и, возможно, 2015 год. В августе 2013 года HAL получил карт-бланш на использование в качестве медицинского робота в Европе. Новейшая модель костюма весит около 10 килограммов.

В России разработкой экзоскелета под названием «ЭкзоАтлет» занимается команда учёных, собранная на базе НИИ Механики МГУ. Первый рабочий пассивный экзоскелет этой команды был разработан для сотрудников МЧС, пожарных и спасателей. При весе в 12 килограммов конструкция позволяет без особых усилий переносить до 100 килограммов груза. В планах компании — разработка силовой модели ExoAtler-A, которая позволит переносить до 200 килограммов, а также медицинского экзоскелета для реабилитации людей с ограниченными возможностями.

Основными недостатками всех существующих экзоскелета являются энергозависимость,дороговизна и неремонтопригодность в полевых условиях.

Предлагаемая мною разработка представляет из себя экзоскелет с гидравлическим приводом,управляемый оператором через систему рычагов,контролирующих гидрораспределители.

Плюсы моей разработки заключается в максимальном упрощении и удешевлении конструкции.

Новизна заключается в нестандартном подходе к конструированию и управлению экзоскелета.

В отличии от существующих аналогов, в моей разработке некоторые суставные узлы предполагается двигать непосредственно мускульными силами оператора.

Также отличается система управления,в моей разработке она построена на азе механических компонентов,а не на электронике, как у аналогов.

Это повышает ремонтопригодность, одновременно снижая стоимость.

В качестве силовой установки предполагается использовать компактный бензогенератор, соединенный с высокомощным электромотором, приводящим в движение вал гидронасоса.

Управление гидроцилиндрами происходит посредством 12-клапанного гидрораспределителя собственной конструкции.

Штоки гидрораспределителя приводятся в движение посредством тяг, контролируемых оператором.

Это также упрощает ремонт в полевых условиях. Электросистема экзоскелета включает в себя аккумулятор, предназначенный для движения при отказе основной силовой установки, системы связи, освещения и безопасности.

Также возможна установка вспомогательной системы передвижения. Данная система представляет из себя ведомые и ведущие колеса, устанавливаемые на ступоходы экзоскелета. Это повысит скорость передвижения по ровной поверхности.

На сегодняшний день мною в инициативном порядке изготовлены каркас, гидроцилиндры, силовая установка и вспомогательная система передвижения. Ведется работа по изготовлению гидрораспределителя.

Суммарная готовность экзоскелета-40 процентов. При имеющихся средствах и возможностях полная готовность экзоскелета возможна к середине 2017 года. Экзоскелет моей конструкции найдет применение в строительстве, логистике, пригоден для сотрудников МЧС. Также планируется провести тактические полевые испытания на предмет пригодности к военному применению.

EXOSKELETON WITH HYDRAULIC DRIVE

Verhov S.S.

Vladimir state university of a name of Alexander Grigor'evicha and Nikolay Grigor'evicha Stoletovyh
alucard-bampae@rambler.ru

The first part of the report provides an overview of existing exoskeletons, and their classification.

The second part of the report is devoted to description of the exoskeleton developed by the author and his design

In conclusion, the author talks about the degree of readiness of the exoskeleton



СЕКЦИЯ 4

ИНФОКОММУНИКАЦИОННЫЕ ТЕХНОЛОГИИ В МЕДИЦИНЕ И ЭКОЛОГИИ

РЕГИОНАЛЬНЫЙ СЕГМЕНТ ЕДИНОЙ ГОСУДАРСТВЕННОЙ ИНФОРМАЦИОННОЙ СИСТЕМЫ ЗДРАВООХРАНЕНИЯ

Дегтерева М.И.
ГБУЗ ВО «МИАЦ» г. Владимир

Система здравоохранения Владимирской области представляет достаточно сложную, динамично развивающуюся структуру. Она состоит из 94 учреждений здравоохранения государственной формы собственности, которые различаются по профилю и уровню оказания медицинской помощи, структуре обслуживаемого населения. Задачи информатизации такой системы многоэтапны и сложны.

Единая государственная информационная система здравоохранения (далее ЕГИСЗ) в регионе базируется на платформе, которая была заложена в 2005-2006 годах во всех государственных и муниципальных учреждениях здравоохранения области с внедрением единого программного обеспечения по формированию счетов реестров и форм федерального статистического наблюдения в сфере здравоохранения. Единый подход уже в 2006 году позволил повысить эффективность управления здравоохранением региона, систематизировать выписку рецептов, отпуск льготных лекарственных препаратов, внедрение информационного обмена между ТФОМС, страховыми компаниями, медицинскими организациями.

В настоящее время перед здравоохранением области стоит задача перейти на качественно новый уровень оказания медицинской помощи, ориентированный на повышение преемственности между специалистами и учреждениями, на повышение доступности и одновременно ответственности медицинских работников за соблюдением сроков и объемов оказываемых услуг, на открытость данных для пациента и вовлечение его в процесс «выздоровления».

Решение данных задач возможно только при условии создания единого информационного пространства, все условия для такого перехода созданы.

За период 2015-2016 годы развернуты:

- единая система электронного документооборота (СЭД),
- мониторинг отчетности отрасли здравоохранения (МООЗВО),
- электронная регистратура (ЭР),
- электронная медицинская карта (ЭМК),
- лабораторная информационная система (ЛИС),
- архив медицинских изображений (ЦАМИ).

Задача следующего этапа - проведение комплекса мероприятий по увеличению степени интеграции между системами, оптимизации последовательности действий при работе с ними, созданию в них бизнес-процесса, адаптированного для медицинских работников и прежде всего врачей. Однако, уже сейчас региональный сегмент ЕГИСЗ (далее РС ЕГИСЗ) – это система, с которой можно и нужно работать.

Внедрение РС ЕГИСЗ получило должную оценку и со стороны населения - в 2015 услугой по записи на прием к врачу воспользовались 1,8 млн. человек, и со стороны профессионального сообщества - многие врачи уже оценили достоинства электронной медицинской карты: «читаемость» протоколов врачей, возможность получения сведений о перенесенных заболеваниях вне зависимости от медицинского учреждения, сведений о лабораторных и прочих исследованиях.

Существуют и проблемы:

- на уровне регионального здравоохранения отсутствует единая актуальная база пациентов;
- наблюдается большой кадровый дефицит врачей, что значительно повышает нагрузку на работающих специалистов в информационных системах;
- не завершено построение защищенной ведомственной сети передачи данных региона;
- учреждения недостаточно эффективно используют имеющиеся ресурсы в части информационных технологий.

Только совместная и ответственная работа всех участников построения РС ЕГИСЗ поможет здравоохранению области сделать качественный прорыв в вопросах повышения доступности оказания медицинской помощи, выработки механизмов эффективного управления, контроля качества медицинской помощи, сократит для врача время на непрофильную деятельность.

СЕГМЕНТАЦИЯ ЭПИЛЕПТИЧЕСКИХ РАЗРЯДОВ ЭЭГ КРЫС

Анциперов В.Е.

Институт радиотехники и электроники им. В.А. Котельникова РАН, anticiperov@cplire.ru

Эпилепсия характеризуется внезапно возникающими нарушениями в поведении животных (человека) в результате чрезмерной синхронизации корковых нейронных сетей. Гиперсинхронизация проявляется в виде хронических аномальных вспышек – «эпилептических разрядов» (ЭР) в мозгу и является одним из отличительных признаков эпилепсии.

Мониторинг активности мозга с помощью электроэнцефалограммы (ЭЭГ) является одним из основных инструментов в диагностике эпилепсии. В ЭЭГ страдающих от эпилепсии пациентов обычно наблюдаются две категории аномальной активности: интер-иктальная, проявляющаяся между эпилептическими припадками; и иктальная, наблюдаемая во время припадка. Во время аномальной активности ЭЭГ характеризуется наличием непрерывных последовательностей повторяющихся полиморфных форм сигнала (изолированные пики, одиночные волны или комплексы пик-волна) переменной амплитуды и частоты (Рис.1.). Во время эпилептического припадка (в иктальной фазе) длительность таких последовательностей значительно больше, чем средняя их продолжительность во время между припадками. Однако, учитывая, что иктальная активность редко проявляется в течение стандартного времени записи амбулаторной ЭЭГ (20 мин.), в повседневной практике приходится довольствоваться, как правило, записями в интер-иктальной фазе и развивать методы и подходы поиска/сегментации ЭР характерных именно для таких записей [1].

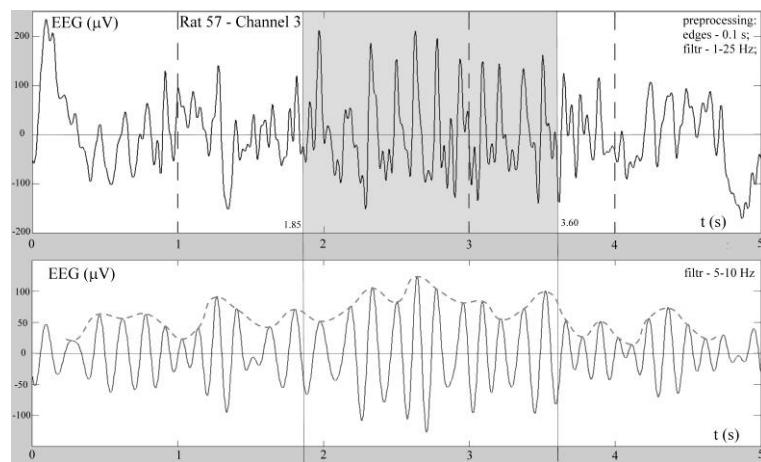


Рис.1. Фрагмент интер-иктальной ЭЭГ длительностью 5 с, содержащей ЭР ~ 1.75 с (верхний график). Границы ЭР (серый фон) размечены экспертом-нейрофизиологом, число полных колебаний $n \sim 12$. Нижний график – профильтрованная в полосе 5-10 Гц версия этого же фрагмента (центральная частота фильтра 7.5 Гц $\sim n / 1.75$).

Обычно обнаружение эпилепсии осуществляется путем визуального просмотра записей ЭЭГ (в иктальной/интер-иктальной фазе) опытным нейрофизиологом. Однако, визуальный обзор большого количества данных ЭЭГ имеет серьезные недостатки: он требует много времени и может оказаться субъективным. Более того, повторяющиеся формы сигнала ЭЭГ, характеризующие ЭР, могут оказаться подобными фрагментам фонового шума и таких артефактов, как движение глаз, мышечная активность и даже электрокардиограмма. По этим причинам, методы автоматизированного обнаружения ЭР в ЭЭГ, обладающие объективными характеристиками и вычислительно более эффективные, представляют собой исключительно важные и востребованные инструменты для задач диагностики эпилепсии и анализа ЭЭГ пациентов, страдающих от эпилепсии.

Первое, что приходит в голову при выборе основы для автоматизированного обнаружения ЭР в ЭЭГ, это та или иная адаптация методов спектрального анализа для поиска характерных для ЭР последовательностей повторяющихся полиморфных форм – квазипериодических фрагментов ЭЭГ. Исторически, именно в этом направлении были предприняты первые попытки разработки методов автоматизированного обнаружения ЭР [1]. Однако довольно быстро было обнаружено, что классический спектральный анализ (в форме оконной обработки сигналов) малоэффективен для рассматриваемых задач. Основная причина здесь, помимо помех и

артефактов, состоит в отмеченной выше особенности интер–иктальных ЭР – в их малой длительности. Для количественной характеристики последнего обстоятельства удобно воспользоваться оценочным параметром, называемым числом полных колебаний $n = T \cdot F = T/\tau$, где T – длительность, F – средняя частота и τ – средний период ЭР. Считается, что для нахождения надежных частотных характеристик методами непараметрического спектрального обычно требуются значения $n \sim 100$ ($\sqrt{n} \sim 10$). Для интер–иктальных ЭР эта величина обычно на порядок меньше: $n \sim 10$ (см. Рис.1). В частности, как следует из Рис.1, огибающая профильтрованного на частоте F сигнала (штрихованная кривая) довольно слабо отражает возникновение связанной с ЭР аномальной активности.

Активные усилия по решению отмеченной выше проблемы были предприняты в начале нулевых годов XXI в двух основных направлениях [1]. Исследователи первого направления предложили использовать совместно со спектральными параметрами (линейной обработки) ряд нелинейных характеристик, связанных с динамикой сигнала ЭЭГ как детерминированного / хаотического процесса. Помимо спектральных признаков – средней частоты, полосы, максимальной мощности, пиковых частот было предложено использовать такие отражающие меру хаотичности динамики ЭЭГ параметры, как корреляционная размерность, экспоненты Ляпунова, К–энтропию (энтропию Колмогорова) и другие виды энтропии [2]. Второе направление исследований оказалось связанным с быстроразвивающейся на тот момент времени теорией квадратичных частотно–временных представлений, обобщающих линейный спектральный анализ. В частности, Уильямс и др. [3] предложили для обнаружения ЭР использовать так называемые RID–представления – представления с подавлением паразитной интерференции компонент (см. также [9]). На основе этого подхода удалось обнаруживать предшествующие разрядам полиморфные чирп–формы, был получен ряд других результатов, но авторы так и не предложили устойчивого метода обнаружения ЭР.

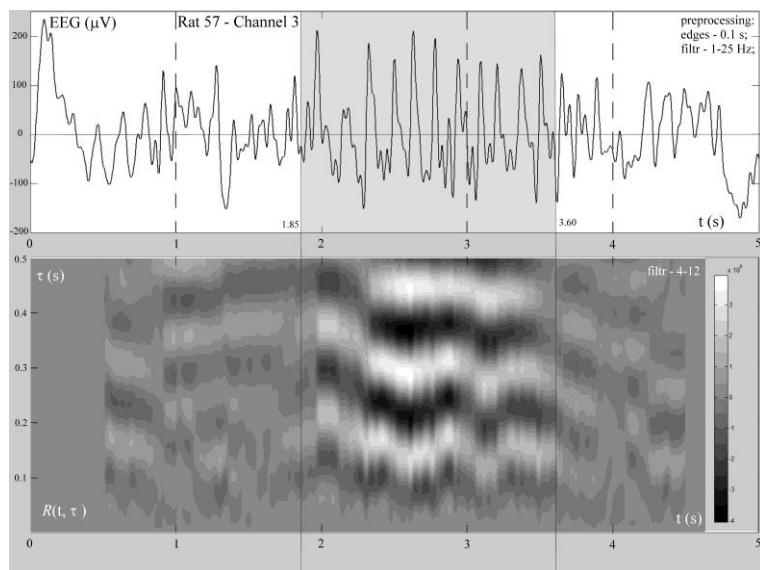


Рис.2. Фрагмент интер–иктальной ЭЭГ длительностью 5 с (Рис.1) и его двумерное, многомасштабно–корреляционное представление (МКП) [5,6].

Дальнейшее, с конца нулевых и по настоящее время, развитие основанных на частотно–временных представлениях методов, осуществлялось в направлении поиска, синтеза таких квадратичных ядер представлений, которые давали бы наиболее устойчивые, объективные результаты. В частности, в [4] приведены результаты сравнения методов обнаружения ЭР при помощи 12 различных, наиболее популярных ядер – от ядер Маргенау–Хилла и Рихачека до ядер Дзао–Атласа–Маркса. Приблизительно в это же время автором доклада и коллегами был начат независимый поиск таких квадратичных по сигналу представлений, которые позволили бы решить ряд задач анализа ЭЭГ, связанных с эпилепсией [5,6]. В результате были найдены масштабно–временные представления, названные многомасштабно–корреляционными (МКП). Типичный пример такого МКП приведен в нижней части Рис.2. Обсуждение связанных с ЭР сигнальных характеристик, которые могут быть получены с помощью МКП, можно найти в публикациях [5–8].

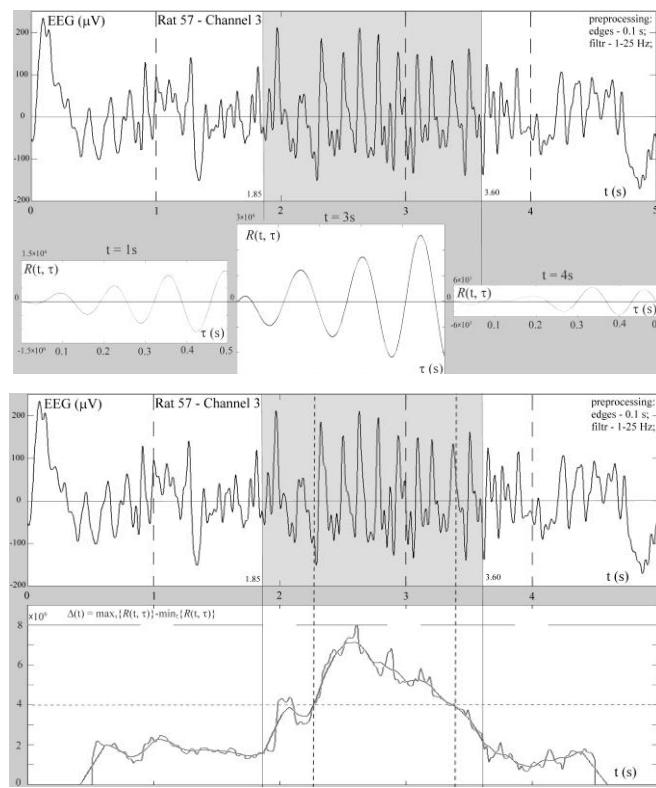


Рис.4. . Фрагмент интер–иктальной ЭЭГ длительностью 5 с (Рис.1) и кривая полной вариации $\Delta(t) = \max_{\tau} R(t, f, \tau) - \min_{\tau} R(t, f, \tau)$, вместе со сглаженной скользящим окном версией.

Достижением последнего времени стала доработка МКП Ряд новых результатов, связанных с разработкой техники оценивания параметров импульсно–модулированных широкополосных сигналов были изложены в работах [8-10]. Там, в частности, нашли отражение вопросы синтеза популярных масштабно–временных и частотно–временных представлений конического типа (CKR) до масштабно–частотно–временных представлений:

$$G(\tau, f; t) = \frac{1}{\tau} \int_0^\infty w(\tau' - \tau) C(\tau', t) \exp(-2\pi i f(\tau' - \tau)) d\tau' \Leftrightarrow G(\tau, f; t) = \frac{1}{\tau} \int_{-\infty}^\infty W(f - f') S_t^P(f') S_t^F(f') \exp(2\pi i f' \tau) df',$$

где $C(\tau', t)$ – автокорреляция сигнала, $S_t^P(f')$, $S_t^F(f')$ – аналитические спектры его прошлого и будущего, $w(\tau' - \tau)$, $W(f')$ – окно обработки и его Фурье–пара [9,10]. Две формы представления $G(\tau, f; t)$ – через сигнал и через его аналитические спектры получены в [10]. Интерпретация $G(\tau, f; t)$ для импульсных сигналов заключается, в частности, в том, что при постоянных f представление имеет лестничную структуру (Рис.2) с шагом, равным периоду следования импульсов, причем ввиду свойства сохранения представлением носителя сигнала, оно позволяет осуществлять почти идеальную сегментацию ЭР, что можно непосредственно заметить на Рис.3,4. Достигнутые предложенным методом результаты сегментации ЭР крыс сопоставимы с лучшими, известными на сегодняшний день [1].

Работа выполнена при финансовой поддержке РНФ (грант № 16-11-10258).

Библиографический список

1. Tzallas A.T. et al. Automated Epileptic Seizure Detection Methods: A Review Study. // Epilepsy - Histological, Electroencephalographic and Psychological Aspects, Ed. by Dr. Dejan Stevanovic, InTech, 2012.
2. Liang S.-F. et al. Combination of EEG Complexity and Spectral Analysis for Epilepsy Diagnosis and Seizure Detection. // EURASIP Journal on Advances in Signal Processing, V. 2010, Article ID 853434, 15 pages. (электронный журнал URL: <http://asp.eurasipjournals.springeropen.com/articles/10.1155/2010/853434>, дата обращения: 11.04.2016).
3. Williams W.J. et al. Time-frequency analysis of electrophysiology signals in epilepsy. // IEEE Eng. Med. Biol., v. 14, no. 2, Mar./Apr. 1995, pp. 133–143.

4. Tzallas A.T. et al. The Use of Time-Frequency Distributions for Epileptic Seizure Detection in EEG Recordings. // Proceedings of the 29th Annual International Conference of the IEEE EMBS Cité Internationale, Lyon, France August 23-26, 2007, pp 3-6.
5. Анциперов В.Е. Многомасштабный корреляционный анализ нестационарных, содержащих квазипериодические участки сигналов. // “Радиотехника и электроника”, т. 53, № 1, 2008 г. стр.73-85.
6. Анциперов В.Е., Обухов Ю.В. Многомасштабный корреляционный анализ и основанное на нем представление сигналов медико-биологического происхождения // Доклады VIII МЕЖДУНАРОДНОЙ НАУЧНО-ТЕХНИЧЕСКОЙ КОНФЕРЕНЦИИ “ФИЗИКА И РАДИОЭЛЕКТРОНИКА В МЕДИЦИНЕ И ЭКОЛОГИИ” ФРЭМЭ’2008, г. Владимир, Книга 1, стр. 180-184.
7. Анциперов В.Е., Обухов Ю.В. Обнаружение и сегментация эпилептических разрядов в записях ЭЭГ на основе многомасштабного корреляционного анализа // "Сборник материалов III-го Евразийского конгресса по медицинской физике и инженерии «Медицинская физика – 2010» ", 21-25 июня 2010 г., т.3, стр.188-190.
8. Анциперов В.Е., Обухов Ю.В., Кузнецова Г.Д., Гнездцкий В.В. Анализ гиперсинхронизации структур головного мозга во время эпилептических разрядов на основе специальных конических представлений ЭЭГ сигнала. // ЖУРНАЛ РАДИОЭЛЕКТРОНИКИ, Москва: ИРЭ им. В. А. Котельникова РАН, N 11 -ноябрь 2014 г., всего 20 стр. (электронный журнал URL: <http://jre.cplire.ru/jre/nov14/18/text.pdf>, дата обращения: 11.04.2016).
9. Анциперов В.Е. Использование аналитических спектров локального прошлого и будущего сигнала для формирования и анализа билинейных частотно-временных представлений // М.: Доклады 16-й Международной Конференции “ Цифровая обработка сигналов и ее применение DSPA-2014”, т.1, 2014, стр. 113-117.
10. Анциперов В.Е. Масштабно-частотные представления сигналов и их вычисление с помощью дискретных аналитических спектров. //Доклады 18-й Международной конференции «Цифровая обработка сигналов и её применение - DSPA-2016». 2016, С. 135-140.

THE RAT'S EEG EPILEPTIC DISCHARGE SEGMENTATION

Antsiperov V.E.

Kotel'nikov Institute of Radio-engineering and Electronics of RAS, antciperov@cplire.ru

The new results on investigation of the problem of epileptic discharges in rats EEG records detection and localization are presented. The utilization of multiscale correlative analysis and its generalization are in the center of discussion. It is shown, that based on multiscale correlation analysis synthesis of two classes of traditional concepts: time-frequency representations, whose typical member, for example, is a spectrogram and the time-scale representations, containing, in particular, a correlogram, leads to a promising tool for the analysis of broadband pulse signals, in particular, the EEG signals.

СЕГМЕНТАЦИЯ ЭПИЛЕПТИЧЕСКИХ РАЗРЯДОВ И СОННЫХ ВЕРЕТЁН У КРЫС ПРИ ИССЛЕДОВАНИИ РАННЕГО ПОСТТРАВМАТИЧЕСКОГО ПЕРИОДА

Кершнер И.А.^{1,2}, Обухов Ю.В.¹, Комольцев И.Г.³

¹ Институт радиотехники и электроники им. В.А. Котельникова Российской академии наук

² Московский физико-технический институт (государственный университет)

³ Институт высшей нервной деятельности и нейрофизиологии Российской академии наук

ivan.kershner@gmail.com

Посттравматическая эпилепсия (ПЭ), развивающаяся у 2-17% больных, перенёсших черепно-мозговую травму (ЧМТ) [1], является серьёзной медико-социальной проблемой. Эпилептогенез при этом может занимать годы. В то же время раннее обнаружение биомаркеров эпилептогенеза и своевременное назначение противоэпилептических препаратов в клинической практике является нерешённой задачей.

Для изучения нейробиологических механизмов эпилептогенеза широко используются животные модели, наиболее адекватной из которых считается модель ПЭ, вызванной латеральным гидродинамическим ударом (ЛГУ) [2]. Первые неспровоцированные судорожные приступы на крысах возникают через месяцы после травмы. Было выдвинуто предположение, что появление и динамика развития эпилептиформной активности на ЭЭГ в раннем посттравматическом периоде (первая неделя) может служить предиктором развития ПЭ.

Моделирование ранних посттравматических судорог на крысах осуществлялось путем однократного дозированного ЛГУ [3]. Для обнаружения эпилептических разрядов (ЭР) после ЛГУ проводили длительный непрерывный видео-ЭЭГ-мониторинг в течение 7 дней при помощи 4-х эпидуральных электродов.

Для подробной характеристики раннего посттравматического периода возникает проблема анализа длительных записей ЭЭГ. А именно распознавание ЭР. Одним из признаков ЭР является рост амплитуды, который так же присутствует и у сонных веретён (СВ), что затрудняет автоматическое распознавание ЭР. На рисунке 1 приведён пример ЭР и СВ соответственно на следующий день после ЧМТ.

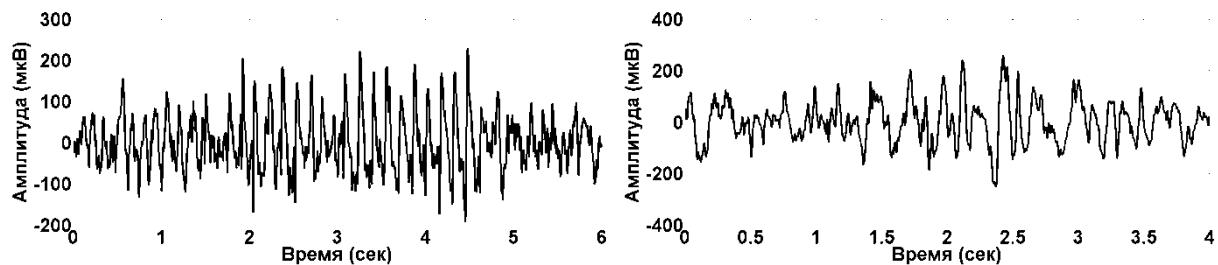


Рис.1 Слева – эпилептический разряд, справа – сонное веретёно.

Из суточной записи нейрофизиологами были выделены небольшие фрагменты длительностью около 3-10 секунд. На них предположительно присутствуют либо эпилептические разряды, либо сонные веретёна. Около 36 сонных веретён и 39 эпилептических разрядов было выбрано для нахождения статистически значимых различий между ними.

Все фрагменты обработаны однополосным фильтром Баттервортта 8-го порядка от 2 до 124 Гц и также были установлены режекторные фильтры на 50 и 100 Гц для удаления сетевой наводки из сигналов, записанных с частотой дискретизации 250 Гц. После процесса фильтрации используется комплексный вейвлет Морле [4-6]:

$S_x = |W(\tau, f)|^2$ — спектральная плотность мощности,

$$\text{где } W(\tau, f) = \frac{1}{\sqrt{f}} \int x(t) \psi^* \left(\frac{t-\tau}{f} \right) dt;$$

$x(t)$ — исходный сигнал;

$$\psi(\eta) = \frac{1}{\sqrt{\pi F_b}} e^{2i\pi F_c \eta} e^{-\frac{\eta^2}{F_b}}$$

— материнская функция Морле, коэффициенты F_b и F_c равны 1.

Ранее исследовался частотно-временной способ сегментации (детектирования) сонных веретён [7]. В работе [8] изучались частотно-временные свойства пик-волновых разрядов абсанской эпилепсии по анализу хребтов вейвлет спектрограмм разрядов, начало которых задавалось вручную.

Разработанный нами подход к автоматической сегментации сонных веретён и эпилептических разрядов ПЭ базируется на анализе хребтов вейвлет-спектрограмм. В каждый момент времени точкой хребта является максимальное значение спектральной плотности мощности. Примеры вейвлет-спектрограмм и их хребтов для ЭР и СВ приведены на рисунке 2.

Сонные веретёна и эпилептические разряды характеризуются повышенным значением спектральной плотности мощности по сравнению с фоном. Для сегментации веретён и разрядов из фоновой активности целесообразно проанализировать гистограммы спектральной плотности мощности в точках хребта (см. рисунок 3).

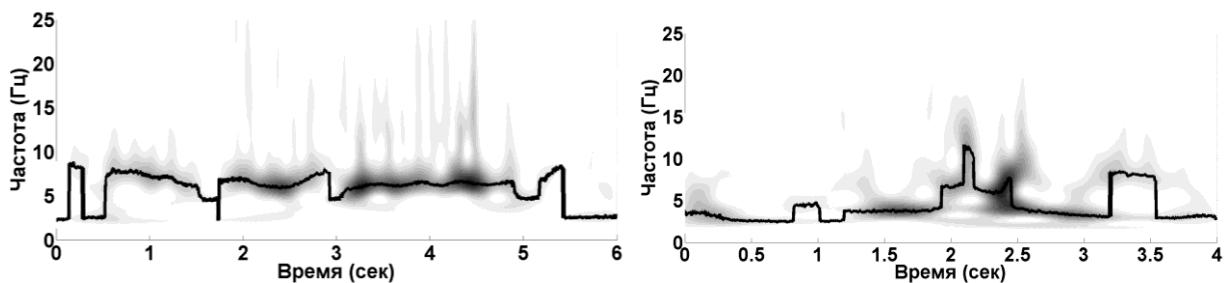


Рис.2 Хребты (жирные линии) на вейвлет-спектрограммах эпилептического разряда (слева) и сонного веретёна (справа).

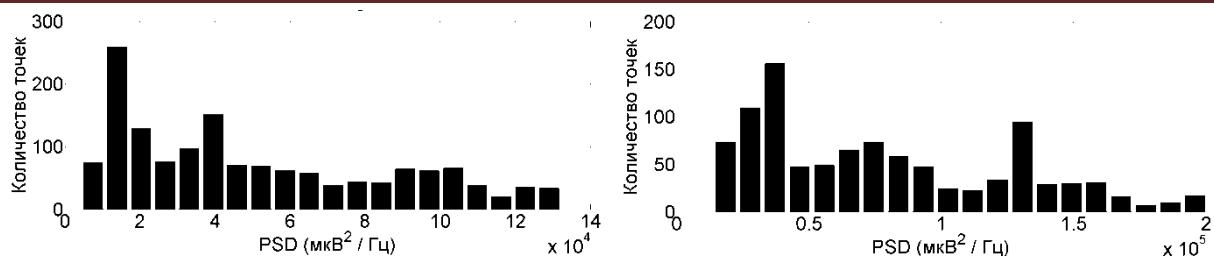


Рис.3 Гистограммы спектральной плотности мощности (PSD) для эпилептического разряда (слева) и сонного веретёна (справа).

Из рисунка 3 видно, что гистограммы имеют резкий спад в области малых значений спектральной плотности мощности (при 2×10^4 на левом графике и 0.4×10^5 – на правом). Это означает, что эти значения спектральной плотности мощности можно выбрать в качестве адаптивных порогов для сегментации разрядов и веретен. В качестве эпилептического разряда или сонного веретена выбираются участки хребта, спектральная плотность мощности которых выше порогового значения. Таким образом, определяются временные интервалы сонных веретён и эпилептических разрядов (рисунок 4).

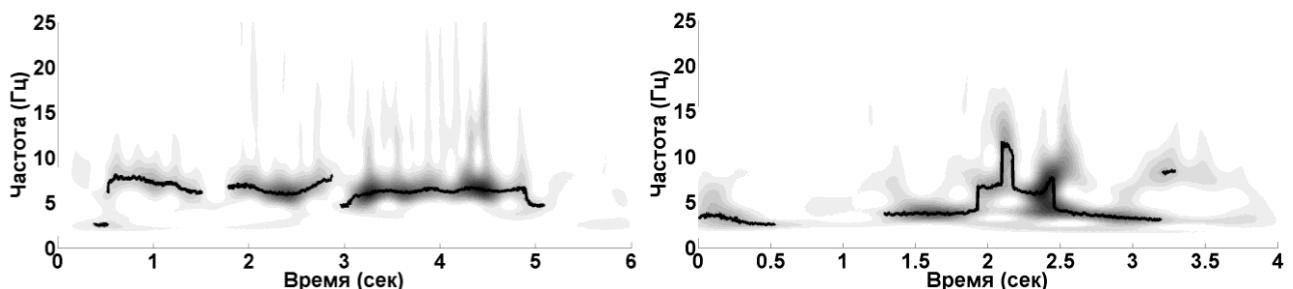


Рис.4 Вейвлет-спектрограмма с сегментированными хребтами эпилептических разрядов (слева) и сонных веретён (справа).

На выделенных участках вычисляются такие параметры, как диапазон частот, длительность и максимальное значение спектральной плотности мощности. В совокупности эти данные можно использовать для классификации сонных веретён и эпилептических разрядов на длительных многосуюточных записях ЭЭГ.

Исследование выполнено за счёт гранта Российского научного фонда (проект № 16-11-10258).

Библиографический список

1. A population-based study of seizures after traumatic brain injuries/ J.F. Annegers [et al.] // NEJM. - 1998. - 338. - P. 20-24.
2. From traumatic brain injury to posttraumatic epilepsy: what animal models tell us about the process and treatment options/ A. Pitkänen [et al.] // Epilepsia - 2009. - 50 (2). - P 21-29.
3. Fluid-percussion-induced traumatic brain injury model in rats/ S. V. Kabadi [et al.] // Nat Protoc - 2010. - 5(9).- P 1552-1563.
4. Малла, С. Вейвлеты в обработке сигналов/ С. Малла - М.: Мир, 2005. - 671 с.
5. Добеши, И. Десять лекций по вейвлетам/ И. Добеши - Ижевск: НИЦ «Регулярная и хаотическая динамика», 2001. - С. 464.
6. Goupilland, P. Cycle-octave and related transforms in seismic signal analysis/ P. Goupilland, A. Grossman, J. Morlet // Geoexploration. - 1984. - Vol. 23, no. 1. - P. 85-102.
7. Parekh A., Selesnick I.W., Rapoport D.M., Ayappa I., Sleep spindle detection using time-frequency sparsity // IEEE Signal Processing in Medicine and Biology Symposium, Dec. 2014. - Philadelphia, PA: IEEE. - P. 1-6.
8. Bosnyakova, D.Yu. Extraction of dominant feature in biomedical signals/ D.Yu. Bosnyakova, Yu.V. Obukhov // Pattern Recogn. Image Anal. - 2005. -Vol. 15, no. 3. - P. 513-515.

EPILEPTIC DISCHARGES AND SLEEP SPINDLES DETECTION IN RATS DURING THE EARLY POSTTRAUMATIC PERIOD

Kershner I.A.^{1,2}, Obukhov Y.V.¹, Komoltsev I.G.³

¹ Kotel'nikov Institute of Radio Engineering and Electronics of Russian academy of sciences

² Moscow Institute of Physics and Technology (State University)

³ Institute of Higher Nervous Activity and Neurophysiology of RAS

(ИИНА&НРН РАС)
ivan.kershner@gmail.com

The problem of epileptic discharges and sleep spindles detection in rats EEG during the early posttraumatic period is considered. Ridges of complex Morlet wavelet spectrograms (the maximum value of power in each time in wavelet spectrograms) are calculated and used for epileptic discharges and sleep spindles detection. of wavelet spectrograms are created. The adaptive threshold of ridge power spectral density is introduced. Duration, frequency range, and maximal PSD can be calculated for epileptic discharges and sleep spindles automatically.



СТРУКТУРНО-ТОПОЛОГИЧЕСКИЙ И МОРФОЛОГИЧЕСКИЙ АНАЛИЗ ЭЛЕКТРОКАРДИОГРАММ

Кузнецов А.А.
Владимирский государственный университет, artemi-k@mail.ru

Введение

Механизмы внутрисердечной регуляции по алгоритму действия являются вторичными по отношению к механизмам вненесердечной регуляции. Их автономия является относительной, так как они имеют обратные связи с механизмами вненесердечной регуляции [1]. Однако, по мнению автора для молодых и здоровых людей эти обратные связи работают «в режиме контроля» - мягкой связи. В этом смысле механизмы внутрисердечной регуляции сдерживают скорость роста внешних влияний, в том числе и регулятивных, являясь в норме инерционным звеном системы регуляции ритма сердца. Их влияние сказывается на работе сердца с некоторым переменным (регулируемым) во времени интервалом сдвигки. Можно предположить, что если интервал времени сдвигки падает ниже предельного, то сердце воспринимает не корректируемое внешнее влияние (неврозы и пароксизмы), если возрастает выше предельного, то десинхронизация обоих механизмов регуляции порождает аритмии. В норме мозг не может заставить сердце работать в несвойственном ему режиме. Здоровое сердце непрерывно и эффективно корректирует поступающий сигнал работой внутрисердечных механизмов, оставаясь в рабочем режиме внутри указанных пределов и сохраняя самоподобие ритмической составляющей сигнала, как фактора функционального состояния организма.

Цель работы – поиск достоверного числового классификатора уровней функционального состояния здорового организма сопоставлением данных структурно-топологического и морфологического анализа ритмограмм и электрокардиограмм.

Экспериментальная часть

Регистрации ЭКГ проводились при заданных условиях [2] монитором Холтера комплекса амбулаторной регистрации электрокардиосигнала «AnnA Flash 3000» на фиксированной частоте дискретизации $f_d = 1000$ Гц в отведении II (по Небу) [1 – 3]. Отведение II зондирует весь миокард в направлении продольной длинной оси, практически совпадающей с электрической и анатомической осью сердца. Поэтому позволяет записывать максимальные (среди прочих 11 отведений) амплитудные значения зубцов Р, Р и Т [3].

В исследование включены конвертированные по 523 двадцатиминутным регистрациям ЭКГ ритмограммы, или диаграммы ритма сердца (ДРС) 115 молодых условно здоровых обследованных (клиентов) одного возраста (18 – 22 года) за период с 2008 по 2012 года. Посредством встроенной процедуры стандартной методики «Heart rate variability» (HRV) оценки ВСР [2] программы «рEScreen» [4] программного комплекса «AnnAFlash 3000» определялись средне-выборочные значения параметров ВСР временной области анализа: длина записи ЭКГ (Δt , с), объем выборки n , среднее значение RR интервала ($\langle RR \rangle$, мс), стандартное отклонение ДРС (σ , мс), стресс-индекс Баевского (SI, мс^{-2}) [2]. К параметрам структурно-топологического анализа отнесены: информационная энтропия (I^* , бит/отсчет) ДРС [2], энтропия $H(X) \approx \log_2(4,13\sigma)$ ряда нормального закона распределения при $n \rightarrow \infty$ [5], энтропия рядов нормального закона распределения виртуальных ДРС (вДРС) для рядов одинакового конечного размера $n = 1200$, соответствующих 20-минутной записи ЭКГ при заданной величине f_d .

Структурно-топологический и морфологический анализ ритмограмм

На диаграмме зависимости стандартного отклонения (σ) от информационной энтропии (I^*), представляющей числовой классификатор (ЧК) функционального состояния организма (ФСО) [2, 6], выбраны по четыре характерные точки для разных юношей и девушек одного возраста (18 лет). Характерность выбранных на диаграмме ЧК ФСО точек обусловлено их относительным расположением на графике $\sigma(I^*)$, построенном в полулогарифмическом масштабе по минимальному, максимальному и средним значениям параметров классификатора (табл. 1, рис. 1 а).

Таблица 1. Статистические характеристики цифровых рядов ритмограмм клиентов

№№ клиентов	Размер Δt , с (n , отсчетов)	$\langle RR \rangle$, мс (уд/мин)	σ , мс	$SI, \text{мс}^{-2}$	I^* , бит/отсчет
Девушки					
1	1085 (1463)	741 (81)	123	8	7,95
2	1171 (1319)	811 (74)	64	24	7,52
3	1204 (2029)	594 (101)	36	76	6,89
4	1325 (2674)	496 (121)	19	355	5,87
Юноши					
1	1348 (1448)	937 (64)	116	6	7,97
2	1137 (1821)	625 (96)	57	34	7,32
3	1276 (1927)	667 (90)	30	68	6,57
4	1166 (1825)	638 (94)	24	158	6,34

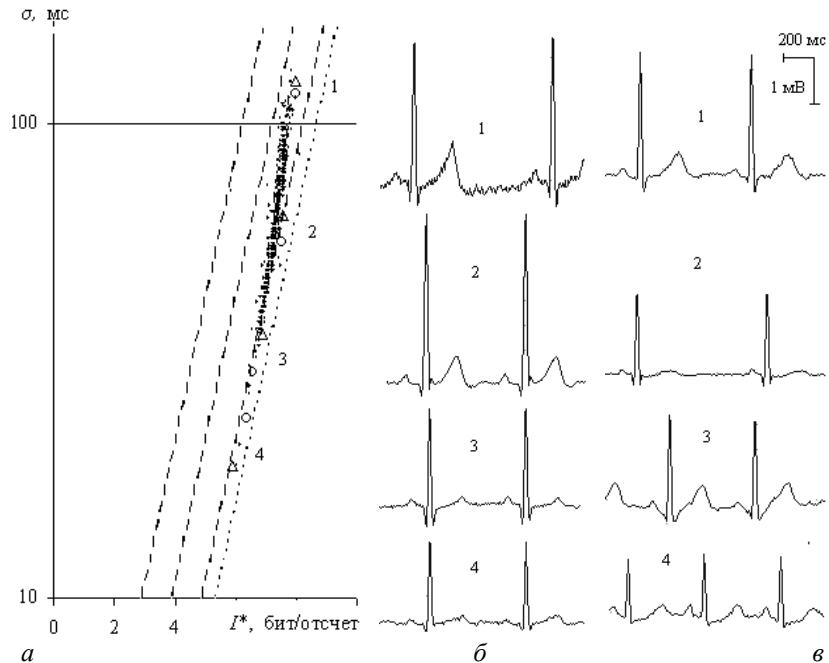


Рис. 1. Графический формат ЧК ФСО (а) с выделенными к анализу координатами параметров ритмограмм ЭКГ юношей (о) и девушек (Δ), соответствующими характерными участками ЭКГ юношей (б) и девушек (в). В правом верхнем углу указан общий масштаб

На параметрической диаграмме $\sigma(I^*)$ (рис. 1 а), все характеризующие ДРС точки укладываются близко к крайней правой штриховой линии, построенной по формуле $I^* = \log_2(3\sigma) - i$, где избыток информационной энтропии $i = 0$. Каждая последующая штриховая линия построена со сдвигом на $\Delta i = 1$, образуя в совокупности общую шкалу ЧК ФСО здоровых и больных людей, где указанная штриховая линия принята «линией здоровья» [2, 6]. Обозначения 1 – 4 фиксируют и координаты параметрических точек на ЧК, и условные уровни ФСО на «линии здоровья» в рамках координат параметров. Чтобы отойти от условностей назначение уровней проводилось на основе локальных особенностей графиков статистических зависимостей $SI(\sigma)$ и $I^*(\sigma)$, построенным по всем регистрациям (рис. 2).

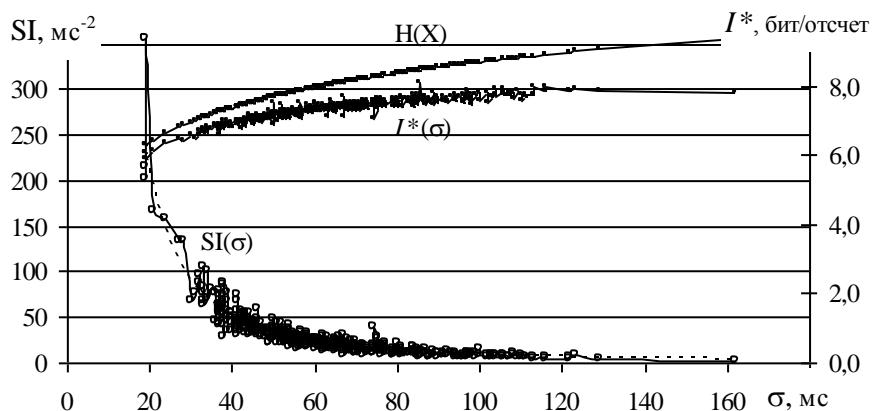


Рис. 2. Графический формат статистических зависимостей параметров ритмограмм

На рис. 2 два верхних графика $I^*(\sigma)$ и $H(X)$ с правой вспомогательной осью с равномерной шкалой соответствуют экспериментальному графику на рис. 1 *а* и координатной линией эталонного уровня энтропии $H(X)$ для нормального закона распределения [6], соответствующей крайней правой точечной линии на рис. 1 *а*. Нижний график $SI(\sigma)$ с левой основной осью с равномерной шкалой определен функциональной трендовой зависимостью $SI = 84 \cdot 10^3 \cdot \sigma^{-2}$ с достоверностью аппроксимации $R^2 = 0,91$.

Рост стандартного отклонения расширяет активное окно ритмограммы (ДРС), приводя к ее деструктуризации и падению информационной энтропии, как количественной оценки последствия. С позиции нормальной физиологии относительная хаотизация значений RR на ритмограмме означает сброс напряжения регуляторных систем. Оценкой степени напряжения регуляторных систем, как известно [2, 7], является стресс-индекс Р.М. Баевского (SI), значения которого ожидаемо монотонно убывают в направлении 4→1 (см. рис. 1 *а*, рис. 2).

Четвертый (4) уровень характеризуется минимальным представительством экспериментальных точек, формирующих пределы числовых значений – минимальных (по σ и I^*) и максимальных (по SI): $19 < \sigma < 30$, $5,8 < I^* < 6,6$, $100 < SI < 360$. При их ограниченном числе приходится допустить предел выполнения вышеприведенной функциональной зависимости $SI(\sigma)$ при $\sigma < 20$ мс (см. рис. 2). Третий (3) уровень охватывает большее количество экспериментальных точек (рис. 1 *а*, 2) с волнообразным распределением на графике $SI(\sigma)$ в числовых пределах параметров: $30 < \sigma < 40$, $6,6 < I^* < 6,9$, $50 < SI < 100$. Второй (2) уровень характеризуется максимальным представительством экспериментальных точек (рис. 1 *а*, 2) с функциональным распределением параметров в числовых пределах: $40 < \sigma < 90$, $6,9 < I^* < 7,6$, $15 < SI < 50$. Представляющие данный уровень экспериментальные точки 2 (рис. 1 *а*) приходятся на участок выраженного изгиба («колена») экспериментальной кривой $\sigma(I^*)$, выделенный в полулогарифмическом масштабе. Ниже этого участка (уровни 3 и 4) экспериментальная кривая совпадает со штриховой линией ($i = 0$), выше – монотонно отклоняется от него в сторону второй штриховой линии, также соответствующей нормальному закону распределения, но при избытке информационной энтропии $i = 1$ [2, 6]. Первый (1) уровень характеризует величину этого отклонения, но представлен малым числом экспериментальных точек в числовых пределах параметров: $90 < \sigma < 160$, $7,6 < I^* < 8,2$, $2 < SI < 15$.

По данным анамнеза четвертый уровень формируют экспериментальные точки ДРС молодых условно здоровых людей с недавно приобретенными заболеваниями или в состоянии сильного стресса: острая фаза респираторной вирусной инфекции (нижний предел, рис. 1 *в*, 4) и гипертония (рис. 1 *б*, 4). При $\sigma < 20$ мс, вероятно, следует ожидать резкого спада напряжения регуляторных систем выходом за рамки адаптационных режимов нормы: величина SI падает почти в два раза. В таком случае следует ожидать выхода центральной нервной системы из режима контроля на условный первый режим управления, что на диаграмме скажется переходом точки на вторую штриховую линию ($i = 1$) при сохранении значения I^* и резком росте значения σ (см. рис. 1 *а*). Третий уровень формируют экспериментальные точки ДРС двух подгрупп молодых условно здоровых людей, определяющих волнообразный характер соответствующего участка графика $SI(\sigma)$. Первая подгруппа представляет молодых людей с ранее приобретенными заболеваниями, состоящими длительное время на учете терапевта (вегето-сосудистая дистония (рис. 1 *в*, 3)) или кардиолога и использующими непрерывное медикаментозное лечение. Вторая подгруппа состоит из работающих людей, проведших перед регистрацией ЭКГ бессонную ночь на дежурствах (рис. 1 *б*, 3). Второй уровень формируют экспериментальные точки ДРС людей, не состоящих на учете врачей и, чаще всего, никогда к ним не обращавшихся. Любопытно, что эта оговорка представляет малую подгруппу (15 человек) с врожденными заболеваниями сердца или снятых с учета кардиолога. Экспериментальные точки этой подгруппы распределены по всему участку кривой $\sigma(I^*)$ второго уровня, практически равномерно. Верхний предел этого уровня ($80 < \sigma < 90$) формируют экспериментальные точки ДРС людей, постоянно занимающихся спортом. Первый уровень формируют экспериментальные точки ДРС молодых условно здоровых людей, непостоянно его представляющие. При серийных весенних понедельных регистрациях ЭКГ одного и того же человека оказалось, что при общем распределении экспериментальных точек на уровне 2, каждая 5 – 8 уходит выше – на уровень 1. На рис. 1 *а* и 2 видно, что после участка «колена» трендовый ход экспериментальной кривой практически вертикален, т.е. рост значений σ не сопровождается ростом значений I^* и падением SI. Параметры I^* и SI перестают быть чувствительными к изменениям стандартного отклонения.

Проверка этой закономерности была проведена генерацией серии вДРС с распределением по нормальному закону с переменными значениями стандартных отклонений (σ) и размеров (n) выборок. Оказалось, что отклонение экспериментальной кривой от функции нормального распределения объясняется конечностью размера выборки. Чем меньше размер записи, тем больше отклонение [2]. Таким образом, рост σ при принятом интервале времени регистрации приводит к потере информативности при оценке процесса структуризации ДРС. При росте σ кривая зависимости $I^*(\sigma)$ для бесконечного ряда цифровых значений, распределенных поциальному закону, является логарифмической [2, 6]. В полулогарифмическом масштабе – линейной. Для конечного ряда она должна монотонно отклоняться от линейной зависимости влево, запаздывая по темпу роста параметра I^* (рис. 1 *а*). ДРС, представляющие первый уровень, имеют еще одну отличительную особенность: превалирующее их число характеризуется средними значениями $\langle RR \rangle = 900 - 950$ мс (63 – 67 уд/мин). Встретить такие значения $\langle RR \rangle$ на других уровнях – большая редкость (2,5 %) при регистрациях в положении тела сидя. В положении тела лежа в домашних условиях ситуация меняется: средние значения

$\langle RR \rangle = 58 - 68$ уд/ мин встречаются в половине случаев на уровне 2 и лишь до 10 % – на уровне 1, который представлен столь малым количеством экспериментальных точек, что практически перестает быть выраженным.

Сопоставляя приведенную выше логику анализа с данными анамнеза, получаем предварительную классификацию уровней ФСО условно здоровых молодых людей: 1 – высокий уровень ФСО, 2 – уровень нормы ФСО, 3 – низкий уровень ФСО, 4 – ФСО в фазе обратимой болезни. В таком случае каждая точка на диаграмме $\sigma(I^*)$ становится информационной - изображающей текущий уровень ФСО, оцененный по 20-минутному интервалу. При изменении уровня точка обратимо меняет свое расположение на диаграмме ФСО.

Морфологический анализ электрокардиограмм

В клинической практике и медицинской диагностике принято оценивать состояние электропроводящей системы сердца по числовым морфологическим особенностям нескольких соседних кардиоциклов на ЭКГ (табл. 2). Морфологическая структура электрокардиограмм (ЭКГ) имеет выраженные признаки системности кардиоциклов при внесердечной и внутрисердечной регуляции: вариативность значений компонентов ЭКГ, синхронные и асинхронные изменения значений и распределение по уровню реакции [1, 3]. Проведем такой анализ для выбранной подгруппы обследуемых с целью сопоставления данных соответствующих ЭКГ с вышеуказанной параметрической классификацией структур ритмограмм.

Таблица 2. Характеристики компонентов нормальной ЭКГ человека, полученной биполярным отведением от поверхности тела в направлении длинной оси сердца при частоте 70 ударов в минуту ($\langle RR \rangle = 857$ мс) [1, 3]

Состав ЭКГ	Зубцы			Сегменты		Интервалы			
	P	Q	T	PQ	ST	PQ	QRS	QT	Пауза
Амплитуда, мВ	0,025 - 0,25	0-0,25R	(0,17-0,67)R	0	0	-	> 0,6	(0,17-0,92)R	0
Длительность, мс	< 100	< 40	-	< 100	-	120-200	60-120	320 - 390	<500

В таблице 3 представлены характеристики компонентов произвольных участков ЭКГ (кардиоциклов) восьми обследованных в соответствии с принятыми ранее обозначениями. Подборка кардиоциклов (см. рис. 1 б, в) на ЭКГ проводилась по признаку максимальной выраженности компонентов и близких значений R и RR для соседних кардиоциклов. Измерения проводились встроенной процедурой в программе «EScreeen» (см. выше). Амплитудные значения зубцов и сегментов на ЭКГ измерялись от изоэлектрической линии, принятой по горизонтальной линии интервала общей паузы [1, 3]. Длительность измерялась на уровне изоэлектрической линии. Длительность комплекса QRS определялась по пикам Q и S зубцов, а длительность самих зубцов вынесена в отдельные столбцы.

Таблица 3. Числовые характеристики компонентов кардиоциклов трех клиентов (по рис. 1)

Компоненты ЭКГ	Зубцы					Сегменты		Интервалы				
	Характеристики	R	P	Q	S	T	PQ	ST	QRS	QT	RR	Пауза
Девушки												
Амплитуда, мВ	1	2,45	0,11	-0,03	-0,32	0,45	-0,03	-0,03	2,77	0,48	2,45	0
	2	1,95	0,11	-0,21	-0,21	0,09	0	-0,05	2,16	0,3	1,95	0
	3	1,73	0,11	-0,27	-0,27	0,48	0	0,1	2,0	0,75	1,73	0
	4	1,2	0,16	0,05	-0,21	0,24	0,05	-0,1	1,41	0,29	1,2	0
Длительность, мс	1	36	98	9	36	249	36	62	53	392	747	221
	2	36	53	18	18	169	93	107	53	276	871	449
	3	44	80	53	60	222	4	22	53	329	594	116
	4	27	80	18	18	178	36	62	53	303	516	97
Юноши												
Амплитуда, мВ	1	2,93	0,30	-0,37	-0,48	0,85	0,1	0	3,41	1,22	-	0
	2	3,47	0,18	-0,27	-0,03	0,56	0	0	3,74	0,83	-	0
	3	2,24	0,11	-0,43	-0,37	0,19	0	0	2,67	0,62	-	0
	4	1,71	0,08	-0,13	-0,03	0,21	0	0	1,84	0,34	-	0
Длительность, мс	1	36	107	18	18	249	178	71	71	284	942	373
	2	44	98	27	2	222	53	53	53	326	676	169
	3	27	89	18	44	151	44	80	53	320	658	205
	4	27	80	27	9	231	36	44	44	341	658	160

При сопоставлении данных табл. 2, 3 автором обнаружены следующие закономерности:

- Локальные участки ЭКГ обследуемых на всех выделенных уровнях ФСО по числовым морфологическим компонентам соответствуют нормальной ЭКГ.
- Относительная длительность интервала PQ (100*PQ/ RR, %) монотонно уменьшается по уровням в направлении 1→4 у девушек (18 – 17 – 14 – 22) и у юношей (30 – 23 – 20 – 18).

3. Амплитуда зубца Р в направлении 1→4 по уровням практически неизменна у девушек и монотонно падает у юношей совместно с падением длительности.

4. Амплитуда комплекса QRS больше у юношей, но в обоих случаях падает в направлении 1→4 по уровням. Падение длительности в этом направлении практически не выражено. Длительность интервала QRS, определенного по пикам Q и S зубцов, более стабильна, чем его амплитуда.

5. Длительность интервала QT по уровням в направлении 1→4 имеет тенденцию к уменьшению с коррекцией по длительности интервала общей паузы;

6. Интервал общей паузы по уровням в направлении 1→4 уменьшается вплоть до полного исчезновения на 20 % кардиоциклов ритмограмм уровня 4. В этих случаях зубец Р последующего кардиоцикла «налезает» на зубец Т предыдущего, деформируя форму последнего.

7. Относительная длительность интервала времени реполяризации желудочков, оцененная по формуле $(100*(ST+T+Пауза)/RR, \%)$ для уровней 1, 2 и 3, 4 составляет 70 % и 65 %, соответственно;

8. При общей тенденции к снижению значений амплитуды зубца R и размера кардиоцикла RR в заданном направлении «сверху – вниз» по линии ЧК ФСО (см. рис. 1 а) заметны и отклонения (рассеяние), связанные, вероятно, с сильным влиянием дыхательного цикла.

9. Площадь кардиоцикла (мВ·с), ограниченная по вертикали или амплитудой R зубца и изоэлектрической линией, или амплитудой комплекса QRS монотонно падает по уровням в направлении 1→4. Отношение площадей для крайних уровней (1 и 4) стремится к 3.

Выводы.

1. Участки ЭКГ обследуемых на всей длине линии графика ЧК ФСО по числовым морфологическим компонентам соответствуют нормальной ЭКГ, подтверждая статус «линии здоровья» при баланском соотношении симпатического и парасимпатического влияния на ритм сердца.

2. «Линия здоровья» (при $i = 0$) на ЧК ФСО, характеризуется вариабельностью ритма сердца с нормальным распределением. Монотонное падение значений σ и I^* и рост SI в направлении 4→1 по уровням, представляет шкалу ФСО здорового человека.

3. Вдоль «линии здоровья» длительность компонентов кардиоциклов непропорционально, но системно меняется в направлении изменения длительности RR за исключением стабильного интервала QRS.

4. При уменьшении амплитуды R зубца длительность RR интервала сокращается в меньшей степени за счет компонентов слева (интервал PQ) и справа (интервала времени реполяризации) от комплекса QRS и в большей степени – за счет сокращения интервала общей паузы. Интервал времени общей паузы служит основным «временным люфтом» при сохранении качества морфологии компонентов ЭКГ.

Библиографический список

1. Физиология человека: В 3-х томах. Т.2. Пер. с англ./ Под ред. Р. Шмидта и Г. Тевса. – М.: Мир. 1996. 313 с.
2. Кузнецов А.А. Системный анализ и обработка электрокардиографической информации. Дисс... д.т.н. – Н.Новгород: 2012. 297 с.
3. Мешков А.П. Азбука клинической электрокардиографии: учеб. пособие. Н. Новгород: Изд-во НГМА. 1998. 150 с
4. Medical Computer Systems, Zelenograd, Moscow: <http://www.mks.ru>
5. Вентцель Е.С. Теория вероятностей: учеб. для вузов. – М.: Выш. шк., 1999. 576 с.
6. Кузнецов А.А. Числовой классификатор функционального состояния организма // Измерительная техника. 2013. № 8. С. 58 – 62.
7. Баевский Р.М., Берсенева А.П. Оценка адаптационных возможностей организма и риск развития заболеваний. – М.: Медицина. 1997. 235 с.

THE STRUCTURAL - TOPOLOGICAL AND MORPHOLOGICAL ANALYSIS OF ELECTROCARDIOGRAMS

Kuznetsov A.A.

The Vladimir state university of a name of Alexander Grigor'evicha and Nikolay Grigor'evicha Stoletovyh

The known numerical qualifier of the person organism functional state allows allocating conditions levels with division on healthy and ill people. Parametrical classification of healthy people by «a health line» is submitted on the basis of comparison of the structural - topological and morphological analysis data of a heart rhythm diagrams and electrocardiograms. The status of «a health line» is confirmed. It is shown, that the interval of time of the common pause serves the basic « time source» at preservation of ECG components morphology quality.

АМПЛИТУДНО-ФАЗОВОЕ СОПРЯЖЕНИЕ СИСТОЛИЧЕСКОГО ПОТЕНЦИАЛА И РАЗМЕРА КАРДИОЦИКЛА НА ЭЛЕКТРОКАРДИОГРАММЕ

Кузнецов А.А.

Владимирский государственный университет, artemi-k@mail.ru

Введение

Определение стационарного состояния комплексной системы всегда является условным, относящимся как к некоторому фиксированному предельному интервалу времени, чаще всего определяемому характерным интервалом времени самоконтроля или внешнего управления, так и к соответствующему параметру управления. Биологическая система – неравновесная и всегда работает в нестационарном режиме. Признакам стационарного режима отвечают многочисленные, но отдельные циклические биохимические и физиологические эндогенные процессы. Однако, для биологических систем и они не имеют устойчивых значений периодов циклов [1]. Значения периодов любых циклических биологических процессов определены в более или менее постоянных соответствующих пределах. Так называемые эндогенные «биологические часы» [1, 2] на произвольно длинном интервале времени невозможны без учета управляющих длинноволновых экзогенных ритмов, предопределяющих на этих интервалах вышеуказанные пределы [3]. Так как все нормальные биологические процессы – системные с «мягкими» обратными связями в норме, то уже это указывает на их неравновесный переходный характер, определяющий механизмы и процедуру непрерывной системной «подстройки» характеристик часов, определяющих лишь наличие циклических связей. Кибернетическая система может управлять такими циклическими связями: 1. В заданном режиме автономности (самоконтроля) в случае ее изоляции; 2. В текущем режиме поиска синхронизации в случае ее открытости к внешним информационным длинноволновым сигналам разной природы (ритмам).

Цель работы – определение характеристик механизмов регуляции и управления ритма сердца на основе поиска и анализа амплитудно-фазового сопряжения электрокардиографического сигнала.

Экспериментальная часть

Регистрации электрокардиограмм (ЭКГ) проводились при заданных условиях [4, 5] монитором Холтера комплекса амбулаторной регистрации электрокардиосигнала «AnnA Flash 3000» на фиксированной частоте дискретизации 1000 Гц [6]. В исследование включены конвертированные в программе «рEScreen» [7] программного комплекса «AnnAFlash 3000» по 8 двадцатиминутным регистрациям ЭКГ ритмограммы, или диаграммы ритма сердца (ДРС) 8 молодых условно здоровых обследованных (клиентов) одного возраста (18 лет). Регистрации проводились в лабораторных (положение тела – сидя) в дневное время в марте. К основным параметрам временной области статистического анализа ДРС отнесены: объем выборки n , текущее (RR, мс) и средне-выборочное ($\langle RR \rangle$, мс) значение RR интервала, текущее (R, мВ) и средне-выборочное ($\langle R \rangle$, мВ) значение пика зубца R, среднеквадратическое значение ДРС (σ , мс) и текущее (φ , мВ, мс) и среднее ($\langle \varphi \rangle$, мВ) значение потенциала кардиоцикла на ЭКГ.

Для сопоставления данных использовались цифровые ряды, сгенерированные по нормальному закону распределения, представляющие виртуальные ДРС (ДРСв) для рядов одинакового конечного размера $n = 1200$, соответствующих 20-минутной записи ЭКГ [8].

Методическая часть

Искусственно согласованные по признаку нормального распределения цифровые ряды размером n , представляющие виртуальные ритмограмму $RR_v(n)$ и R_v -грамму $R_v(n)$ [8 – 11], на точечной диаграмме сопряжения $RR(R)$ имеют форму моментного снимка «пчелиного роя» с функциональным изотропным сгущением к условному центру (рис. 1 *a*).

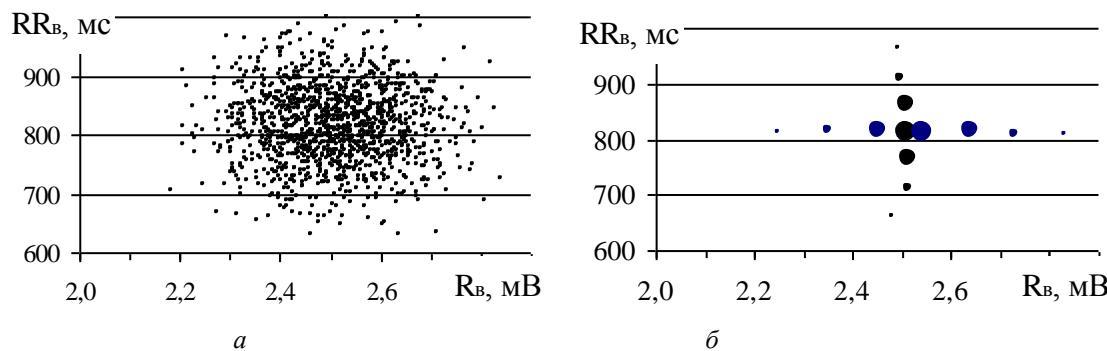


Рис. 1. Диаграмма сопряжения виртуальных рядов, сгенерированных по нормальному закону (*a*) и ее массовый образ (*б*)

Это очевидное утверждение легко проверить, проводя на диаграмме осреднение одного параметра по каждому заданному постоянному интервалу значений другого. Координаты центра (812 мс, 2,51 мВ) заданы при генерации рядов средними значениями указанных параметров по электрокардиограмме (ЭКГ) молодой

здоровой девушки с числом полных кардиоциклов $n = 1320$ отсчетов [10]. Количество значений поинтервального осреднения выносится в «массу» (размер) точки на получаемой массовой диаграмме. Объединенный точечный массивный график в форме «креста» образован двумя пересекающимися ортогональными прямыми линиями с учетом интерполяции. Каждая линия определена собственным параметром осреднения (рис. 1 б). Массовое (весовое) распределение (по размеру точки) соответствует нормальному распределению по обоим направлениям: горизонтали и вертикали на диаграмме рис. 1 б. Малые деформации вертикальной и горизонтальной формы предопределены конечностью размеров генерируемых цифровых рядов.

Диаграмма сопряжения $RR(R)$, построенная по данных двух согласованных на ЭКГ во времени рядов $RR(n)$ и $R(n)$ реальной электрокардиограммы той же обследуемой, имеет внешне похожее распределение в форме «пчелиного роя». Однако, если координаты средних значений параметров и значения стандартного отклонения совпадают, то значения третьего и четвертого моментов распределений заметно отличаются (рис. 1 а, рис. 2 а). Особенно это заметно на распределении $R(t)$ с сильным эксцессом ($E = 2 - 10$) при слабой переменной по знаку асимметрии. Эта отличительная особенность указывает на признаки регуляции амплитудно-фазовым процессом ЭКГ с составляющими: амплитудно-временного процесса $R(t)$ и фазово-временного процесса $RR(t)$. Большая чувствительность – реакция к изменению $R(t)$ позволяет осторожно предположить этот процесс как управляемый. В этой части на диаграмме сопряжения $RR(R)$ в хаотическом распределении точек обязан быть тренд регуляции, выделяемый по ориентации, отличной от горизонтальных линий, полученных для виртуальных рядов (см. выше). Для определения его предпочтительной ориентации на диаграмме было проведено согласованное осреднение двух рядов $RR(t)$ и $R(t)$, с получением качества массовой диаграммы на рис. 2 б.

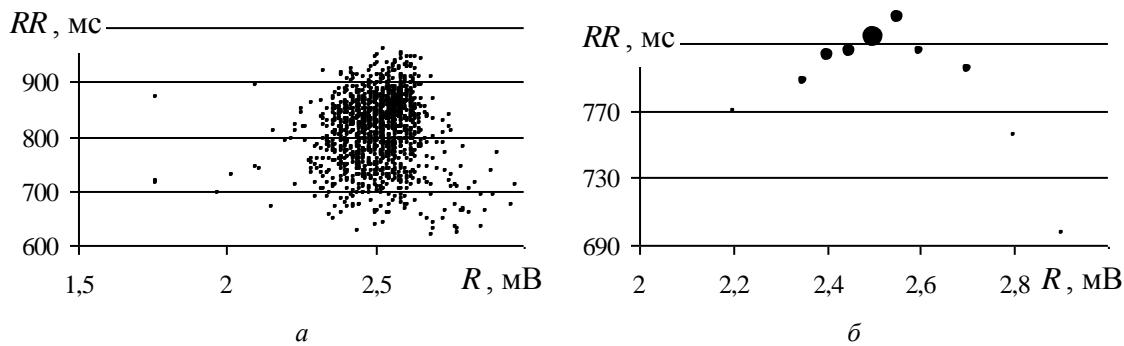


Рис. 2. Пошаговое амплитудно-фазовое сопряжение параметрических процессов систолического потенциала $R(t)$ и размера кардиоцикла $RR(t)$ на электрокардиограмме (а) и ее статистический массивный образ (б)

График на диаграмме рис. 2 б имеет значительные и характерные отличия в сравнении с формой на рис. 1 б. Массовое распределение обретает выраженную асимметрию с выделением наиболее вероятных значений R и RR и экстремального значения R . Наряду с нормальным законом распределения по обоим параметрам отчетливо проявляется детерминирующая составляющая сопряжения процессов $RR(n)$ и $R(n)$ с предпочтением линейной причинно-следственной связи в пределах изменений обоих параметров. Прямо-пропорциональная зависимость в экстремальной точке максимального значения R меняет качество на обратно-пропорциональную. При этом в рамках записи ЭКГ предпочтение отдано первой.

Качество форм массовых диаграмм для разных обследуемых получается различным: от линейной и S -образной кривой – до триплетов парабол типа $\cap\cap\cap$ [8 – 10], что указывает на скрытый общий тренд многообразия связей между $RR(n)$ и $R(n)$. Это, в свою очередь, позволяет осторожно предположить многофакторность согласования рассматриваемых процессов. Как было сказано ранее распределения обоих цифровых рядов, представляющих эти процессы, близки к нормальным [12]. Отклонения от нормального закона распределения указывают на причинно-следственные связи с источниками влияния. При отсутствии такого влияния массовая диаграмма с учетом интерполяций вырождается в прямую линию эталона отсутствия сопряжения (см. рис. 1 б).

С одной стороны известно [13], что размер кардиоцикла при работе здорового молодого сердца (в норме) имеет предельные ограничения: избыточное сжатие или растяжение кардиоцикла на временной оси приводит к появлению качественных морфологических изменений, а в пределе к экстрасистолам первого и второго типа, соответственно. С другой стороны амплитудные значения зубца R имеют ограничения снизу – по пороговому значению, сверху – по максимально допустимому возбуждению электрического синцития. Таким образом, диаграмма распределения имеет предельные размеры и каждая кривая параметрического распределения «естественно подрезана по хвостам» симметрично или несимметрично относительно наиболее вероятного значения.

Отметим, что массовая диаграмма является наиболее грубым приближением к выделению тренда амплитудно-фазового сопряжения кардиосигнала, допуская осреднение назначением «вторичного» параметра при каждом заданном одинаковом значении интервала первичного параметра. Такой ряд представляет

одномерную массовую кривую в том смысле, что она по методике построения не может быть замкнутой, исключая оценку по охватываемой площади. Однако при допущении непрерывности обнаруженной связи, резонно предположить ее цикличность внутри указанных выше параметрических пределов. Для поиска такого качества связи был применен метод «скользящих средних» по определенному интервалу значений согласованных цифровых рядов параметров $RR(n)$ и $R(n)$ и заданном значении сдвигки интервала осреднения, равным одному отсчету на ЭКГ. Минимальный интервал окна осреднения выбирался равным рекомендуемому интервалу минимальной пятиминутной записи ЭКГ (250 – 300 отсчетов) [14]. Оказалось, что такая методика аналитического поиска качества формы параметрической связи выделяет длинноволновый тренд в амплитудно-фазовом динамическом сопряжении параметров в направлении формирования обоих рядов по оси времени (оси отсчетов). В качестве примера на рис. 3 приведены результаты применения указанного метода обработки цифровых рядов к рядам $R_{100}(n)$ (рис. 3 *а*), $RR_{100}(n)$ (рис. 3 *б*) и $\phi_s(n)$ (рис. 3 *в*) с малым размером окна осреднения (100 отсчетов) с целью демонстрации вариативности параметров даже после осреднения. Сгладить кривые удается увеличением окна осреднения с потерей более высокочастотного диапазона сопряжения (рис. 3 *г*, *д*).

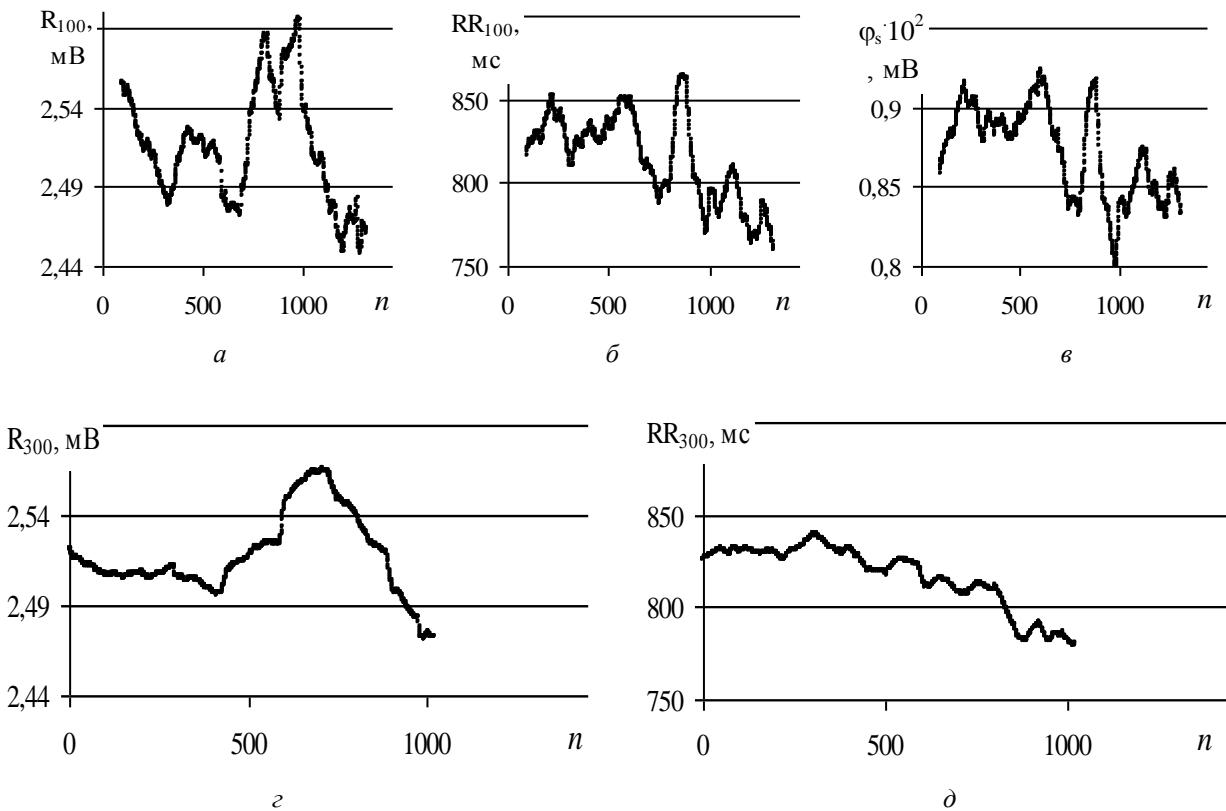


Рис. 3. Применение метода «скользящих средних» с окном 100 отсчетов к рядам $R(n)$, $RR(n)$, $\phi_s(n)$ (*а* – *в*) и с окном 300 отсчетов к рядам $R(n)$, $RR(n)$ (*г*, *д*)

Для обоих рядов был проведен спектральный анализ в частном диапазоне (10^{-3} – 1, Гц), соответствующем по шкале отсчетов кардиоциклов (RR интервалов) на ДРС диапазону ($3 \cdot 10^{-3}$ – 0,5, $1/2n$). Спектральный анализ совсем с другой стороны указывает на управляющую роль фазовой составляющей, а именно: подавляющее превалирование низких частот в спектре $RR(n)$ по сравнению со спектром ряда $R(n)$. Кроме этого, спектр ряда $RR(n)$ содержит только широкий пик дыхательного цикла ($0,1$ – $0,15$, $1/2n$), а спектр ряда $R(n)$ содержит относительно слабые переменные по местоположению на частотной оси пики, генерируемые в более высокочастотном диапазоне ($0,1$ – $0,3$, $1/2n$).

В стандартах [14] отсутствуют сведения о нормах спектральной мощности, приходящейся на диапазоны очень низких (VLF – 0,00333...0,04, $1/2n$) и, особенно ультразвуковых (ULF – 0...0,00333, $1/2n$) частот. Если для коротких пятиминутных записей пренебрежение влиянием на результат диапазонов VLF и ULF объяснимо, то при росте длины записи их влияние монотонно нарастает. С одной стороны неучет такого влияния может означать проведение анализа лишь в диапазонах низких (LF – 0,04... 0,15, $1/2n$) и высоких (HF – 0,15...0,5, $1/2n$) частот, что характерно для изолированного от внешней среды организма [15] с ритмами внутрисердечной регуляции. С другой стороны принятый размер окна осреднения (не менее 250 – 300 отсчетов) оставляет в поле анализа лишь процессы диапазонов VLF и ULF, характеризующие ритмы вненесердечного управления. В предположении непрерывного процесса регуляции динамической базой управляющего процесса предполагаются низкочастотные составляющие.

Диаграмма сопряжения двух процессов (рис. 3 *г*, *д*) позволяет развернуть массовую диаграмму (см. выше) в форму трендовой «линии замыкания», определяющей кривую взаимосвязи двух ортогональных

временных процессов, где текущее время выражено косвенно (рис. 4 *a*, *б*). Представленные кривые в двух окнах осреднения (300 и 400 отсчетов) являются развернутой формой массовой диаграммы (см. рис. 2).

По используемой базе данных более 500 регистраций ЭКГ полностью замкнутая в цикл форма кривой наблюдалась менее 5 %. В остальных случаях кривая амплитудно-фазовая связи была либо незамкнутой (80 %), либо составной (15 %), представляющей несколько микроциклов с переходными участками.

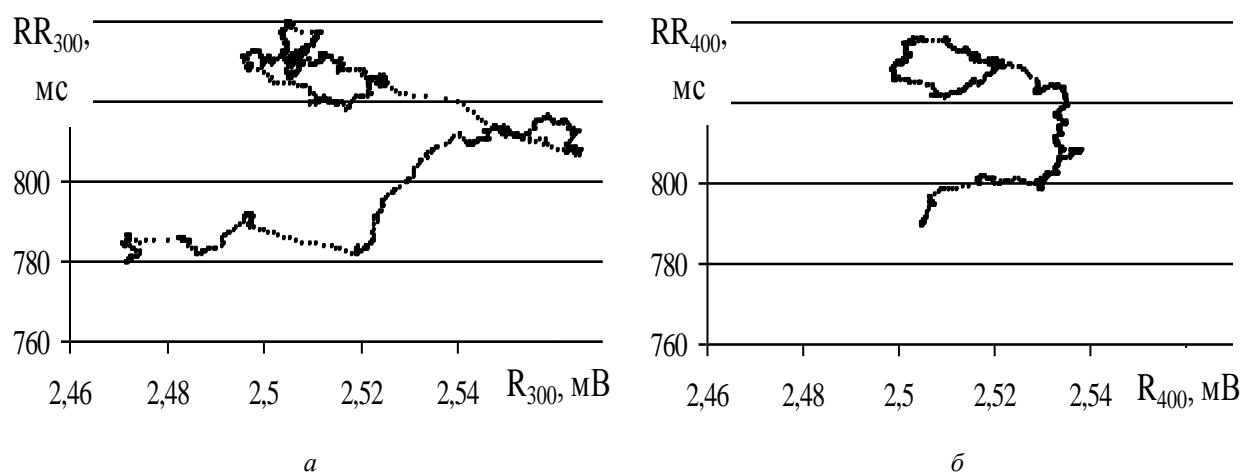


Рис. 4. Диаграмма динамики амплитудно-фазового сопряжения с «закруткой по часовой стрелке» (сверху)

Такие графические форматы амплитудно-фазовой связи параметров ЭКГ автором были названы циркуляционной кривой (ЦК) [5]. Оказалось возможным описать некоторые как вероятные, так и очевидные характерные признаки ЦК: 1. Периоды микроциклов и макроциклов на ЦК, вероятно, взаимосвязаны; 2. В условиях регистрации преимущественно наблюдалось направление «закрутки по часовой стрелке» (ЦК), но были и «закрутки» против часовой стрелки (рециркуляция с рЦК); 3. Выраженная тенденция к замыканию кривой ЦК к фиксацией предельного цикла на параметрической диаграмме (стационарный режим связи); 4. Рост периода циркуляции и рециркуляции ограничен естественными пределами изменений параметров RR и R, но, вероятно, по-разному; 5. Ограничение периодов ЦК и рЦК приводит к срыву «режима связи» с поиском нового режима (нестационарный переходный режим связи); 6. Форма кривых ЦК и рЦК позволяет классифицировать участки ЭКГ по признаку амплитудно-фазового сопряжения на ЭКГ – на стационарный и нестационарный; 7. Диапазон интервалов времени запаздывания саморегуляции системы сопряжения RR – R в норме, вероятно, не превышает 400 кардиосокращений (8 – 9 минут); 8. Максимальный период сформированного ЦК в пределах интервала регистрации и принятых размеров окна осреднения составил 1020 отсчетов (около 15 минут), минимальный – 3 – 5 минут; 9. Саморегуляция сопряжения хаотическая детальная – «каждый с каждым» с запаздыванием на уровне дыхательного цикла; 10. Управление амплитудно-фазовым сопряжением кардиосигнала приходится на диапазон частот VLF и ULF, указывая на вненервные механизмы; 11. Источником ритмических сигналов в частотных диапазонах VLF и ULF являются эндогенные и экзогенные ритмы, что предопределяет сердце человека датчиком внешних информационных (ритмических) сигналов, трансформированных под заданный текущий онтогенез.

Амплитуда и длительность разрядного сигнала информативно и энергетически сформирована механизмами вненервной регуляции, но форма комплекса компонентов кардиоцикла с формированием его детальной морфологии по компонентам ЭКГ соответственно создается и корректируется водителями ритма синусоатриального узла (СА-узла) и активной средой электропроводящей системы сердца здорового человека [13]. Обратим внимание, что коррекция может производиться только в сторону уменьшения и по амплитуде, и по длительности компонентов при результирующем формировании функции ударного объема крови (УОК) с явными признаками пластиности (памяти) и системности. Интервал времени формирования УОК растянут от момента поступления сигнала в СА-узел до момента изгнания крови и постоянен в заданных условиями пределах. Оставляя в стороне состав, вязкость крови, состояние миокарда и электропроводящей системы сердца, а также функцию дыхательного цикла в рамках принятого размера окна осреднения, имеем для здоровых молодых людей результирующий эффект сопряжения скорректированного систолического потенциала и размера «окна» фазы кардиоцикла.

Выводы

1. В двадцатиминутном интервале времени записи ЭКГ амплитудно-фазовое сопряжение имеет выраженный характер по следующим признакам: основное хаотическое распределение параметрических взаимосвязей, наличие тренда динамики связи; многообразие трендовых форм динамики связи; рамочное ограничение трендовых форм.

2. Формы кривых ЦК и рЦК позволяют классифицировать участки ЭКГ по признаку циклического амплитудно-фазового сопряжения на ЭКГ – на стационарный и нестационарный;

3. Управляющее действие вненервных механизмов сопряжения систолического электрического потенциала и размера кардиоцикла является циклическим и определено характерными интервалами времени не

менее 5 минут. Корректирующее действие внутрисердечных механизмов проводится внутри пятиминутного интервала.

4. Многообразие форм трендовых форм амплитудно-фазового сопряжения на ЭКГ косвенно подтверждается наличием корректирующего самоконтроля при вненесердечного управления обоими процессами.

Библиографический список

1. Биологические ритмы. В 2-х томах. Т. 1. Пер. с англ. / Под ред. Ю. Ашоффа. – М.: Мир. 1984. 414 с
2. Бюннинг Э. Ритмы физиологических процессов (Физиологические часы) / Пер. с нем. под ред. И.И. Гунара. – М.: Иностранный литература. 1961. 184 с.
3. Биологические часы / Пер. с англ. под ред. и с предисл. С.Э. Шноля. – М.: Мир. 1964. 694 с.
4. Кузнецов А.А. Измерительные характеристики конечных диаграмм ритма сердца // Измерительная техника. 2012. № 6. С. 65 – 69.
5. Кузнецов А.А. Применение элементов теории связи к анализу диаграмм непрерывных сигналов разной природы // Инженерная физика. 2011. № 10. С. 19 – 25.
6. Прилуцкий Д. А., Кузнецов А.А., Плеханов А.А. Накопитель ЭКГ «AnnA Flash2000» // Методы и средства измерений физических величин. – Н. Новгород: НГТУ. 2006. С. 31.
7. Medical Computer Systems, Zelenograd, Moscow: <http://www.mks.ru>
8. Кузнецов А. А. Характеристики виртуальной диаграммы ритма сердца // Инфокоммуникационные технологии. 2009. Т. 7. № 4. С. 91 – 96.
9. Кузнецов А. А. Системная связь между процессами ритма сердца и динамики систолического потенциала // Информационные технологии. 2011. № 8. С 69 – 74.
10. Кузнецов А.А. Исследование взаимосвязи ритма сердца и динамики амплитудных значений зубца R на электрокардиограмме // Инфокоммуникационные технологии. 2012. Т. 10, № 1. С. 55 – 60.
11. Кузнецов А. А. Ортогональный и интегральный методы анализа электрокардиографической информации // Успехи современной радиоэлектроники. 2012. № 12. С. 75 – 88.
12. Kuznetsov A.A., Permyakov S.A. The distribution functions of the parameters of the rhythmograms of healthy individuals // Measurement Technique. 2014. V. 57, Issue 9. P. 1088 – 1095.
13. Физиология человека: В 3-х томах. Т.2. Пер. с англ./ Под ред. Р. Шмидта и Г. Тевса. – М.: Мир. 1996. 313 с.
14. Heart rate variability. Standards of measurement, physiological interpretation, and clinical use // European Heart Journal. 1996. V.17. P. 354 – 381.
15. Кузнецов А.А. Применение метода оценки вариабельности сердечного ритма в до-нозологической диагностике функционального состояния организма // Измерительная техника. 2010. № 6. С. 50 – 55.

AMPLITUDE-PHASE INTERFACE OF SYSTOLIC POTENTIAL AND THE CARDIO CYCLE SIZE ON AN ELECTROCARDIOGRAM

Kuznetsov A.A.

The Vladimir state university of a name of Alexander Grigor'evicha and Nikolay Grigor'evicha Stoletovych

On the data more than 500 twenty minutes ECG registration of healthy young people search and the analysis of amplitude-phase interface on an electrocardiography signal is carried out. The big variety of forms of interface is authentically revealed and its basic attributes are described. The treatment of interface in the form of interrelation of internal and external mechanisms of a heart rhythm regulation is offered. Results of the analysis of interface dynamics of systolic potential and the cardio cycle size on the electrocardiogram are given.

ИНТЕЛЛЕКТУАЛЬНЫЙ КАРДИОЛОГИЧЕСКИЙ МОНИТОР ДЛЯ ИНДИВИДУАЛЬНОЙ ТЕРАПИИ

Лищук¹ В.А., Бокерия¹ Л.А., Газизова¹ Д.Ш., Сазыкина¹ Л.В., Сушкова¹ Л.Т., Шевченко³ Г.В.

¹ФГБУ «Научный центр сердечно-сосудистой хирургии им. А.Н. Бакулева» Минздрава России, Москва

²ФГБОУВО «Владимирский государственный университет имени Александра Григорьевича и Николая

Григорьевич Столетовых»

³АО «Открытые технологии»

lischouk@rambler.ru

Цель. Разработать и внедрить в клиническую практику интеллектуальный измерительно-управляющий комплекс (интеллектуальный монитор) для индивидуальной терапии в сердечно-сосудистой хирургии.

ИУК для индивидуальной терапии будет выполнять стандартные функции современных палатных и операционных мониторов, а именно: контроль, измерение, оцифровку, генерацию тревоги, обработку

измерений, передачу результатов в медицинские информационные системы (МИС), вычисление клинических показателей и вспомогательных сведений, отображение мгновенных значений измерений и результатов обработки на палатные и операционные дисплеи, документирование, архивирование, распечатку и получение информации из МИС и, кроме этого, обеспечивать в диалоге «врач–ИУК» генерацию управления, выполняющего в диалоге «врач–ИУК» индивидуальную терапию [1, 2, 3, 4, 5, 6, 8, 9].

Вместе с этим функция ИУК для индивидуальной терапии будет качественно более эффективной. Эту эффективность обеспечит интеграция с помощью современных интеллектуальных средств (фильтра Калмана, метода индивидуализации, перехода к сравнимым количественным оценкам, использования алгоритма слабого звена, метода выделения ведущего, сопутствующих патологических процессов и реакции регуляции, т.д.) математического обеспечения ЭхоКГ, мониторов, наркозной и другой контрольно-исполнительной аппаратуры. Что позволит объединить клинико-физиологические и патоморфологические показатели в соответствии с отображаемыми ими внутриорганизменными процессами (заявка на патент подана).

Такое согласование позволяет определить роль вовлечённых в патологию процессов и структур в развитии и купировании острой сердечной недостаточности, и на этой основе выявить индивидуальные причинно-следственные отношения между морфологическими, физиологическими и регуляторными изменениями состояния сердечно-сосудистой системы. Последнее позволяет кардинально улучшить тактику лечения.

Рассмотрим основные теоретические положения, заложенные в технологию ИУК для индивидуальной терапии.

Система закономерностей. В основе математического описания лежит система закономерностей кровообращения. Математическая проработка этой системы позволила получить конструктивную модель [1, 2, 3].

Формализация, детерминированная часть. Для сердечно-сосудистой системы такие модели имеют форму детерминированных описаний. Их удобно представлять уравнениями состояния

$$\dot{X} = \Phi\{X(t), C[U(t)], U, Z\}, \quad (1)$$

где X — вектор состояния, C — вектор параметров, отражающих содержательные физиологические свойства, U — внутренние и внешние воздействия, Z — помеха.

Формализация, телевологическая часть. В общем случае набор уравнений (1) не является определенным: переменные или степени свободы X_i должны быть связаны. Будем считать, что они формируются ситуационно таким образом, чтобы обеспечить выполнение некоторой цели, задаваемой функционалом:

$$S[L, X^*, (C^*[U(t)])_T, T] \xrightarrow[C[U(t)], T] \min, \quad (2),$$

$$X^* = \hat{X} - X,$$

где L — количественные параметры функционала S , T — время минимизации. Свойства $C^* \subset C$ подбираются таким образом, чтобы функционал S стремился к минимуму. S — может иметь смысл энергии, затрат белков, отклонения артериального давления от гомеостатического уровня и др. Соответственно введенным условиям, представим детерминированную часть модели:

$$\dot{X} = \Phi\{\hat{X}(t), C[U(t)], U, Z\}, \quad (3)$$

$$X \subset \hat{X} | X = \{X_i | i = \overline{1, k}\},$$

$$\hat{X} = \{X_i | i = \overline{1, n}\}, k \leq n$$

Модель оказывается определенной.

Контроль. Во многих случаях существенные переменные состояния (X) и измеряемые переменные (Y) не совпадают. Уравнение наблюдения (или измерения) связывает их:

$$Y(t) = f[\tilde{X}(t), \omega], \tilde{X} \subset \hat{X}, \omega - \text{помеха.}$$

Идентификация. Используя показатели, измеряемые и вычисляемые по модели, организуем процедуру идентификации с целью перехода от модели, описывающей общие свойства и отношения, к индивидуальной модели сердечно-сосудистой системы наблюдаемого больного:

$$\|Y(\tilde{X}) - Y^M[X^M(S^M, L^M, \Phi^M, C^M, T^{*M}), T]\| \xrightarrow[A] \min,$$

$$A \in S^M, L^M, \Phi^M, C^M, T^{*M}, T$$

где $C^M \subset C$; Y^M — показатели Y , вычисленные по модели; M — показывает, что структура или параметр предварительно идентифицированы; T — время идентификации.

Эту модель применяем для выбора лечения в реальном времени, причем с такой целью и таким образом, чтобы объединить: физиологические знания, клинический опыт, текущие наблюдения, возможности математических методов, возможности вычислительной техники и искусство врача.

Оптимизация. Динамика исследуемой системы или процесса описывалась:

$$\dot{X} = \varphi[X(t), A(t), L(t), \omega(t)], X(t) \in X, A(t) \in A, L(t \in L)$$

где X — вектор состояния (размерности n) объекта управления; $L(t)$ — m -вектор управляющего воздействия, ω — вектор помех; $A(t)$ —матрица коэффициентов; оператор φ задает структуру. Оптимальное управление определялось минимизацией функционала:

$$J_{\pi}^* = \min_{L, T_{\pi}} M \left\{ \int_0^{T_{\pi}} \sum_i^n d_i(t) [X_i(t) - X_i^*]^2 d\tau \right\}, \tau \in T_{\pi}$$

где T_{π} - время лечения, d_i - весовые коэффициенты, X_i^* - нормальные значения вектора состояния, M — математическое ожидание. *Существенны два замечания.* Без предварительной индивидуализации нет надежд на то, что модель адекватна. Еще более серьезные трудности связаны с заданием нормальных значений вектора состояния (X^*), весовых коэффициентов (d_i), критерия качества (J_{π}) и ограничений.

Оценка состояния и прогноз. Индивидуализированная модель дает количественно определенный вектор состояния $X(t)$ и целевую функцию S . Этого достаточно, чтобы получить прогноз на некотором интервале времени $\tau X(t) \Rightarrow X(t + \tau)$. Качество прогноза будет зависеть от точности вектора X , адекватности целевой функции S , их стабильности во времени, верности оценок лечебных и других воздействий.

Критерии качества. Для организации индивидуальной терапии необходимо помимо идентифицированной модели иметь адекватный критерий качества или набор норм, например, протоколы ведения больных, разработанные ведущими научными сообществами. Отметим, что использование в качестве критерия экспертной оценки делает бессмысленными усилия по индивидуализации, поскольку сама экспертная оценка имеет характер обобщения. Пытаясь разрешить эту проблему, наш коллектив разработал концепцию основного звена - свойства, вносящего наибольший вклад в развитие доминирующего (полезного или вредного) процесса [3, 4].

Заключение. Представленные методы лежат в основе разрабатываемого нами интеллектуального измерительно-управляющего комплекса (интеллектуального монитора) для выбора индивидуальной, оптимальной для больного, терапии. Он включает мониторно-компьютерный контроль этапов лечения, индивидуализацию математической модели на основе полученных данных, выделяет наиболее слабое звено. По отношению показателей тяжести наиболее слабого звена, определяющего патологический процесс, до и после этапа лечения, дает количественную оценку качества этого лечения, на основе чего врач принимает решение о коррекции терапии. Такой распределенный, беспроводный контрольно-измерительный комплекс, работающий в режиме реального времени, интегрирующий клинически значимые показатели сердечно-сосудистой системы, а также систем организма, вовлеченных в патологический процесс, а также лечебные и диагностические воздействия, позволит улучшить диагностику и терапию благодаря: а) естественному согласованию видео, функциональной и лабораторной информации; б) выявлению и количественной оценке патологических и терапевтических процессов, а также реакций на них организма; в) использованию результатов опережающей имитации и на их основе коррекции текущей тактики лечения [1, 2, 5, 7, 8].

Основная часть математического обеспечения разработана и реализована в НЦССХ. Однако, потребуется модернизация этого математического (программного) обеспечения с переводом его на разработанные и резко усовершенствованные в последнее десятилетие математические среды (как, например, Simulink, LabVIEW и т.п.). В технико-математическом плане ИУК для индивидуальной терапии ориентирован на небольшие высокопроизводительные компьютеры (настольные суперкомпьютеры).

Библиографический список

1. Бокерия Л.А., Лищук В.А., Газизова Д.Ш. и др. Математические модели сердца, кровообращения и дыхания в экспериментальных и клинических исследованиях: обобщение тридцатилетнего опыта//Сердечно-сосудистые заболевания: Экспериментальные исследования. – М., 2003.- Вып.: 4, №2. – С. 28-33.
2. Бокерия Л.А., Газизова Д.Ш. и др. Автоматизированное рабочее место врача для интенсивной терапии сложных операций // Автоматизированное рабочее место врача. Сб. докл. Междунар. науч.-практ. конф. 15 окт. 2002 г.– Днепропетровск: ИПК ИнКомЦентра УГХТУ. – 2002. – С. 14-17.
3. Лищук В.А. Математическая теория кровообращения. – М.: Медицина, 1991. – 256 с.
4. Лищук В.А. Математическая кардиология – история, состояние, перспективы // Электроника и связь. 2010. - №4. С. 103-114.
5. Лищук В.А., Калин С.В., Шевченко Г.В., Газизова Д.Ш. и др. Стратегия информатизации медицины. 17 принципов и решений. 2-е изд./ – М.: Момент. – 2012. - 524 с.
6. Математическая кардиология. Теория, клинические результаты, рекомендации, перспективы/ Под научной редакцией В.А. Лищука и Д.Ш. Газизовой. - М: ООО «ПРИНТ ПРО». – 2015. - 228 с.
7. Шевченко Г.В. Технико-математическое обеспечение интеллектуальных рекомендаций. В кн. Математическая кардиология. Теория, клинические результаты, рекомендации, перспективы/ Под науч. ред. В.А. Лищука и Д.Ш. Газизовой. - М: ООО «ПРИНТ ПРО». – 2015. – С. 121-131.
8. Сушкова Л.Т. Информационные технологии в научно-практической медицине

- //Владимирский медицинский вестник т.3-4. 1996.
9. Кавасма Р. А., Кузнецов А. А., Сушкова Л. Т. Автоматизированный анализ и обработка электрокардиографических сигналов. Методы и система / под ред. проф. Л.Т. Сушковой. М.: Сайнс-пресс. 2006. 146 с.

INTELLIGENT CARDIAC MONITOR FOR PERSONAL THERAPY

Lischouk¹ V. A., Bockeria¹ L. A., Gazizova¹ D. Sh., Sazykina¹ L. V., Sushkova² L. T., Shevchenko³ V. G.

¹A.N. Bakoulev Scientific Center for Cardiovascular Surgery, Moscow

²Vladimir State University, Vladimir

³Open Technologies, Moscow

lischouk@rambler.ru

Objective. The main provisions of an intellectual providing the measuring and managing complex (MMC) for the personal therapy, is the best remedy for each patient individually.

The basics of intellectual providing of the measuring-controlling complex (MCC) for personal therapy, the best for each patient individually.

ОСОБЕННОСТИ РАЗРАБОТКИ МЕТОДА ЭКСПРЕСС-ДИАГНОСТИКИ ПИГМЕНТНЫХ НОВООБРАЗОВАНИЙ КОЖИ

Римская Е.Н., Аполлонова И.А.

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

romeheleen@gmail.com

За последние два десятилетия частота заболеваемости меланомой кожи резко возросла во всем мире.

По данным зарубежных авторов, среднегодовой темп прироста стандартизованных показателей заболеваемости меланомой кожи составляет от 3 до 7% [1].

10-15 лет тому назад меланома кожи считалась одной из самых злокачественных опухолей человека с непредсказуемым прогнозом заболевания. Однако, за последние годы представление о меланоме, как об опухоли с непременным фатальным исходом не подтверждается [2].

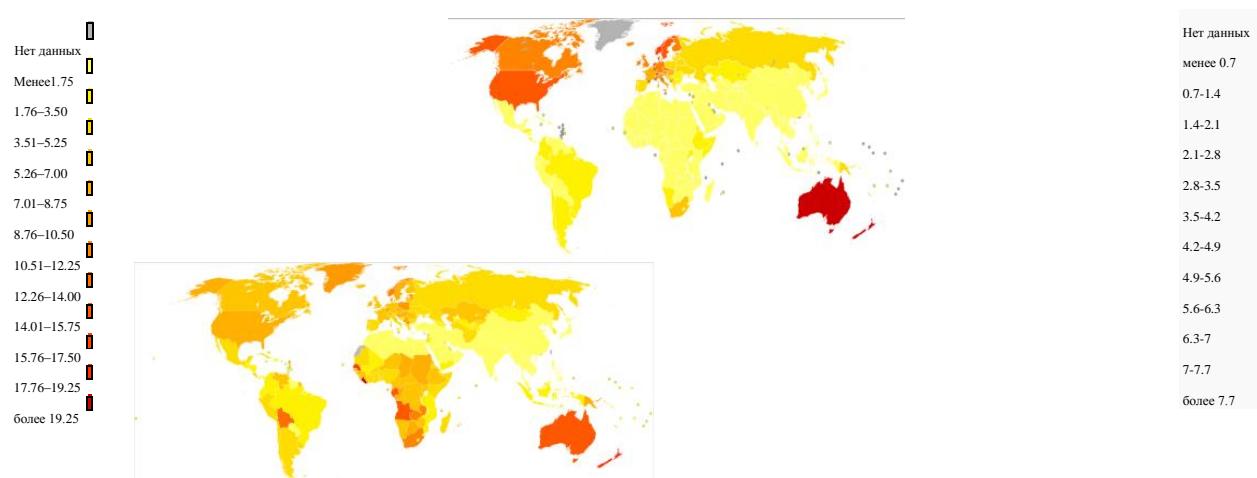


Рис. 1 – Заболеваемость меланомой кожи на 100000 человек в 2008 году и показатели смертности от меланомы кожи в 2004 году.

Анализ данных, представленных на рисунке 1 показывает, что наибольший показатель заболеваемости меланомой кожи в Австралии, США, Канаде и Скандинавии (15 случаев на 100 000 населения). Наибольшие показатели смертности зарегистрированы в Австралии, Боливии, Южной Африке.

В России абсолютное число больных меланомой кожи в 2003 г. Составило 6725, летальность больных в течение 1-го года после установления диагноза – 15%.

Как свидетельствует статистика, нередко больной обращается к врачу, когда опухоль имеет уже распространенный характер (глубокую инвазию и метастазы), либо длительное время наблюдается у дерматологов, косметологов, хирургов с ошибочным диагнозом, получает неадекватную терапию, в ряде случаев стимулирующую дальнейший злокачественный рост.

На современном этапе в дерматологии при постановке диагноза распространен визуальный осмотр, а результаты других исследований имеют уточняющий характер. 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. То есть, при постановке диагноза высока вероятность ошибки субъективного характера, а также погрешности, связанной с использованием конкретной метода диагностики.

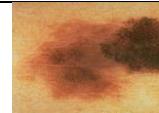
Все выше сказанное свидетельствует о необходимости автоматизированной системы для экспресс-диагностики пигментных новообразований кожи (nevусы или родинки) с целью раннего выявления предраковых изменений кожи.

Пигментные новообразования кожи есть у каждого человека. Однако, эти пигментные новообразования кожи не всегда связаны с патологией кожи от рождения, а могут появляться в процессе жизни на внешней неизмененной коже (de novo), как обычно говорят, – на ровном месте.

Основные причины появления пигментных новообразований кожи:[3]

- В подростковом возрасте происходит эндокринная перестройка организма, особо влияющая на увеличение количества новообразований.
- Кожные заболевания (раздражение, прыщи, сыпь и др.) провоцируют появление новых новообразований, вызывая тем самым воспалительные изменения эпидермиса.
- Избыточная инсоляция кожи является самым мощным катализатором, приводящим к увеличению числа и роста новообразований.
- Колебания уровня половых гормонов в организме беременной женщины: прогестинов и эстрогенов.
- Воздействие на организм неблагоприятных факторов: токсичных веществ, различных излучений.
- Генетические нарушения

Таблица 1 – Клинические признаки пигментных новообразований кожи

	Асимметрия	Граница	Цвет	Размер
Доброкачественное новообразование				 D<5 мм
Злокачественное новообразование	 асимметрия	 край	 оттенок цвета	 размер D>5 мм

За последние 20 лет в отечественной литературе представлено подробное описание различных диагностических методик для выявления меланомы кожи: цитологическое исследование мазков-отпечатков с поверхности опухоли, радиофосфорная индикация, термометрии, флуоресцентная диагностика и другие.

В последние годы ведется активный поиск более эффективных неинвазивных методов ранней диагностики меланомы кожи, к которым относятся: дерматоскопия, инфракрасная спектроскопия, высокочастотный ультразвук [3,4].

Методы диагностики делятся на два типа: первичная диагностика и вторичная диагностика, которая носит уточняющий характер при подозрении на меланому кожи.

Сравнительная характеристика методов диагностики пигментных новообразований кожи представлена в таблице 2.

Таблица 2 – Сравнительная характеристика методов диагностики пигментных новообразований кожи

	Дерматоскопия	Цитология	Флуоресцентная диагностика	Радиотермометрия	Автоматизированный метод
Точность > 80%	+	+	-	+	+
Специфичность > 90%	+	+	+	-	+
Чувствительность > 90%	+	+	-	+	+
Доза облучения	-	-	+	-	-
Быстродействие процедуры	+	-	-	+	+
Неинвазивность	+	-	+	+	+
Требования к обучению персонала	+	+	+	+	+
Требования к последующей диагностики	+-	-	-	+	-

По данным таблицы 2 можно сделать следующие выводы: чувствительность и специфичность дерматоскопии для диагностики пигментных новообразований кожи очень высоки, поэтому это хороший диагностический инструмент для диагностики, позволяющий избежать широких травматических операций при лечении пигментных новообразований кожи с низким риском малигнизации. Однако, несмотря на высокую чувствительность метода цифровой дерматоскопии в ранней диагностике меланомы кожи и доброкачественных меланоцитарных новообразований, этот метод пока имеет ограниченное применение в России. В России до сих пор врачи используют обычный ручной дерматоскоп, оценивая визуально каждую родинку[5].

Флуоресцентная диагностика помогает активному поиску скрытых, небольших по размеру опухолевых очагов на поверхности кожи.

Совпадение термометрического и гистологического диагнозов имеет место в 94,8% случаев при меланоме кожи и в 67,9% - при доброкачественных новообразованиях кожи. Точность термометрического метода ограничивается тем обстоятельством, что далеко не все меланомы кожи обладают свойствами гипертермии.

Из всего выше сказанного, следует, что разработка автоматизированного неинвазивного метода ранней диагностики, основанного на преимуществах всех известных методов диагностики пигментных новообразований кожи является несомненно актуальной.. Структурная схема автоматизированного метода экспресс-диагностики пигментных новообразований кожи представлена на рисунке 2.

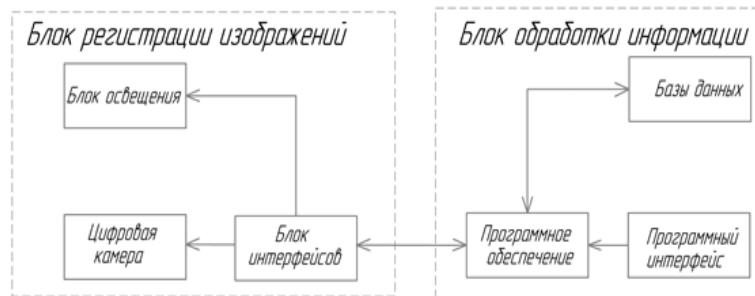


Рис. 2 – Структурная схема автоматизированного метода экспресс-диагностики пигментных новообразований кожи

Метод заключается в регистрации и обработки изображений пигментных новообразований кожи [6]. Регистрация изображений осуществляется специально настроенной цифровой камерой. После регистрации изображений следует предварительная обработка изображений: цветовая коррекция. После этого оценивается качество изображений: оценка яркости, контрастности, тоновой насыщенности, резкости изображений. Если качество изображения приемлемо, тогда следует детальная обработка изображения, которая заключается в нахождении эталона и его параметров: R-,G-,B-значений цветов, площади 1 пикселя на изображении. Далее происходит распознавание самого новообразования и определение его параметров, таких как границы, площадь, диаметр, цвет пигментного новообразования кожи. С помощью программного интерфейса, врач видит все вычисленные параметры перед собой на компьютере. Все данные сохраняются в базу данных для каждого пациента, благодаря чему врач сможет проводить сравнительный анализ новообразований за определенные промежутки времени между исследованиями. Алгоритм этого метода представлен ниже.

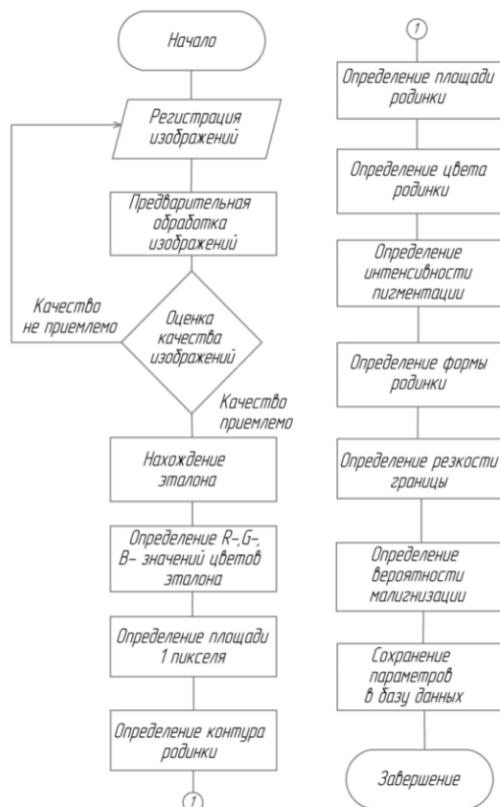


Рис.3 – Блок-схема алгоритма автоматизированного комплекса для экспресс-диагностики пигментных новообразований кожи

Выводы по работе:

Меланома кожи – одна из самых злокачественных опухолей. В большинстве стран неуклонно растет количество заболевших меланомой кожи. В связи с этим вопросы клиники меланомы кожи остаются крайне актуальными. В настоящее время ведется интенсивный поиск рациональных форм выявления и первичной профилактики меланом, совершенствуется диагностика. К сожалению, многие аспекты патогенеза, диагностики окончательно не решены, поэтому целесообразно периодически обобщать и систематизировать оправдавшие себя на практике новые научные данные, а так же использовать опыт предшественников. Одним из важнейших аспектов проблемы меланомы кожи является улучшение ранней диагностики, т.е. дооперационной диагностики, что способствует повышению эффективности лечения. А это значит, что нужно вовремя распознать злокачественное новообразование.

Пигментные новообразования кожи есть у каждого человека, поэтому необходимо знать факторы воздействия, которые влияют на их появление. Как правило, 70% меланом развиваются из предшествующего пигментного образования, 30% возникают на чистой коже. На образование меланомы кожи могут влиять те же факторы воздействия, что и на пигментные новообразования: УФ- и ИК –излучения, механические и химические воздействия и т.д. При этих воздействиях пигментные новообразования кожи характеризуются изменениями следующих параметров: площадь, цвет, граница и форма. Для определения этих параметров были проанализированы различные методы диагностики пигментных новообразований кожи.

При ранней диагностике меланомы кожи к основным клиническим признакам относят площадь, асимметрия, цвет, диаметр и развитие пигментного новообразования и их изменения во времени.

В работе были рассмотрены следующие методы диагностики пигментных новообразований кожи: дерматоскопия, термометрия, цитологическая и флуоресцентная диагностика. Проанализировав различные методы диагностики пигментных новообразований кожи был сделан вывод, о том, что сейчас необходим автоматизированный неинвазивный метод ранней диагностики, включающий в себя достоинства всех методов диагностики пигментных новообразований кожи. На основе различия видов и основных параметров при диагностике, а так же проанализировав и сравнив характеристики каждого метода, были разработаны структурная схема и алгоритм автоматизированного метода экспресс-диагностики пигментных новообразований кожи.

В дальнейшем на основании полученных данных будут разработаны требования к блоку регистрации изображений: требования к цифровой камере и освещению, а так же будет разработан блок обработки информации: программное обеспечение для измерения параметров пигментных новообразований кожи.

Библиографический список

1. Friedman R.J., Rigel D.S., Kopf A.W. Early detection of malignant melanoma: the role of physician examination and self-examination of the skin // CA Cancer J.Clin.-1985; 35; 130-151.
2. Mackie R.M., Bray C.A., Hole D.J., et al. Incidence of and survival from malignant melanoma in Scotland: an epidemiological study// Lancet.-2002; 360; 587-591.
3. Медицинский портал: <http://www.polimed.com/articles-rak-kozhi-prichiny-simptomy-i-priznaki-diagnostika.html>
4. Потекаев Н.Н., Шугинина Е.К., Кузьмина Т.С., Арутюнян Л.С. Дерматоскопия в клинической практике. Руководство для врачей. – М: МДВ, 2011 – 144 с.
5. Спиридовон И.Н., Кудрин К.Г., Решетов И.В., Маторин О.В. Аппаратно-программный комплекс морфометрии новообразований кожи. Современные проблемы дерматовенерологии, иммунологии и врачебной косметологии2010 Т. 1. № 1. С. 28-33.
6. Римская Е.Н., Апоплонова И.А. Разработка требований для автоматизированного комплекса экспресс-диагностики пигментных новообразований кожи. //Современные научные исследования и инновации. 2015. №6 [Электронный ресурс]. URL: <http://web.snauka.ru/issues/2015/06/54714> (дата обращения 12.06.2015)

ESPECIALLY THE DEVELOPMENT OF THE METHOD OF EXPRESS DIAGNOSTICS OF PIGMENTED SKIN LESIONS

Rimskaya¹E.N., Apollonova¹I.A.¹ Bauman Moscow State Technical University, Moscow, romehelen@gmail.com

Melanoma - one of the most malignant tumors. In most countries has been steadily increasing the number of cases of melanoma. In this regard, questions clinic melanoma remain highly relevant. Is currently under intensive search for rational forms of detection and primary prevention of melanoma, improved diagnostics. Unfortunately, many aspects of the pathogenesis, diagnosis, finally resolved, so it is advisable to periodically summarize and systematize proven themselves in practice new scientific data, as well as the experience of predecessors. One of the most important aspects of melanoma is to improve early diagnosis, thereby increasing the effectiveness of treatment.

Literary analysis showed that the formation of melanoma affected by the same factors of influence, as in the pigmented lesions: UV and IR-radiation, mechanical and chemical effects, etc. The main clinical signs of melanoma are asymmetry, color, diameter, and their dynamics over time. These clinical signs can be completely described parameters such as area, color, border and shape.

In this article we addressed the following methods of diagnosis of pigmented skin lesions: dermatoscopy, thermometers, cytology and fluorescence. Analysis of these diagnostic methods showed the need for automated non-invasive method of express diagnostics of pigmented skin lesions based on the digital dermatoscope and specialized software.

Formulated medical and technical requirements allowed us to develop a structural diagram and algorithm that implements the method of automated express diagnostics of pigmented skin lesions.

In the future, the requirements for an image recording unit will be developed on the basis of the data: the requirements for a digital camera and lighting, as well as will be elaborated information processing unit: software for measuring the parameters of pigmented skin lesions.



ИССЛЕДОВАНИЕ СВОЙСТВ ВИРТУАЛЬНЫХ ДИАГРАММ РИТМА СЕРДЦА

Пермяков С.А., Кузнецов А.А., Сушкова Л.Т.

Владимирский государственный университет имени А.Г. и Н.Г. Столетовых

Введение. закономерности ритма сердца человека изучаются с помощью объектов-моделей – виртуальных диаграмм ритма сердца (ВДРС), приведённых к обоснованному формату регистрации. Однако так как ряд генерируется по алгоритму случайных чисел, то существует определённая изменчивость измеряемых по ВДРС параметров – в частности параметров вариабельности сердечного ритма (ВСР). Поэтому для повышения специфичности и оценки области применимости методик анализа ритма сердца с использованием виртуальных диаграмм ритма сердца характеристики генератора ВДРС требуют отдельного анализа.

Цель: исследовать изменчивость измеряемых характеристик ВДРС в зависимости от объема выборки диаграммы и задаваемого при генерации среднеквадратического отклонения.

Материалы и методы. В качестве объекта используется набор из 1000 20-ти минутных виртуальных диаграмм ритма сердца (ВДРС) [1], моделирующих ритм сердца здорового человека в состоянии покоя, сгенерированных по нормальному закону распределения в среде Matlab с использованием встроенной функции randn [2]. По ВДРС измерялись следующие характеристики ВСР: мода (Мо), амплитуда моды (AMo), стресс-индекс (SI), вариационный размах (VAR), RMSSD, асимметрия (Ax), эксцесс (Ex), мощность спектра ритма во всем диапазоне (TP), мощность и вклад спектра очень низких частот (VLF и VLF%), мощность и вклад спектра низких частот (LF и LF%), мощность и вклад спектра высоких частот (HF и HF%), соотношение мощностей спектров низких и высоких частот (LF/HF), а также информационная энтропия (I*) [3].

Для оценки границ изменчивости использовалось 1000 генераций ВДРС со следующими параметрами:

- среднее значение — 700 мс;
- стандартное отклонение (σ) 30, 60 и 90 мс;
- размер выборки (Nфикс) 450, 1700, 3400 отсчётов;
- частота дискретизации 1000 Гц.

Результаты при фиксированном объеме выборки 1700 отсчётов (двадцатиминутная регистрация).

Оценка функций распределения изучаемых параметров при генерировании ВДРС показала, что распределения всех параметров в выборках объемом 1000 значений соответствуютциальному закону (по критерию хи-квадрат) распределения случайной величины, что де-факто ожидалось авторами. Данный результат позволяет оценивать полученную выборку статистическим инструментарием – средним значением, среднеквадратическим отклонением (СКО) и коэффициентом вариации.

Полученные данные статистического анализа изменчивости параметров ритма сердца ВДРС представлены в таблице 1.

Таблица 1. Результаты статистического анализа параметров ВДРС

Параметр	Задаваемый параметр при генерации ВДРС								
	$\sigma = 30$ мс			$\sigma = 60$ мс			$\sigma = 90$ мс		
	Среднее значение	СКО	коэффиц. вариации, %	Среднее значение	СКО	коэффиц. вариации, %	Среднее значение	СКО	коэффиц. вариации, %
Мо, мс	699,5	8,6	1,2	696,6	19,4	2,8	693,6	32,1	4,6
AMo, %	57,3	3,1	5,3	31,6	1,2	3,8	21,8	0,9	4,0
SI	201,9	19,0	9,4	55,8	4,5	8,1	25,8	2,3	9,1
RMSSD, мс	42,4	0,9	2,2	84,9	1,8	2,2	127,3	2,6	2,0
VAR, мс	204,0	13,7	6,7	408,0	27,3	6,7	611,8	41,4	6,8
Ax	0,0	0,1	неинформ.	0,0	0,1	неинформ.	0,0	0,1	неинформ.
Ex	3,0	0,1	3,7	3,0	0,1	3,7	3,0	0,1	3,9
I*, бит	6,9	0,02	0,4	7,8	0,02	0,3	8,3	0,02	0,3
TP, мс ²	5704,8	175,9	3,1	5704,1	178,8	3,1	5693,4	182,2	3,2
VLF, мс ²	519,5	77,3	14,9	519,6	77,4	14,9	524,5	77,5	14,8
VLF%	9,1	1,3	14,4	9,1	1,3	14,5	9,2	1,3	14,5
LF, мс ²	1579,2	129,7	8,2	1579,4	130,0	8,2	1566,2	126,5	8,1
LF%	27,7	2,1	7,5	27,7	2,1	7,5	27,5	2,0	7,4
HF, мс ²	3566,0	163,1	4,6	3565,1	164,8	4,6	3563,5	171,4	4,8
HF%	62,5	2,2	3,5	62,5	2,2	3,5	62,6	2,2	3,5
LF/HF	0,4	0,0	10,6	0,4	0,0	10,6	0,4	0,0	10,4

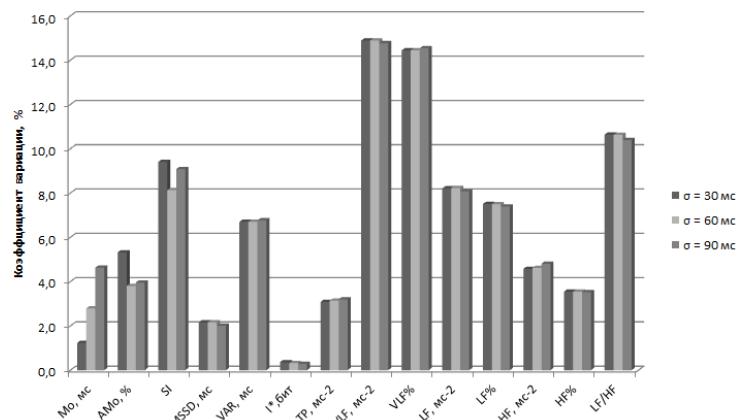
Рассмотрев средние значения наблюдаемых параметров необходимо отметить следующее: средние значения параметров – Мо, Ax, Ex, и всех спектральных параметров не зависят от задаваемого при генерации стандартного отклонения ВДРС, в то время как среднее значение AMo и SI при росте σ падает, а средние значения RMSSD, VAR и I* растут. В соответствии с данными исследований [4,5,6] ВДРС можно интерпретировать следующим образом (табл.2)

Таблица 2 Интерпретация параметров ВДРС

Параметр и значение	Интерпретация
SI 25,8...201,9	среднее значение находится в диапазоне норма (30-120) при $\sigma=30$ мс и $\sigma=60$ мс и в компенсированном дистрессе (120-250) при $\sigma=90$ мс
TP ~ 5700 мс ²	при норме 1500-4500 мс ² , полученный показатель для ВДРС находится в диапазоне 4000–6000 мс ² , что характеризует виртуальный ритм и виртуальный организм как находящийся в состоянии избыточного реагирования, в котором требуется постоянное восстановление энергетического баланса, что согласуется с природой генератора случайных чисел, работающего в рамках нормального закона распределения.
VLF ~ 520 мс ²	полученное значение соответствует низкому влиянию гуморальной (гормональной) модуляции механизмов регуляции ритма сердца.
VLF% $\sim 9\%$	при норме 15-30% данный показатель подтверждает интерпретацию среднего значения параметра VLF
LF ~ 1570 мс ²	уровень выше значения 700 мс ² соответствует высокому мобилизующему потенциалу регуляторных механизмов
LF% $\sim 27\%$	значения показателя ниже нормы, составляющей 35-40%, что идёт в разрез с показателями LF
HF ~ 3565 мс ²	значения более 700 мс ² интерпретируются как высокий уровень восстановительного потенциала ритма сердца
HF% $\sim 62\%$	при норме 15-20%, полученное значение соответствует усилию парасимпатического влияния
LF/HF 0,4	среднее значение соответствует физиологической норме $0,7 \pm 1,5$

Анализ СКО исследуемых параметров, показал, что для ряда параметров (Mo, RMSSD и VAR) СКО возрастает с ростом σ , а для SI и AMo наоборот – уменьшается с ростом σ . СКО остальных параметров практически не изменяется при изменении σ .

Коэффициенты вариации наблюдаемых параметров представлены на рисунке 1.

Рис.1. Коэффициенты вариации изучаемых параметров ВДРС при различных σ

Выводы по рис.1 и табл.1:

- при увеличении σ значительно возрастает разброс значений Mo, однако остаётся в пределах физиологической нормы в 5% [7], что считается физиологической нормой;
- явная динамика изменений коэффициента вариации для остальных параметров не наблюдается;
- наименьшее значение коэффициента вариации отмечается у параметра информационной энтропии I*.

Результаты при фиксированном стандартном отклонении ВДРС 60 мс.

Результаты исследования ВДРС при различных фиксированных объемах выборки представлены в таблице 3.

Таблица 3.

Результаты статистического анализа параметров ВДРС при фиксированном стандартном отклонении

Параметр	Задаваемый параметр при генерации ВДРС							
	Nфикс = 450 отсч.			Nфикс = 1700 отсч.			Nфикс = 3400 отсч.	
	Среднее значение	СКО	коэффициент вариации, %	Среднее значение	СКО	коэффициент вариации, %	Среднее значение	СКО
Mo, мс	691,5	26,7	3,9	696,6	19,4	2,8	698,7	17,3
AMo, %	31,9	2,0	6,4	31,6	1,2	3,8	31,5	1,0
SI	64,7	7,5	11,6	55,8	4,5	8,1	52,7	4,1
RMSSD, мс	84,7	3,4	4,0	84,9	1,8	2,2	84,9	1,2
VAR, мс	359,6	30,7	8,5	408,0	27,3	6,7	429,7	25,4
Ax	0,0	0,1	неинф.	0,0	0,1	неинф.	0,0	0,0
Ex	3,0	0,2	7,2	3,0	0,1	3,7	3,0	0,1
I*,бит	7,4	0,05	0,7	7,8	0,02	0,3	7,9	0,01
TP, мс ²	1505,1	88,1	5,9	5704,1	178,8	3,1	11405,3	263,9
VLF, мс ²	135,5	36,3	26,8	519,6	77,4	14,9	1043,3	110,9
VLF%	9,0	2,4	26,4	9,1	1,3	14,5	9,1	0,9
LF, мс ²	420,3	64,5	15,3	1579,4	130,0	8,2	3146,1	182,1
LF%	27,9	4,0	14,2	27,7	2,1	7,5	27,6	1,5
HF, мс ²	943,8	85,5	9,1	3565,1	164,8	4,6	7129,9	243,3
HF%	62,7	4,2	6,8	62,5	2,2	3,5	62,5	1,6
LF/HF	0,5	0,1	20,6	0,4	0,0	10,6	0,4	0,0
								7,5

Выводы по данным таблицы 3:

- средние значения параметров Mo, AMo, SI, RMSSD, Ax,Ex,LF/HF, VLF%, LF%,HF% остаются стабильными вне зависимости от объема рассматриваемой выборки ВДРС, в то время как для параметров VAR, I*, TP, VLF, LF,HF наблюдается рост при увеличении объема выборки;

- при росте объема выборки СКО параметров Mo, AMo, SI, RMSSD, VAR,I*,VLF%,LF%,HF%, LF/HF уменьшается, лишь для TP, VLF, LF,HF СКО растёт.

- коэффициент вариации всех исследуемых параметров уменьшается с ростом объема выборки, при этом для I*, как и в случае с различными σ , является наименьшим.

Выводы.

При использовании ВДРС в сравнительном анализе с реальными диаграммами ритма сердца во избежание неверных интерпретаций различного рода отклонений параметров ВСР, за исключением параметров информационной энтропии и связанных с ней, следует использовать не одну генерацию ВДРС, а их ансамбль.

Виртуальная диаграмма ритма сердца с нормальным законом распределения является моделью ритма сердца здорового человека, находящегося в состоянии, которое характеризуется повышенным уровнем реагирования на изменение ритма, высоким уровнем воздействования контролирующих систем, преобладает влияние парасимпатического отдела вегетативной нервной системы.

Можно сделать вывод, что при генерации нормального закона распределения ВДРС генератором используется принцип заполняемости поля возможных значений, при этом скорость заполнения ярусов гистограммы распределения постоянно падает, что напоминает импульсный режим работы.

Спектральные и временные параметры ВСР измеренные по ВДРС при единичных генерациях значительно варьируют относительно средних значений, за исключением параметра информационной энтропии, вариация которого минимальна. Поэтому I* можно использовать в качестве параметра устойчивости формы функции распределения ВДРС.

Хаотичность заполнения ярусов ВДРС определяет более высокие по сравнению с реальным ритмом сердца мощности спектра в диапазонах высоких и низких частот за счёт снижения мощности в диапазонах ультразвуковых частот, что является следствием широкого спектра виртуального ряда. В реальном ритме сердца распределение мощности спектра является более узкополосным вследствие наличия физиологических детерминант, которые априори отсутствуют в ВДРС.

Работа выполнена при финансовой поддержке гранта УМНИК № 4581ГУ1/2014

Библиографический список

1. Кузнецов А. А. Структурно-топологический анализ диаграмм электрокардиосигналов // Успехи современной радиоэлектроники. - 2010. - N 1. - С. 27-43 : 9 рис., 1 табл. - Библиогр.: с. 42-43 (41 назв.). - - ISSN 2070-0784
2. Normally distributed random numbers - MATLAB randn. URL: <http://www.mathworks.com/help/matlab/ref/randn.html?requestedDomain=www.mathworks.com> (дата обращения: 02.03.2016).
3. Кузнецов, А. А. Измерительные характеристики и свойства информационной энтропии диаграмм ритма сердца [Текст] / А. А. Кузнецов // Измерительная техника. - 2011. - N 7. - С. 65-70 . - ISSN 0368-1025

4. Медико-физиологические аспекты. // RAMENA 1992-2016 URL: <http://www.ramena.ru/page.php?18> (дата обращения: 02.03.2016).

5. Вариабельность сердечного ритма: теоретические аспекты и возможности клинического применения - Институт медико-биологических проблем Московская медицинская академия им. И.М. Сеченова Научно-исследовательская лаборатория «Динамика», М. СПб; 2002.

6. Диагностическое значение метода «анализ вариабельности сердечного ритма» // Лаборатория психодиагностики. Факультет психологии. Харьковский национальный университет имени В.Н. Каразина. URL: <http://psydilab.univer.kharkov.ua/index.php/ru/home/materialnaya-baza/programmno-apparatnyj-kompleks-igrovogo-biopravleniya-bos-puls/36-diagnosticheskoe-znachenie-metoda-analiz-variablenosti-serdechnogo-ritma> (дата обращения: 02.03.2016).

7. Инструментальные методы исследования сердечно-сосудистой системы (Справочник) / Под ред. Т.С. Виноградовой. М.: Медицина. 1986. 416 с.

INVESTIGATION OF VIRUAL HEART RATE DIAGRAM PARAMETERS

Permyakov S.A., Kuznetsov A.A., Sushkova L.T.

Vladimir State University named after Alexander and Nikolay Stoletovs

Abstract: regularities of a heart rate of the person are studied by means of special models - the virtual diagrams of a heart rate (VDHR) provided to a reasonable format of registration. However as a row is generated on algorithm of random numbers, there is a certain variability of the parameters measured on VDHR – in particular HRV. Therefore for increase of specificity and an assessment of area of applicability of techniques which apply virtual diagrams the characteristic VDHR were studied.



БИНАУРЛЬНОЕ ВОСПРИЯТИЕ ЗВУКА: АНАЛИЗ ВОЗМОЖНЫХ НАПРАВЛЕНИЙ ИССЛЕДОВАНИЙ И АППАРАТНО-ПРОГРАММНЫХ СРЕДСТВ ДЛЯ ИХ РЕАЛИЗАЦИИ

Брумштейн Ю.М., Кулаков М.А.

Астраханский государственный университет, г.Астрахань, e-mail: brum2003@mail.ru

Слух - второй по значимости орган чувств человека, обеспечивающий восприятия звуков и речи в диапазоне 20...20000 герц [7]. Исследованиям слуха, включая различение речи, в литературе уделяется большое внимание [7]. Однако некоторые направления и, особенно, технические возможности проведения исследований, связанных с бинауральным восприятием звука, отражены недостаточно полно. Поэтому основные цели данной статьи: анализ направлений/методов исследований бинаурального восприятия звука; оценка возможностей использования компьютерного оборудования и иных аппаратных средств для реализации этих методов.

В литературе предложены различные варианты классификации направлений/методов исследования слуха [9,13]. Для целей настоящей статьи выделим следующее: несколько направлений аудиометрии (амплитудную; тональную; комбинированную; речевую); различие пространственного расположения источников звука (ИЗ) – реальных и имитируемых; определение направлений перемещений ИЗ; определение соответствия воспроизведимых звуков и явлений природы, работы технических устройств (для проверки ассоциативного восприятия); проверка «звуковой памяти» испытуемых – в т.ч. при наличии «мешающих воздействий».

Типичные цели проведения исследований слуха и распознавания речи человеком: выявление наличия и степени нарушений восприятия звука, в т.ч. связанных с возрастными изменениями органов слуха, их травмами или заболеваниями, длительным воздействием ИЗ [1,11]; мониторинг динамики восстановления слуха в процессе терапевтических методов лечения или после хирургических вмешательств - в т.ч. с установкой имплантантов [14]; определение целесообразности применения слуховых аппаратов; оценка полноты компенсации нарушений слуха с помощью таких аппаратов; определение эффективности средств защиты органов слуха от воздействия громкого шума; исследование нарушений работы центральной нервной системы путем выполнения заданий на распознавание речи, других звуков (такие нарушения могут быть результатами инсультов, микроинсультов, сотрясений мозга); выявление «музыкального слуха»; определение профессиональной пригодности кандидатов на некоторые виды должностей; выявление признаков профессиональных заболеваний на их ранних стадиях [8]; изучение особенностей изменения слуха у детей по мере их взросления и у взрослых - по мере их старения; определение «объемов» слуховой памяти, ее «устойчивости» во времени; повышение реалистичности «аудиосопровождения» компьютерных игр [2]; проверка эффективности пассивных и активных методов защиты от утечек информации по «речевому каналу» в рамках мер обеспечения информационной безопасности помещений для ведения конфиденциальных переговоров; оценка «асимметрии» работы левого и правого полушарий мозга человека; оценка эффективности

тренинга слуха; с оговорками – оценка восприятия речи для исследований на полиграфах. При этом могут применяться различные средства автоматизации исследований [6,15].

В клинической практике используются (хотя и не очень часто) различные типы аудиометров - в основном, достаточно простых. Существуют и полифункциональные аудиометры, предназначенные для проведения профессиональных исследований слуха – однако они дороги, сложны в эксплуатации и лишь немногие врачи-отоларингологи умеют ими пользоваться. Большинство аудиометров представляют собой автономные устройства и ни не имеют «средств сопряжения» с ЭВМ.

Реакции тестируемых лиц на воспринимаемые звуки/речь могут фиксироваться различно: путем регистрации электромиографических сигналов, связанных с напряжением мышц (даже при отсутствии движений конечностей); за счет обнаружения рефлекторных двигательных реакций пациентов, в т.ч. движений конечностей и пальцев; регистрацией изменений физиологических параметров (частота пульса и дыхания, сопротивления кожи за счет появления пота, изменений в электрокардиограмме); путем выполнения пациентами каких-то ответных действий на звуковые воздействия (отдельные движения, совокупности скоординированных движений [4], произнесение фраз и пр.); за счет оценки скорости реакций и точности действий [5] в ответ на звуковые воздействия; по электроэнцефалограммам – в т.ч. для изучения работы «звукового анализатора» мозга, пространственной локализации областей, отвечающих за различение речи; путем оценок поворотов головы испытуемых для выравнивания громкостей в правом и левом ухе – при определении ими направления на невидимый ИЗ (статический или перемещающийся в пространстве).

При исследованиях слуха на сенсорные системы человека могут быть «наложены» дополнительные внешние воздействия. 1) На зрение: плавные изменения яркости освещения; изменение цветности освещения; короткие вспышки света; показ статических или динамических изображений, несущих содержательную информацию – в т.ч. видеороликов, мысленно ассоциируемых с некоторыми звуками (например, разгоняющихся автомобилей). 2) Тактильные воздействия - например, на чувствительные зоны пальцев и ладоней одной или двух рук. 3) Изменения положений тела человека в пространстве и пр. Целью дополнительных (сочетанных) воздействий может быть изучение влияния совместной работы слухового, зрительного, тактильного, вестибулярного анализаторов на скорость реакций человека на звуковые воздействия, пороги восприятия звука и пр.

Развитие современных информационных технологий предоставляет ряд возможностей, в т.ч. и таких, которые отсутствуют даже в сложных аудиометрах. В частности использование ПЭВМ позволяет обеспечить следующее: создание/использование иерархических экранных меню, дающих возможность в широких пределах раздельно управлять звуковыми воздействиями на правое и левое ухо, генерировать необходимые сочетания звуков; проведение самотестирований пациентов; их тренинг [12]; осуществление адаптивных режимов тестирования слуха пациентов; проведение массовых скрининговых обследований населения с автоматическим формированием баз данных по результатам исследований. Развитие телекоммуникационных технологий при наличии у пациента необходимого оборудования в принципе позволяет обеспечить некоторые дистанционные методы исследований и тренинга слуха, в т.ч. и на дому.. Совершенствование элементной базы электроники дает возможность создавать компактные аудиометры с расширенной функциональностью, а развитие средств САПР облегчает автоматизированное проектирование таких устройств.

В настоящее время ощущается определенный дефицит доступных «инструментальных средств» для исследований слуха человека и тренинга восприятия им звука - особенно в домашних условиях. В тоже время возможности широко распространенного компьютерного оборудования (ПЭВМ, компьютерные планшеты, смартфоны [3]), звуковоспроизводящих устройств (стереонаушники, звуковые колонки, музыкальные центры) используются слабо. Поэтому рассмотрим возможности этих устройств более подробно.

А) Стационарная ПЭВМ с аудиовыходом и аудиовходом может использоваться для исследований слуха как врачом, так и самим пациентом (при самотестировании, тренинге). Применение для этих целей портативных ПЭВМ ограничивается возможностями их звуковых карт и встроенных динамиков в отношении частотного диапазона, отсутствием гнезд для подключения стереонаушников и пр.

В общем случае для исследований могут применяться две взаимосвязанные ПЭВМ – одна врача (для задания воздействий), а вторая испытуемого – для фиксации его реакций в автоматическом режиме, ввода им ответов с клавиатуры и пр. Программные средства ПЭВМ позволяют генерировать различные типы звуков, включая белый и розовый [7] шум, звуковые импульсы (ЗИ), совокупности нескольких тонов; воспроизводить «синтезированную речь» по заданному тексту – в т.ч. с учетом знаков препинания, заданной скорости речи и пр.; реализовывать адаптивные режимы тестирования – на основе предыдущих результатов испытуемых и целей исследований; переключать звуковые воздействия между правым и левым ухом – в детерминированном режиме или случайно; распознавать голосовые ответы тестируемых лиц; управлять «физическими» перемещениями ИЗ в пространстве, переключением подачи сигналов между неподвижными ИЗ и др.

Б) Несложные материнские платы ПЭВМ и простейшие «звуковые карты» имеют только по одному гнезду для вывода аудио сигналов. Однако даже и в этом случае может быть обеспечен раздельный вывод звука на правый и левый головные телефоны в стереонаушниках или две звуковые колонки, расположенные с разных сторон человека. В более совершенных материнских платах и сложных звуковых картах есть несколько аудиовыходов. Это позволяет использовать несколько колонок, размещаемых с разных сторон человека, для обеспечения «объемного» звука, воспроизведения низких частот с помощью специального сабвуфера.

В) Современные головные телефоны (стереонаушники) обеспечивают хорошие возможности

звукозоляции (что важно при раздельных исследованиях восприятия звука правым и левым ухом); в определенных пределах дают возможность воспроизводить низкие частоты; позволяют настраивать расположение динамиков непосредственно напротив ушных проходов. Отметим, что «низкочастотные» наушники дороги и для обеспечения хорошего качества звучания требуют программной коррекции громкости воспроизведения звука для различных частотных диапазонов.

Г) Ушные динамики, используются в сочетании с аудиоплеерами, смартфонами и пр. – в основном для прослушивания музыки. Они позволяют частично «изолировать» ушные проходы от окружающих звуков. Однако в таких устройствах частотный диапазон не очень широкий, а качество воспроизведения звука невысокое.

Д) Хорошие звуковые колонки содержат несколько динамиков (это позволяет обеспечить требуемые характеристики воспроизведения звука в широком диапазоне частот); имеют большой размер, что дает возможность неплохо воспроизводить низкие частоты; при необходимости дают звук значительной громкости – это важно при выполнении исследований слуха для групп лиц.

Е) При оценках реакций испытуемого (тестируемого) лица на воспроизводимые звуки/речь клавиатура может использоваться так. е1) Фиксация моментов нажатия испытуемым на заданные клавиши (разные для правого и левого уха) – в т.ч. для определения скоростей реакций [5]. е2) Фиксации моментов прекращения нажатий на клавиши. е3) Для ввода с помощью цифровой клавиатуры номеров альтернативных вариантов ответов в интервале от 0 до 9; е4) Для ввода текстов – например, с целью сравнения качества распознавания речи (с изменяемой громкостью и/или с наложенными на нее звуковыми помехами) левым и правым ухом. Для реализации указанных вариантов испытуемый может использовать пальцы только одной руки – в этом случае на другую могут оказываться «мешающие» тактильные воздействия.

Ж) Перемещение компьютерной мыши (КМ) по плоскости обеспечивает визуально хорошо различимое на мониторе смещение курсора (перекрестья, стрелки и пр.) – при условии, что пользователю удобно пользоваться мышью. «Чувствительность» мыши к смещениям может настраиваться программно. Две кнопки стандартной КМ могут использоваться для таких целей: выбор предопределенных вариантов ответов, отражаемых в экранном меню; нажатия левой и правой кнопок - для фиксации моментов восприятия звука левым и правым ухом; перемещение курсора и щелчок кнопкой КМ для «выбора» на мониторе мест расположения ИЗ; для «захвата» и перемещений экранных ползунков - например, для указания громкости звука; для «захвата» и поворота экранных «верньеров» - в т.ч. для указания направления на ИЗ и пр.

З) Вращение колесика КМ в принципе может применяться для «отражения» (сопровождения) тестируемым плавно изменяющейся громкости звука, изменений его частоты и пр. Отметим, что угловое смещение колесика при его вращении носит дискретный характер, и со временем колесико может разбалтываться.

И) Использование простейшего джойстика-рукоятки с кнопкой может быть рациональной альтернативой мыши. Перемещение джойстика в сагиттальной плоскости – соответствует изменению громкости; во фронтальной – изменению его частоты по сравнению с текущей; нажатие кнопки – различию отдельного ЗИ. В общем случае могут быть применены джойстики для левой и правой рук, что позволяет одновременно раздельно фиксировать характеристики звука левым и правым ухом. У сложных джойстиков обычно нет колесиков, но есть два «кругляша», которые можно независимо вращать; отдельные кнопки для указания направлений; цифровые кнопки; «рулевые колеса». В сочетании с ПЭВМ такие устройства обеспечивают широкие методические возможности проведения экспериментов, фиксации действий тестируемых лиц. Однако большинству пользователей к таким устройствам необходимо специально приспособливаться.

К) Трекбол может быть альтернативой мыши при наличии двух кнопок, однако для большинства тестируемых это устройство также будет непривычным в использовании.

Л) Микрофон (в т.ч. расположенный на откидной стойке, укрепленной на стереонаушниках) дает возможность получения голосовых ответов испытуемых в реальном масштабе времени. В сочетании с программными средствами анализа это позволяет обеспечить интерактивный режим тестирования, в т.ч. с подбором тембра голоса, произношения слов при изучении иностранного языка, «логопедической коррекции» произношения слов родного языка у детей и пр.

М) Устройства для снятия физиологических параметров, сигналы с которых выводятся на ПЭВМ

Альтернативой применению компьютерного оборудования могут быть специальные пульты экспериментаторов и/или испытуемых, содержащие 2-3 кнопки; тумблер на 2-3 позиции (для переключения между режимами); возможно - специальный верньер – например, для «сопровождения» плавно изменяющейся громкости звука (аналогично колесику КМ – см. выше); динамики. Достоинства: для экспериментатора (или медработника) - возможность программировать воздействия если в пульте есть микропроцессор; для испытуемого – возможность работы на ощупь (если кнопки и верньер имеют различный рельеф) при необходимости отключения «зрительного канала» восприятия испытуемых.

Переходим к рассмотрению методик исследований.

1) Традиционно амплитудная аудиометрия оценивает пороги громкости восприятия непрерывного звука единственной частоты. Стереотелефоны позволяют раздельно исследовать такие пороги для правого и левого уха. Возможные варианты методик. 1а) Для звука фиксированной частоты плавно изменяется громкость для выбранного уха - по периодическому или непериодическому закону. Испытуемый фиксирует момент

каждого «появления» восприятия звука (путем нажатия кнопки при возрастании громкости) и момент «исчезновения» восприятия при убывании громкости (путем отпускания кнопки). Такие задания могут выполняться попеременно для каждого уха или в порядке их «случайного выбора». В результате исследований можно оценить следующее: «устойчивость» порогов начала и прекращения восприятия (по величине разброса значений); наличие (или отсутствие) статистически значимой разницы по этим порогам для правого и левого ушей (путем сравнения выборок с «попарно не связанными вариантами»); наличие (или отсутствие) изменения этих порогов во времени в процессе проведения опытов; наличие разницы между порогами начала и прекращения восприятия звука («гистерезис») и достоверность различий между этими порогами - сравнение выборок с «попарно связанными» вариантами. 1б) Использование ЗИ с заданной скважностью - отдельно для каждого уха. При этом могут ставиться такие задачи: оценка влияния скважности ЗИ на пороги начала и прекращения восприятия звука; оценка «порога различия» отдельных ЗИ при изменении их частоты следования; оценка испытуемым синхронности (или асинхронности) звуковых импульсов, поступающих на правое и левое ухо; оценка совпадения (или различий) громкости ЗИ поступающих на разные уши и пр. 1в) При подаче «сдвоенных» ЗИ могут исследоваться процессы их пред- и послемаскировки [7] - в т.ч. маскировки ЗИ, импульсами поступающими на другое ухо. 1г) При плавных изменениях громкости звука, испытуемый может «сопровождать» эти изменения вращением колесика мыши, верньера и пр. (оговорка – согласно [7] при слабой громкости ее изменение субъективно воспринимается «скаккообразно»). Для каждого из ушей может оцениваться следующее: порог восприятия изменений громкости звука; величина запаздывания реакций испытуемых на изменения громкости звука (например, при изменениях громкости звучания во времени по прямоугольному или трапециoidalному закону); наличие ошибочного восприятия звука постоянной громкости, как звука с изменяющейся громкостью во времени; определение периодов «различий по громкости» звука, подаваемого на правое и левое ухо и пр. 1д) Определение «на слух» количеств ЗИ в нескольких последовательно воспроизведимых «пачках» ЗИ. Ответ вводится с клавиатуры как совокупность чисел (если могут быть двузначные числа, то используются символы разделители). Возможные усложнения: изменение громкостей ЗИ внутри пачек или для разных пачек; изменение продолжительностей ЗИ и/или пауз между ними. Оценка качества восприятия ЗИ может проводиться, например, по среднеквадратическому отклонению фактически поданных и введенных испытуемым количеств ЗИ.

2) Тональная аудиометрия. 2а) Используется звук фиксированной громкости, но с плавно изменяющейся частотой – по периодическому или непериодическому закону. Испытуемый для выбранного уха фиксирует (нажатием кнопки) моменты «начала» и «прекращения» восприятия звука. Так могут исследоваться верхний и нижний «частотные пороги» – не только для оценок «собственно слуха», но и качества работы звуковоспроизводящих устройств. В результате исследований можно оценить следующее: «устойчивости» порогов начала и прекращения восприятия (по величинам разбросов значений); «случайность» изменения каждого из этих порогов во времени (например, по критерию знаков); наличие статистически значимой разницы по этим порогам для правого и левого ушей; разницы между порогами начала и прекращения восприятия звука при изменениях его частоты («гистерезис»). 2б) При плавных изменениях частоты звука, поступающего на уши, испытуемый может «сопровождать» изменения этой частоты вращением колесика мыши или верньера. При этом может оцениваться следующее: величина запаздывания реакций испытуемых на изменения частоты звука (например, по прямоугольному или трапециoidalному закону); наличие ошибочного восприятия звука постоянной частоты, как звука с изменяющейся частотой и пр.

3) «Речевая» аудиометрия. Сейчас тест на различение речи выполняется так: медработник произносит фразу или называет двузначное число приглушенным голосом и просит исследуемого эту фразу повторить. При неудовлетворительных результатах врач увеличивает громкость речи до тех пор, пока пациент не начнет уверенно распознавать его голос. Однако полученные оценки «качества слуха» носят лишь качественный характер.

При использовании на ПЭВМ «синтезатора голоса» и заданного текста можно программно выбрать следующее: одно из ушей, для которого будет воспроизводиться звук через стереонаушники (либо оба уха одновременно); определенный воспроизведимый текст или аудиозапись (из библиотеки), причем тексты могут иметь различную сложность для восприятия; тип голоса (мужской, женский, детский); громкость дикции, в т.ч. «плавающая» громкость как способ усложнения восприятия; тембр речи; ее скорость (тепмп); наличие «ревербераций»; имитация «сглатывания» окончаний; количество раз, которые должен воспроизводиться текст; тип звукового фона (непрерывный звук, звук меняющейся громкости, «звуковые удары», музыка, речь на том же или на ином языке и пр.); соотношение громкости распознаваемой речи и звукового фона. Иноязычная речь обычно отличается (распознается) хуже, чем родная. Поэтому важен продолжительный тренинг восприятия такой речи «на слух» с объективной оценкой качества результатов.

Ответы испытуемого могут вводиться с клавиатуры и сравниваться с тем текстом, который фактически воспроизвился – для оценки количества неверно распознанных отдельных слов и фраз. Поэтому при вводе испытуемый должен обозначать символом «.» границы фраз. Описанные автоматизированные подходы полезны при массовых тестированиях, при самотестировании, при тренинге восприятия «зашумленной» речи.

4) При определении испытуемым расположения статических ИЗ может оцениваться, как направление на единственный ИЗ, так и его удаленность. При этом в экспериментах могут «переключаться» фактические ИЗ, воспроизводящие звук; меняться громкость звука, его тональность, содержание воспроизведенной речи; использоваться предварительное звуковое стимулирование [10] и пр. При использовании стереонаушников –

может имитироваться изменение положения «виртуального» ИЗ.

Направление на ИЗ тестируемый может выбирать либо из числа предопределенных направлений (с помощью экранного меню, галетного переключателя на пульте испытуемого и пр.), либо плавно – например, поворотом «указателя» на мониторе ПЭВМ или верньера с «ключиком-указателем» на пульте испытуемого.

Расстояние до ИЗ также может выбирать из предопределенного набора или задаваться плавной регулировкой – например колесиком мыши с воспроизведением на мониторе выбранного расстояния в виде числа.

Если направления и расстояния до ИЗ имеют предопределенные значения, то эффективен выбор из экранного меню, причем для каждого из экспериментов набор расположений ИЗ может быть индивидуальным. В простейшем случае места ИЗ находятся «в передней полусфере» на дугах окружностей разных радиусов.

Оценка качества определения положений ИЗ в совокупности экспериментов может быть сделана, например, по среднеквадратическому отклонению «заданных» и «указанных» координат источников.

5) Подвижные ИЗ могут быть реальными или имитироваться изменениями громкостей в динамиках головных телефонов. Для перемещений ИЗ в горизонтальной плоскости первоначально для испытуемых должно быть указано расстояние до ИЗ и направление на него, соответственно должно быть выставлено положение курсора на мониторе. В процессе эксперимента испытуемый должен «сопровождать» воспринимаемые им на слух перемещения ИЗ путем изменения отображаемых положений курсора на мониторе – за счет движения мыши или рукоятки джойстика. При этом может оцениваться следующее: запаздывания реакций испытуемых на фактические перемещения ИЗ (реальные или имитируемые программно); ложные реакции испытуемых на фактически неподвижное положение ИЗ – в т.ч. и под воздействием показа динамической графики на мониторе; среднеквадратическое отклонение «фактических» положений ИЗ от воспринимаемых за весь период эксперимента; отличие конечных положений ИЗ – фактического и воспринятого (по азимутальному углу и дальности).

Возможны и исследования восприятие испытуемым ИЗ, перемещающегося в сагиттальной плоскости (по вертикали и дальности). Тогда отображение на мониторе положения источника с помощью курсора целесообразно осуществлять в аксонометрической проекции.

Для воспроизведения «трехмерных» перемещений реальных ИЗ может быть использована стойка на 4-х колесиках с тремя сервоприводами (по одному для перемещений основания стойки по «х» и «у» ортогональным осям в горизонтальной плоскости, один – для перемещения ИЗ вдоль вертикальной штанги стойки).

Для представления трехмерных перемещений курсора, соответствующих воспринимаемому положению ИЗ целесообразно использование программно генерируемых «изображений анаглифов», красно-синих стереоскопических очков и специальных джойстиков, позволяющих управлять курсором по трем осям.

В принципе с помощью описанной стойки за счет добавления четвертого сервопривода можно было бы реализовать и «повороты» ИЗ в горизонтальной плоскости вокруг оси стойки. При этом испытуемый будет определять положения ИЗ ориентируясь на отражения от стен, предметов и пр. Однако при малых размерах комнат изменения «запаздываний» отраженного звука будут недостаточно большими. Поэтому следует ожидать, что «звуковая ориентация» пациента в отношении расположения ИЗ будет затруднена.

Выводы. 1) Применение ПЭВМ (системный блок, монитор, клавиатура, мышь и/или джойстик) обеспечивает широкие возможности аудиометрических исследований. 2) Для дифференцированных оценок характеристик слуха по левому и правому уху могут быть применены как звуковые колонки, так и стереотелефоны, присоединенные к ПЭВМ. 3) При использовании отдельных «аудиометрических устройств» целесообразна их интеграция с ПЭВМ – по крайней мере, для накопления данных. 4) Предложенные в статье аппаратно-программные решения обеспечивают широкие возможности проведения различных экспериментов (для одного или двух ушей) с использованием средств автоматизации. 5) Для аналитической (математической) обработки получаемых результатов целесообразно использование специальных баз данных и программ для ЭВМ.

Библиографический список

1. Берест А.Ю., Красненко А.С. Влияние регулярного использования аудиоплееров с наушниками на слуховую функцию лиц молодого возраста //Российская оториноларингология. 2013. № 1 (62). С. 32-35.
2. Брумштейн Ю.М., Харитонов Д.В. Компьютерные игры: синтез творчества и современных технологий //Интеллектуальная собственность. Авторское право и смежные права-№10-2015- с.41-53
3. Брумштейн Ю.М., Резвых Ю.Ю., Харитонов Д.В., Горбачева А.Н. Существующие и перспективные направления использования смартфонов для медицинских целей /Методы компьютерной диагностики в биологии и медицине-2014: материалы Всерос. Школы-семинара./.под. ред. проф. Д.А.Усанова.-Саратов:Изд-во Саратовский источник,2014 – с.58-61
4. Брумштейн Ю.М., Аксенова Ю.Ю., Иванова М.В. Системный анализ направлений и функциональных возможностей методов исследования движений частей тела человека. //Прикаспийский журнал: управление и высокие технологии.-2014, №3 –с.80-98
5. Брумштейн Ю.М., Аксенова Ю.Ю. Компьютеризированные методы исследования скорости реакций и точности моторики пальцев рук //Известия ЮФУ. Технические науки – 2012, № 9, -С. 77-83
6. Брумштейн Ю.М., Сивер О.В., Кузьмина А.Б. Функционально-стоимостные характеристики медицинских информационных систем: опыт системного анализа //Инженерный вестник Дона, 2014г.- №4,

часть 2 [Электронный ресурс] ivdon.ru/ru/magazine/archive/n4p2y2014/2638 Дата обращения – 20.03.2015

7. Вологдин В.И. Слух и восприятие звука. Спб: 2012- 36с. [Электронный ресурс] Дата обращения 27.04.2016

8. Завьялова Е.В., Ауезалиева Р.Ф., Якупова Р.Р., Брумштейн Ю.М. Состояние зрения и слуха у персонала: цели и методы инструментальной диагностики / Нейробиология и новые подходы к искусственному интеллекту и науке о мозге. Материалы Третьей всероссийской научной школы для молодежи.-Ростов н/Д: Изд-во ЮФУ, 2012.-С.106-109

9. Колядина А.Г. Современная аудиометрия: новые возможности и перспективы //Наука и образование в современном мире. 2015. № 4 (4). С. 20-23.

10. Малинина Е.С. Влияние предварительной стимуляции широкополосным шумом на восприятие приближения и удаления источника звука. Эффект пространственной области //Журнал эволюционной биохимии и физиологии. 2014. Т. 50. № 1. С. 59-68.

11. Муромцева А.В. Особенности восприятия информации человеком в современном мультимедийном пространстве //Вестник РГГУ. Серия: Экономика. Управление. Право. 2015. № 1. С. 66-74.

12. Новиков О.А. Психоакустические основы восприятия многоканального звука при использовании тренажера «виртуальный оркестр» //Современные проблемы науки и образования. 2014. № 5. С. 131-139

13. Понизов А.Г. Классификация методов исследования слухового анализатора человека //Электронные средства и системы управления. 2011. № 1. С. 209-213.

14. Пудов В.И., Стефанович М.А. Восприятие музыки пользователями кохлеарных имплантантов //Российская оториноларингология. 2010. № 2. С. 114-119.

15. Сизов А.Г., Мещеряков Р.В. Автоматизированная система обработки данных о состоянии слухового анализатора человека //Научный вестник Новосибирского государственного технического университета. 2012. № 2. С. 63-68.

BINAURAL PERCEPTION OF THE SOUND: ANALYSIS OF POSSIBLE RESEARCHES DIRECTIONS, HARDWARE AND SOFTWARE FOR THEIR REALIZATION

Brumshteyn Yu.M., Kulakov M.A.

Astrakhan state university, Astrakhan, e-mail: brum2003@mail.ru

Main goals of persons hearing researches, including separately for the right and left ear, are systematized. Authors have estimated informational content of results, which can be received in such researches. In article are analyzed in detail possibilities of standard computer equipment usage for ensuring sound impacts on examinees, fixings of their reactions to such influences. Authors are reviewed existing and some new techniques of carrying out the researches, directed to the estimation of sound/speech perception distinctions for the right and left ear.



ОБРАБОТКА ДАННЫХ ЭКСПЕРИМЕНТА МЕТОДОМ ДИАЛОГОВОГО ОКНА

Прокошев В.Г., Звягин М.Ю., Голубев А.С., Куприянов А.А.

Министерство образования и науки Российской Федерации

Федеральное государственное бюджетное образовательное учреждение высшего образования

"Владимирский государственный университет

имени Александра Григорьевича и Николая Григорьевича Столетовых", andrey.golubev@vlsu.ru

*Работа выполнена в рамках государственного задания ВлГУ №2014/13
на выполнение государственных работ в сфере научной деятельности.*

Введение

При первичной обработке и анализе данных эксперимента часто применяются качественные методы оценки. Зачастую, они опираются только на визуальные наблюдения. По-сущи, на этом этапе меняется предмет исследования. Так изучение «объекта», мы заменяя изучением пары «субъект-объект». Сказанное носит универсальный характер и, естественно, относится и к медицине, и к биологии. Кстати, приданье визуальной компоненты исследованиям, на наш взгляд, соответствует предмету конференции. Поскольку рассматривается некоторый общий подход в анализе данных, то не так важно, на основе какого материала он будет продемонстрирован. Нам близка тема приближения сигналов ультракоротких импульсов, где часто возникает необходимость аппроксимировать данные эксперимента при помощи функций определенного типа, например гауссианами. Сама по себе, эта проблема достаточно хорошо изучена, типовые аппроксимации реализованы во многих пакетах. Например, возможности аппроксимации библиотеки «Curve Fitting Toolbox» позволяют достичь многоного. Но все это рассматривается только как часть задачи. Некоторые особенности анализа ситуации возникают в уже процессе приближения. Поэтому, часто приоритетным оказывается простота и

наглядность построения подобной аппроксимации. Предложен алгоритм, который в полуавтоматическом режиме, позволяет осуществить приближение достаточной точности.

Данные эксперимента

Возможно, в этом разделе мы потратим слишком много места обсуждению деталей физической задачи, приведших к выбору именно этой тематики качестве цели построения «стенда». Однако заявленная цель требует такого анализа. Итак, к выработке подхода, обозначенного во введении, привела следующая физическая задача. Актуальной является проблема аппроксимации амплитудного спектра сигнала некоторым простым аналитическим выражением. Пусть $s(\omega)$ - Фурье образ или спектральная характеристика сигнала $s(t)$. Напрямую ни сигнал, ни его спектральная характеристика не подлежат наблюдению. Строится некоторая функция, измерение которой возможно $|s(\omega)|$ – амплитудный спектр. Существенным является следующий факт, сигнал $s(t)$ измеряется в действительных числах. Поэтому $s(\omega) = s^*(-\omega)$, и следовательно, $|s(\omega)| = |s(-\omega)|$ – амплитудный спектр, представляется четной функцией. Но это в теории, в реальном эксперименте амплитудный спектр наблюдается только при $\omega > 0$. Однако, формально, можно симметрично распространить измеряемую часть спектра и на отрицательные частоты. Такая необходимость возникает, например, если мы поставим цель вернуться во временную область.

Однако, изначально рассматриваются только данные непосредственного эксперимента, и первичный анализ сводится к следующему. Например, рассмотрим простейший сигнал $s(t) = e^{-t^2/4\alpha} \cos \omega_0 t$, спектральная характеристика которого имеет вид $s(\omega) \sim e^{-a(\omega-\omega_0)^2} + e^{-a(\omega+\omega_0)^2}$ (коэффициент пропорциональности опускаем). Предполагается, что ω_0 достаточно велико, настолько, что при $\omega > 0$, можно игнорировать слагаемое $e^{-a(\omega+\omega_0)^2}$ и просто считать, что данные эксперимента представляются одной гауссианой $e^{-a(\omega-\omega_0)^2}$. Кстати, этот фактор может быть отнесен к области взаимодействия «субъект-объект». Потребуется некоторая предобработка исходных данных, она состоит из нескольких шагов и изначально предполагает полуавтоматический режим. Для начала изучается график моделирующий $|s(\omega)|$ при $\omega > 0$. Считается целесообразным сдвинуть ось абсцисс, так чтобы, если возможно, его максимум оказался в нуле, далее, осуществляется масштабирование. Новую переменную будем обозначать как x . В итоге, после предобработки исходный график, будет представлять некоторая функция, определенная на отрезке $[-1; 1]$. Назовем её тестовой и обозначаем через f . Если приближение f смесью гауссиан на $[-1; 1]$ найдено, то восстановление (в определенном смысле), сигнала, не вызовет затруднений. Однако нужно понимать, что, восстановление – это последовательность действий. Во-первых, осуществляются шаги обратные предобработке, во-вторых, функции (тестовая и аппроксимирующая) симметрично продолжается на отрицательные частоты. Итогом таких трансформаций должна стать полная модель амплитудного спектра $|s(\omega)|$, только после этого, применяется обратное преобразование Фурье. Его результат это симметричная версия сигнала $s(t)$. Подчеркнем, что воспроизводится не исходный сигнал, а строится некоторый его аналог. Он представляется четной функцией, которая имеет тот же амплитудный спектр, что и исходный сигнал. То же самое происходит и с гауссианами $e^{-a(x-b)^2}$. В итоге обратному преобразованию Фурье подвергается сумма $e^{-a(\omega-(\beta+\omega_0))^2} + e^{-a(\omega+\beta+\omega_0)^2}$, что приводит к сигналу $s(t) \sim e^{-t^2/4\alpha} \cos((\omega_0 + \beta)t)$ и т.д. Следует отметить, что корректный перенос аппроксимации из частотной во временную область обеспечивается фундаментальными теоремами.

Алгоритм

Сам алгоритм и последующая его реализация, которая предлагается ниже, носит во многом демонстрационный и испытательный характер. Они никак не привязаны к конкретному предмету исследования. Ставятся, например, цели выработать управление движением графика функции, которую мы считаем аппроксимирующей, по отношению к графику тестовой функции. Отрабатывались и другие особенности процесса приближения. Итак, данные моделируются функцией, определенной на отрезке $[-1; 1]$; её мы полагаем положительной, более того (для частоты эксперимента), считаем, что это просто смесь гауссиан. Существует много различных методов нахождения приближения функции; мы выбираем универсальный и вместе с тем простейший способ. Конкретно, пусть выбраны базисные функции, гауссианы $g_{i,j}(x) = e^{-a_i(x-b_j)^2}$. В пространстве π , образованном $g_{i,j}(x)$, строим ортонормированный базис, используя стандартный метод Грама - Шмидта. Ищем проекцию prf в пространство π . Ошибку измеряем в метрике L_2 . А именно, длина $\|f - prf\|_2$ вычисляется по формуле $\|f - prf\|_2^2 = \|f\|_2^2 - \|prf\|_2^2$; будем считать величину $\varepsilon_2 = \|f - prf\|_2 / \|f\|_2$ мерой ошибки. Далее, руководствуясь графиками f и prf , в ручном режиме подбираем другое приближение функции f , меняя параметры узлов. Оценка ошибки аппроксимации, указанная выше, носит чисто геометрический смысл. При имплементации полученных формальных результатов в приложения, требуется тщательный анализ. В контексте задачи, рассмотренной выше, с физической точки зрения, корректной оценкой ошибки будет ε_2^2 . Вполне актуальным, в некоторых условиях, является и следующий способ оценки результатов аппроксимации. Пусть $\|f\|_1$ – сумма модулей координат вектора f . Можно предложить в качестве оценки ошибки, величину $\varepsilon_1 = \|f - prf\|_1 / \|f\|_1$, она также имеет определенный физический смысл.

Реализация алгоритма

Для реализации вычислительного эксперимента было создано простое приложение на языке JavaScript, имеющее html-интерфейс. Такой в определенной степени «нестандартный» для математических задач выбор был сделан вследствие того, что объем и сложность вычислений здесь сравнительно небольшие, а удобства как

для разработчика, так и для конечного пользователя-экспериментатора – значительные. На основе доступных сейчас web-технологий можно чрезвычайно быстро создавать подобного рода «испытательные стенды» под конкретный эксперимент и затем передавать его пользователю, не заботясь о сложностях конфигурирования или о наличии «тяжелых» математических пакетов.

Собственно приложение состоит из единственной html-страницы и пары популярных JavaScript-библиотек: jQuery[1] и Highcharts[2]. Первая из них является фактически «стандартом» в области манипулирования структурой html-документов (в частности, с её помощью реализация динамического интерфейса занимает считанные минуты). Вторая библиотека – Highcharts – является одной из широко известных библиотек построения графиков и диаграмм, развитие которых стало возможным благодаря появлению в браузерах функции отображения векторной графики (svg), а затем – стандарта Html5.

Для запуска приложения пользователю достаточно открыть в браузере html-файл. Интерфейс появившейся страницы разделен на следующие части:

- Параметры дискретизации функций: поля для ввода шага Δ и количества точек дискретизации
- Параметры сети гауссиан: поля для ввода размеров двухкоординатной сети и шагов смещений для начальной инициализации узлов сети.
- Узлы сети: таблица, содержащая поля ввода координат (a_i, b_j) базисных гауссиан, координат (a_i^*, b_j^*) и весовых коэффициентов α_j^* тестовой функции f , а также значения вычисленных коэффициентов разложения по базису.
- Наглядное представление результата аппроксимации в виде графиков тестовой функции f и ее проекции prf .
- Вычисленных значений ошибки ε_1 и ε_2

Основная расчетная часть алгоритма состоит из построения ортонормированного базиса, проецирования и расчета ошибки. Технически, эти действия представляют комбинацию операций векторной алгебры: нормировки, суммирования и скалярного произведения. Исходными векторами для них являются табулированные значения базисных гауссиан $g_{i,j}(x)$ и тестовой функции f с заданным шагом дискретизации Δ . Размерность векторов определяется параметром n . Нужно отметить, что подобные операции весьма компактно программируются на JavaScript благодаря методам map и reduce объекта Array. Производительность такой реализации, конечно, уступает реализации с помощью традиционных языков, однако в данной задаче её вполне достаточно: вычисления с векторами размерности порядка 10^3 (что соответствует шагу дискретизации порядка 10^{-3}) не вызывает каких-либо заметных задержек.

Тестовые испытания

Первая группа испытаний строилась по следующему принципу. Фиксировалась сеть, состоящая из функций $e^{-a_i(x-b_i)^2}$ (базисных гауссиан). Данные генерировались как смесь

$$\sum \alpha_j^* \cdot e^{-a_j^*(x-b_j^*)^2} \quad (\alpha_j^* > 0, \sum \alpha_j^* = 1). \text{ Рассматривались и исследовались следующие ситуации:}$$

1. Количество, входящих в смесь гауссиан, совпадало с количеством базисных функций. Параметры (a_j^*, b_j^*) , немного отличались от соответствующих параметров функций, входящих в смесь. Предметом интереса (кроме точности) являлось поведение вектора базисных коэффициентов $(\alpha_1^*, \dots, \alpha_n^*)$. Выяснилось, что при некоторых ограничениях, вектор сохраняет относительную устойчивость. Она выражалась в качественном сохранении исходных условий, накладываемых на этот вектор (см. выше).
2. Количество, слагаемых, входящих в моделирующую смесь, существенно превышало количество элементов сети. Изучался процесс агрегации данных. Эффект оказался ожидаемым – слагаемые, входящие в смесь, концентрировались в выделенных узлах сети, что выражалось в накоплении соответствующих весов.

Проблемы возникли при организации самой сети. Выяснилось, что при данной реализации алгоритма, параметры базисных функций $(a_i; b_i)$ не должны быть слишком близкими. Их количество в сети, не может быть большим (как выяснилось, не более семи). В противном же случае проявляется неустойчивость в работе алгоритма, которая проявляется в непредсказуемом поведении весов. Таким образом, пришлось отказаться от плана построения большой стационарной сети и вернуться к методам присущим построению аппроксимаций. То есть, построению адаптивной сети.

Итак, вторая группа экспериментов строилась по альтернативному принципу. Сеть не фиксировалась, а строилась по данным эксперимента. Конкретно, задавалась смесь, которая и моделировала эти данные. После чего адаптивная сеть выстраивалась по следующей схеме. Последовательно добавлялись базисные функции и корректировались их параметры. При этом руководствовались следующей информацией: 1) сравнительным видом графиков исходных данных и текущей аппроксимации; 2) точностью, она фиксировалась в окне после каждой итерации; 3) текущим видом вектора весов, избегали больших отрицательных значений весов. При помощи этих нехитрых правил достигалась приемлемая точность (в разных смыслах), что собственно, и является целью, заявленной во введении.

Следует подчеркнуть, что основной итогом является не столько сам результат приближения гауссианами данных эксперимента (по-видимому, это можно сделать и по-другому), а демонстрация возможности быстро создавать указанным методом не сложные, но эффективные стенды для решения конкретных прикладных задач. Некоторая избыточность конкретики и обсуждение деталей, не должны отвлечь

внимание от основного посыла - универсальный характер предлагаемого подхода. Безусловно, приемы, которые использовались при реализации алгоритма, применимы в других областях. Особенно хотелось бы отметить, что приданье исследованию визуализации, как нам кажется, соответствует духу такой области, как медицина.

Библиографический список

1. <https://jquery.com>
2. www.highcharts.com

PROCESSING ALGORITHM METHOD "DIALOG BOX"

Prokoshev V.G., Zvyagin M.U., Golubev A.S., Kupriyanov A.A.

Министерство образования и науки Российской Федерации

"Vladimir State University named A.G. Stoletov and N.G. Stoletov", andrey.golubev@vlsu.ru

There is the experimental data processing algorithm method "dialog box" in this article. It shows challenging task and the description of the algorithm to solve this task. The proposed algorithm is implemented in JavaScript and this article contains a description of the interface of realized program. Established program has been tested and those tests are described in this article.



ИРРЕГУЛЯРНЫЕ УПАКОВКИ ФИГУР РАЗНЫХ РАЗМЕРОВ И ФОРМ

Голубев А.С., Звягин М.Ю., Самойлова Л.И., Куприянов А.А..

Министерство образования и науки Российской Федерации

Федеральное государственное бюджетное образовательное учреждение высшего образования

"Владимирский государственный университет

имени Александра Григорьевича и Николая Григорьевича Столетовых", andrey.golubev@vlsu.ru

*Работа выполнена в рамках государственного задания ВлГУ №2014/13
на выполнение государственных работ в сфере научной деятельности.*

Введение

Заявленная в названии тема, весьма интересна и выглядит экзотично, но не столько она является основным посылом. Нам хотелось бы предложить инструмент (стенд), который легко создается современными средствами, достаточно эффективно применяется в реальных условиях (см. ссылки). Поскольку принципы конструирования подобных стендов универсальны, то мы не сомневаемся в применимости подобного подхода приложениях, связанных с медициной и биологией. Итак, тема «плотные упаковки шаров» давно и интенсивно разрабатывается. Результаты, которые получены в рамках этого направления, имеют широкие и, зачастую, неожиданные приложения во многих сферах. Вместе с тем, они применяются и в традиционных областях - химии, кристаллографии т.д. Особенностью подобного рода упаковок является регулярный характер структур, наличие некоторой повторяемости. Это, в частности, приводит к такому понятию как «структурный элемент заполнения». Под этим понимается некоторое специальное заполнение части пространства, которое потом регулярно воспроизводится во всем пространстве. В основу подобных структур положены принципы – детерминированности и повторяемости. Идеология же, заложенная в изучение анонсированной в названии статьи темы «иррегулярные упаковки фигур разных размеров и форм», является в некотором смысле антиподом, принципов, применяемых в упомянутой ранее сфере регулярных упаковок. Невозможность точно описать характер заполнения той или иной части пространства приводит к мысли о необходимости выделения лишь некоторых общих положений, фиксирующих тенденции в заполнении пространства.

Общие положения

С «твердой частицей» ассоциируется другое тело - «ассоциированный шар», шар, объем которого равен объему частицы, а центр находится в центре её тяжести. Частицы касаются, а ассоциированные шары, возможно, и нет. Поэтому следует ввести еще один шар – «контактный шар». Иными словами, частица заменяется на два, вложенных друг в друга шара и т.д. Таким образом, появляется такое понятие как «пленка». Именно она должна отслеживать различие типов контактов частиц разной формы наиболее простым способом. Конкретно, рассмотрим два варианта задания толщины пленки, а именно: $x = r + f(r)$, где 1) $f(r) = d$; 2) $f(r) = kr$.

Касающиеся частицы имеют существенно отличающиеся размеры. Поэтому следует избрать наиболее простую фигуру в пространстве, которая моделирует это обстоятельство. Простейшая фигура – тетраэдр. Так появляется понятие «случайной конфигурации» и её плотности заполнения (рис. 1).

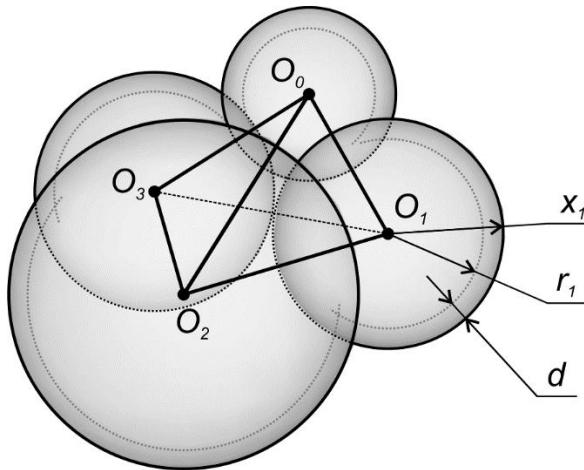


Рис. 1. Конфигурация частиц, расположенных в вершинах тетраэдра

Предполагается, что частицы или заменяющие их шары, встречаются с определенными частотами. То есть, изначально задается состав, сформированный по принципу – размеры частиц (шаров), частота их использования.

$$\begin{array}{cccccc} r & & r_1 & & r_2 & & r_{n-1} & & r_n \\ p & & p_1 & & p_2 & & & p_{n-1} & & p_n \end{array}$$

$\sum p_j = 1; (j = 1, \dots, n)$. Понятно, что и конфигурации также возникают с разными частотами. Простейший способ, но не обязательно самый верный, это свободный розыгрыш. Возникает необходимость на введение некоторых ограничений (фильтров). Они контролируют, используя те или иные причины, возможность или невозможность некоторых конфигураций.

Алгоритм

Рабочие вычисления. Пусть векторы a_i имеют длину единицу, то есть $\|a_i\| = 1 (i = 1, 2, 3)$.

$$\begin{aligned} a'_1 &= \frac{a_1 - a_3 \langle a_1, a_3 \rangle}{\langle a_1, a_3 \rangle}; \quad a'_2 = \frac{a_2 - a_3 \langle a_2, a_3 \rangle}{\langle a_2, a_3 \rangle} \\ \langle a'_1, a'_2 \rangle &= \frac{\langle a_1, a_2 \rangle - \langle a_1, a_3 \rangle \langle a_2, a_3 \rangle}{\langle a_1, a_3 \rangle \langle a_2, a_3 \rangle}; \quad \langle a'_1, a'_1 \rangle = \frac{1 - \langle a_1, a_3 \rangle^2}{\langle a_1, a_3 \rangle^2}; \quad \langle a'_2, a'_2 \rangle = \frac{1 - \langle a_2, a_3 \rangle^2}{\langle a_2, a_3 \rangle^2}. \\ \cos \varphi_3 &= \frac{\langle a_1, a_2 \rangle - \langle a_1, a_3 \rangle \langle a_2, a_3 \rangle}{\sqrt{1 - \langle a_1, a_3 \rangle^2} \cdot \sqrt{1 - \langle a_2, a_3 \rangle^2}} \\ \langle a_1, a_2 \rangle &= \cos \alpha_{12}; \quad \langle a_1, a_3 \rangle = \cos \alpha_{13}; \quad \cos \alpha_{23} = \langle a_2, a_3 \rangle \end{aligned}$$

Объем параллелепипеда, построенного на векторах a_i , легко может быть вычислен при помощи определителя Грама G .

$$G^2 = \begin{vmatrix} 1 & \langle a_1, a_2 \rangle & \langle a_1, a_3 \rangle \\ \langle a_1, a_2 \rangle & 1 & \langle a_2, a_3 \rangle \\ \langle a_1, a_3 \rangle & \langle a_2, a_3 \rangle & 1 \end{vmatrix} \quad (**)$$

Пояснения: 1) $\langle \cdot, \cdot \rangle$ означают скалярное произведение; 2) $\alpha_{12}, \alpha_{13}, \alpha_{23}$ – плоские углы между соответствующими векторами a_i ; 3) φ_3 – двугранный угол образованный плоскостями, построенными на векторах $\{a_1; a_3\}, \{a_2; a_3\}$. Два других двугранных угла φ_1, φ_2 вычисляются по аналогичной схеме путем перестановки индексов. В итоге получаем рабочую формулу для вычисления двугранного угла через плоские углы:

$$\cos \varphi_3 = \frac{\cos \alpha_{12} - \cos \alpha_{13} \cos \alpha_{23}}{\sqrt{1 - \cos \alpha_{13}^2} \sqrt{1 - \cos \alpha_{23}^2}}.$$

Объем части шара, которую выделяют векторы единичной длины a_i внутри шара (сегмент), вычисляется по формуле:

$$V = \frac{1}{3} (\varphi_1 + \varphi_2 + \varphi_3 - \pi) \quad (*).$$

Пусть $\{O_0 O_1 O_2 O_3\}$ тетраэдр, образованный центрами четырех касающихся шаров. Обозначим радиусы этих шаров через x_0, x_1, x_2, x_3 ; $x_i = r_i + d$. Таким образом, длины векторов $O_0 O_i$, исходящих из O_0 , имеют величины $x_0 + x_i$ (то же самое справедливо для любой пары вершин O_i, O_j). Нормируем $O_0 O_i$, получаем векторы a_i , о которых шла речь выше. Нам собственно нужны только косинусы плоских углов при вершине O_0 , а именно $\alpha_{12}, \alpha_{13}, \alpha_{23}$. Их легко найти, зная длины сторон граней тетраэдра. Например, грань $O_0 O_1 O_2$ (треугольник) имеет длины $x_0 + x_1, x_0 + x_2, x_1 + x_2$. Таким образом, косинус углов треугольника при вершине O_0 имеет вид:

$$\cos\alpha_{12} = 1 - \frac{2x_1x_2}{(x_0+x_1)(x_0+x_2)}.$$

Аналогично вычисляются и другие плоские углы граней при вершине O_0 , точнее их косинусы. Объем сегмента, то есть части шара радиуса x_0 с центром в точке O_0 , который содержится внутри тетраэдра, вычисляется с небольшой коррекцией по формуле(*), а именно

$$V(O_0; r_0) = \frac{1}{3}(\varphi_1 + \varphi_2 + \varphi_3 - \pi)r_0^3.$$

Проделав то же самое для остальных вершин, найдем объемы всех четырех сегментов. Недостающим элементом является сам объем тетраэдра $\{O_0O_1O_2O_3\}$. Его легко вычислить, используя(**) и некоторую коррекцию объема. Объем параллелепипеда, построенного на векторах O_0O_1, O_0O_2, O_0O_3 получится, если G (см. (**)) умножим на $(x_0 + x_1)(x_0 + x_2)(x_0 + x_3)$. Объем тетраэдра V_t получится, если еще дополнительно умножить на $1/6$. Итак, доля «условно твердой» составляющей заполнения внутренностей тетраэдра дается формулой

$$\rho = (V(O_0; r_0) + V(O_1; r_1) + V(O_2; r_2) + V(O_3; r_3))/V_t.$$

Сразу оговоримся, что иногда будем пользоваться двойственным понятием - «пористость заполнения тетраэдра»; это величина $1 - \rho$.

Фильтр1. Изначально, все три грани $O_0O_2O_3, O_0O_1O_3, O_0O_1O_2$ мы рассматриваем, изолировано, как отдельные треугольники. Поэтому $\cos\alpha_{12}, \cos\alpha_{13}, \cos\alpha_{23}$ можно вычислить по формуле без проблем. Следовательно, можно составить определитель G формально. Он принимает смысл определителя Грама, если радиусы шаров x_0, x_1, x_2, x_3 сбалансированы, то есть из шаров можно выложить тетраэдр (см. ранее). Если размеры приблизительно равны, то это так. Пусть минимальный размер шара x_0 непрерывно уменьшается, при этом остальные размеры не меняются. Наступает момент, когда меньший шар провалится в отверстие между тремя большими шарами. Этот момент соответствует условию $G = 0$. Получается, что ограничение на размеры x_0 должно быть снизу. Но проблема наступает несколько ранее. Меньший шар будет выходить за пределы плоскости основания тетраэдра $O_1O_2O_3$, до того момента, когда он провалится в отверстие. Иными словами, ограничение должно быть сверху и оно состоит в том, что x_0 не должен превосходить высоту тетраэдра. Оно поглотит ограничение снизу. Итак, для того, чтобы тетраэдр сложился корректно, должно быть выполнено следующее ограничение. Конкретно, пусть $x_0 = \min\{x_0, x_1, x_2, x_3\}$. Величины $x_1 + x_3, x_1 + x_2, x_1 + x_3$ это длины сторон грани $O_1O_2O_3$. Тогда площадь этой грани $S = \sqrt{x_1x_2x_3(x_1 + x_2 + x_3)}$ (формула Герона). Высота, опущенная на неё из вершины O_0 , ищется исходя из соотношения $\frac{1}{6}V = \frac{1}{3}HS$. Ограничение состоит в выполнении неравенства $H \geq x_0$. Таким образом, ограничение, которое составляет смысл фильтра 1, имеет вид: $x_0 \leq \frac{V}{2S}$.

Фильтр 2. Он состоит из двух неравенств, которые накладывают ограничения на величину ρ - плотности заполнения конфигурации.

$$0.01 \cdot s_1 < \rho < \frac{1}{1 + 0.01 \cdot s_2}$$

Здесь s_1, s_2 числа в диапазоне от 0 до 100. Сама необходимость введения «коридора плотностей», а также форма ограничений, обусловлена особенностями предполагаемого использования алгоритма.

Реализация алгоритма состоит в последовательном переборе конфигураций. Вероятность w конфигурации определяется свободным розыгрышем, который осуществляется на основе использования таблицы. Если выполняются ограничения фильтров, то происходит следующее. По плотности ρ определяется «карман», в который помещается соответствующая частота w . В итоге в карманах накапливаются частоты конфигураций. После нормировки, сумма частот должна быть равна 1, получается гистограмма. Она и средняя величина плотности $P_{cp} \equiv \sum w\rho$ и есть итог работы алгоритма. Суть настройки алгоритма заключается в подборе значений фильтров, которые являются входными параметрами. Используя последовательность корректирующих итераций, добиваемся нужного эффекта. Заметим, что алгоритм носит формальный характер. Он является общим, и не связан с каким-либо конкретным приложением.

Программная реализация

Испытаний предложенного алгоритма выполнялись при помощи специально разработанной программы на языке JavaScript, имеющей html-интерфейс. Такой «своеобразный» для математических задач выбор был сделан вследствие того, что объем и сложность вычислений здесь сравнительно небольшие, а удобства, как для разработчика, так и для конечного пользователя-экспериментатора – значительные. На основе доступных сейчас web-технологий можно чрезвычайно быстро создавать подобного рода «испытательные стенды» под конкретный эксперимент и затем передавать его пользователю, не заботясь о сложностях конфигурирования или о наличии «тяжелых» математических пакетов.

Приложение состоит из одной html-страницы, файла с исходными данными и нескольких популярных JavaScript-библиотек: jQuery в сочетании с jQueryUI[1] и Highcharts [2]. Библиотека jQuery является фактически «стандартом» в области манипулирования структурой html-документов. В дополнение к ней, библиотека jQueryUI содержит набор типовых интерфейсных блоков и визуальных эффектов. Highcharts представляет собой одну из широко известных библиотек построения графиков и диаграмм, развитие которых стало возможным благодаря появлению в браузерах функции отображения векторной графики (svg), а затем – стандарта Html5. В данном случае Highcharts используется для построения гистограммы распределения плотности.

Для запуска приложения пользователю достаточно открыть в браузере html-файл. Интерфейс появившейся страницы разделен на следующие части:

- Количество фракций смеси: поле, позволяющее задать параметр n – число типов частиц, используемых в модели.
- Состав фракций: таблица, содержащая для каждого типа частиц i поле для ввода размера частицы r_i и процентной доли p_i данного типа частиц в смеси.
- Общие параметры смеси: поля для задания толщины пленки d , ограничений s_1 и s_2 на плотность смеси.
- Визуализация результатов расчета: гистограмма распределения частот конфигурации частиц в зависимости от плотности.
- Вычисленное значение средней плотности P_{cp}
- Таблица частот: отображаемое по запросу пользователя диалоговое окно с детальной таблицей, содержащей по каждой реализуемой (не отброшенной фильтрами) конфигурации частиц вычисленную для неё плотность ρ и частоту w . Эту таблицу можно использовать для дальнейшего статистического анализа.

Поскольку количество фракций может быть достаточно большим, для удобства ввода параметров смеси в состав программы включен текстовый файл, позволяющий задать исходные значения размеров и долей частиц.

Программа выполняет полный перебор всех возможных комбинаций типов частиц, составляющих тетраэдр. Для каждой, по вышеприведенным формулам, вычисляется объем тетраэдра V_T , плотность ρ и вероятность (частота) w . При этом в качестве величин x_i , $i = 0, 1, 2, 3$ используются значения $r_i + d$. Проверяются ограничения «фильтров», и не удовлетворяющие им комбинации отбрасываются. Из оставшихся, после нормировки, формируется итоговая гистограмма и рассчитывается P_{cp} .

Применение.

Как уже говорилось, алгоритм носит общий характер, и его имплементация в приложения потребует тщательной проработки и, возможно, добавления некоторых дополнительных структур и атрибутов. Нужно отметить, что в ранних работах, одного из авторов статьи успешно применял в расчетах свойств грунтов подобный алгоритм [3], [4].

Опишем схему применения современной версии алгоритма, например, для расчета физических характеристик асфальтобетонов. Допустим, имеется некоторая интересующая нас группа асфальтобетонов, про которую известно: 1) возможные диапазоны вариации фракций минеральной части; 2) возможный диапазон изменения «вяжущей» (битум). Для некоторых смесей из группы проводился реальный эксперимент, в результате чего были измерены физические характеристики (зерновой состав, содержание битума, плотность, водонасыщение). Состав фракций и содержание вяжущей подвергаются некоторой вариативности. Хотелось бы получать список физических параметров иных смесей из группы расчетным способом, не прибегая к трудоёмкому эксперименту.

Схема действий следующая. Главной характеристикой, на основании которой строится расчет P_{cp} – плотности минеральной составляющей, является таблица (см. выше). Это основной входящий параметр. Управляющими параметрами являются значения фильтров, текущие значения которых выведены в соответствующие поля интерфейса программы. Конвертируем физические характеристики смеси в формальные параметры таблицы, значения которой вводятся в алгоритм. Устанавливаем начальные значения фильтров. Рассчитываем P_{cp} , совершая обратную конвертацию в физические характеристики. Получаем их расчетные значения и сравниваем их с имеющимися экспериментальными данными. Корректируем результаты расчетов, меняя значения параметров фильтров. Считается, что результат достигнут, если для исследуемой группы асфальтобетонов, настройка параметров осуществлена успешно. То есть, расчетные значения совпадут с имеющимися известными экспериментальными данными. В этом случае найденные значения управляющих параметров применяются уже для всей изучаемой группы.

Отметим, что подобный метод настройки, существенно упрощается устройством интерфейса реализации алгоритма («диалогового окна»), предложенным разработчиком. Однако, нужно отметить, что, все же, он весьма трудоемкий. Успех, во многом, опирается на практический опыт и интуицию экспериментатора. В целом же основным достижением мы считаем возможность быстро создавать подобные реализации алгоритмов (стенды) для решения конкретных задач.

Нам бы не хотелось, чтобы изобилие различных деталей и вычислений, которое присутствует в тексте, отвлекло внимание от основного лейтмотива. Создание стенда, то есть, возможность простыми и эффективными способами создавать инструменты для решения разнообразных прикладных задач. Сугубо практический характер приложений (см. ссылки) также указывает на возможную полезность применения стенда, как инструмента, в самых разных областях. На наш взгляд, придание визуального характера некоторым аспектам исследования, подчеркивает привлекательность использования подхода и в таких областях, как медицина и биология

Библиографический список

1. <https://jqueryui.com>
2. <http://www.highcharts.com/>

3. Самойлова Л.И., Варзин Е.И. Повышение качества строительства с дорог./Сб. научн. тр. Междунар. научн.-практ. конференции: 1 ч. Транспортные системы Сибири. – Красноярск: Сибирский федеральный университет. 2016. –с. 211-с.213.
4. Самойлова Л.И. Теоретический аппарат расчета оптимальных характеристик грунта. / Сб. трудов МАДИ. - М. : Повышение сроков службы и качества автомобильных дорог, 1986. - с. 25 - 35.

IRREGULAR FIGURE PACKINGS OF DIFFERENT SIZES AND SHAPES

Golubev A.S., Zvyagin M.U., Samoilova L.I., Kupriyanov A.A.

Министерство образования и науки Российской Федерации

"Vladimir State University named A.G. Stoletov and N.G. Stoletov", andrey.golubev@vlsu.ru

The article deals with irregular figure packing of different sizes and shapes. It describes a detail explanation of the filtering algorithm with different configurations. The proposed algorithm is implemented in JavaScript and this article contains a description of the interface of the realized program. Also this article contains the scope of described algorithm.



ИСПОЛЬЗОВАНИЕ СЕТЕЙ ДОВЕРИЯ БАЙЕСА ДЛЯ РАСПОЗНАВАНИЯ HS⁻ И Fe²⁺-ИНТОКСИКАЦИЙ У ПАЦИЕНТОВ

Машевский Г. А., Семеновская М. В.

Санкт-Петербургский Государственный Электротехнический Университет ЛЭТИ,
aniket@list.ru,

Многолетний опыт практической медицины показал, что эффективность и конечный результат лечения пациентов напрямую зависит от качества организации его мониторинга. К настоящему моменту данный вопрос достаточно подробно и качественно проработан только в отдельных направлениях медицины (при лечении пациентов с патологиями кровеносной или дыхательной системы, а также больных сахарным диабетом). Однако, существенным недостатком принятого подхода является то, что мониторинг состояния пациента ограничивается его отдельными подсистемами или параметрами и направлен либо на контроль динамики конкретного заболевания, либо на выявление патологических процессов, способных привести к немедленной гибели пациента вследствие остановки сердца или дыхания. Однако, практически отсутствуют разработки в области оценки общего состояния пациента и его принципиальной способности сопротивляться развитию любой патологии, безотносительно её конкретной природы. Помимо этого, крайне низкое внимание уделяется вопросам мониторинга состояния водно-солевого обмена пациента. В то же время, практически любой патологический процесс в организме неизбежно оказывается и на протекании его водно-солевого обмена. Т. о., можно предположить, что разработка методики мониторинга и оценки состояния водно-солевого обмена пациента, позволит также частично решить задачу контроля его общего состояния.

Для решения этого задачи нами были разработаны метод и система мониторинга состояния водно-солевого обмена пациента, опирающиеся на новое пространство информационных признаков, учитывающее активности ионов Na⁺, K⁺, NH₄⁺, величину pH, а также потенциалы LaF₃, Pt, Ag₂S, Cd и EM – электродов. В качестве метода контроля отобранных параметров была выбрана прямая потенциометрия, как метод позволяющий измерять выбранные параметры напрямую, практически не изменяющий свойств биопробы а также простой и дешёвый в реализации [1]. Рассмотрим один из примеров возможного практического использования данной системы.

Интоксикация организма ионами HS⁻ или Fe²⁺ являются распространёнными формами послеоперационных осложнений, способными существенно затруднить процесс послеоперационной реабилитации пациента, а в тяжёлых случаях – привести к летальному исходу. Механизм токсического действия гидросульфид-аниона (HS⁻) подобен цианиду (CN⁻) и угарному газу (CO), и заключается в комплексовании атома меди в цитохроме А митохондрий, приводящему к его ингибиции. Результатом этого становится невозможность генерировать АТФ и накопление восстановителей в цепи переноса электронов в митохондриях. Избыток Fe²⁺ при воспалении приводит в действие белковый механизм острой фазы, который ограничивает поступление Fe в ткани, и снижает его доступность для микроорганизмов, улавливает и транспортирует в макрофаги этот элемент, а также связан с разрушением цитохромов, содержащих Fe. Патологические отклонения организма, связанные с повышением концентрации Fe²⁺, в послеоперационный период после удаления опухоли у больных составляют одну из наиболее часто встречающихся форм осложнений (28,4% из 1364 контрольных измерений) [2]. Указанные интоксикации часто сопровождаются развитием в организме воспалительного процесса, следовательно, появление в моче ионов HS⁻ или Fe²⁺

становится тем самым его маркерами. Таким образом, решение задачи разработки методики диагностики и лечения интоксикации организма ионами гидросульфида и двухвалентного железа позволит повысить эффективность послеоперационного сопровождения пациентов.

В основе возможности потенциометрического контроля лежат реакции твёрдокристаллического Ag_2S – и Pt – электродов в присутствии ионов HS^- или Fe^{2+} . Контроль мочи с помощью Ag_2S – электрода в присутствии сульфидильных компонентов основан на электрохимических реакциях:



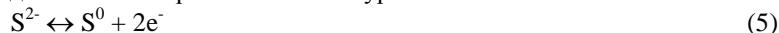
Электродные функции для этих реакций соответственно описываются уравнениями:

$$\varphi_1 = -0,688 - 0,029\lg[\text{S}^{2-}], \text{ В} \quad (3)$$

$$\varphi_2 = -0,282 - 0,029\lg[\text{HS}^-] - 0,029\text{pH}, \text{ В} \quad (4)$$

Ag_2S - электрод является классическим электродом для определения концентрации сульфидных и гидросульфидных ионов, что определяется произведением растворимости Ag_2S (10^{-51}).

Контроль с помощью платинового электрода возможен благодаря окислительно-восстановительным системам, присутствующих в компартментах человеческого организма. В частности, для описанного выше случая redox-система определяется электрохимическими уравнениями:



которым соответствуют электродные функции:

$$\varphi_3 = -0,480 - 0,029\lg[\text{S}^{2-}], \text{ В} \quad (7)$$

$$\varphi_4 = -0,074 - 0,029\lg[\text{HS}^-] - 0,029\text{pH}, \text{ В} \quad (8)$$

Результатом решения полученной системы уравнений является выражение (9), отражающее связь между потенциалами электродов:

$$E(\text{Ag}_2\text{S}) = -208 + E(\text{Pt}) \quad (9)$$

Отклонения от данной зависимости свидетельствует, о присутствии в биосубстрате других сильных восстановителей, помимо ионов гидросульфида, прежде всего ионов Fe^{2+} . Таким образом, опираясь на зависимость (9), оказывается возможным построения методики распознавания видов интоксикации.

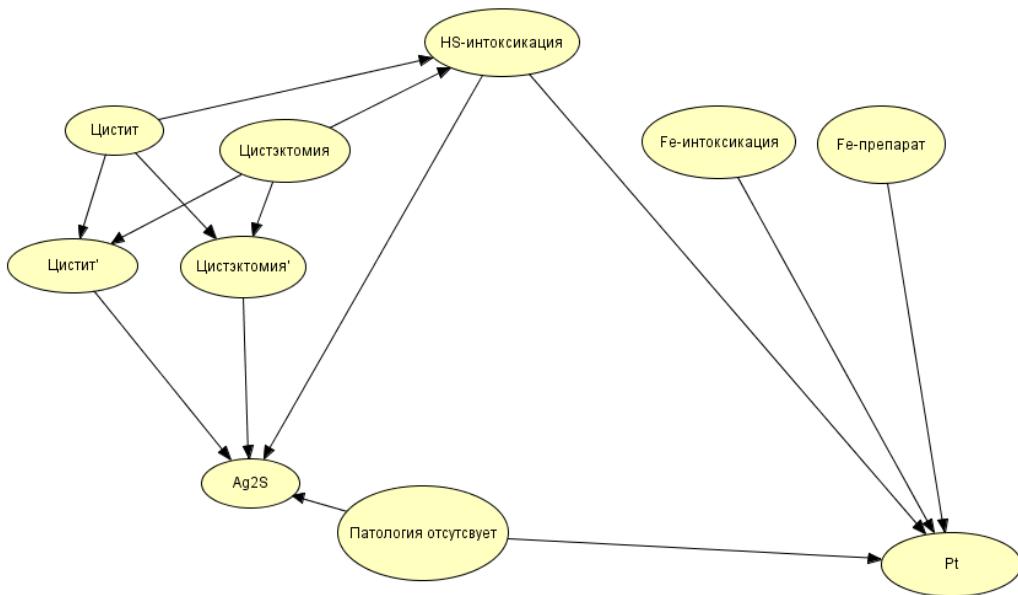


Рис. 1. – Байесовская сеть доверия для диагностики интоксикации пациента.

Практическая диагностика вида интоксикации, на практике осложняется тем, что в организме могут протекать некоторые патологические процессы, либо может проводиться лекарственная терапия, что способные исказить результаты измерений. Для того, чтобы учесть подобную возможность, нами была разработана сеть доверия Байеса, позволяющая автоматизировать процесс постановки диагноза, и представленная на рисунке 1. Для этого была использована среда проектирования экспертных систем NuqinExpert 8.3.

В качестве узлов данной сети были выбраны наличие у пациента интоксикации ионами гидросульфида (HS-интоксикация), интоксикации ионами двухвалентного железа (Fe-интоксикация), отсутствие у пациента патологии (Патология отсутствует) и значения потенциалов Ag_2S (Ag_2S) и Pt (Pt) электродов. Поскольку прием пациентом железосодержащих препаратов также может приводить к изменению потенциала платинового

электрода, то возможность подобного приёма была включена в состав в сети в качестве её узла (Fe-препарат). Аналогичным образом было учтено влияние наличия у пациента цистита и цистэктомии на показания Ag₂S-электрода (узлы «Цистит» и «Цистэктомия»). Кроме того, поскольку, очевидно, что у пациента одновременно не могут присутствовать цистит и цистэктомия, то в состав сети введены два логических узла («Цистит» и «Цистэктомия») исключающие возможность появления подобного события.

Между узлами установлены связи, отражающие реальное влияние протекания тех или иных физиологических процессов друг на друга. В частности, связи между узлами «Ag₂S», «Pt», «HS-интоксикация» и «Fe-интоксикация» графически воспроизводят выражения (1-9).

Для каждого узла был сформирован перечень состояний, которые они могут принимать (для различных патологий их наличие и отсутствие, для значений показаний электродов – укладываются они или нет в те или иные референтные границы). Для каждого из узлов верхнего уровня были установлены априорные вероятности того, что они примут то или иной из своих возможных состояний. Для этого был использован массив, данных мониторинга значений ионных параметров пациентов ТАХ ГБ №25 г. Санкт-Петербурга (всего 3999 наблюдения). Анализ массива показал, что интоксикация ионами гидросульфида наблюдалась в 28% всех случаев, интоксикация ионами двухвалентного железа наблюдалась в 26% случаев. Очевидно, что на практике эти вероятности будут несколько отличаться в зависимости от профиля конкретного лечебного учреждения, однако они могут быть легко скорректированы для нужд конкретного отделения.

Опираясь на накопленный опыт мониторинга состояния больны, на протяжении их послеоперационного лечения в ТАХ ГБ №25 г. Санкт-Петербурга, а также экспериментальные данные были установлены условные вероятности значений, которые могут принять показания электродов, в зависимости от имеющихся у пациента патологий, представленные на рисунке 2 и 3.

Ag₂S(Ag₂S)

HS		yes							
		yes				not			
Patol		false		true		false		true	
		false	true	false	true	false	true	false	true
Aq25<-300		0.9	0.9	0.9	0.9	0.99	0.99	0.99	0.99
Aq25>-300		0.1	0.1	0.1	0.1	0.01	0.1	0.01	0.01

HS		not							
		yes				not			
Patol		false		true		false		true	
		true	false	true	false	false	true	false	true
Aq25<-300		0.3	0.1	0.3	0.5	0.3	0.1	0.3	
Aq25>-300		0.7	0.9	0.7	0.5	0.7	0.9	0.7	

Рис. 2. – Условные вероятности значений потенциалов Ag₂S-электрода

Pt(Pt)

HS		yes							
		yes				not			
Patol		yes		not		yes		not	
		yes	not	yes	not	yes	not	yes	not
Pt>-20		0.1	0.1	0.1	0.1	0.2	0.15	0.01	0.01
Pt<-20		0.9	0.9	0.9	0.9	0.8	0.85	0.99	0.99

HS		not							
		yes				not			
Patol		yes		not		yes		not	
		yes	not	yes	not	yes	not	yes	not
Pt>-20		0.15	0.01	0.01	0.4	0.99	0.4	0.9	
Pt<-20		0.85	0.99	0.99	0.6	0.01	0.6	0.1	

Рис.3. – Условные вероятности значений потенциалов Ag₂S-электрода

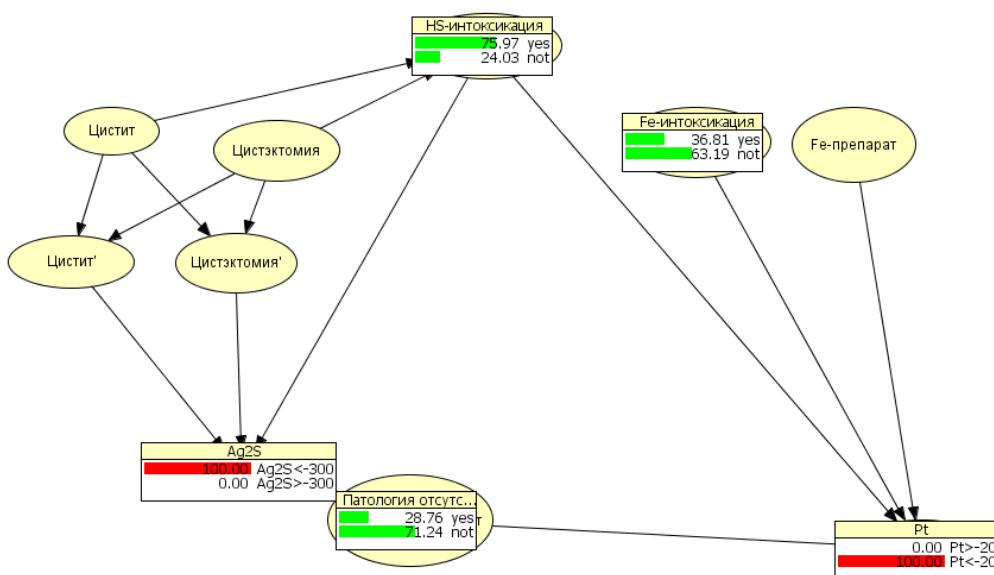


Рис.4. Пример диагностики с использованием сети

Среда HuginExpert 8.3., позволяет запустить построенную сеть в режим оценки вероятности тех или иных состояний её узлов (рисунок 4). В этом режиме пользователь может выбрать достоверные состояния узлов (отмечены красным цветом) и оценить вероятности того, какие состояния примут остальные узлы. В частности на рисунке 4 приведён пример, показывающий, что при одновременном попадании значений потенциалов Ag_2S -электрода в диапазон значений менее -300 мВ и платинового в диапазон менее - 20мВ с наибольшей вероятностью (75,97%) можно предположить наличие у пациента интоксикации ионами гидросульфида.

Экспериментальная апробация адекватности предложенной модели была выполнена на массиве данных потенциометрических измерений мочи пациентов отделения ТАХ ГБ № 26 (всего 100 измерений). За прогноз, сделанный сетью принимался узел, имевший наиболее высокую вероятность нахождения в состоянии, указывающем на наличие той или иной патологии. Сравнение результатов работы сети с данными, полученным другим методом показали их сходимость в 85% случаев.

Таким образом, разработанная сеть может быть использована для облегчения процесса постановки диагноза о наличии и виде интоксикации пациента и включена в состав информационной системы мониторинга водно-солевого обмена пациента.

Библиографический список

1. Машевский Г.А. Развитие информационной базы при иономет-рировании больных с распространенными формами рака [текст] / Машевский Г.А., Тарасов В.А. // Информационно-управляющие системы . 2006. № 4(23). С. 50-53.
2. Машевский Г. А. Использование математического моделирования для распознавания и мониторинга интоксикации человеческого организма [текст] / Машевский Г.А, Юлдашев З.М. // Биомедицинская радиоэлектроника. 2010. № 4. С. 73-78.

THE APPLICATION OF BAYESIAN NETWORKS FOR PATIENTS HS⁻ AND FE²⁺ - INTOXICATIONS RECOGNITION

Mashevskiy G. A., Semenovskaya M. V.

Saint-Petersburg state electrotechnical university "LETI" n. a. V. I. Ulyanov (Lenin), Aniket@list.ru

The article shows the possibility of usage of Pt and Ag2S- electrodes to diagnose the patient and Fe^{2+} + HS^- - intoxications. Described Bayesian trust network, built to recognize the type of pathology by the electrode readings. The possible presence of patient comorbidities was also took into account. The experimental validation of the proposed model was made.

О НЕКОТОРЫХ ЗАКОНОМЕРНОСТЯХ МЕХАНИЗМА РЕГУЛЯЦИИ РИТМА СЕРДЦА

Кузнецов А.А.

Владимирский государственный университет, e-mail: artemi-k@mail.ru

Стабильность жизнедеятельности живой системы на всех уровнях иерархии метаболизма требует стационарности режима взаимодействия открытой системы в адаптационных пределах изменчивости внешних стимулов. Это, в свою очередь, требует системной регуляции и управления для обеспечения синхронности и упорядоченности реакционной способности. В широком смысле резонно и ожидаемо утверждение, что чувствительность, эффективность и специфичность реакционной способности живой системы требует от нее качества динамической с широким спектром в «покое» в характерном (адаптационном) частотном диапазоне. Это требует пояснений в указанных позициях более узких смыслов на основе разрешения совокупности частных задач по поиску нормальных физиологических закономерностей реакционного процесса ритма сердца, что и является целью работы.

Экспериментальная часть

Регистрации электрокардиограмм (ЭКГ) проводились в грудном отведении II у больных и здоровых людей лицензированным монитором Холтера [1] в течение восемнадцати лет (1998 – 2015 гг.) в разное время года и суток. На основе рекомендаций стандартов [2] и результатов анализа [3] было определено, что наиболее информативными и максимальными по длине записи в условиях покоя и без ущерба качества следует принять непрерывные двадцатиминутные записи ЭКГ. Поэтому, начиная с 2008 года, проведено $N = 1030$ двадцатиминутных регистраций ЭКГ 186 молодых и здоровых людей одного возраста (18 – 22 года). В программе «EScreen» [1, 3] ЭКГ конвертировались в диаграммы ритма сердца (ДРС) с последующим определением параметров вариабельности сердечного ритма (ВСР). К исследованию представлялись синтезированные цифровые ряды: средних значений $\langle X \rangle$, уд/мин, среднеквадратических отклонений σ , мс, стресс-индекса SI , мс^{-2} , информационной энтропии I^* , бит/отсчет и отношений спектральных вкладов мощностей в ультранизком (ULF), очень низком (VLF), низком (LF) и высоком (HF) частотных диапазонах [2, 3].

Для всех объектов обязательные требования «одного рецепта изготовления» выполняются для группы людей одного возраста, при близких текущих условиях комфортности, распорядка дня и режима, например, для студентов одной группы обучения при одинаковых условиях регистрации ЭКГ. Из 186 обследованных было заявлено и отмечено 16 отклонений от нормы (8,6 %): беременность, врожденные патологии, повышенное внутричерепное давление, ОРВИ и ОРЗ, а также информация о постановке на учет у кардиолога.

Результаты обработки экспериментальных данных

Результаты применения статистического метода раздельной обработки параметрических цифровых рядов групповых, комбинированных и серийных данных регистрации фазовой составляющей электрокардиограмм в форме ритмограмм, или ДРС, представлены в табличном и графическом форматах (табл., рис. 1 а, б, в).

Таблица. Параметры ВСР ДРС в принятой классификации регистраций ЭКГ

Статус классификации	N	$\langle X \rangle$, уд/мин	σ , мс	LF/HF	ULF/VLF	SI , мс^{-2}	I^* , бит/отсчет
Все регистрация	1030	78±1	61±1	3,5±0,2	1,40±0,06	28,6±1,5	7,26±0,02
Групповые (положение тела сидя)	все	81±1	60±3	3,7±0,4	1,35±0,12	31,9±3,6	7,25±0,05
	весна	81±2	61±3	3,8±0,4	1,35±0,14	31,7±4,2	7,26±0,05
	осень	80±4	64±8	3,4±1,3	1,30±0,32	25,2±7,1	7,33±0,11
	зима	78±5	54±8	2,9±1,0	1,35±0,24	34,4±10,2	7,15±0,13
	лето	88±15	37±10	3,6±0,8	1,86±1,04	56,1±22,8	6,78±0,25
Серийные (положение тела лежа)	все	71±1	64±2	2,8±0,2	1,53±0,10	22,5±1,4	7,28±0,03
	весна_д1	79±2	45±3	1,9±0,4	2,53±0,31	39,0±5,1	7,02±0,06
	зима_ю1	76±3	62±5	4,1±0,1	1,06±0,09	28,3±6,2	7,36±0,09
	весна_ю1	70±4	79±6	4,3±0,4	0,70±0,08	15,6±2,3	7,27±0,36
	лето_ю1	72±3	82±6	3,8±0,4	0,65±0,10	15,8±2,9	7,51±0,06
	зима_ю2	70±2	66±5	1,9±0,2	1,40±0,22	17,7±3,0	7,34±0,05
	весна_ю2	65±2	76±6	1,8±0,3	1,04±0,19	14,0±2,4	7,43±0,06
	весна_ю3	68±2	57±3	2,0±0,4	2,02±0,25	21,2±2,3	7,15±0,05
	лето_ю3	76±2	51±3	2,9±0,9	1,77±0,39	24,4±4,6	7,07±0,08
	осень_ю3	67±2	55±4	2,6±0,6	2,41±0,56	23,2±3,2	7,12±0,07
Комбинированные	весна_д2	69±3	78±6	1,3±0,3	1,24±0,41	12,5±2,0	7,52±0,06
	лето_ю4	66±3	74±6	2,4±0,3	1,15±0,24	14,8±3,2	7,40±0,08
Комбинированные	667	81±1	60±1	3,9±0,2	1,34±0,06	31,4±2,1	7,25±0,02

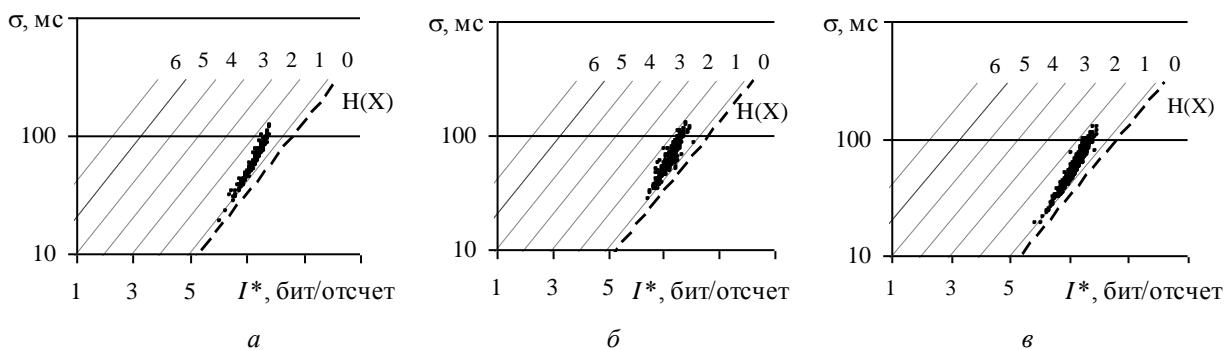


Рис. 1. Диаграммы $\sigma(I^*)$ со шкалой ФСО групповых (а), серийных (б) и комбинированных (в) регистраций ДРС

Для проверки возможности использования статистического метода к анализу таких параметрических рядов, все регистрации были классифицированы на групповые (по ансамблю), серийные (по времени) и комбинированные. Групповые регистрации (2008 – 2015 гг) проводились в лабораторных условиях и представляли разовые ДРС всех 186 обследуемых. Серийные регистрации ЭКГ представлены одиннадцатью посугочными сериями шести молодых людей: двух девушек (д1 и д2) и четырех юношей (ю1 – ю4) и проводились ежегодно в интервале 2008 – 2015 гг. сезонными сериями по 5 – 12 недель в одинаковых (домашних) условиях покоя лежа в любое время суток, но в большей степени в вечернее время. Комбинированные регистрации (2009 – 2015 гг.) представляли понедельные записи ЭКГ количеством 3 – 8 по каждому из 168 обследуемых.

В условиях покоя вариабельность значений $\langle X_i \rangle$, σ_i временной области анализа ДРС устанавливается на уровне флуктуаций уже на 5 – 8 минутах записи ЭКГ [2, 3]. Для установления устойчивых значений SI_i , I_i^* требуется не менее 10 – 15 минут записи при слабом тренде (при росте записи) к общему падению и росту, соответственно [3]. При двадцатиминутной записи значения этих параметров варьируются слабо (см. табл.). При этом отклонения значений Mo_i по каждой ДРС не превышало 5 % от значений $\langle X_i \rangle$, а среднее значение моды ($Mo = 78 \pm 1$, уд/мин) по 1030 регистрациям ДРС полностью совпало со средним значением $\langle X \rangle = \sum \langle X_i \rangle / N$ (см. табл.). Все это указывает на направленное устойчивое формирование функции распределения значений как по каждой ДРС, так и по синтезированным параметрическим рядам. Такой результат с одной стороны снимает условность принятого утверждения о молодых здоровых обследуемых, а с другой – придает параметрическим рядам (табл.) статус статистического ансамбля по указанным параметрам. Выполнение эргодической гипотезы по признаку параметров стандартного отклонения σ и информационной энтропии I^* ДРС и их функциональной зависимости (см. рис. 1 а – в) позволяет не разделять регистрации по ансамблю и времени и исследовать статистическим методом синтезированные параметрические ряды, используя общие данные (первая строка табл.).

Построенные хронологически параметры серийных регистраций имеют меньший разброс по величине доверительного интервала (табл.). Обнаруживаем вторую очевидную закономерность: средние значения параметров имеют тенденцию к изменению в сторону общепринятых стабильных значений «нормы» при переходе от групповых к серийным регистрациям. Очевидность результата основана на смене качества покоя и положения тела: из положения тела «сидя» в лабораторных условиях при групповых регистрациях – в положение тела «лежая» в домашних условиях при серийных регистрациях.

В частотной области анализа ДРС отношение ULF/VLF трактуется автором как оценочный показатель эффективности трансформации естественных экзогенных ритмов в эндогенные. В этих рамках вклады спектральной мощности в общепринятые частотные диапазоны должны в норме естественно уменьшаться «слева – направо»: от низких – к высоким частотам. В таком случае последовательные в указанном направлении отношения (VLF/LF и LF/HF) в норме должны превышать единицу. Для здоровых молодых людей это выполняется перераспределением гармоник в высокочастотный (HF) диапазон [3]. Связь с внешней ритмической (информационной) средой предполагает, что и отношение ULF/VLF должно превышать единицу в норме. Следует учитывать, что спектр ритма сердца по двадцатиминутной записи включает диапазон ULF частично [2, 3]. Поэтому событийно неравенство $VLF > ULF$ не является редкостью (см. табл. «серийные. ю1»). Вероятно, этот результат в большей мере относится к серийным регистрациям, при которых статистически выделяются наиболее устойчивые индивидуальные особенности ФСО, но к нему следует относиться осторожно, проверкой по иным параметрам. Так в указанной строке таблицы отношение $ULF/VLF = 0,65 \pm 0,1$, определяя ритм сердца с признаком автономности – не выраженной связи с внешней информационной средой. Этот вывод не является окончательным и требует проверки расширением спектрального диапазона ULF при увеличенном размере записи.

Анализ и обсуждение результатов

На диаграмме $\sigma(I^*)$ (рис. 2 а) представлено точечное распределение, на котором каждая точка на принятой шкале ФСО определена координатами значений σ_i и I_i^* соответствующей ДРС. Все линии шкалы ФСО в рамках исследуемой диаграммы $\sigma(I^*)$ определены формулой $I^* = \ln 3\sigma - i$ с учетом избытка информационной энтропии $i = 0, 1, 2, 3, \dots, 6$. Линия $H(X)$ определена формулой $I^* \approx \ln(4,13\sigma)$ для непрерывно-

дискретного нормального распределения бесконечного цифрового ряда случайных чисел с малым шагом дискретизации 1 мс и названа линией эталонного ритма [3].

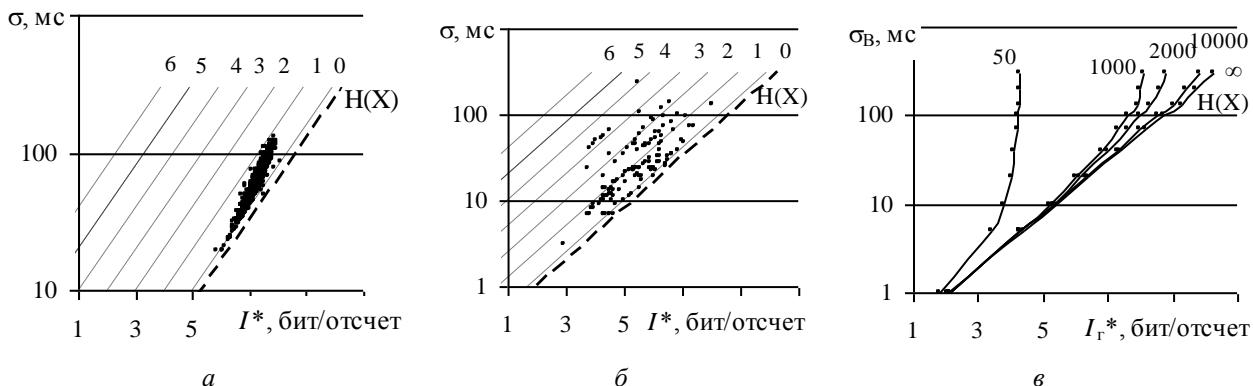


Рис. 2. Диаграммы $\sigma(I^*)$ со шкалой ФСО для всех молодых здоровых обследуемых (а), больных (б) и искривлений пространства шкалы ФСО как функции размера записи ЭКГ (в)

В принятых полулогарифмических координатах видно, что трендовая линия точечного распределения из-за искривления не совпадает с линиями шкалы ФСО, приближаясь снизу к нулевой линии (0) и загибаясь к первой (1) сверху. По данным 126 двадцатиминутных регистраций больных реанимационного отделения в условиях интенсивной терапии точечное распределение расслаивается по линиям шкалы ФСО (рис. 2 б), придавая качественному состоянию реанимационного больного количественную оценку по значению i [3]. Замечено выше искривление трендовой линии точечного распределения на диаграмме $\sigma(I^*)$ малозаметно и проявляется небольшим числом точечных значений между линиями сетки шкалы. Отдельное исследование для виртуальных (в) диаграмм ритма, построенных по цифровым рядам случайных величин, сгенерированных по нормальному закону с шагом дискретизации 1 мс, показало, что кривизна указанной линии определена только размером ряда (рис. 2 в). Размер цифрового ряда задавался количеством цифр $n = 50, 1000, 2000$ и 10000 . Размер ряда $n \rightarrow \infty$ определен линией эталонного ритма $H(X)$. С учетом этого линия $i = 0$ определена «линией здоровья». Сама линия задана совокупностью всех возможных уровней ФСО здоровых молодых людей, а перемещение точки, изображающей уровень ФСО, по этой линии обратимо и свидетельствует об обратимости изменений ФСО для этой категории людей в рамках (диапазонах) работы механизмов адаптации. Обращают внимание пределы обратимости, определяющие в указанных координатах рамки напряжения регуляторных механизмов, и задающие адаптационные пределы по признаку изменчивости ритма сердца. Вероятно, эти пределы уменьшаются по шкале ФСО с ростом i , поджимаясь снизу ростом нижнего предела по параметру σ (рис. 2 б).

Двадцатиминутные ЭКГ молодых здоровых людей имеют, вообще говоря, разное число кардиоциклов n : от 1100 – до 2100. Поэтому точечное распределение на диаграмме $\sigma(I^*)$ обретает форму «метелки» (рис. 2 в), свидетельствуя о разной стадии процесса формирования нормального закона распределения на ДРС, приближением или отдалением от линии $H(X)$.

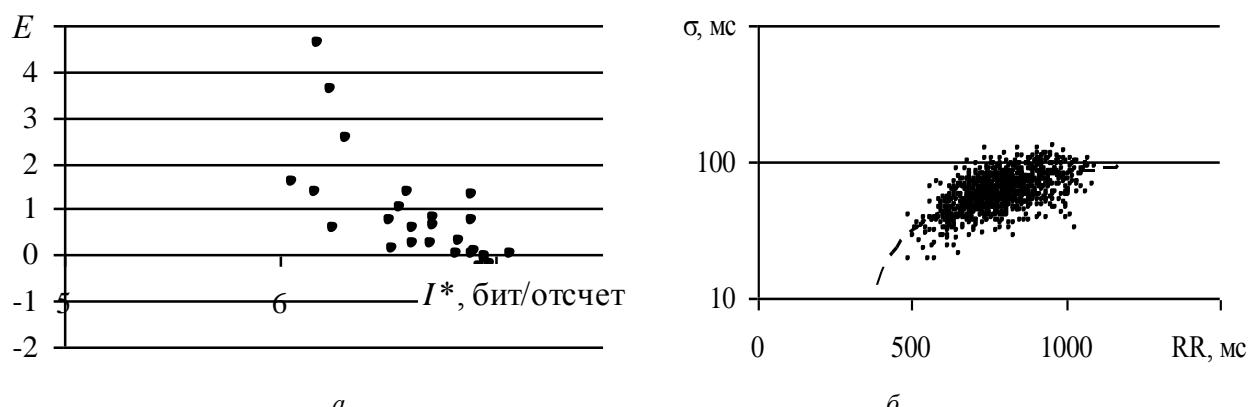


Рис. 3. Точечные диаграммы зависимостей $E(I^*)$ по одной из серий регистраций (а) и $\sigma(RR)$ по всем ДРС регистраций ЭКГ с штрих-линией тренда с коэффициентом достоверности аппроксимации $R^2 = 0,35$ (б)

Итак, сдвиг точки вниз по «линии здоровья» характеризует обратимое ухудшение ФСО. Автор трактует это таким образом: обратимое напряжение регуляторных механизмов со стороны вегетативного влияния, как непрерывное установление баланса симпатического и парасимпатического влияния. Несинхронность этих влияний может приводить к значительной аритмии балансного отношения вегетативных сегментов на ритм сердца, и, как следствие, к значительным колебаниям месторасположения информационной точки на «линии здоровья». Так при стабильном усилении симпатического влияния нарастает с запаздыванием

парасимпатическое, подавляя эффект первого. Перемещению точки вниз по «линии здоровья» соответствует уменьшение величины I^* , как числа комбинаций точек по ярусам ДРС и уменьшение стандартного отклонения σ при сохранении средне-выборочного межъярусного промежутка $\Delta_{\text{мжп}}$. Такие одновременные изменения приводят к сжатию поля ДРС по вертикали, что должно фиксироваться ростом эксцесса (E) распределения (рис. 3 *а*) с предельным сдвигом баланса вегетативного влияния до уровня насыщения симпатического влияния. В указанном смысле парасимпатическое влияние «включено» и нарастает. Далее следует ожидать парасимпатического отклика в форме максимального торможения симпатической реакции.

Теперь попробуем разобраться с характерными изменениями морфологии кардиоциклов на ЭКГ на уровнях балансных отношений вегетативной регуляции. Для условно здоровых молодых людей зафиксировано предельное падение величины σ до уровня 18 – 20 мс, соответствующее острой фазе ОРЗ. Падение величины σ по «линии здоровья» нелинейно и монотонно снижает вариативность среднего значения RR интервалов (RR) на ДРС и в пределе приводит к граничному значению RR_{\min} с нулевой вариативностью (рис. 3 *б*), что, в свою очередь, фиксирует полную потерю реакционной способности на отклик ритма на продолжающееся усиление симпатической активности.

С одной стороны, видно, что насыщение симпатического влияния происходит не потому, что это влияние «исчерпано» ростом частоты импульсаций, а потому, что исчерпан запас реакционной способности ритма сердца. С другой стороны, требуется защита для сохранения работоспособности сердца сменой качества реакции с применением иного регуляторного механизма – парасимпатического влияния. Таким образом, это влияние и должно «включаться» с запаздыванием, определяя новый режим нагрузки вне нормы в форме упомянутого выше балансного отношения.

Такая ситуация приводит к «урежению поля ДРС» с ростом средне-выборочного межъярусного промежутка от 1 мс к 2 мс и потере числа ярусов и комбинаций точечных значений на ДРС, свидетельствуя об уменьшении чувствительности и специфичности ритма и, соответствующем снижении его эффективности по реакционной способности. Диапазон частот как бы подрезается вырезанием высоких частот. Получающийся образ ДРС принимает форму записи при меньшей частоте дискретизации, как например, переходом от 1000 Гц к 500 Гц. На диаграмме $\sigma(I^*)$ точки переходят на первую линию ($i = 1$), параллельную нулевой, но более удаленную от линии эталонного ритма, свидетельствуя о смене качества регуляции «включением» режима управления со стороны центральной нервной системы. Переход точки, изображающей текущий уровень ФСО, на верх второй линии, характеризует депрессивное состояние. Сама первая линия названа автором линией донозологического состояния [3].

Необратимость совокупных процессов перехода состоит в переключении режима вегетативного баланса влияний, обедняя реакцию ритма сердца на симпатические импульсации в части синхронизирующих быстрых реакций. Последующие переходы на другие линии диаграммы $\sigma(I^*)$ происходят по такому же сценарию: ростом средне-выборочного межъярусного промежутка и потерей числа ярусов и комбинаций точечных значений на ДРС. Автор склоняется к утверждению, что переходы происходят скачком при постоянном минимальном на каждой линии диаграммы значении I^* расширением поля ДРС, т.е. ростом σ . На диаграмме (рис. 2 *б*) это выглядит своеобразной проекцией точки снизу – вверх с одной линии – на другую. Обратные переходы также возможны, но имеют искусственную природу, например, медикаментозную при интенсивной терапии в условиях реанимационной клиники. Точка, изображающая уровень ФСО, на диаграмме $\sigma(I^*)$ может «прыгать» и через 2 – 3 линии. Такие переходы становятся возможны (наиболее вероятны), когда точка на какой-то из линий обретает неустойчивую динамику, т.е. начиная со средней части линии здоровья при $I^* < 7$ бит/отсчет. С одной стороны величина i трактуется как показатель тяжести ФСО, а с другой – падением продукции отрицательной энтропии организма во внешнюю среду. Вероятно, оба утверждения взаимосвязаны и не противоречат общепризнанному представлению Э. Шредингера, высказанного еще в 1945 году.

Библиографический список

1. Прилуцкий Д.А., Кузнецов А.А., Плеханов А.А. Накопитель ЭКГ «AnnA Flash 2000» // Методы и средства измерений физических величин. – Н. Новгород: НГТУ. 2006. С. 31.
2. Heart rate variability. Standards of measurement, physiological interpretation and clinical use // European Heart Journal. 1996. V.17. P. 354 – 381.
3. Кузнецов А.А. Системный анализ и обработка электрокардиографической информации. Дисс... д.т.н. – Н.Новгород: 2012. 297 с.

ABOUT SOME LAWS OF A HEART RHYTHM REGULATION MECHANISM

A.A. Kuznetsov

Vladimir state university of a name of A.G. and N.G. Stoletovyh, e-mail: artemi-k@mail.ru

The summary

On a basis of more than thousand electrocardiograms records of ill and healthy people efficiency of reaction of a heart rhythm without loss of normalization in the balancing relation of influences of segments of vegetative system is investigated.

О ВОЗМОЖНОСТИ ИСПОЛЬЗОВАНИЯ СИСТЕМЫ РАСПОЗНАВАНИЯ РЕЧИ ПРИ РЕГИСТРАЦИИ ЗАЯВОК НА ПОЛУЧЕНИЕ МЕДИЦИНСКИХ УСЛУГ В ЙЕМЕНЕ

Аль-Дайбани А.М, Левин Е.К.

Владимирский государственный университет, г. Владимир,
abdulghanialdhainbani@gmail.com , eklevi@gmail.com

Население Йемена в последние годы постоянно увеличивается [1]. Однако количество медицинских учреждений пока еще недостаточно, и качество обслуживания не очень высокое [2]. В настоящее время регистрация заявок на медицинское обслуживание осуществляется либо при непосредственном обращении в регистратуру медицинской организации, либо при обращении в регистратуру по телефону. Недостатки существующей системы регистрации: большие затраты времени при непосредственном обращении в регистратуру и большая длительность ожидания ответа оператора на телефонный вызов.

Для сокращения затрат времени на регистрацию в России и в западных странах внедряются системы автоматической регистрации заявок на медицинское обслуживание по телефону с использованием технологии автоматического распознавания речи. Примером такой системы является проект MedVox компании S2SNext [4]. Данная система автоматически обрабатывает телефонные звонки пациентов для записи на прием к врачу и вызова врача на дом. Кроме того, система сообщает пациенту расписание работы врачей, напоминает ему о предстоящем приеме к врачу, корректирует регистрацию в случае изменения расписания работы врачей и отказа пациента от посещения врача.

Целесообразно подобную систему регистрации внедрить и в Йемене. Однако здесь серьезная проблема возникает при реализации подсистемы распознавания арабской речи, которая должна входить в состав системы регистрации. Проблема заключается в следующем. Во-первых, существует множество диалектов арабского языка, что повышает степень изменчивости распознаваемой речи и затрудняет создание дикторонезависимой системы распознавания. Во-вторых, в арабском языке существует множество словоформ, что может привести к появлению большого количества несловарных слов, на распознавание которых система не рассчитана.

В-третьих, при разработке системы распознавания очень трудоемким является этап создания акустических моделей звуков и слов – этап обучения системы. Этот этап требует наличия транскрипции произносимых слов. Трудоемкость обусловлена тем, что в большинстве арабских текстов не указываются гласные звуки, которые при произнесении слов обычно определяются по контексту. Поэтому при обучении системы приходится существующие тексты дополнять специальными диакритическими знаками, которые указывают на присутствие гласных звуков [5, 6].

Из-за указанной проблемы исследования, связанные с распознаванием арабской речи, малочисленны по сравнению с объемом проводимых исследований, касающихся русского и западноевропейских языков. Следует также отметить, что авторам доклада не известны работы, в которых представлены результаты исследования устойчивости системы распознавания (СР) арабской речи к воздействию помех, присутствующих обычно при эксплуатации системы. На основании вышеизложенного актуальным является исследование помехоустойчивости СР арабской речи с целью использования ее при регистрации телефонных заявок на представление медицинских услуг в соответствующих учреждениях Республики Йемен.

Целесообразно на первоначальном этапе исследований рассмотреть помехоустойчивость СР названий арабских цифр, так как, во-первых, названия цифр могут быть использованы при регистрации заявки, а во-вторых, как правило, все исследования систем распознавания начинаются именно с распознавания цифр, и можно сравнить результаты данной работы с ранее проведенными исследованиями.

Для построения СР существуют различные средства их разработки [6]. В данном случае для построения системы был использован набор функций HMM Toolbox системы Matlab [7]. Использование системы Matlab в данном случае дает возможность детального исследования влияния помех на результат распознавания. Созданная СР произнесений арабских цифр характеризуется следующими параметрами.

1. Акустические модели произносимых названий используют модели скрытых марковских процессов (МСМП) [3].
2. Каждое состояние МСМП характеризуется многомерным гауссовым распределением.
3. В качестве параметров сегментов речевого сигнала (РС) используется 12 мелочастотных кепстральных коэффициентов (Mel Frequency Cepstral Coefficients - MFCC) [3].
4. Частота дискретизации речевых сигналов равна 16кГц, количество разрядов квантования 16.
5. Размер сегмента РС равен 128 отсчетам, величина перекрытия сегментов составляет 64 отсчета.

Исследование помехоустойчивости системы проводилось в несколько этапов. На первом этапе исследовалась система, рассчитанная на распознавание речи одного диктора. Сначала были созданы

акустические модели названий цифр для одного диктора. Для создания акустических моделей названий цифр - обучения системы использовались файлы звукозаписей названий цифр. Название каждой цифры произносилось 25 раз.

Затем проводилось тестирование системы в присутствии модели белого гауссова шума, созданной средствами Matlab. Тестирование СР проводилось с использованием других 25 звукозаписей названий этих же цифр тем же диктором. В процессе тестирования при изменении отношения сигнал-шум в пределах (5 - 35)дБ, определялись матрицы ошибок (confusion matrix). По данным матрицы ошибок для каждого названия цифры определялись: относительная частота ложного пропуска (false reject rate – FRR) названия цифры, когда при произнесении названия данной цифры определяется другая цифра, и относительная частота ложного срабатывания (false alarm rate – FAR), когда ошибочно распознавалась данная цифра при произнесении названия другой цифры.

Далее к звукозаписям, которые использовались для тестирования, добавлялись паузы. Затем к звукозаписям добавлялся белый шум, и зашумленные звукозаписи подвергались обработке широко распространенным алгоритмом спектрального вычитания [3] с целью подавления шума. Очищенные от шума звукозаписи использовались для тестирования СР.

На втором этапе исследований проводилась настройка системы на распознавание названий цифр, произносимых двумя дикторами. Обучение системы и ее тестирование проводились так же, как и на первом этапе, но использовались звукозаписи произнесений цифр двумя дикторами. На третьем этапе исследований настройка системы и ее тестирование проводились со звукописями произнесений названий цифр, полученными для трех дикторов.

Все дикторы – мужчины. Первый диктор – житель г. Саны (столица Йемена), второй диктор проживает в городе Махвите (Йемен), третий диктор является жителем Палестины (г. Альхалиль). Результаты проведенных экспериментов представлены ниже.

Результаты эксперимента, проведенного на первом этапе исследований. Если не использовать спектральное вычитание, то ошибки распознавания не возникают, когда отношение сигнал-шум SNR ≥ 20 дБ. При уменьшении отношения SNR до 15дБ появляется незначительное количество ошибок. Их количество значительно возрастают при дальнейшем уменьшении отношения сигнал-шум. При подавлении помехи с помощью спектрального вычитания ошибки распознавания возникают при уменьшении отношения SNR до 15дБ, но их количество меньше по сравнению со случаем отсутствия спектрального вычитания.

Результаты второго этапа исследований. Если не использовать спектральное вычитание, то ошибки распознавания не возникают, когда отношение сигнал-шум SNR ≥ 25 дБ. При уменьшении отношения SNR до 20дБ появляются ошибки. При использовании спектрального вычитания ошибки распознавания появляются при уменьшении отношения SNR до 15дБ.

Результаты третьего этапа исследований. Без использования спектрального вычитания ошибки распознавания возникают при уменьшении отношения SNR до 25дБ. При подавлении помехи с помощью спектрального вычитания ошибки распознавания возникают при уменьшении отношения SNR до 15дБ.

Числовые данные проведенных экспериментов представлены в таблице.

Условия эксп.	Тип ошибки	Транслитерация произносимого названия цифры									
		0 Sifr	1 Wahid	2 Ithniyin	3 Thalāthah	4 Arba'ah	5 Khamsah	6 Sittah	7 Saba'ah	8 Thamāniyah	9 Tisa'ah
1 дикт. 15дБ	FRR,%	0.24		100	8	8	4				
	FAR,%		1.87					0.89	1.33		11.11
1 дикт. 15дБ, с	FRR,%				20		4				
	FAR,%								2.22	0.44	
2 дикт. 20дБ	FRR,%	18		18		12		6	2	4	
	FAR,%		0.44		2.67						3.56
2 дикт. 15дБ, с	FRR,%	20	40								
	FAR,%				4	1.33	0.22				1.11
3 дикт. 25дБ	FRR,%		10.67					10.67	2.67	1.33	
	FAR,%				0.15						1.48
3 дикт. 15дБ, с	FRR,%		37.33	1.33		2.67	1.33	22.67	1.33		
	FAR,%				0.15				0.15	4	3.11

В первой колонке таблицы указаны условия экспериментов: количество дикторов, максимальное значение отношения сигнал-шум, при котором зафиксировано появление ошибок распознавания, присутствие буквы «s» указывает на применение спектрального вычитания. Во второй колонке - тип определяемой ошибки распознавания, в последующих колонках – значения ошибок для различных названий цифр. В таблице также указана транслитерация названий цифр на арабском языке.

На основании проведенных экспериментов можно сделать следующие выводы.

1. С увеличением числа дикторов, для которых проводилось обучение системы, увеличивается число ошибок распознавания.
2. С увеличением числа дикторов, для которых разрабатывается система, увеличивается минимально допустимое отношение сигнал-шум, обеспечивающее отсутствие ошибок распознавания.
3. Использование спектрального вычитания для подавления шума позволяет снизить минимально допустимое отношение сигнал-шум примерно на 5дБ. Для случая трех дикторов указанное отношение равно 15дБ.

Для дальнейшего повышения помехоустойчивости целесообразно дополнительно включить в состав существующего набора параметров РС (12 мелочастотных кепстральных коэффициентов) первые и вторые производные коэффициентов [3].

Библиографический список

1. Yemen population 2016 - [Электронный ресурс]. - Режим доступа: <http://countryometers.info/ru/Yemen/>. Дата обращения: 30.02.2016.
2. Yemen National Information Center - [Электронный ресурс]. - Режим доступа http://www.yemen-nic.info/english_site/yemen/brief/. Дата обращения 05.03.2016.
3. 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.
4. MedVox. [Электронный ресурс]. - Режим доступа: <http://www.s2snext.com/ru/resheniya/medvox.html> . Дата обращения 15.03.2016.
5. Satori, H., Harti, M., Chenfour N., Introduction to Arabic Speech Recognition Using CMUSphinx System - [Электронный ресурс]/ H. Satori, M. Harti, N. Chenfour.- 2006 4p- Режим доступа: <http://arxiv.org/ftp/arxiv/papers/0704/0704.2083.pdf>. Дата обращения 11.02.2016.
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%20HMM.pdf. Дата обращения 20.02.2016.
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 01.02.2016.

ABOUT A POSSIBILITY OF USE OF SPEECH RECOGNIZER WHEN FILING APPLICATIONS FOR RECEIVING MEDICAL SERVICES IN YEMEN

Al-Dhaibani A.M., Levin E.K.,
Vladimir State University, Vladimir. abdulghanialdhaibani@gmail.com , eklevi@gmail.com

The possibility of use of speech recognizer at registration of applications is considered on medical service. Dependence of recognition accuracy on influence of white noise is experimentally investigated. It is estimated efficiency of use of spectral subtraction for suppression of noise.



РЕАЛИЗАЦИЯ СПОСОБОВ ДИАГНОСТИКИ ЗАБОЛЕВАНИЙ В МЕДИЦИНСКОЙ АВТОМАТИЗИРОВАННОЙ ИНФОРМАЦИОННОЙ СИСТЕМЕ ПОДДЕРЖКИ ПРИНЯТИЯ РЕШЕНИЙ

Проскуряков А.В.
Южный федеральный университет avproskuryakov@sfedu.ru

Введение.

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. Особенно это становится актуальным в связи с тем, что Министерство промышленности и торговли расширило список запрещённых к ввозу импортных медицинских изделий, в рамках курса на импортозамещение.

Современный этап развития научно-технической революции, напрямую связан с внедрением цифровых технологий в медицинскую технику, предназначенную для диагностики и лечения заболеваний. В рамках системной классификации согласно С.А. Гаспаряна в период 1978-2001 годы были выделены пять групп медицинских информационных систем[6]. Затем согласно классификации по Г.А.Хай 2001 год были выделены семь групп медицинских информационных систем[6]. Согласно системной классификации по стандарту организации СТО МОСЗ 91500.16.0002-2004 «Информационные системы в здравоохранении. Общие требования» базовая классификация выделяет следующие группы МИС:

1. медико-технологические информационные системы (МТИС), предназначенные для информационного обеспечения процессов диагностики, лечения, реабилитации, профилактики пациентов в лечебно-профилактических учреждениях;
- 2.информационно-справочные системы (БИИС), содержащие банки медицинской информации для информационного обслуживания медицинских учреждений и служб управления здравоохранением;
- 3.статистические медицинские информационные системы (СМИС), предназначенные для информационного обеспечения медицинских исследований в клинических научно-исследовательских институтах (НИИ);
- 4.обучающие медицинские информационные системы (ОМИС) предназначенные для информационного обеспечения процессов обучения в медицинских учебных заведениях.

Первая группа, к которой относятся (МТИС), просто медицинские автоматизированные информационные системы (МАИС), медицинские автоматизированные диагностические информационные системы (МАДИС) и другие. Появление и активное развитие новых направлений в области лучевой диагностики, к которым относятся цифровая и пленочная рентгенография, компьютерная томография предполагает всё более широкое внедрение таких систем и тем самым приводит к увеличению доли автоматизированных и автоматических операций в процессе диагностики и лечения различных заболеваний [1,2,3].

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. Таким образом в современных условиях развития акцент делается на диагностические направления медицины, методы и способы ранней диагностики, а также медицинские автоматизированные диагностические информационные системы. 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].

Следует отметить, что в области ЛОР –заболеваний, необходимо констатировать наличие в практике диагностики состояния 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%. С целью максимального исключения ошибочных решений при диагностировании состояний лобных и верхнечелюстных пазух пациентов предлагается автоматизированное цифровое распознавание и идентификацию рентгенографических изображений в пленочном, электронном и компьютерно - томографическом представлении.

Постановка задачи. В докладе рассматривается следующие способы реализации проектов разработки метода диагностики состояния параназальных пазух по их рентгенографическим 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. Эталонный способ. Рентгенографическое изображение диагностируемого фрагмента представим двумерной функцией значений интенсивностей яркостей пикселей функция, где X и Y – это пространственные координаты пикселей результатов цифрового представления аналогового отображения исследуемого фрагмента объекта. Таким образом, фрагмент исследуемого объекта и предполагаемый его эталон могут быть представлены соответствующими одномерными матрицами интенсивности яркости пикселей:

В качестве эталона выбираем такой фрагмент снимка , на котором имеет место постоянное значение интенсивности яркости, в работе в качестве эталона было принято изображение глазницы. Таким образом,

представив лобную пазуху и глазницу в виде матриц X и Y , размерами $n \times n$, можно приступить к их математической обработке. Основные этапы алгоритма эталонного способа метода диагностики могут быть представлены следующим образом.

1. Первым шагом является вычисление нормированной гистограммы распределения уровней яркости фрагмента $h_i(r_k)$.

Следовательно таким образом, в результате применения данного алгоритма, мы получим нормированные гистограммы исследуемого рентгеновского снимка. Сводный график гистограмм позволяет врачу сравнивать 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 диагностически - информативных фрагментов рентгеновских изображений в носо - подбородочной проекции позволяет:

- является представить исследуемый фрагмент,
- оценить его яркостное распределение,
- сравнить с другими диагностически - информативными областями рентгенограммы и оценить состояние пациента.

Следующими шагами диагностики будет:

2. Второй шаг. Сравнение между собой средних значений

$$M_x = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n x_i \quad \text{и} \quad M_y = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n y_i;$$

3. Третий шаг. Сравнение между собой дисперсий

$$D_x = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n (x_i - M_x)^2 \quad \text{и} \quad D_y = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n (y_i - M_y)^2;$$

Оценку состояния лобной пазухи осуществим посредством отношений математических ожиданий объекта и эталона и с помощью вариационного коэффициента, определяемых отношением среднеквадратичных отклонений к математическим ожиданиям соответственно для каждой гистограммы. Патология лобной пазухи будет иметь место, если отношение между математическими ожиданиями соответствующих гистограмм объекта и эталона будет превышать единицу, а коэффициент вариации лобной пазухи будет превышать соответствующий коэффициент эталона[5,7].

Недостатком эталонного способа при автоматической диагностике рентгенографического изображения является качество изображения такого выбранного фрагмента снимка, на котором имеет место постоянное значение интенсивности яркости. Данная погрешность может привести к существенному искажению качества результата обработки снимка и тем самым к неточному или неправильному диагнозу заболевания пациента, что может в некоторых случаях привести к неверному медикаментозному или хирургическому лечению.

Реализация. Безэталонный способ. Для реализации безэталонного способа при решении задачи анализа и обработки рентгенографического изображения определяем термин «изображение» как некий математический объект, обладающий определенными математическими свойствами. При проведении математических операций над изображением по аналогии с эталонным способом предполагаем, что оно существует в цифровой форме – «цифровое изображение», которое представляется дискретным массивом чисел, образующих матрицу элементов b_{ij} с параметрами (i, j) , где $1 \leq i \leq n$ и $1 \leq j \leq n$. Элементы b_{ij} являются квадратом (пикселям, апертурой,), определяемым неравенством $i - 1 \leq x \leq i$ и $j - 1 \leq y \leq j$ (x, y – пространственные координаты непрерывного изображения). Тогда любой матрице $[b_{ij}]$ порядка $n \times n$ можно сопоставить изображение, значение яркости которого в квадрате b_{ij} равно постоянной величине \bar{b}_{ij} для каждой пары (i, j) . Элемент цифрового изображения можно представить в виде случайной величины $\bar{b}(i, j)$, а матрицу $n \times n$ как матрицу случайных величин $[\bar{b}(i, j)]$.

Так как числа b_{ij} можно принять за полноправных представителей случайной величины $\bar{b}(i, j)$, распространив их значение на площадь всего элемента, то обозначения матрицы типичного цифрового изображения будет иметь следующий вид:

$$B_{ij} = \begin{vmatrix} b_{11} & b_{12} & \dots & b_{1n} \\ b_{21} & b_{22} & \dots & b_{2n} \\ \dots & \dots & \dots & \dots \\ b_{n1} & b_{n2} & \dots & b_{nn} \end{vmatrix}$$

Совокупность случайных величин яркостей элементов изображения порождает соответствующую ковариационную матрицу, устанавливающую статистические связи между элементами $\sum_B = M\{(B - \bar{B})(B - \bar{B})'\}$, где M – оператор математического ожидания, \bar{B} – соответствует среднему вектора $B = \{b_{11}, b_{12}, \dots, b_{ij}, \dots, b_{nn}\}$, $(B - \bar{B})$ - представляет матрицу столбец, а $(B - \bar{B})'$ - матрицу строку.

Полученная матрица содержит $n^2 \times n^2$ элементов, диагональные элементы являются дисперсиями отдельных случайных величин, а все остальные элементы соответствуют ковариациям двух случайных величин b_{ij} , взятых при разных сочетаниях i и j . Ковариационная матрица строго симметрична.

Полезные свойства изображения могут быть выявлены при анализе автокорреляционной матрицы изображения, которую принято называть матрицей рассеяния, поскольку она характеризует рассеяние дисперсий элементов изображения

$$S_B = \begin{bmatrix} M\{b_{11}^2\} & \dots & M\{b_{11}b_{nn}\} \\ \dots & \dots & \dots \\ M\{b_{nn}b_{11}\} & \dots & M\{b_{nn}^2\} \end{bmatrix}$$

В некоторых случаях матрица \sum_B более удобно выражается через коэффициенты корреляции, которые определяются соотношением $r_{ij} = \sigma_{ij}^2 / \sigma_{ii}\sigma_{jj}$. Тогда J_B будет равна $\sum_B = \Gamma_\eta R_K \Gamma_\eta$, где Γ_η – диагональная матрица среднеквадратичных отклонений σ_{ij} , R_K – матрица коэффициентов корреляции r_{ij} .

Нетрудно понять, что \sum_B в этом случае определяется любой из своих строк или столбцов $\sum_B = \sigma^2 R_K'$, где

$$R_K' = \begin{vmatrix} 1 & r_1 & \dots & r_{n-1} \\ r_1 & \dots & \dots & \dots \\ \dots & \dots & \dots & \dots \\ r_{n-1} & \dots & \dots & \dots \end{vmatrix} \text{ - корреляционная матрица для строк и столбцов, } r_i \text{ - коэффициенты}$$

корреляции для строк и столбцов. Следовательно, используя средства и методы математической статистики и матричного счисления, можно описать все существенные свойства рентгенографических изображений и на основании данных свойств, с использованием соответствующих алгоритмов обработки, реализованных программным и информационным обеспечением МАДИС, осуществить достоверную качественный анализ снимков с последующей диагностикой заболеваний. [4,5,7].

Реализация. Информационно - энтропийный способ. Данный подход предполагает реализацию следующего алгоритма:

- 1.исследуемое изображение рентгеновского снимка разбивается на отдельные участки – сегменты;
- 2.размеры участка могут варьироваться в зависимости от наличия априорной информации об искомом признаке патологии (размер исследуемого фрагмента любой, носоподбородочной области и т.д.);
- 3.оцифровка фрагмента – участка заключается в его декомпозиции-анализе в виде размеров точки, с ранее заданной масштабной сеткой налагаемой на исследуемый снимок;
- 4.масштаб сетки формируется в процессе диагностики, то есть выполняется адаптация;
5. каждый фрагмент представляется в виде матрицы значений размером $n \times n$ денситометрического параметра: плотности яркости или черноты;
- 6.каждая матрица в соответствии со стандартным алгоритмом обработки отображается в виде гистограммы распределений частности денситометрии параметра с последующим определением основных числовых характеристик: среднее арифметическое, выборочная (исправленная дисперсия), СКО, коэффициент вариации для оценки гистограммы. В результате каждая гистограмма является основой для оценки соответствующего сегмента снимка среднестатистической и максимальной энтропией в стандартных единицах измерения битах.

Научная новизна. Результаты. Научная новизна заключается в использовании 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 МАИС позволило получить следующие результаты:

1. разработано программное обеспечение, реализующее алгоритм обработки рентгенографических изображений с использованием эталонного, безэталонного, информационно - энтропийного способов метода диагностики параназальных пазух при ЛОР - заболеваниях;

2. это позволило повысить качество обработки рентгенографических снимков и как следствие точность диагностики заболеваний, путём вариативности применяемых способов диагностики;

3. разработанное программное обеспечение позволило повысить степень автоматизации процесса обработки рентгенографических снимков с элементами автоматической обработки, что позволяет формализовать процедуру постановки диагноза;

4. результаты работы прошли апробацию на трёх международных и девяти Всероссийских научно-технических конференциях.

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. Б.В.Костров Особенности формирования аэрокосмических изображений радиотехническим системами. – X Проектирование и технология электронных средств.- 2011 г., N1, с. 41-43
- 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.Мухин Ю.Ю., Лебедев Г.С. Подходы к параметрической оценке и сопоставлению функций медицинских информационных систем. Информационно-измерительные системы. 2013. N10.т. С.19-27
- 7.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.

IMPLEMENTATION OF METHODS OF DIAGNOSIS OF DISEASES IN MEDICAL AUTOMATED INFORMATION SYSTEM OF SUPPORT OF DECISION-MAKING.

Proskuryakov A.V.
Southern Federal University avproskuryakov@sfedu.ru

In the article, the report proposed ways of implementing the method of diagnostics of a condition of the frontal and maxillary sinuses according to their images on radiographic and tomographic images with respect to an automated medical information system support decision making in the diagnostic process of diseases. The first method is the reference method of diagnosis. One of the fragments localized acts as a reference, while keeping constant the intensity of brightness of pixels constituting it. The second method is a nonstandard method of diagnosis. Assuming that the matrix is a random variable, apply the elements of applied mathematical statistics by which the matrix is a bar graph of the probability density functions of the intensity of the brightness of the pixels. Each histogram is the empirical distribution law densitometric parameter snapshot estimated expectation, variance, mean square deviation and coefficient of variation.

Diagnosis of the fragments of the object of study estimated the ratio of mathematical expectations histograms diagnosed fragment and the reference object, and a comparative analysis of the coefficient of variation of these histograms. In nonstandard diagnosing the state of the fragments of the object of research is evaluated in the analysis of the autocorrelation matrix of the image, which is called the scattering matrix, since it describes the scattering of dispersions of image elements. The third method is a method of diagnostics based on information-entropy models, which gives additionally the possibility to quantify the information of the object. The report provides the scientific novelty and the results obtained when applying these methods a method of diagnostics of ENT diseases in the implementation of the main components of medical diagnostic automated information system based on local area network.

ПРИМЕНЕНИЕ СПЕКТРОГРАММЫ В ЗАДАЧАХ АНАЛИЗА ФОНОКАРДИОГРАММЫ

Аед В.М., Исаков Р.В., Сушкова Л.Т.
«Владимирский государственный университет имени А.Г.и Н.Г.Столетовых»
walid_aed@mail.ru Isakov-RV@mail.ru ludm@vlsu.ru

Сердечнососудистые заболевания (ССЗ) занимают первое место в большинстве развитых стран мира. Ежегодно от болезней сердца умирают около 17 миллионов человек, что составляет примерно 29 % всех случаев смерти [1]. Поэтому задачи диагностики и раннего выявления кардиологических заболеваний являются социально-значимыми.

Существует ряд методов выявления ССЗ. Среди них одним из распространенных методов является фонокардиография (ФКГ), что обусловлено его информативностью и безопасностью. ФКГ является методом диагностики и исследования деятельности сердца и сердечно-сосудистой системы (ССС) по акустическим сигналам. Метод ФКГ заключается в графической регистрации акустических сигналов в определенных диапазонах частот и их дальнейшем анализе. Основной задачей фонокардиографии является выделение энергетически слабых, но диагностически важных высокочастотных шумов сердца. Диагностика ССЗ осуществляется путем исследования очередности и мощности тоновых и шумовых явлений сердца, приведенных к уровню, доступному для исследования медицинским персоналом.

Однако максимальная чувствительность слухового анализатора человека наблюдается в области средних частот (от 1000 до 4000 Гц) [2]. Абсолютное большинство звуков, возникающих в сердце, имеют частоту в пределах 20-710 Гц. В табл. 1. приведены диапазоны частот основных аускультативных признаков сердечной деятельности [10]. Следовательно, практически все они находятся вне зоны максимального восприятия слухового анализатора.

Таблица 1. Основные аускультативные признаки работы сердца

Наименование признака	Характерный диапазон, Гц
Нормальный I тон	90 ... 180
Глухой I тон	45 ... 90
Хлопающий I тон	180 ... 355
Нормальный II тон	90 ... 180
Металлический II тон	180 ... 355
III тон (добавочный)	20 ... 90
То же при ритме галопа	20 ... 90
Щелчок открытия митрального клапана	180 ... 355
Диастолический шум при митральном стенозе	90 ... 180
Диастолический шум при аортальной недостаточности	355 ... 710
Систолический дующий шум	180 ... 710
Шум при трении перикарда	355 ... 710

Согласно современным представлениям, 80-90% всей информации об окружающем мире человек получает благодаря зрению. С помощью зрительного анализатора воспринимаются размеры предметов, степень их освещённости, цвет, форма, направление и скорость передвижения, расстояние, на которое они удалены от глаза и друг от друга. Всё это позволяет оценивать пространство, ориентироваться в окружающем мире, выполнять различные виды целенаправленной деятельности [3].

Исходя из этого, очевидно, что визуализация результатов ФКГ способствует повышению достоверности и качества постановки диагноза. Современное развитие науки и компьютерных технологий позволяет не ограничиваться анализом звуковых явлений в заданных частотных диапазонах и регистрацией их в виде амплитудно-временной зависимости. На сегодняшний день имеются мощные математические средства и вычислительные алгоритмы для анализа сигналов в частотной и частотно-временной областях.

При спектральной фонокардиографии синхронно регистрируются изменения амплитуды звуковых колебаний в нескольких относительно узких диапазонах частот. Оцифрованный сигнал ФКГ при помощи дискретного преобразования Фурье (ДПФ) анализируется в амплитудно-частотной области. Такая спектральная ФКГ дает возможность оценить полный спектр сигнала, но не позволяет определять локальную спектральную составляющую отдельного участка ФКГ [2]. Анализ литературы показывает, что частичное решение возможно через введение в преобразование так называемого окна $w(t)$ – движущейся функции, имеющей компактный носитель. Использование оконной функции позволяет представить результат анализа (образ Фурье) в виде функции двух переменных, а именно частоты ω и времени t положения окна. Проблема выбора оконной функции широко освещена в литературе [4 – 6, 7, 8] и, поскольку не является предметным вопросом настоящей статьи, более подробно здесь не рассматривается. Примерами оконных функций могут служить функции Хэмминга, Кайзера, Бартлетта, Блэкмана, Чебышева и др.. Подробное изложение характеристик оконных функций, а также свойств Фурье-анализа, приобретаемых в рамках введения оконной функции, достаточно легко найти в литературе, указанной выше.

Для отображения и исследования распределения энергии сигнала по частотам используется спектrogramма, для построения которой применяется оконное преобразование Фурье. При этом, по горизонтальной оси спектrogramмы откладывается время, по вертикальной – частота, а амплитуда отображается яркостью или цветом.

В данной работе в качестве инструмента для проведения анализа ФКГ разработан алгоритм с использованием ресурсов Matlab, обеспечивающий выполнение следующей последовательности операций:

извлечение информации из сигнала, обработку сигналов и регистрацию полученных данных на спектрограмме. В качестве оконной функции взята функция Хэмминга.

Для проведения исследований использовалась база данных сигналов ФКГ («Классификация тонов сердца»[9]) с электронного ресурса www.PhysioNet.org, в которой представлены звукозаписи сердца, полученные в клинической и доклинической среде, как от здоровых людей, так и пациентов с патологиями. База данных содержит в общей сложности 3126 звукозаписей, продолжительностью от 5 секунд до 120 и более секунд. Частота дискретизации составляет 2000Гц.

В экспериментальном исследовании были использованы звуки нормальной работы сердца – сигналы сердца здорового пациента (рис. 1), а так же пациентов с патологиями, возникающие при митральном стенозе (рис. 2), и застойной сердечной недостаточности (рис. 3). Спектр сигнала строился с применением окна Хэмминга.

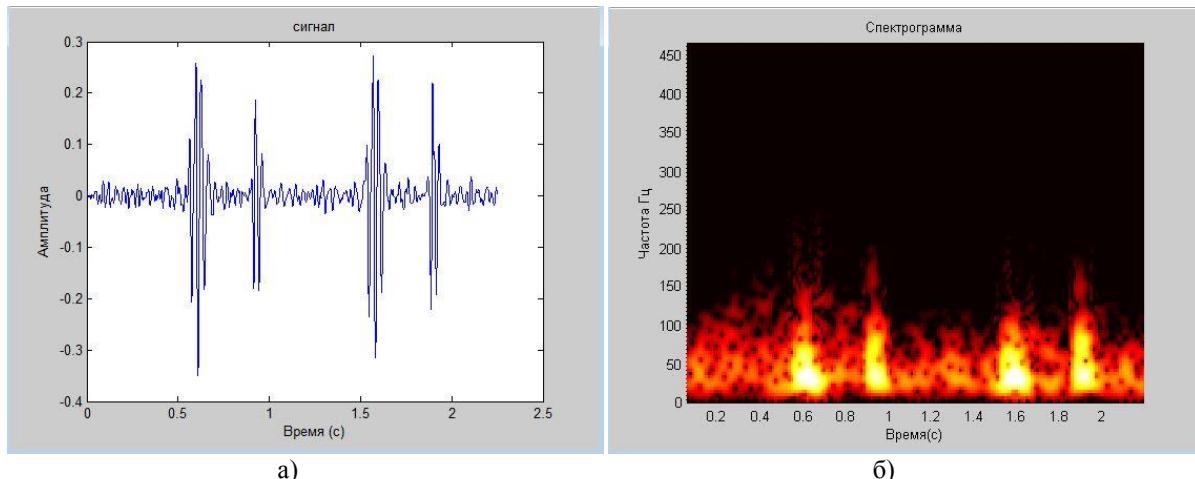


Рисунок 1. Сигналы сердца здорового пациента: ФКС в норме (а) и спектрограмма с применением окна Хэмминга (б).

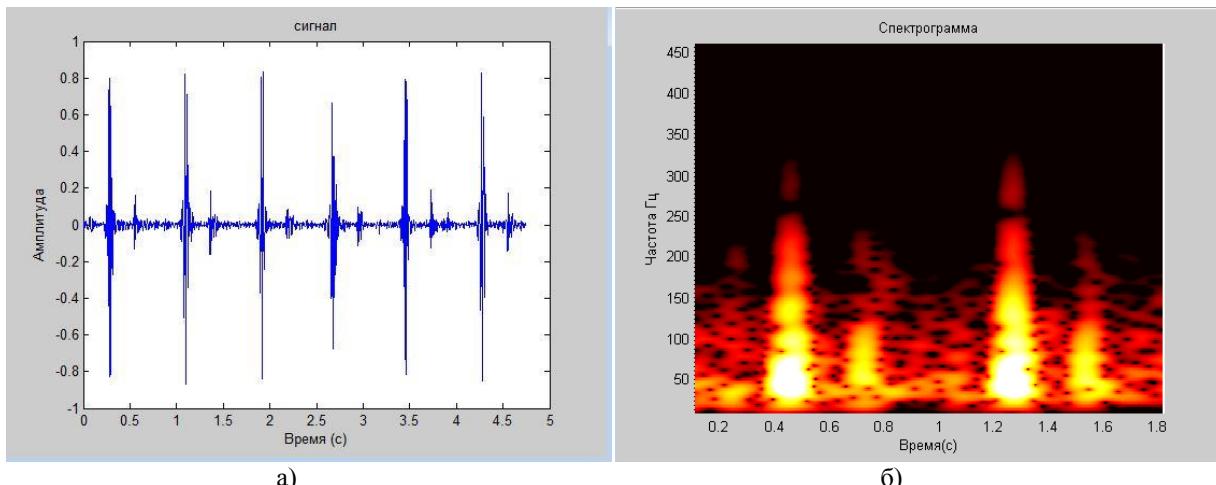


Рисунок 2. Сигналы сердца пациента с патологией: ФКС при митральном стенозе (а) и спектрограмма с применением окна Хэмминга (б).

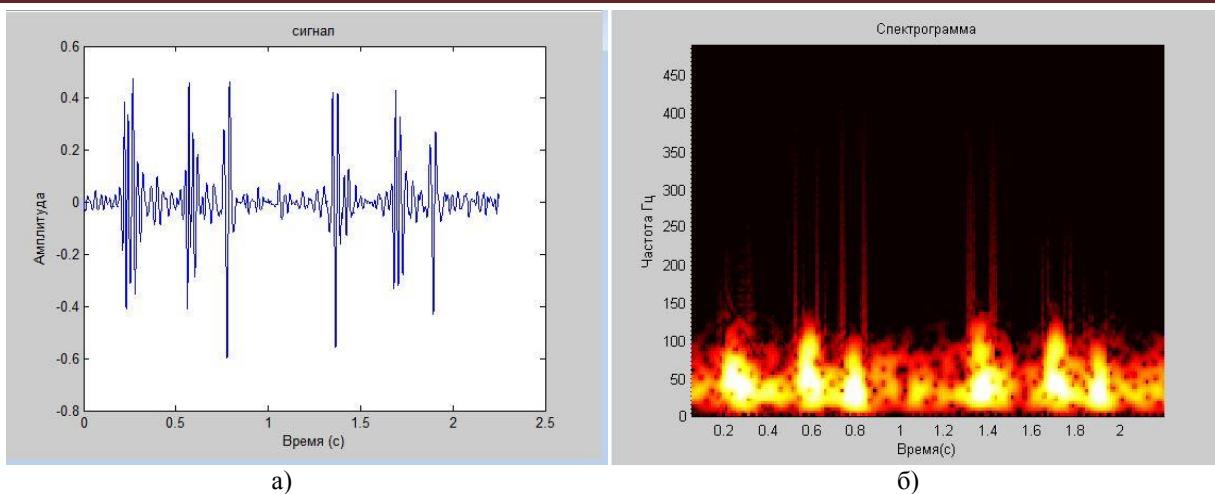


Рисунок 3. Сигналы сердца пациента с патологией: ФКС при застойной сердечной недостаточности (а) и спектrogramма с применением окна Хэмминга (б).

На рисунках 1-3 представлены спектrogramмы, позволяющие наблюдать изменение частотной составляющей ФКС с течением времени. Полученные графики подтверждают нестационарность сигналов. Можно наблюдать периодическое возникновение и затухание тоновых и шумовых компонентов, соответствующее ритму работы сердца. Анализ представленных рисунков показывает, что частотный диапазон звуковых колебаний при митральном стенозе (рисунок 2) существенно отличается от диапазона нормального сигнала (рисунок 1). Наблюдаются ярко выраженный хлопающий первый тон. А при застойной сердечной недостаточности (рисунок 3) наблюдается ярко выраженный третий тон.

Таким образом, выполненный анализ свидетельствует о возможности применения спектrogramмы в задачах анализа фонокардиограммы, что позволяет увеличить количество диагностических параметров работы сердца, выявляя особенности сигнала, которые не могут быть зарегистрированы при аускультации и фонокардиографии. Также спектrogramма позволяет представить сигнал в более удобной форме для визуального анализа.

Библиографический список

1. Сердечно-сосудистые заболевания – основная причина смертности на Земле <http://www.kardi.ru/ru/index/Article?ViewType=view&Id=14>
2. <http://www.bioxplorer.ru/bilers-909-1.html>
3. Стрижевский Владимир «Особенности использования зрительной сенсорной системы в поединке айкидо» МБОУ «Гимназия № 11 им. С.П. Дягилева» 3 В кл. г. Пермь. http://kiwami.org/club/doc/Aikido_sight.pdf
4. Бендат Дж., Пирсол А. Применения корреляционного и спектрального анализа. - М.: Мир, 1983. - 312 с.
5. Бендат Дж., Пирсол А. Измерение и анализ случайных процессов: Пер. с англ. - М.: Мир, 1971. - 408 с.
6. Бриллинджер Д. Временные ряды. Обработка данных и теория: Пер. с англ. - М.: Мир, 1980. - 536 с.
7. Гольденберг Л.М. и др. Цифровая обработка сигналов: Справочник / Гольденберг Л.М., Матюшкин Б.Д., Поляк М.Н. - М.: Радио и связь, 1985. - 312 с.
8. Макс Ж. Методы и техника обработки сигналов при физических измерениях. - М.: Мир, 1983. - Т.1. - 312 с.
9. <https://www.physionet.org/challenge/2016/>
10. Л.А. Краснов, В.П. Олейник. Фонокардиография. Технические средства электронной и компьютерной диагностики в медицине. Харьков «ХАИ» 2013. 64 с.

APPLICATION SPECTROGRAMS FOR TASK OF ANALYZING PHONOCARDIOGRAM

Aeydh W.M., Isakov R.V., Sushkova L.T.

«Vladimir State University named after Alexander and Nikolay Stoletovs»

valid_aed@mail.ru Isakov-RV@mail.ru ludm@vlsu.ru

Cardiovascular disease (CVD) occupies the first place in most developed countries. Therefore, the diagnosis and early detection of problems for heart disease are socially significant.

In this paper considered one of the most common methods for detection of CVD - phonocardiography (PCG), which is due to its informative and safety. The main objective of phonocardiography is the allocation of energy weak but diagnostically important high-frequency heart murmurs. Diagnosis of CVD It is carried out by research priority and power of tone and noise effects of the heart, reduced to a level accessible for research by medical personnel.

However, the maximum sensitivity of the human auditory analyzer is observed in the midrange (from 1000 to 4000 Hz) [2]. The vast majority of sounds that occur in the heart, have a frequency in the range 20-710 Hz. Consequently, almost all of them are outside the maximum perception of auditory analyzer area.

Modern science and computer technology allows not limited to the analysis of sound phenomena in specified frequency bands and registering them in the form of amplitude-time dependence.

There are powerful mathematical tool and computational algorithms for the analysis of the signals in the frequency and time-frequency domain. In this case the digitized signal PCG using the discrete Fourier transform that analyzed in the frequency domain amplitude. The spectral function of PCG gives the ability to assess the full range of the signal, but does not allow determine the local spectral component PCG divided portion [2]. A partial solution possibly through the introduction of the transformation of the window function $w(t)$ - a moving function, provides an analysis result (Fourier transform) as a function of two variables, the frequency ω and the time τ of window position.

In the paper for display and analysis of the energy distribution over the frequencies of PCG had been investigated the possibility of using the spectrogram, which used for its construction the Fourier transform of the window with the function of Hamming. The horizontal axis of the spectrogram is time and the vertical is frequency and amplitude that displayed by the brightness or color.

Using Matlab resources for analyzing PCG had been developed an algorithm, provides the following operations: extracting information from the signal, signal processing and registration the data on the spectrogram. Database of PCG signals taken from an electronic resource www.PhysioNet.org, containing a recording of the heart sounds, obtained in preclinical and clinical environment, from healthy people and patients with pathologies. The database contains 3126 heart sounds recordings, lasting from 5 seconds to 120 seconds or more. Sampling frequency is 2000Hz. In an experimental study were used sounds normal work of heart - heart signals from healthy patient (Figure 1.), as well as patients with abnormalities that occur in mitral stenosis (Figure 2.), and congestive heart failure (Figure 3.).

Figures 1-3 show the spectrograms that allowing observing the frequency component of the PCG change over time. Obtained graphs are confirming the non-stationary signals. One can observe the periodic occurrence and attenuation of tone and noise components corresponding to the rhythm of the heart. Analysis of the figures shows that the frequency range of sound vibrations in mitral stenosis (Figure 2) is significantly different from the normal signal range (Figure 1). There is a pronounced flapping first tone. And with congestive heart failure (Figure 3) there is a pronounced third tone.

Thus, the analysis shows the possibility of using the spectrogram to analyze phonocardiogram that can increase the number of diagnostic parameters of the heart, revealing the features of the signal, which can not be registered on auscultation and the standard phonocardiography. Spectrogram also allows us to represent the signal in a more convenient form for visual analysis.

СИСТЕМНЫЙ АНАЛИЗ НАПРАВЛЕНИЙ, МЕТОДОВ И ТЕХНИЧЕСКИХ СРЕДСТВ ИЗУЧЕНИЯ ЧУВСТВИТЕЛЬНОСТИ КОНЧИКОВ ПАЛЬЦЕВ РУК

Брумштейн Ю.М.

Астраханский государственный университет, г.Астрахань, e-mail: brum2003@mail.ru

Вопросы оценки чувствительности кончиков пальцев рук (КПР) могут быть актуальны в рамках различных видов исследований и тренингов. Несмотря на наличие в литературе определенного количества публикаций на эту тему, ряд направлений исследований и разработок остаются изученными недостаточно глубоко – как в методическом отношении, так и с точки зрения технической реализации методов. Поэтому **цель** данной статьи - комплексный анализ возможных направлений, методов и технических средств, которые могут быть применены для исследования чувствительности КПР (ЧКПР) – с учетом развития возможностей информационных технологий, расширения их применения в сфере медицины [1]. Такие исследования могут проводиться не только в медучреждениях, но и по месту работы испытуемых лиц, а также на дому [5].

Основные цели исследований ЧКПР. 1) Определение тактильной чувствительности КПР в рамках оценки профессиональной пригодности для некоторых профессий: ювелирное дело, сборка и ремонт часовых механизмов; операции с мелкими деталями в микроэлектронике; профессиональная работа с крупными банкнотами – для оценки наличия на них некоторых «степеней защиты» и др. 2) Определение с помощью КПР формы рельефа поверхностей [13] – в статике и динамике. 3) Экспериментальное сравнение ЧКПР к различным видам воздействий (механических, тепловых, электрических и пр.) - в т.ч. влияния на такую чувствительность пола, возраста, некоторых видов заболеваний [16]. 4) Оценка ЧКПР у лиц с нарушениями зрения и связи этой чувствительности с развитием творческих способностей [3]. 5) Количественная оценка ЧКПР для настройки

динамически управляемых технических устройств, предназначенных для таких целей: передачи текстов с использованием шрифта Брайля (дискретная передача групп символов раздельно на отдельные пальцы или передача символов в виде «бегущей строки»); применения в перчатках (костюмах) виртуальной реальности – для имитации касаний виртуальных объемных объектов и пр. 6) Исследования особенностей работы периферической и центральной нервной системы при различных воздействиях на КПР, в т.ч. в сочетании с использованием электроэнцефалографических (ЭЭГ) методов. 7) Оценка динамики восстановления ЧКПР у лиц, перенесших различные заболевания и травмы - в т.ч. для оценки эффективности применяемых методов лечения [7,8,10]. 8) Определение степени асимметрии работы мозга [15] – на основе сравнения ЧКПР для пальцев левой и правой рук – также, возможно, в сочетании с электроэнцефалографией. 9) Изучение влияния на ЧКПР кровенаполнения тканей на подушечках пальцев (с использованием фотоплетизмографического метода в варианте с отраженным светом [10]), температуры и влажности кожи, ее электропроводности. 10) Тренинг ЧКПР для врачей мануальной терапии, врачей-остеопатов [10,11,12] и др. 11) Аутотренинг пациентов с использованием элементов биологической обратной связи [6,7], в т.ч. с управлением интенсивностью и периодичностью воздействий на КПР и пр. 12) Оценки эффективности обеспечения управления телекоммуникационными системами на основе тактильных воздействий, реализуемых изменением амплитуды вибраций локальных участков дисплея [4].

Далее мы будем по умолчанию предполагать, следующее: глаза испытуемых закрыты или прикрыты светонепроницаемой повязкой; исследования могут проводиться для разных пальцев (причем на обоих руках) последовательно во времени или одновременно – второй вариант для испытуемых значительно сложнее. Термин КПР в общем случае может пониматься различно: как подушечки пальцев, как их «торцевые части» и даже как выступающий за торец пальца ноготь. По умолчанию мы будем иметь в виду 1-ый или 2-ой вариант.

Виды воздействий при исследовании ЧКПР и **способы их технической** реализации.

1) Предъявление объектов неизменной формы - испытуемый их самостоятельно ощупывает, возможно с ограничением по времени. Задания, выполняемые при исследованиях. **1а.** Определение пространственной формы объектов. **1б.** Определение наличия и формы элементов рельефа, выступающих над поверхностью. Для «одиночных» выступов и/или впадин разного диаметра или повторяющихся размеров может ставиться задача определения их количества. Для «непрерывных» элементов рельефа или совокупности регулярно расположенных отдельных элементов – задача мысленной реконструкции некоторых фигур [17], возможно пересекающихся или вложенных друг в друга). **1в.** Определение пространственного разрешения при восприятии выступов над поверхностью или впадин (отверстий) в ней. Размеры объектов могут быть такими: все одинаковые; несколько повторяющихся размеров; все размеры разные. Расположение объектов может быть стохастическим, частично или полностью регулярным. Пространственное разрешение для КПР будет зависеть не только от межцентрового расстояния выступов/углублений (отверстий), но и от их диаметра (а также от величины углублений – в определенных пределах). **1г.** Оценка пространственного разрешения для «маскирования» более крупными объектами более мелких. **1д.** Одновременное сравнение гладкостей двух поверхностей с использованием КПР разных рук - при этом предполагается отсутствие «асимметрии восприятия» КПР на двух руках. **1е.** Количественное сравнение «на ощупь» степени гладкости (шероховатости) предъявленной испытуемому поверхности с эталоном, до которого он ранее дотрагивался – при этом проверяется и «тактильная память» испытуемого. **1ж.** Предварительное предъявление тестируемому нескольких эталонов с разной шероховатостью, а затем – исследуемого образца (для оценки того, какому из эталонов он соответствует). **1з.** Для вариантов «е» и «ж» возможны и эксперименты с регулируемым временем задержки между предъявлением эталона (ов) и исследуемого образца и/или использованием «промежуточных» заданий. Цель - проверка «объема» и «устойчивости» тактильной памяти. **1и.** Тактильное выявление «анизотропии» неровностей на поверхности – например, волнообразных по всей ее ширине. **1к.** Изучение тактильных восприятий поверхностей при изменении их температуры, влажности; использованием поверхности смазки (жидкой или консистентной) различной толщины.

2) Предъявление испытуемому глубоких объектов – например, банкнот или их имитаций; бумажных (картонных) листов; тканей и пр. Необходимый рельеф может создаваться путем тиснения, отверстий и пр.

3) Использование «твердых» поверхностей с изменяемой во времени формой: создание (на временной основе) над поверхностями выступов; создание впадин; формирование комбинаций выступов и впадин; изменение расположения отдельных фрагментов поверхностей друг по отношению к другу и пр. Для этой цели могут применяться такие технические решения. **3а.** Двухпозиционные электромагнитные реле (ЭМР) – для создания «выступов» или «впадин». **3б.** Трехпозиционные ЭМР – для тех же целей. Однако ЭМР обычно не позволяют регулировать «величину» выступа (или впадины), а только задавать его (или ее) наличие или отсутствие – путем выдвижения штифта (или затупленной иголочки) над поверхностью или опускания штифта под плоскость этой поверхности. **3в.** «Винтовые элементы» (элементы типа «винт-гайка»), повороты которых управляются шаговыми двигателями (ШД) - это дает возможность ступенчато регулировать величины выступов/падин. Для оценки ЧКПР кроме высоты выступов (глубин впадин) важны также размеры их «в плане»; форма выступов в плане - круглая, квадратная и пр. Поэтому для одной «тестовой пластины» могут использоваться комбинации нескольких видов «виртуальных» объектов, отличающихся по этим характеристикам.

Для управления ЭМР или ШД могут быть использованы генераторы импульсов с изменяющейся (изменяемой) частотой; регулируемые по скорости вращения электродвигатели, которые управляют возвратно-

поступательными движениями перемещаемых штифтов и пр.

4) Вибрационные воздействия контактного характера на КПР (точечного или «площадного» характера) - могут осуществляться как «всухую», так и с использованием пленки жидкости для передачи вибраций.

5) Звуковые воздействия на кончики пальцев. Генерация звука возможна с помощью миниатюрных динамиков, пьезокерамических элементов и пр. Для таких исследований нужна хорошая звукоизоляция ушей человека – чтобы они не воспринимали используемый звук. **6)** Воздействие на КПР лучистой энергией – в ультрафиолетовом, видимом или инфракрасном диапазонах (для этой цели целесообразно использование светодиодов подходящего диапазона). **7)** Для изучения ЧКПР к постоянному или медленно меняющемуся магнитному полю (например - для оценки толерантности пациентов к магнитотерапевтическим методам воздействий) могут использоваться катушки с сердечниками - на катушки подается постоянное или медленно меняющееся напряжение. **8)** Исследования ЧКПР к электрическому току могут проводиться с использованием как постоянного тока, так и переменного, создаваемого соответствующими генераторами. Из-за различий в «омозолении» поверхности кожи целесообразна регулировка не напряжения, а именно силы тока.

Внешние **«помехи»** при исследованиях ЧКПР могут задаваться, например, в виде звуковых воздействий на органы слуха - синхронных или десинхронизированных с тактильными воздействиями.

Способы регистрации реакций испытуемых на тактильные воздействия (только наличия реакций и/или их интенсивности): применение специальных чувствительных элементов (ЧЭ) - в т.ч. датчиков на полимерных материалах [14]; нажатия испытуемыми соответствующих кнопок или вращение ими верньеров с помощью пальцев другой руки; распознавание голосовых ответов испытуемых; видеорегистрация (с последующей оцифровкой координат) для движений КПР по поверхностям предъявляемых им объектов и пр.

Направления (методические подходы) для исследований тактильной чувствительности КПР.

А) Определение порога восприятия (ПВ) для точечного или «площадного» воздействия на КПР, при котором испытуемый может достаточно уверенно его распознать (для определенности - «выступов» определенной высоты над гладкой поверхностью). Оценка ПВ должна делаться с учетом доли допускаемых испытуемым ошибок 1-го рода (отсутствие распознавания, когда воздействие есть) и 2-го рода (ложное распознавание воздействия, когда его фактически нет). Например, при регулируемой высоте выступов в качестве ПВ можно принять такую их высоту, при которой суммарная доля ошибок 1-го и 2-го родов опустится ниже 5% (для определенности). Поэтому кроме случайной генерации моментов воздействий на КПР может быть целесообразна разработка специальных схем по времени для последовательностей воздействий и пауз между ними, возможно – с чередованием мест воздействий и/или пальцев, на которые оказываются эти воздействия.

Б) Определение порога длительности по времени однократного воздействия фиксированной интенсивности, при котором испытуемый способен его распознать по 5% критерию ошибок. Пороги «интенсивности» и «длительности» воздействия в общем случае взаимосвязаны – в определенных пределах действует правило «чем слабее воздействие, тем более длительным оно должно быть». При этом для кратковременных (импульсных) термических воздействий контактного характера пациент может их воспринимать по разному просто потому, что «холодовые» и «тепловые» рецепторы находятся на разном расстоянии от поверхности кожи.

В) Для лучистых воздействий важны оценки влияния длины волны; размеров освещаемого участка и пр. на порог восприятия (удельная мощность может меняться за счет фокусировки диаметра пятна); характеристик импульсных воздействий. Видимый свет будет нагревать в основном поверхностные участки кожи, и, следовательно, до терморецепторов его воздействие может доходить лишь за счет конечной теплопроводности тканей. При коротких световых импульсах кратковременный нагрев просто не будет «распространяться» с поверхности достаточно глубоко. В тоже время импульсы инфракрасного излучения за счет **большой** длины волны и, как следствие, лучшего распространения в тканях, могут непосредственно «доходить» до терморецепторов. Поэтому можно ожидать, что КПК будут чувствовать более короткие «импульсы» теплового излучения.

Г) Оценка пространственного разрешения для внешнего активного воздействия, т.е. минимального расстояния между «точками воздействий», когда они еще воспринимаются КПР как раздельные. В [17] для регулирования расстояний между воздействующими элементами предлагается применять раздвигаемые ножки циркуля (метод Вебера, 1834г) – с шагом изменения расстояния в 1 мм. Однако в этом случае трудно регулировать силу воздействия ножек на КПР, может влиять также и форма кончиков ножек.

Д) Определение максимальной частоты воздействий, которые воспринимаются как отдельные воздействия, а не непрерывное (для определенности – механических воздействий с использованием временно выступающих над плоскостью штифтов). Регулирование частоты таких воздействий для определения порога раздельного восприятия испытуемый может осуществлять и самостоятельно.

Е) Определение периода «последействия» для однократных интенсивных воздействий. Предполагается, что в период «последействия» тактильная чувствительность изменена (снижена) по отношению к той, которая имела место до начала воздействия. В техническом плане это означает, что необходимо осуществлять «сдвоенные» воздействия с регулируемым запаздыванием второго воздействия по отношению к первому.

Ж) Мысленное определение количества «воздействий», соответствующих «пачке воздействий».

З) Для «слышимого» звука и инфразвука могут исследоваться пороги восприятия КПР, связанные с его громкостью и частотой. Априорно следует ожидать, что в силу механической инерционности тканей и

рецепторов КПР могут воспринимать лишь низкочастотный звук, причем не слишком слабый.

И) В отношении исследования вибрационных воздействий на КПР (они могут выполняться раздельно для разных пальцев и рук) важны такие задачи. и1) Оценка порогов чувствительности к интенсивностям (амплитудам) вибраций. При этом приходится учитывать, что сам по себе контакт вибрирующего элемента с КПР может менять как минимум амплитуду колебаний, а как максимум – частоту. В этом случае целесообразно определение двух порогов – при повышении интенсивности и при ее снижении. и2) Исследование влияния частоты вибрации на амплитуду, при которой эта вибрация воспринимается.

К) Влияние выполнения физических упражнений (и, как следствие, изменения температуры, давления, частоты пульса, влажности кожи, кровенаполнения пальцев) на ЧКПР. Такие исследования могут рассматриваться как «функциональные нагрузочные пробы» для организма.

Л) Кратковременное влияние введения некоторых медикаментозных препаратов (или проведения локальных физиотерапевтических процедур) на ЧКПР – исследования проводятся до и после таких воздействий.

К) Для изменяющихся во времени интенсивностей воздействий исследование порогов не только «первоначального ощущения воздействия», но и «прекращения такого ощущения» – при уменьшении их интенсивностей. Между этими порогами может быть определенная разница (гистерезис), которая несет в себе дополнительную информацию. Аналогичная задача может ставиться и в отношении изменяющихся частот воздействий.

М) Изучение «порогов комфортности» воздействий – например, для тепловых воздействий; для механических воздействий при передаче текста с применением устройств, воспроизводящих шрифт Брайля и др.

Возможны также варианты, когда сам пациент оказывает воздействие на ЧЭ.

Н) Исследование минимизации силы воздействия испытуемого на ЧЭ и стабильности поддержания такого воздействия на минимальном уровне. Качество выполнения этого задания может оцениваться, например, по суммам двух долей времени: когда давление на ЧЭ превышает некоторое предельное; когда это давление вообще отсутствует, т.е. КПР «оторван» от поверхности ЧЭ. Такие исследования важны, например, для оценки возникновения тремора пальцев [2], находящихся в «слабом контакте» с ЧЭ или расположенных над ним.

О) Динамическое управление пациентом силой воздействия на ЧЭ – например, типа описанного в [2]. При этом сила нажатия на ЧЭ должна изменяться синхронно с изменением интенсивности непрерывно воспроизводимого звука. Закон изменения этой интенсивности во времени может быть различным: трапециoidalным; треугольным; на основе модуля синусоидальной зависимости; частично стохастическим и пр. При этом может исследоваться следующее. о1) «Качество» соблюдения испытуемым пропорциональности между интенсивностью звука и силой нажатия (например, на основе вычисления коэффициента парной корреляции по Пирсону для временных рядов описывающих интенсивности звука и силы нажатия). о2) Запаздывания реакций испытуемого (изменения им сил нажатия) по отношению к изменениям силы звука. Также в качестве «управляющей информации» вместо силы звука может использоваться изменение его частоты звука – с той оговоркой, что не все люди достаточно хорошо воспринимают «на слух» изменения частоты.

П) Динамическое управление силой нажатия КПР (в т.ч. с отрывом КПР от ЧЭ) на основе кратковременных звуковых импульсов разной продолжительности, интенсивности и, возможно, тональности (нажатия на ЧЭ должны соответствовать моментам звучания импульсов). Может исследоваться наличие пропусков нажатий в ответ на звуковые импульсы (в т.ч. и из-за их слабой громкости); появление «ложных» нажатий – при отсутствии звуковых импульсов; запаздывание реакций тестируемого лица на моменты начала и конца звуковых импульсов; отсутствие полного «отрыва» пальцев от ЧЭ при отсутствии звуковых импульсов и пр.

В случаях «Н», «О», «П» тактильная чувствительность КПР обеспечивает для тестируемых лиц информацию «обратной связи» при регулировании ими сил нажатия на ЧЭ.

Выводы. 1. Изучение ЧКПР может быть важным не только в рамках физиологических исследований академического характера, но и для прикладных целей: профессионального отбора; в рамках клинической практики; при тренинге – в т.ч. некоторых категорий врачей. 2. Для проведения таких исследований, судя по литературным данным, пока используются в основном объекты фиксированной формы. 3. Поэтому целесообразна разработка устройств, предназначенных для обеспечения динамических воздействий на КПР: механических (включая вибрационные); лучистой энергией; электрическим током; комбинированных. 4. Это расширит возможности исследований; позволит обосновать методы клинических воздействий на КПР, основанные на рефлекторных реакциях на такие воздействия и пр.

Библиографический список

1. Брумштейн Ю.М., Скляренко Е.В, Мальвина А.С., Аксенова Ю.Ю., Кузьмина А.Б. Системный анализ направлений и особенностей информатизации сферы здравоохранения России //Прикаспийский журнал: управление и высокие технологии.- Астрахань, 2013-№4.-С.73-86
2. Брумштейн Ю.М., Аксенова Ю.Ю. Компьютеризованные методы исследования скорости реакций и точности моторики пальцев рук //Известия ЮФУ. Технические науки – 2012, № 9, -С. 77-83
3. Вартанян И.А., Носова К.В. Тактильная чувствительность пальцев рук и творческие способности подростков с нарушениями зрения //Сенсорные системы. 2013. Т. 27. № 1. С. 55-59.

4. Васильев О.И., Нистюк А.И. Тактильная связь с телекоммуникационными устройствами //Интеллектуальные системы в производстве. 2015. № 2 (26). С. 85-88
5. Гуськова Н.И., Брумштейн Ю.М., Травова Е.С. Медицинское оборудование для надомного применения: анализ парка имеющейся в продаже техники и ее фактического использования населением //Инженерный вестник Дона, ISSN 2073-8633, 2012, №2
6. Долецкий А.Н., Хвастунова И.В., Ахундова Р.Е., Мигулина А.А. Механизмы реализации различных методик самоуправления с биологической обратной связью //Успехи современного естествознания. Пенза: ООО «Издательский Дом «Академия Естествознания», 2013. – с. 14-19.
7. Ибрагимов Р.Р., Брумштейн Ю.М., Аксенова Ю.Ю. Анализ направлений использования биологических обратных связей в тренажерном оборудовании //Актуальные вопросы биомедицинской инженерии. Сб. материалов III Всерос. заочной науч. конф. для молодых ученых, студентов и школьников, с.455-462. [Электронный ресурс] <http://www.sstu.ru/files/content/ndocs/bma%20Sbornik%20Aktual%202013.pdf>. Дата обращения 07.03.2014г.
8. Ишинова В.А. Динамика тактильной чувствительности пациентов с психогенной болью в процессе психической релаксации //Профилактическая и клиническая медицина. 2010. № 1. С. 99-102.
9. Ишинова В.А., Сердюков С.В. Динамика тактильной чувствительности как дополнительный фактор в оценке эффективности психотерапевтической реабилитации больных с хроническими болевыми синдромами //Медико-социальная экспертиза и реабилитация. 2015. Т. 18. № 2. С. 8-12.
10. Малиновский Е.Л., Новосельцев С.В., Ерофеев Н.П. Тактильная чувствительность дистальных фаланг пальцев рук: критерии объективной диагностики и клинические факторы, влияющие на ее изменения //Мануальная терапия. 2013. № 1 (49). С. 63-69.
11. Малиновский Е.Л., Новосельцев С.В. Влияние вегетативного состояния на тактильную чувствительность пальцев рук остеопатов//Мануальная терапия. 2013. № 3 (51). С. 61-67.
12. Малиновский Е.Л., Новосельцев С.В., Бигильдинский А.А. Клинические аспекты повышения тактильной чувствительности пальцев рук остеопатов //Мануальная терапия. 2013. № 2 (50). С. 64-69.
13. Михайлов И.В. Исследование сложного стереогностического чувства в клинической практике //Вестник новых медицинских технологий. Электронное издание. 2015. Т. 9. № 2. С. 34.
14. Новожилов А., Ракитин В., Сафонов А. Тактильные датчики на полимерных материалах. Конструкции, технологии //Электронника: Наука, технология, бизнес. 2014. № 2 (133). С. 52-64.
15. Панина Н.Г., Краюшкин А.И., Перепелкин А.И. Сенсорное восприятие как компонент функциональной асимметрии человека //Медицинский вестник Башкортостана. 2015. Т. 10. № 1. С. 89-91.
16. Тарасенко И.А., Пьявченко Г.А., Митяева Е.В. Тактильная чувствительность кожи пальцев рук в возрастном аспекте и при некоторых заболеваниях //Журнал научных статей Здоровье и образование в XXI веке. 2012. Т. 14. № 2. С. 157-158.
17. Халилов М.А., Михайлов И.В., Улаева Е.А. Исследование тактильной чувствительности человека //Ученые записки Орловского государственного университета. Серия: Естественные, технические и медицинские науки. 2013. № 6. С. 271-274.

THE SYSTEM ANALYSIS OF THE DIRECTIONS, METHODS AND TECHNICAL MEANS FOR STUDYING FINGER TIPS SENSITIVITY

Brumshteyn Yu.M.

Astrakhan state university, Astrakhan, e-mail: brum2003@mail.ru

Author considered possible purposes and main directions of finger tips tactile sensitivity researches. In article are estimated informativeness for various research methods, carried out in the conditions of static and dynamic influences. Author characterized technical means for realization of offered influences methods; estimates of examinees reactions on this influences; formation of artificial hindrances. The emphasis in work is placed on the opportunities, provided by modern information technologies.

ИНФОРМАЦИОННО-ИЗМЕРИТЕЛЬНАЯ СИСТЕМА ДИАГНОСТИКИ ГЕПАТИТА

Астафьев А.Н.

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

Одной из наиболее важных проблем современной медицины является определения состояния тяжести пациента, исследуя изменения состояния тяжести можно осуществлять выбор наиболее лучшего лекарственного препарата из огромного перечня, определять эффективность лечения, выбирать необходимую дозировку и тем самым снижая токсические последствия для организма.

Применение обычных методов статистики при определении состояния тяжести пациента затруднено из-за наличия большого числа переменных, характеризующих конкретные значения биомедицинских факторов и содержащих в себе многофакторную трудноформализуемую информацию большой размерности. Использование методов математического моделирования в ряде случаев оказывается недостаточно эффективным с точки зрения прикладных целей исследования, а все попытки точного описания приводят к чрезвычайно сложным для анализа математическим моделям, не позволяющим учитывать совместное влияние факторов на состояние тяжести. Наиболее полно учесть количество комбинаций значений факторов, возможно лишь при применении экспертных систем основанных на технологиях искусственных нейронных сетей. Одним из перспективных направлений являются сети, обучающиеся по навыковому алгоритму [1].

В качестве примера, была создана экспертная система [2], основанная на навыком алгоритме, которая позволяет производить оценку состояния тяжести у больных хронической формой гепатита, учитывая 25 значений биомедицинских факторов. Состояние тяжести пациента оценивается 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.

Наиболее сложной задачей при проектировании экспертных систем такого рода является формирование обучающей выборки, которая должна учитывать разнообразное влияние биомедицинских факторов на состояние тяжести пациента. Обучающая выборка, содержащая конкретные данные пациентов с оценкой состояния тяжести, сложно реализуема и велика по объему вариантов, необходимых для правильной оценки. Для обучения системы была сформирована выборка, состоящая из всего из 18 примеров, в которых учитываются интервалы изменения биомедицинских факторов при каждом состоянии тяжести.

Сравнив средние значения невязки, (рис. 1) полученные при тестировании обучающей выборки и 5 примеров тестирующей выборки, можно заключить, что навыковая система позволяет получать более точные оценки по сравнению с другими методами нейронных сетей.

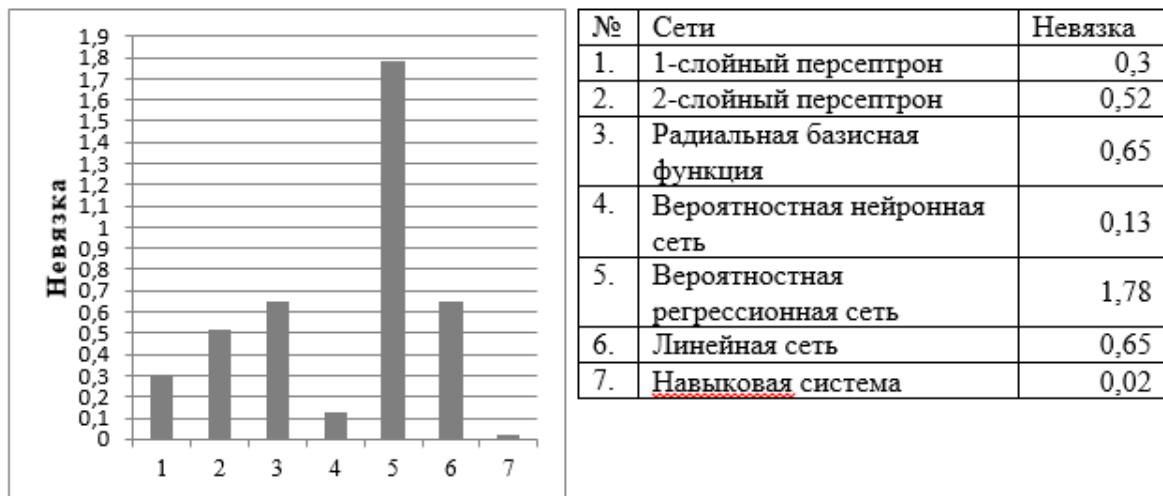


Рис. 1. Гистограмма сравнения невязки

Созданная система прошла клиническую апробацию, с её помощью было проведено исследование эффективности группы препаратов для лечения гепатита С (рис. 2), у каждого препарата учитывались средние значения тяжести 5 пациентов.

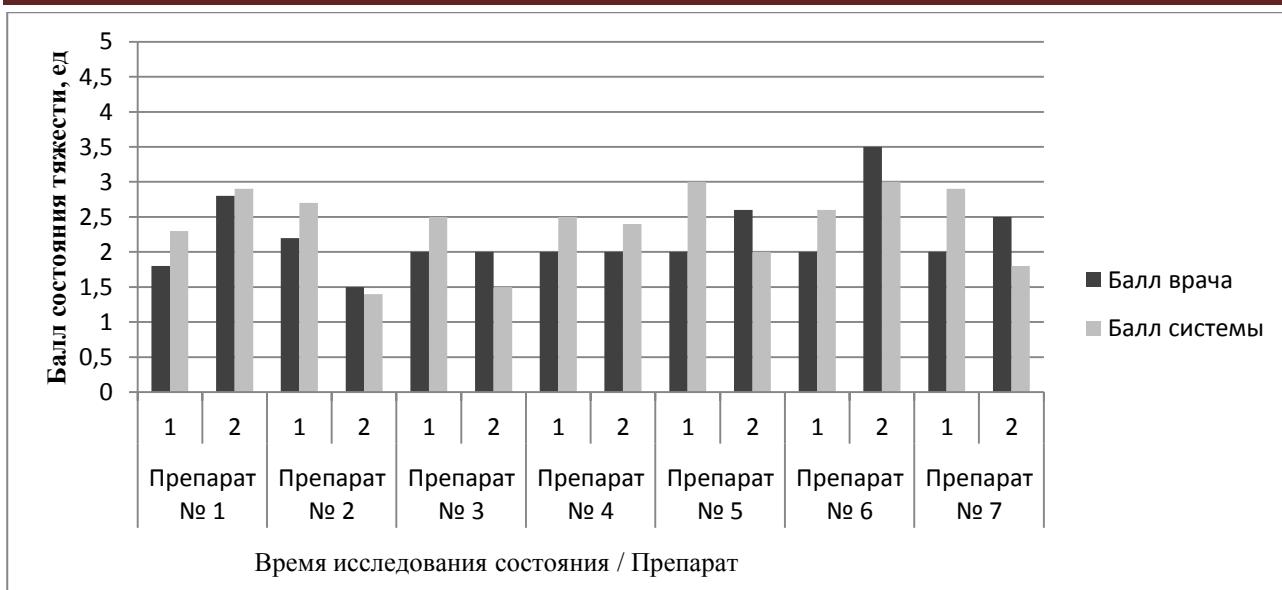


Рис. 2. Гистограмма сравнения состояния тяжести (где 1 – начало приема препарата, 2 – через 6 месяцев).

По системе проведен ряд исследований и разработана методика обучения:

4.обучающая выборка должна составлять 18 примеров, учитывающих граничные положения состояний тяжести;

5.для увеличения точности диагностики необходимо увеличение примеров в обучающей выборке;

6.величина допуска невязки обучения должна быть не менее 1%;

7.обучающую выборку целесообразно формировать с последовательным на каждом этапе включением примеров с наибольшим отклонением от заданного отклика;

8.при обучении необходимо использовать негативные примеры.

Исследовалось влияние значимости факторов на диагностическую ценность. Исследование проведено по 4 видам гепатита с разным количеством примеров. Гепатит А имеет 113 примеров, гепатит В – 42 примера, гепатит С – 76 примеров. В исследовании рассмотрены 25 входных факторов, так как они являются основными.

Значимость каждого входного фактора оценивается по величине его весового коэффициента. Чем больше значение весового коэффициента, тем фактор считается более значимым. Так как процесс обучения заключается в определении весовых коэффициентов, то после обучения системы по 4 дополнительным ситуациям получаем фиксированные значения весов, т. е. оценку системы для каждого входного фактора. Нас интересуют только 25 факторов. Чтобы выявить факторы наиболее значимые для каждой ситуации, необходимо провести сравнение весовых коэффициентов, т. е. оценки полученной системой с оценкой значимости экспертов (рис. 3, 4, 5).

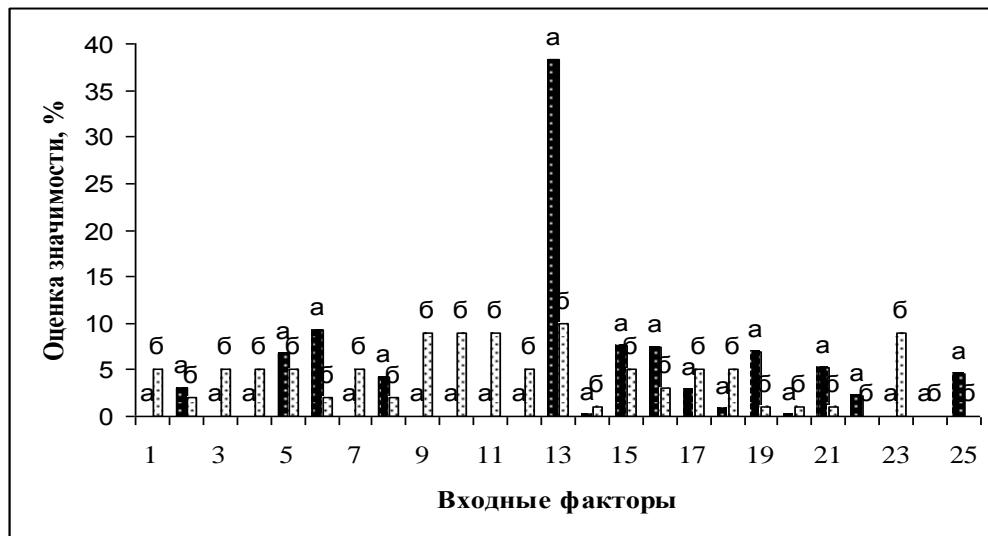


Рис. 3. Оценка значимости факторов ситуации А: а – оценка системы; б – оценка экспертов.

Для ситуации А по оценке экспертов и системы фактор 13 является основным в принятии решения, т. е. оказывает наибольшее влияние на достоверность принимаемых решений.

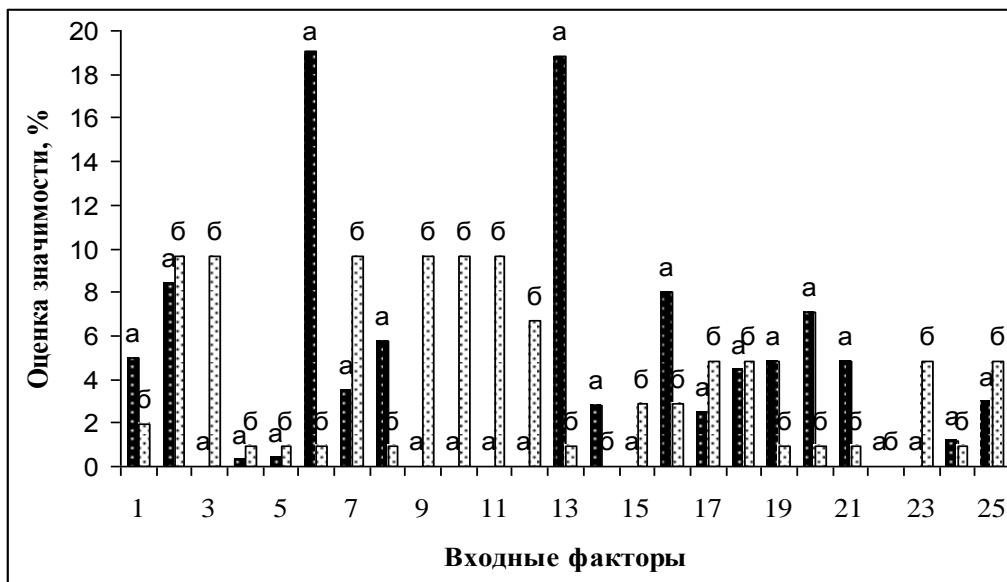


Рис.4. Оценка значимости факторов ситуации В: а – оценка системы; б – оценка экспертов.

Для ситуации В фактор 2 по оценке экспертов и системы оказывает наибольшее влияние на достоверность принимаемых решений.

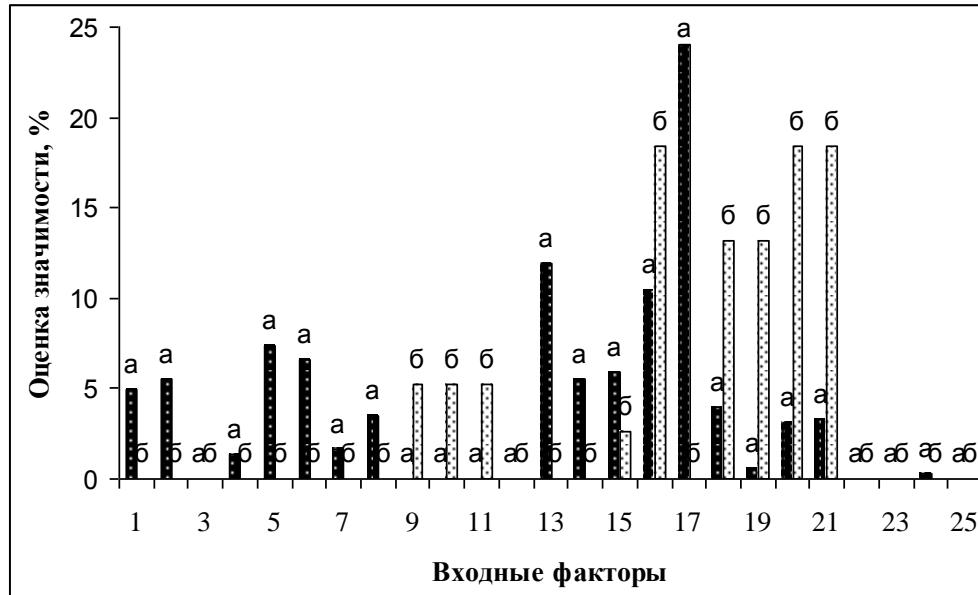


Рис. 5. Оценка значимости факторов ситуации С: а – оценка системы; б – оценка экспертов.

Для ситуации С факторы 16, 18, 20 и 21 являются основными в принятии решения.

Библиографический список

1. Антонов, В.М. Обучаемые системы управления [Текст] / В.М. Антонов // Липецк: ЛГТУ, 1998. - 415 с.
2. Кавыгин, В.В. Навыковая информационно-измерительная система оценки состояния объектов [Текст] / В.В. Кавыгин, С.В. Полозов, А.Н. Астафьев, М.С. Бессонов // Вести высших учебных заведений Черноземья. Научно-технический и производственный журнал. №4(18) Липецк: ЛГТУ, 2009-116с.

INFORMATION MEASURING SYSTEM FOR DIAGNOSIS OF HEPATITIS

Astafyev A.N.

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

The article deals with the creation and research of expert system for diagnosing the severity of hepatitis. A comparison of factors of significance to diagnose severity of the condition.

ЭКСПЕРТНАЯ СИСТЕМА ДЛЯ РАСПОЗНАВАНИЯ ТИПОВ ПАТОЛОГИИ У ДЕТЕЙ

Nashwan A. Al-khulaidi¹, B.A.Аль-Хайдри²¹Department of Robotics and Mechatronics, Faculty of Engineering and Information Technology - Taiz university²Владимирский государственный университет**Введение**

Заболевания детского возраста отличаются тем, что их клиническое течение более тяжелое, чем у взрослых, а диагностика значительно сложнее[4]. Дети, как правило, не могут указать точную локализацию боли и чаще показывают на область пупка. Характер боли могут описать дети только старшего возраста. При сильной боли появляется бледность кожных покровов, ребенок плачет, изгибаются, поджимает ножки, появляется рвота, снижается АД. Боль в животе и температура у детей являются первым признаком большинства заболеваний: корь, краснуха, грипп, свинка и **ветряная оспа**. Для диагностики наиболее часто встречающихся заболеваний у детей, используются различные биотехнические средства и технологии, которые учитывают специфические особенности организма детей, как объекта исследования [4]. Одними из таких технологий являются экспертные системы, которые доказали свою эффективности применения в различных областях жизни и техники. Одним из наиболее интенсивно развивающихся направлений является применение ЭС в медицине [1].

Начиная с середины XX столетия и до сих пор, одним из самых значимых направлений развития науки и техники является искусственный интеллект. Задача этого направления заключается в обеспечении разумных рассуждений и действий с помощью вычислительных систем и других искусственных устройств.

Отдельная область искусственного интеллекта - инженерия знаний – занимается разработкой экспертных систем. Экспертная система (ЭС) - это интеллектуальная программа, способная делать логические выводы на основании знаний в конкретной предметной области и обеспечивающая решение специфических задач. Для этого ее необходимо наделить функциями, позволяющими решать задачи, которые в отсутствии эксперта невозможно правильно решить. Поэтому необходимым этапом в ее разработке является приобретение соответствующих знаний от эксперта.

Современные технические возможности позволяют выйти на качественно новый уровень представления течения заболевания, а именно на основе экспертных автоматизированных технологий смоделировать типовое развитие патологического процесса [2,3]. Экспертные компьютерные медицинские системы позволяют врачу не только проверить собственные диагностические предположения, но и получить консультацию в трудных диагностических случаях [2,3].

В связи с этим данной работе рассматриваются наиболее часто встречающиеся детские заболевания (Корь, Краснуха, Грипп, Свинка и **Ветряная оспа**), имеющие общие симптомы, что способствует увеличению вероятности ошибки при диагностике и лечении. В работе так же разработан алгоритм работы экспертной системы для диагностики патологий у детей и интерфейс пользователя. Данная система может быть применена как в клинической практике в помощь врачу, так и в домашних условиях для обеспечения установления первичного диагноза.

Теоретические основы методики.

Анализ литературы показывает значимость применения экспертных систем для диагностики заболеваний детей в домашних условиях. Данная технология позволяет проводить первичную диагностику с целью профилактики, а также для выявления той или иной патологии. Основу экспертной системы составляет базу знаний по соответствующим заболеваниям. В данной работе базу знаний включала болезни у детей и их симптомы которых показаны на таблицы 1.

Таблица № 1. Вид болезни у детей

№	Вид болезни	Основные симптомы	Особенности
1	Корь	<ul style="list-style-type: none"> – Первые признаки: повышение температуры, недомогание, боли в горле; – Насморк и чихание; – Глаза и нос припухают; – Выспание. 	<ul style="list-style-type: none"> – Одна из опасных детских инфекций; – Время проявления симптомов длится 10 дней. – Может привести к летальным исходам.
2	Краснуха	<ul style="list-style-type: none"> – Сыпь; – Воспаление слизистой оболочки рта; – Насморк; – Сухой кашель. 	<ul style="list-style-type: none"> – является острым инфекционным заболеванием. – Время проявления симптомов 11-24 дней.
3	Грипп	<ul style="list-style-type: none"> – повышение температуры; – головная боль; – першение в горле; – глаза слезятся; – насморк и кашель. 	<ul style="list-style-type: none"> – Являются одним из наиболее распространенных заболеваний человека; – Составляет до 7% от всех причин смерти детей в стационарах.
4	Свинка	<ul style="list-style-type: none"> – повышение температуры; – головная боль; – пропадает аппетит; – судороги и рвота; 	<ul style="list-style-type: none"> – является инфекционным заболеванием; – поражает железы в организме; – Вирус при данном заболевании, во внешней среде не погибает, холода не боится, но боится дезинфекции.
5	Ветряная оспа	<ul style="list-style-type: none"> – повышение температуры; – высыпание на коже; 	<ul style="list-style-type: none"> – это острое инфекционное заболевание детского возраста; – Время проявления симптомов 11-23 дней.

Существуют различные программные средства, позволяющие разработать экспертные системы. Для разработки ЭС «диагностика патологии у детей» был выбран язык пролог как наиболее часто используемое среди разработки ЭС. На рисунке 1 показана структура экспертной системы «диагностика патологии у детей».



Рис. 1 - Структура медицинской экспертной системы «диагностика патологии у детей»

База знаний правил представляет собой структуру, где для каждого диагноза описаны симптомы. Модуль накопления позволяет модифицировать знания во время создания и последующей эксплуатации экспертной системы.

Механизм логического вывода на основе симптомов может на основе известных фактов базы знаний получить диагноз.

Алгоритм и интерфейс

Алгоритм работы программы строится следующим образом: ввод информации в виде симптомы, представление ответов на вопросы которые задает программа, получение диагноза.

Если пользователю требуется получить информацию о патологиях у детей необходимо ввести в программу некую информацию: например (патология (У)). Далее пользователь отвечает на вопросы, которые выдает программа, до тех пор, пока программа не выдаст диагноз.

На рисунках 2,3 представлены интерфейс и обобщенный алгоритм работы механизма логического вывода экспертной системы диагностики патологии у детей.

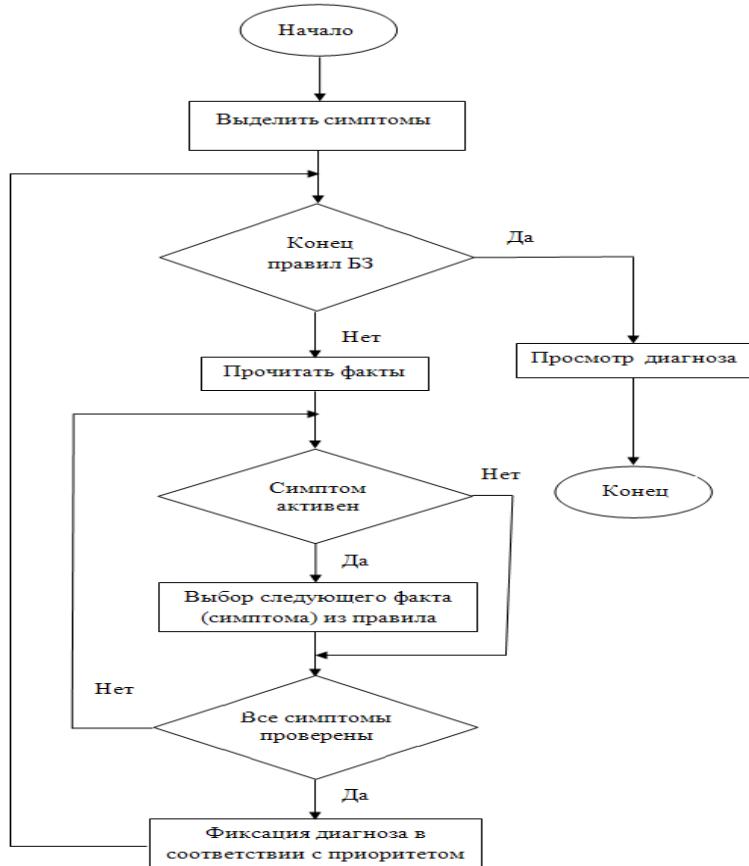


Рис.2 - Алгоритм работы экспертной системы для диагностики патологий у детей разработанной в среде прологе.

```

SWI-Prolog (Multi-threaded, version 6.2.6)
File Edit Settings Run Debug Help

1 ?- патология(Aziz).
имеет симптом:кашель? нет.
имеет симптом:головная боль? да.
имеет симптом:насморк? да.
имеет симптом:смыв? да.
имеет симптом:лихорадка? да.
Aziz = краснуха
  
```

The screenshot shows the SWI-Prolog interface with the title 'SWI-Prolog (Multi-threaded, version 6.2.6)'. The menu bar includes 'File', 'Edit', 'Settings', 'Run', 'Debug', and 'Help'. The main window displays a query '1 ?- патология(Aziz).'. The response shows the following facts and their results: 'имеет симптом:кашель? нет.', 'имеет симптом:головная боль? да.', 'имеет симптом:насморк? да.', 'имеет симптом:смыв? да.', 'имеет симптом:лихорадка? да.', and the final result 'Aziz = краснуха'.

Рис.3 - Интерфейс экспертной системы диагностики патологии у детей

Заключение

В ходе работы были рассмотрены особенности применения экспертных систем в медицине, а также технологии создания экспертных систем в среде Пролог.

Анализ литературы показывает значимость применения экспертных систем для диагностики заболеваний детей в домашних условиях. Данная технология позволяет проводить первичную диагностику для выявления той или иной патологии у детей.

При выявлении изменения в структуре и функции того или иного органа данная система дает рекомендации пациенту, в которых содержится информация о необходимых мерах, которые должен предпринять пациент.

В данной работе разработан алгоритм и интерфейс экспертной системы для диагностики патологии у детей в среде Пролог.

Библиографический список

1. Экспертные системы - системы, основанные на знаниях. economyreview.ru
2. О.Г. Жариков, А.А. Литвин, В.А. Ковалёв. Экспертные системы в медицине <http://www.mednovosti.by/journal.aspx?article=4013>
3. Андрейчиков А.В., Андрейчикова О.Н. Интеллектуальные информационные системы. – М.: Финансы и статистика, 2006.
4. Eurolab. Медицинский портал. При каких заболеваниях возникает боль в животе у детей. <http://www.eurolab.ua/symptoms/pain/343/>.

EXPERT SYSTEM FOR RECOGNITION OF CHILDREN PATHOLOGY

Nashwan A. Al-khulaidi¹., Al-Haidri W.A.²

¹Department of Robotics and Mechatronics, Faculty of Engineering and Information Technology - Taiz university

²Vladimir State University, Russia

In this paper features of the application of expert systems in medicine and technology of expert systems in Prolog environment were considered. Analysis of the literature shows the importance of the application of expert systems for diagnosing diseases of children at the home. This technology allows for the detection of primary diagnosis of a pathology of children. If any changes in the structure and function of an organ, the system provides recommendations to the patient, which provides information about the necessary measures to be taken by the patient. In this paper, an algorithm and interface expert system for the diagnosis of children disease in Prolog were developed.



ВОЗМОЖНОСТИ ИСПОЛЬЗОВАНИЯ АВТОМАТИЗИРОВАННЫХ СИСТЕМ РЕГИСТРАЦИИ ЗАЯВОК НА ПОЛУЧЕНИЕ МЕДИЦИНСКИХ УСЛУГ В ЙЕМЕНЕ

Аль-Дайбани А.М

Владимирский государственный университет, г. Владимир, abdulghanialdhaibani@gmail.com

По данным 2015 года годовой прирост населения Республики Йемен составил 2.51 % [1]. В то же самое время развитие сети медицинских учреждений не соответствует указанному темпу роста населения. В частности, в г. Сана (столица Йемена) из-за недостаточного количества больниц возникают длинные очереди пациентов, ожидающих приема врача. Одной из причин появления длинных очередей является несовершенство существующей системы записи на прием к врачу. Запись на прием осуществляется либо при личном обращении в регистратуру медицинской организации; либо путем телефонного обращения в регистратуру. Недостатки существующей системы регистрации: некачественное и медленное обслуживание граждан при личном обращении в регистратуру, необходимость длительного телефонного звонка до оператора регистратуры, ограниченный интервал времени работы регистратуры.

В России и в западных странах решение проблемы регистрации заявок осуществляется с помощью автоматизированных систем несколькими способами: использование терминалов (например, в виде информационных уличных киосков [2]), использование в Интернете сайта регистрации заявок на получение медицинских услуг [4,5], применение телефонных систем регистрации заявок на основе автоматического распознавания речи [6,7]. Сравним возможности применения указанных систем в Йемене.

При использовании регистрации с помощью терминала или на сайте медицинских учреждений пациент знакомится с расписанием работы врачей, записывается на прием к нужному врачу с учетом уже существующих записей и в удобное для себя время. После регистрации записи пациент распечатывает талон с указанием времени приема у врача и номера его кабинета. С этим талоном в назначенное время пациент приходит в регистратуру или непосредственно к кабинету врача. С помощью указанных систем пациент может также отказаться от ранее проведенной регистрационной записи.

Использование указанных систем электронной записи на прием к врачу позволяет сократить затраты времени на регистрацию записей, повысить качество медицинского обслуживания, увеличить пропускную способность медицинского учреждения, упростить процедуру сбора статистических данных о его работе [7].

Дополнительным достоинством таких систем является круглосуточный режим их работы. Препятствием внедрения таких систем в данное время является слабое развитие Интернета в Йемене, а также необходимость поиска гражданами терминала с возможностью осуществления регистрационной записи. Следует также отметить трудность освоения подобных систем пожилыми людьми. С развитием Интернета использование рассмотренных систем регистрации становится более целесообразным.

Более привлекательным для граждан Йемена в настоящее время является применение телефонных систем регистрации с использованием автоматического распознавания речи. Такие системы проще осваиваются пожилыми людьми. К тому же телефонная сеть в Йемене развита больше, чем Интернет. По сравнению с рассмотренными выше системами данная система имеет ряд дополнительных функций. Во-первых, она может по телефону напоминать пациентам о предстоящем приеме у врача и запрашивать подтверждение регистрации. Во-вторых, система может по инициативе администрации медицинского учреждения предупредить пациента об отмене регистрационной записи в связи с изменением расписания работы врачей, их болезнью или командировкой. Примером такой системы является продукт MedVox компании S2S Next. Данный продукт в настоящее время активно внедряется в работу медицинских учреждений Красноярского края [3,6,7]. С демонстрационной версией продукта можно ознакомиться, позвонив по телефону +7 (499) 918-43-48 [6,7].

Главным препятствием внедрения подобной системы в Йемене является наличие ошибок распознавания произносимых слов. Поэтому пациенту иногда приходится несколько раз повторять сказанное слово. Возникновение ошибок обусловлено, во-первых, наличием помех, создаваемых акустическим окружением говорящего [8], а во-вторых, трудностью автоматического распознавания арабской речи из-за высокой степени ее изменчивости [9]. Создание помехоустойчивых систем распознавания арабской речи является актуальной задачей, стоящей перед разработчиками подобных систем.

Заключение

Существует три варианта автоматизированных систем регистрации заявок на получение медицинских услуг, которые используются в европейских странах и США и могут быть использованы в Йемене: системы на основе информационных терминалов, системы на основе регистрационных сервисов на сайтах медицинских учреждений, телефонные системы с использованием автоматического распознавания речи. Так как использование терминалов требует присутствия граждан в соответствующих учреждениях, а использование Интернета в Йемене в настоящее время мало распространено среди населения, то наиболее предпочтительными являются телефонные системы на основе автоматического распознавания речи. Главным препятствием их использования является наличие ошибок распознавания произносимых слов, которые, в основном, обусловлены наличием акустических помех. Целесообразно использовать телефонные системы регистрации заявок, которые оснащены средствами подавления помех.

Библиографический список

1. Yemen population 2016 - [Электронный ресурс]. – Режим доступа: <http://countryometers.info/ru/Yemen/>. Дата обращения: 30.02.2016.
2. Уличные информационные киоски - [Электронный ресурс]. – Режим доступа: <http://dreamapp.ru/>. Дата обращения 10.04.2016.
3. Больница № 5 г. Братска - [Электронный ресурс]. – Режим доступа: <http://brgb5.ru/>. Дата обращения 22.04.2016.
4. Регистратура33.рф - [Электронный ресурс]. – Режим доступа: <http://регистратура33.рф>. Дата обращения 20.04.2016.
5. Регистратура33.рф - [Электронный ресурс]. – Режим доступа: <http://медицина33.рф>. Дата обращения 20.04.2016.
6. MedVox - [Электронный ресурс]. – Режим доступа: <http://speech-soft.ru/info/sistema-medvox>. Дата обращения 22.04.2016.
7. MedVox – интеллектуальная платформа - [Электронный ресурс]. – Режим доступа: <http://www.s2snext.com/ru/resheniya/medvox.html>. Дата обращения 22.04.2016.
8. Левин, Е.К. Компенсация помех при автоматическом распознавании голосовых команд в телефонии [Текст] / Е.К. Левин // Проектирование и технология электронных средств. – 2011. – №3. – С.45-49.
9. Satori, H., Harti, M., Chenfour N., Introduction to Arabic Speech Recognition Using CMUSphinx System - [Электронный ресурс] / H. Satori, M. Harti, N. Chenfour. - 2006 4р- Режим доступа: <http://arxiv.org/ftp/arxiv/papers/0704/0704.2083.pdf>. Дата обращения 11.02.2016.

POSSIBILITIES OF USE OF THE AUTOMATED SYSTEMS OF FILING OF REQUESTS FOR RECEIVING MEDICAL SERVICES IN YEMEN

Al-Dhaibani A.M.

Vladimir State University, Vladimir. abdulghaniabdhaibani@gmail.com

Three options of the automated systems of filing of requests for receiving medical services which can be used in Yemen are considered: systems on the basis of informational terminals, systems on the basis of registration services on the websites of medical institutions, telephone systems with use of automatic speech recognizers. Telephone systems on

the basis of automatic speech recognizers are the most preferable. The main obstacle of their use is existence of speech recognition errors which are caused by existence of acoustic noise. It is expedient to use telephone systems of filing of requests which are equipped with means of suppression of noise.



МЕТОДИКА ИНФОРМАЦИОННОГО НАПОЛНЕНИЯ СИСТЕМЫ ПОДДЕРЖКИ ПРИНЯТИЯ РЕШЕНИЙ ХИРУРГА ЭКСТРЕННОЙ ПОМОЩИ ПРИ ВЫБОРЕ ТАКТИКИ ЛЕЧЕНИЯ ПОСТРАДАВШИХ С ТЯЖЕЛЫМИ ПОВРЕЖДЕНИЯМИ ПЕЧЕНИ

Семенова Е.А.

Санкт-Петербургский государственный электротехнический университет «ЛЭТИ» им. В.И.Ульянова
(Ленина), Ev.A.Semenova@yandex.ru

Актуальность

В настоящее время информационные технологии играют важнейшую роль в современной медицине, позволяя получать достоверную диагностическую информацию о человеке. Необходимость в подобных информационных технологиях, позволяющих оперативно принять решение при постановке диагноза и дальнейшей тактики ведения больного, возникает при лечении пострадавших с травмами органов брюшной полости, в частности печени [1].

Для повышения оперативности оказания экстренной хирургической помощи пострадавшим с тяжелыми повреждениями печени предлагается создание системы поддержки принятия решений (СППР) хирурга.

Система поддержки принятия решений хирурга экстренной помощи при лечении пострадавших с тяжелыми повреждениями печени

СППР хирурга – автоматизированная система, которая обеспечивает информационную поддержку принятия решений хирурга экстренной помощи при выборе тактики лечения пострадавших и дополнительного оперативного доступа.

Структура СППР хирурга состоит из пяти подсистем: интерфейс пользователя, накопления данных, выбора тактики лечения, определения дополнительного оперативного доступа, анализа информации.

Основными подсистемами являются «Подсистема выбора тактики лечения» и «Подсистема определения дополнительного оперативного доступа», которые должны включать в себя комплекс алгоритмов поддержки принятия решений.

Для разработки комплекса алгоритмов поддержки принятия решений хирурга при выборе тактики лечения пострадавших разработана методика информационного наполнения СППР на основе метода анализа иерархий.

Методика информационного наполнения СППР хирурга при выборе тактики лечения пострадавших с тяжелыми повреждениями печени

Методика информационного наполнения СППР хирурга при выборе тактики лечения пострадавшего, включает следующие этапы.

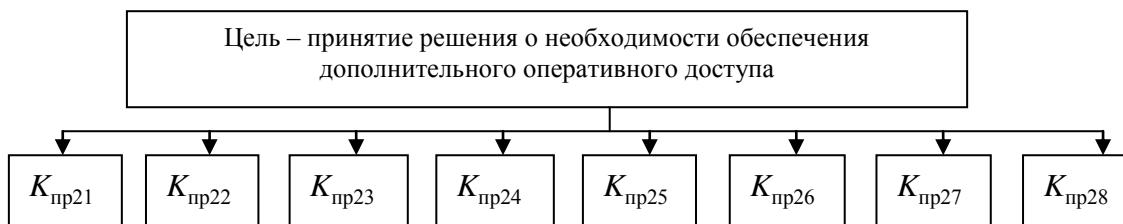
Этап I. Экспертная оценка показателей, которые необходимо учитывать при выборе тактики лечения пострадавших.

Для выявления множества показателей $K_{\text{пр}}$, которые необходимо учитывать при выборе тактики лечения пострадавших, разработана методика извлечения медицинских знаний, состоящая из трех этапов: выявления основных показателей, которые необходимо учитывать при выборе тактики лечения пострадавших; анкетирование, предназначенный для расширения и уточнения знаний; интервью, предназначенный для более детального рассмотрения каждого из показателей.

На рис. 1–3 представлен разработанный комплекс иерархических моделей показателей, которые необходимо учитывать при выборе тактики лечения пострадавших.



Рис. 1 – Иерархическая модель показателей, которые необходимо учитывать при принятии решения о необходимости применения тактики «Damage control». Обозначения: $K_{пр11}$ – гемодинамические показатели крови, $K_{пр12}$ – степень кровопотери, $K_{пр13}$ – тяжесть повреждений, $K_{пр111}$ – систолическое артериальное давление, $K_{пр112}$ – пульс, $K_{пр113}$ – скорость изменения пульса, $K_{пр121}$ – гемоглобин, $K_{пр123}$ – гематокрит, $K_{пр1ЛПУ}$ – показатели, характеризующие организационные возможности лечебно-профилактического учреждения, $K_{пр1Х}$ – показатели, характеризующие профессиональные возможности хирурга.



С помощью метода парных сравнений определены значимости данных показателей.
Этап II. Оценка компетентности каждого эксперта.

В настоящее время существует множество методов для оценки компетентности экспертов: самооценка экспертов по объективным параметрам, взаимная оценка экспертов, оценка экспертов независимыми специалистами и т.д. [2]. Наиболее предпочтительным является оценка компетентности экспертов на основе независимой оценки. В данном исследовании для этого используется метод анализа иерархий.

На рис. 4 представлена разработанная иерархическая модель показателей, которые необходимо учитывать при оценке компетентности каждого эксперта. С помощью метода парных сравнений определены значимости данных показателей, на основании которых разработан алгоритм оценки компетентности каждого эксперта.

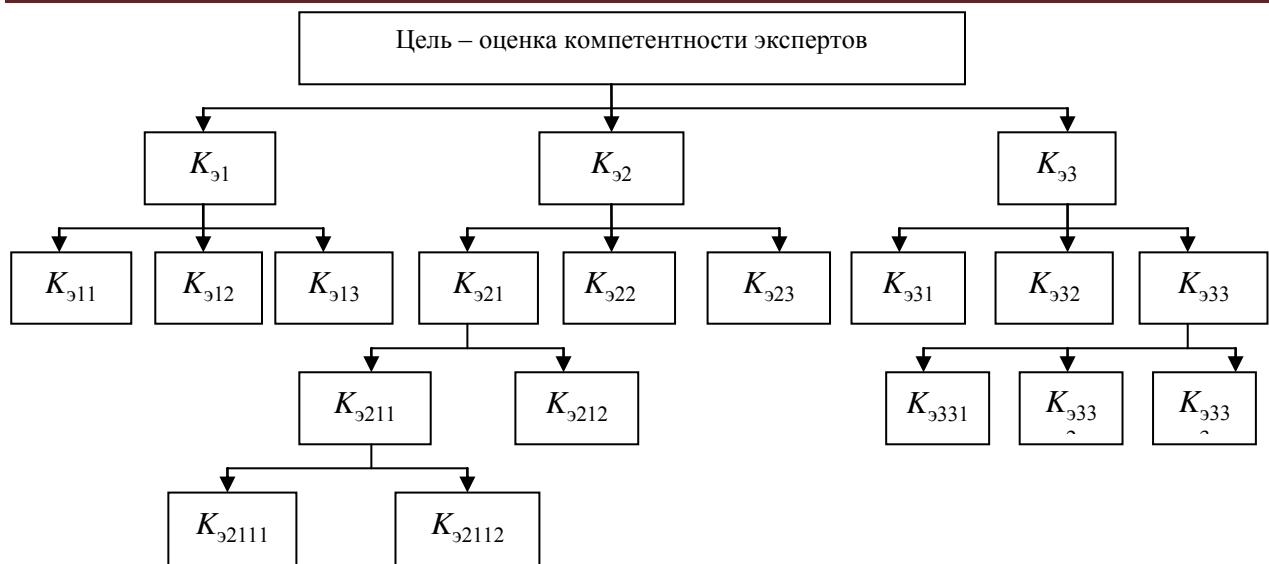


Рис. 4 – Иерархическая модель показателей, которые необходимо учитывать при оценке компетентности каждого эксперта. Обозначения: K_{91} – опыт работы, K_{92} – ранее выполненные экстренные операции, K_{93} – учебно-научная деятельность за последние 5 лет, K_{911} – стаж работы в хирургии экстренной помощи, K_{912} – общий стаж работы в хирургии, K_{913} – категория, K_{921} – качество выполненных операций за последние три года, K_{922} – количество выполненных операций за всю хирургическую практику, K_{923} – количество выполненных операций за последние три года, K_{931} – учебно-научный статус, K_{932} – учебная и учебно-методическая работа, K_{933} – результаты научной деятельности, K_{9211} – результат лечения, K_{9212} – течение послеоперационного периода, K_{9331} – научные работы, K_{9332} – интеллектуальная собственность, K_{9333} – почетные звания, награды и премии, K_{92111} – непосредственный, K_{92112} – отдаленный

Этап III. Комплексирование мнений экспертов с учетом их компетентности.

Произведено комплексирование мнений экспертов с учетом их компетентности, на основе которого разработан комплекс алгоритмов поддержки принятия решений хирурга при выборе тактики лечения пострадавшего.

Заключение

Внедрение СППР хирурга в виде прикладной программы «SLIDS», реализующей разработанный комплекс алгоритмов поддержки принятия решений хирурга при выборе тактики лечения пострадавших, поможет повысить оперативность оказания экстренной хирургической помощи пострадавшим с тяжелыми повреждениями печени.

Библиографический список

1. Семенова Е.А. Роль и место системы поддержки принятия решений хирурга экстренной помощи в биотехнической системе лечения пострадавших с тяжелыми повреждениями печени. Журнал «Известия СПбГЭТУ «ЛЭТИ», № 10, 2015, – С. 87–93.
2. Соловьева Д. Экспертные методы в маркетинге [Электронный ресурс] / Режим доступа: http://iteam.ru/publications/marketing/section_22/article_1321

METHODOLOGY OF CONTENT OF THE DECISION SUPPORT SYSTEM OF EMERGENCY CARE SURGEON IN THE SELECTION OF TREATMENT FOR PATIENTS WITH SEVERE LIVER DAMAGE

Semenova E.A.

Saint-Petersburg state electrotechnical university "LETI" n. a. V. I. Ulyanov (Lenin),
Ev.A.Semenova@yandex.ru

Developed methodology of content of the decision support system of emergency care surgeon in the selection of treatment for patients with severe liver damage is presented in the article. The structure of decision support system of surgeon is described. The developed methods of extraction of medical knowledge is presented. A set of hierarchical models of indicators that should be considered when choosing the tactics of treatment of victims is developed. The developed hierarchical model of indicators that should be considered when evaluating the competence of each expert and the algorithm of evaluation of competence of each expert based on it are described.

УДАЛЕННОЕ ВИДЕОНАБЛЮДЕНИЕ В ОБРАЗОВАТЕЛЬНОМ ПРОЦЕССЕ В ОБЛАСТИ БИОТЕХНИЧЕСКИХ СИСТЕМ

Попкова В.В., Павлов Д.Д.

Владимирский государственный университет имени Александра Григорьевича и Николая Григорьевича Столетовых, popkova.vesta@yandex.ru

Видеонаблюдение – один из основных и самых эффективных видов обеспечения безопасности в технических средствах, обладающих наиболее широким спектром реализуемых возможностей: непрерывностью контроля охраняемых территорий в любое время суток, детекцией движения в контролируемых зонах, накоплением информации по событию, автоматическим распознаванием и сравнением регистрируемой информации с архивом и т.д.

В упрощенном виде принцип работы системы видеонаблюдения сводится к следующему: видеокамеры и микрофоны «снимают» видеонформацию с определенной точки объекта и отсылают ее на записывающее устройство, которое переводит информацию в специальный формат для ее последующего архивирования. Одновременно с этим камера посыпает данные на видеомонитор, контролируемый оператором-наблюдателем. Также в систему могут входить дополнительные устройства считывания информации, устройства беспроводной связи, таймеры, датчики движения, удаленные рабочие станции и т. д. для расширения функциональных возможностей и количества видеоканалов системы.

Все современное видеонаблюдение подразделяется на цифровое и аналоговое. Последнее в России наиболее распространено. Описание системы видеонаблюдения аналогового типа выглядит примерно так: аналоговые видеокамеры формируют видеосигнал из светового потока при помощи ПЗС-матрицы, поток света попадает на матрицу камеры сквозь оптические линзы и объектив, а запись осуществляется на аналоговые видеокассеты стандарта VHS. Таким образом, минимальная конфигурация такой системы включает в себя собственно видеокамеры, устройства обработки видеосигналов (квадраторы, мультиплексоры), устройства отображения информации (videomonitors) и записывающие устройства (videomagnitoфоны, видеорегистраторы).

Впрочем, описание системы видеонаблюдения будет неполным без упоминания о цифровых системах, тем более, что они получают все более широкое распространение в силу своих очевидных преимуществ перед аналоговыми. Цифровые системы используют IP-камеры и компьютерное оборудование видеорегистрации и могут демонстрировать более качественное изображение в различных режимах (ночная съемка, видеосъемка движущихся объектов и т. д.), имеют расширенный функционал, богатые возможности обработки и хранения видеонформации, легкость в управлении и, что самое главное, возможность интеграции с другими интеллектуальными системами безопасности объекта, такими как охранно-пожарная сигнализация, системы контроля и управления доступом и т. д.

Также существуют различные онлайн сервисы видеонаблюдения. Видеонаблюдение через интернет доступно не только владельцу персонального компьютера, но и смартфона, мобильного аппарата и других электронных устройств. Существует несколько типовых решений для организации онлайн трансляций через сеть интернет или локальную сеть предприятия, дома или офиса.

Первый вариант построен на веб-камерах и подходит для домашнего использования. Он не требует особых затрат и специальных умений по установке и настройке системы и его сможет реализовать любой начинающий пользователь компьютера. Данный вариант является самым дешевым, не требует нанимать монтажную организацию для установки и позволяет организовать онлайн трансляцию с камер через интернет. Однако качество изображения с веб-камер оставляет желать лучшего и приходится постоянно держать включенным свой компьютер.

Второй вариант использует цифровые IP видеокамеры и является самым продвинутым в техническом плане. Камеры непосредственно подключаются по проводной выделенной линии, радиоканалу, WiFi или GSM интернету и имеют свой статический IP адрес.

Настроив удаленное соединение с каждым адресом, можно получать трансляцию видеонаблюдения онлайн с каждой камеры и вести запись на мобильном телефоне, ноутбуке, персональном компьютере или специальном сервере.

Для удаленного наблюдения за лабораторным стендом мы использовали онлайн сервис Ivideon, т.к. он очень удобен в использовании, а также абсолютно бесплатен. Ivideon дает удобную возможность объединить в одном интерфейсе личного кабинета неограниченное количество камер, разбросанных географически. Они могут находиться как в одном офисе, так и на разных континентах.

Просмотр живого видео с камер, а также архивных записей, возможен на компьютере через браузер или с помощью приложения Ivideon Client, на мобильных устройствах с помощью приложений для iPad, iPhone, Android.

Какие возможности предоставляет Ivideon как сервис:

- Прозрачное и простое подключение камер с возможностью просмотра через Интернет. Не требуется наличие внешнего IP-адреса.

- Полное шифрование трафика по HTTPS/SSL, в том числе и видео.
- Удобный просмотр через браузер, приложение для РС или с помощью мобильных приложений для iOS и Android.
- Сохранение архивного видео в формате AVI с любой камеры без выезда на место установки камеры.

Чтобы организовать онлайн наблюдение за учебным стеном в лаборатории, мы связали веб-камеру с сервисом Ivideon. При помощи этого сервиса можно удаленно следить за работой стенда. Для организации видеонаблюдения через этот сервис можно было использовать не только веб-камеру, но и обычный мобильный телефон на базе IOS или Android, необходимо только подключение к сети Интернет.

Видеотрансляцию мы организовали для того, чтобы любой пользователь, не имеющий возможности находиться рядом со стеном, мог дистанционно наблюдать за ним. Таким образом появляется возможность задействовать сложные, дорогостоящие биотехнические системы в образовательном процессе не размещая их в учебных лабораториях. Кроме того это позволяет сэкономить на приобретении оборудования, а также вовлечь предприятия и организации эксплуатирующие или разрабатывающие биотехнические системы в образовательный процесс.

Вместе с возможностью удаленного управлением оборудованием это позволяет проводить лабораторные занятия одновременно на нескольких рабочих местах. Оборудование при этом может находиться в другом помещении (или в другом здании), также лабораторный стенд может находиться в лаборатории какого-либо завода или предприятия. При наличии видео и показаний регистратора на экране ПК студент получает более полную картину изучаемого процесса.

Таким образом, онлайн видео трансляции с возможностью одновременного просмотра из нескольких мест открывает новые возможности в организации учебного процесса по биотехническому направлению.

REMOTE VIDEO SURVEILLANCE IN THE EDUCATIONAL PROCESS IN THE FIELD OF BIOTECHNICAL SYSTEMS

Popkova V.V., Pavlov D.D.

Vladimir state University named Alexander G. and Nicholas G. Stoletovs, popkova.vesta@yandex.ru

The article describes the ways that online video surveillance for use in the educational process. Describe various ways of achieving tasks. Described option of video surveillance for industrial bench for laboratory lessons on the equipment. Describes the advantages of such an organization to operate expensive equipment.



АЛГОРИТМ ДЛЯ ОЦЕНКИ ЭФФЕКТИВНОСТИ ИНФОРМАЦИОННОЙ ЗАЩИТЫ МЕДИЦИНСКОГО ЦЕНТРА В ИОРДАНИИ

Амро Мохаммад

Владимирский государственный университет, galkin@vlsu.ru

При диагностике информационного канала в медицинских сетях выигрыш во времени использования получается не только за счет уменьшения среднего времени на отыскание проникновений и расстроенных параметров, но и за счет уменьшения повторных информационных потоков (ПИП)[1]. В этой работе показано, что $P_{\text{ппи}}$ – вероятность возникновения ПИП при защите, связанной с проникновением в зоне i -го элемента: $P_{\text{ппи}} = P_{\text{пои}} + P_{\text{пүи}}$,

где $P_{\text{пои}}$ – вероятность ПИП при отыскании проникновения в зоне i -го элемента; $P_{\text{пүи}}$ – вероятность ПИП при устранении проникновения в зону i -го элемента. Для элементов (параметров), диагностика которых проводится автоматически, величина $P_{\text{пои}}$ становится равной нулю, так как в этих случаях непосредственно без проверок («ручных») отказавший элемент заменяется (расстроенный параметр настраивается). Поэтому при автоматических мероприятиях по защите канала (АМЗК) сети параметры за счет ПИП находится из соотношений [1]:

$$P_{\text{п}} = P_{\text{по}} + P_{\text{пү}},$$

где $P_{\text{по}}$ и $P_{\text{пү}}$ – вероятности повреждения канала при отыскании и устранении проникновений соответственно.

Находим коэффициент повторных неисправностей $K_{\text{пп}}$ в предположении того, что при отказах элементов любых типов величина $P_{\text{п}} = \text{const}$, при АМЗК [1-3]

$$K_{\text{ппAM3K}} = 1 + \frac{P_{\text{AM3K}}P_{\text{п}} + (1 - P_{\text{AM3K}})P_{\text{п}}}{1 - P_{\text{AM3K}}P_{\text{п}} - (1 - P_{\text{AM3K}})P_{\text{п}}},$$

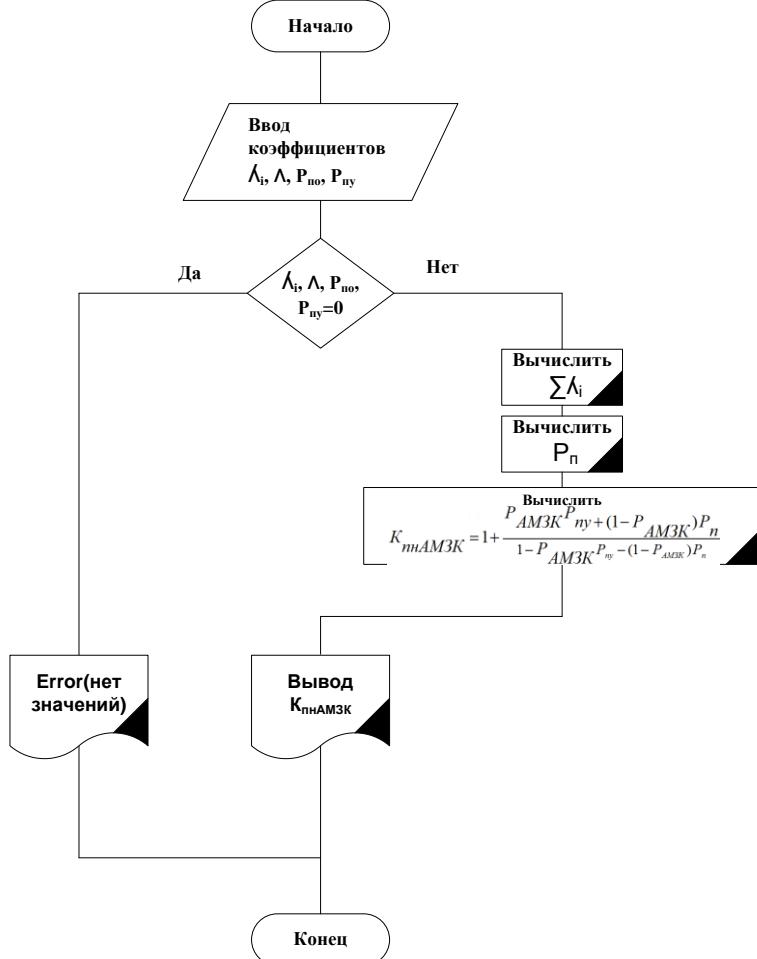
где P_{AM3K} – вероятность того, что отказ вызван элементом, контролируемым АМЗК:

$$P_{\text{AM3K}} = \frac{\sum_{i \in W} \lambda_i}{\Lambda}.$$

В этом случае легко можно найти выигрыш во времени восстановления канала по формуле

$$\Delta \tau_{\text{пп AM3K}} = \tau_{\text{в}}(K_{\text{пп}} - K_{\text{пп AM3K}}).$$

Эту методику мы применили для расчетов при внедрении защитных мероприятий в медицинском центре Аммана (Иордания). Для удобства и ускорения расчетов разработали алгоритм:



Библиографический список

1. Галкин А.П. Радиосистемы для защиты каналов связи от несанкционированного доступа к информации./Уч.пос.- Владимирский государственный университет.- г. Владимир-2003. 104 с.
2. Галкин А.П., Аль-Агбари Мохаммед, Аль-Муриш Мохаммед, Суслова Е.Г. -Защита информации от несанкционированного доступа в системах обработки данных при проектировании ЭС// Проектирование и технология электронных средств. 2007-№2.- С. 60-63.
3. Галкин А.П., Бадван Ахмед, Обади Хезам, Аль-Джабери Рамзи. Когнитивное радио - важное направление в инновационном развитии здравоохранения//Труды X Международной научной конференции «Физика и радиоэлектроника в медицине и экологии»/ Владимир-Сузdalь, 2012 г., книга 2, с. 176-178.

THE ALGORITHM FOR EVALUATING THE EFFECTIVENESS OF INFORMATION PROTECTION OF THE MEDICAL CENTER IN JORDAN

Amro M.

Discusses the possibilities to increase the information channel secure medical network and calculated the main parameters. To expedite settlement activities the algorithm, which is used in the particular medical center in Jordan.

УЛУЧШЕНИЕ АУТЕНТИФИКАЦИИ И АЛГОРИТМОВ ШИФРОВАНИЯ В МЕДИЦИНСКИХ СЕТЯХ ИОРДАНИИ

Галкин А. П., Амро Мохаммад
Владимирский государственный университет, galkin@vlsu.ru

В медицинских сетях Иордании очень широко применяются GSM сети. Считается, что GSM имеет много недостатков собственной безопасности, и некоторые из его недостатки безопасности рассматриваются в верхних поколениях, таких как UMTS. Тем не менее, многие операторы, особенно в развивающихся странах по-прежнему используют традиционную сеть GSM [1-3]. Мы предоставим некоторые практические решения для повышения безопасности, доступных в настоящее время системам GSM. Мы знаем, что безопасность является важной особенностью в любой службе. Таким образом, сеть GSM также следует определенный уровень безопасности в услугах, которые она предоставляет. Как мы знаем, что GSM использует радиосигналы для абонентов мобильной связи это делает его чувствительным для лиц, которые неавторизованные пользователи и доступ через различные мобильные станции. Эти несанкционированные пользователи делают вид, что они обычные абоненты и воспринимать в настоящее время обмен информацией. Таким образом, существует два основных подхода к безопасности, которые имеются в виду, когда речь касается сети GSM: -прежде всего, для защиты доступность услуг мобильной связи и, во-вторых, чтобы предотвратить раскрытие каких-либо важную информацию / данные в радиоканале для достижения конфиденциальности в отношении конкретных данных [4].

Архитектура безопасности GSM была первоначально предназначена для предоставления услуг безопасности, такие как анонимность, Аутентификация и конфиденциальность пользовательских данных и информации сигнализации. Цели безопасности GSM в следующем:

- аутентификации пользователей мобильной связи для сети,
- Конфиденциальность пользовательских данных и информации сигнализации,
- Анонимность личности абонента,
- Использование SIM (Subscriber Identity Module) в качестве модуля безопасности.

Ki (отдельного абонента Ключ аутентификации) является случайной 128-бит число, которое является криптографический ключ корневого используется для генерации сеансовых ключей и аутентификации мобильных пользователей к сети. ki строго охраняется и сохраняется на абонента SIM, а AUC.SIM сама защищена дополнительным персональный идентификационный номер (PIN-код). Каждый пользователь предлагается ввести PIN-код, если эта функция не отключена пользователем. Три алгоритмы, как правило, доступны: A5 / 1, A5 / 2, и A5 / 3. A5 / 1 и A5 / 2 два потоковых шифра изначально определенные стандартами GSM. A5 / 1 сильнее, но это, подлежащих экспортному контролю и может быть использовано теми странами, которые являются членами СЕРТ. A5 / 2 намеренно ослаблены, которые будут развернуты другими странами. Использование таких алгоритмов контролируется в соответствии с Меморандумом GSM о взаимопонимании (MOU). A5 / 3 представляет собой блочный шифр, основанный на алгоритме Kasumi, что определяется 3GPP в 2002 году и может быть нанесен на двухрежимных телефонов, которые способны работать на обеих системах 2G и 3G. Аутентификации GSM, процессы ключ сеанса поколения, и шифрования изображены на рис.1.

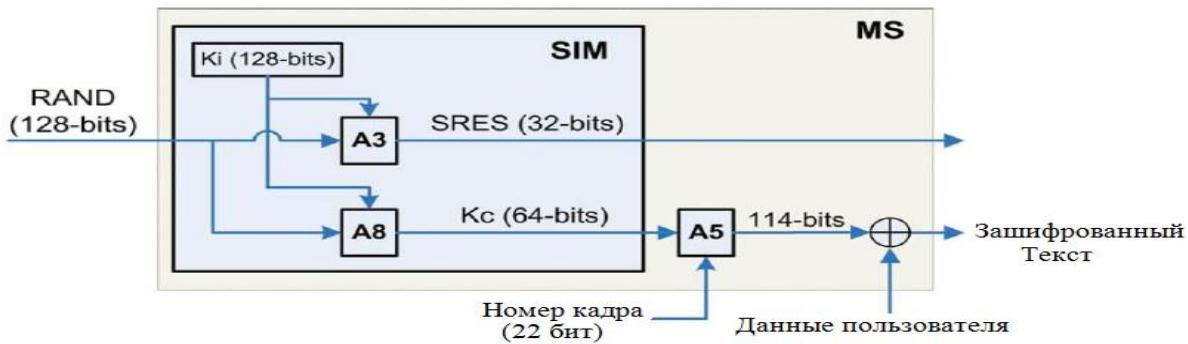


Рис.1. GSM аутентификации, генерации ключей сессии и шифрование

SIM включает в себя всю необходимую информацию, чтобы получить доступ к счету абонента. IMSI и Ki хранятся на каждой SIM-карты. Аутентификация и конфиденциальность пользовательских данных в хранение тайны IMSI и Ki. A3 и A8 алгоритмов реализуются также на всех SIM-карты. A3 в основном используется для аутентификации пользователей в сети, а A8 используется для генерации сессионного ключа шифрования Kc. После аутентификации пользователя, сеть может заказать телефон, чтобы начать шифрование с помощью сгенерированный сеансовый ключ Kc. В этой модели, используя реальные преимущества открытого ключа шифрования, пользователей, а также сети Аутентификация обеспечивается. Кук, JC, Брюстер, RL имеет дело с применением криптографических методов к цифровым мобильные телефоны, особенно в отношении аутентификации мобильных абонентов. Акцент делается на использование криптографии с открытым ключом в выполнении регистрации местоположения. Существует несколько проблем безопасности GSM, которые делают безопасные алгоритмы аутентификации и шифрования с GSM сетью. Ниже несколько подходов [5]:

- SIM карты клонирование: хакер может клонировать SIM извлечь корневой ключ Ki от абонента SIM и использовать его для своих мошеннических целях.
- Вполне возможно, извлечь ключ Ki и IMSI целевого пользователя без какого-либо физического доступа к SIM-карте и злоумышленник может клонировать SIM-карту.
- Недостатки в реализации алгоритмов A3 / A8: Ни один из алгоритмов, используемых доступны общественности (по соображениям безопасности), и есть дефектоскопы области в алгоритмах и нападавшие взломать его.
- Недостатки в криптографических алгоритмов: Оба алгоритма A5 / 1 и A5 / 2 были разработаны в тайне и есть недостатки. Это требует несколько секунд зашифрованных разговора, чтобы извлечь ключ шифрования.
- Короткие расстояния защиты: шифрование только по пути в дыхательных путях между MS и BTS. Существует не какой-либо защиты по сравнению с другими частями сети.
- Отсутствие видимости пользователя: Шифрование контролируется BTS и пользователь не будет предупреждены об отключении режима шифрования.

Эти недостатки могут быть преодолены с помощью:

- Использование безопасных алгоритмов для реализации A3 / A8: Это может помешать опасной SIM-карте.
- Использование безопасного шифровального (A5) алгоритма: Оператор может использовать более современные и безопасные алгоритмы, такие как A5 / 3 при условии, что такие улучшения могут по GSM консорциума.

Аутентификации требуется в каждой мобильной системе радиосвязи

- Чтобы установить подлинность пользователя / оборудования;
- Осознание, разрешено ли пользователю доступ к услуге;
- Аутентификации, состоит из запроса и ответа;
- Сеть представляет собой проблему в виде случайных чисел RAND;
- Ответ SRES выводится на основе алгоритма A3 с проблемой (RAND), ключ аутентификации Ki и IMSI. MS отвечает на вызов, отправив SRES обратно в сеть, которая сравнивает SRES MS с его собственными SRES (рис.2).

Шифрование:

- Защита аналоговой информации от перехвата нелегко, но цифровая передача позволяет отличный уровень защиты
- Шифрование представляет собой процесс, где последовательность битов преобразуются с помощью математических или логических функций в еще одну серию битов
- GSM-алгоритм шифрования A5 / 1 использует ключ шифрования Kc, который генерируется в течение процесса аутентификации и находится в SIM
- Kc генерируется из RAND с помощью алгоритма A8 и обусловлен Ki
- Kc длиной 64 бита

Описание: Аутентификация GSM и шифрование. Применение: ввода / вывода, как показано на рис.2. Первоначально Запрос аутентификации направляется в систему, и ответ аутентификации приходит в качестве выходного сигнала. Это гарантирует, аутентификации часть приложения. Простой текст также вводится в систему. Расшифровать открытым текстом от MS и BTS (как клиент связи).

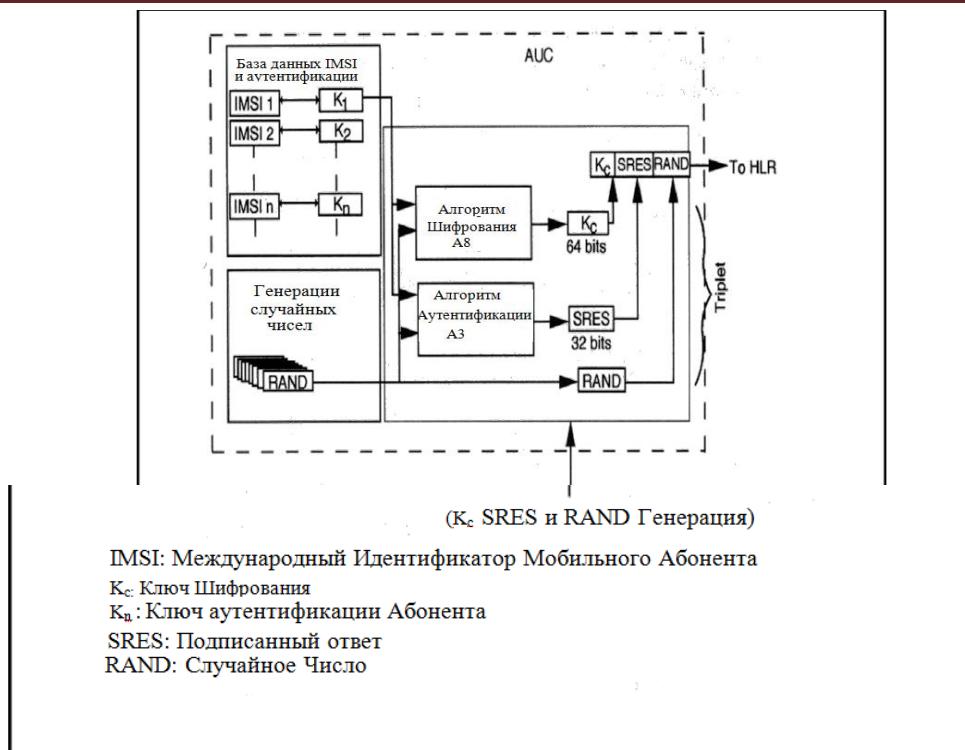


Рис.2. Генерация тройки на AUC

Эти аутентификацию и шифрование мы внедрили в медицинском центре в Аммане (Иордания). Получены хорошие результаты (количество несанкционированных проникновений уменьшилось в 5 раз).

Библиографический список

1. Галкин А.П. Защита каналов связи предприятий и учреждений от несанкционированного доступа к информации./Уч. пос.- Владимирский государственный университет.- г. Владимир-2003. 126 с.
2. Галкин А.П. Информационная безопасность и целесообразные пути ее улучшения/ Palmarium Academic Publishing - Saarbrucken, Deuchland - 2014. 75 с.
3. Галкин А.П., Суслова Е.Г., Аль-Джабери Рамзи Хамид, Обади Хезам Мухаммед Али. Выбор рациональной информационной защиты корпоративных сетей для улучшения конкурентоспособности/ «Известия ВУЗов» Технология текстильной промышленности/ № 4(352), 2014. С.135-137.
4. Галкин А.П., Бадван Ахмед, Обади Хезам, Аль-Джабери Рамзи. Когнитивное радио - важное направление в инновационном развитии здравоохранения//Труды X Международной научной конференции «Физика и радиоэлектроника в медицине и экологии»/ Владимир-Сузdal, 2012 г., книга 2, с. 176-178.
5. http://en.wikipedia.org/wiki/GSM#GSM_service_security, updated on June 28, 2012; last visited on July 12, 2012.

IMPROVED AUTHENTICATION AND ENCRYPTION ALGORITHMS IN MEDICAL NETWORKS JORDAN

Galkin A. P., Amro M. M.
Vladimir state University, galkin@vlsu.ru

Discusses the use of authentication and cryptography in medical networks. The proposed algorithms allow to improve the quality of communication in networks.

ПОВЫШЕНИЕ ЭФФЕКТИВНОСТИ ИНФОРМАЦИОННОЙ ЗАЩИТЫ ЭЛЕКТРОННОГО ДОКУМЕНТООБОРОТА В МЕДИЦИНСКИХ СЕТЯХ ИОРДАНИИ

Галкин А. П., Суслова Е. Г., Амро Мохаммад

Владимирский государственный университет, galkin@vlsu.ru

Электронный документооборот (ЭДО) в информационных сетях требуют защиты от несанкционированного доступа, а это сложное и дорогое мероприятие[1]. Чтобы защитить медицинский ЭДО нужно комплексно провести мероприятия по защите информации на различных уровнях. Методики таких расчетов эффективности разработаны нами и приведены в [1,2].

Укажем основные направления повышения эффективности ЭДО в сетях с учетом информационной защиты.

1) В любом сайте есть «Система администрирования сайта», в которой можно добавлять/изменять/удалять ту или иную информацию на сайте. Для того чтобы любой пользователь (работник подразделений) сети не смог изменять информацию на сайте. «Система администрирования сайта» должна выглядеть как дополнительная страница на сайте, которая в свою очередь должна быть защищена паролем и обслуживаться администратором.

2) Каждый сайт можно использовать не только как информационный источник, но и как пространство для всех подразделений. Поэтому на данном ресурсе в «Системе администрации сайта» должен быть создан программистом/администратором специальный раздел, который будет просчитывать статистику (ранжирование клиентов, статистика кликов и т.п.).

3) Соответственно для того, что данные были достоверные и, чтобы не возможно было, их изменять несанкционированно, нужно, что бы «Система администрирования сайта» была защищена. Так же на сайте информацию может изменять только администратор сайта. Чтобы возможно было пользоваться данным ресурсом пользователем и посетителям сайта нужно, что бы на сайте была система *регистрации* и у пользователей была возможность оставлять комментарии на сайте в различных разделах, если эти разделы нуждаются в данной услуге.

Представим основные типовые процессы ЭДО:

- разработка проекта документа;
- процесс Входящего документа;
- исполнение резолюций;
- бизнес-процесс Заявки на права доступа в автоматическую систему документооборота (АСУД).

Данный перечень бизнес-процессов подлежит уточнению, как в части состава бизнес-процессов, так и в части их описания для каждого конкретного предприятия. В частности следует исследовать необходимость включения возможности ознакомления с документами сотрудников своего предприятия и некоторых внешних организаций. Должна быть возможность назначить категорию ознакомления на основные типы документов.

Основное внимание уделим разработке проекта документа (рис.1) и процесс Заявки на права доступа в АСУД (рис.2).

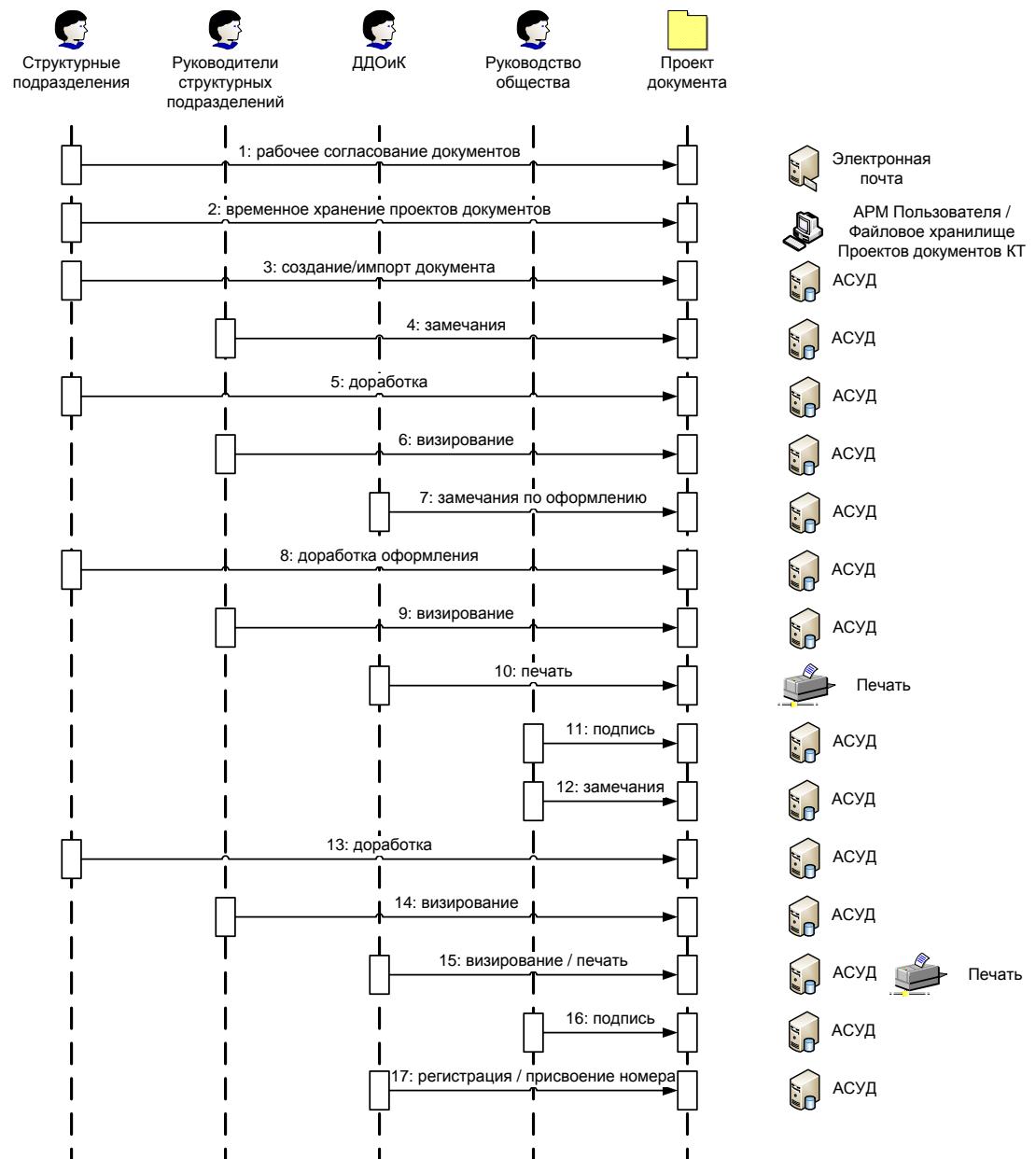


Рис. 1. Процесс разработки проекта медицинского документа

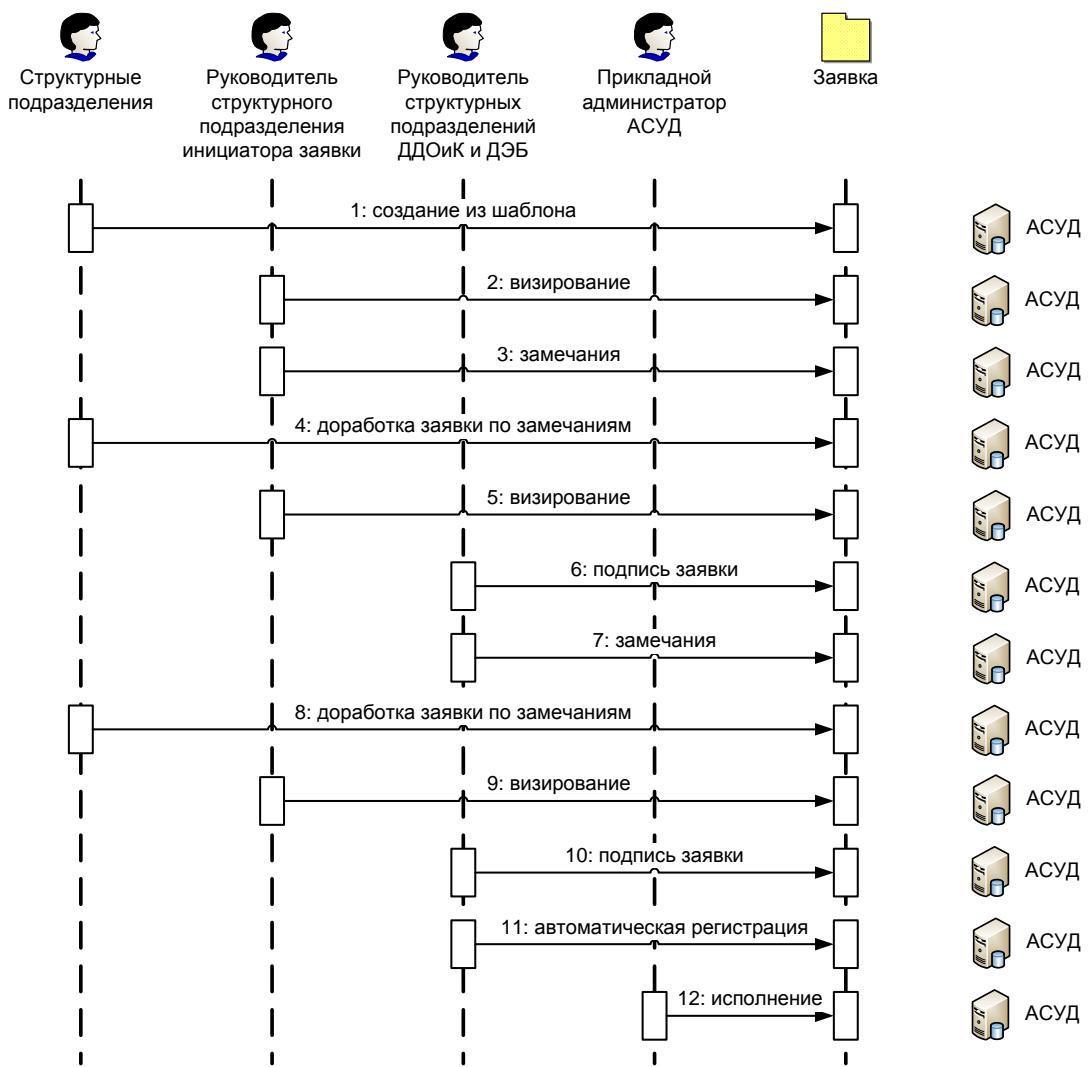


Рис.2. Процесс создания Заявки на права доступа в АСУД медицинского центра

Для того чтобы у пользователя была возможность проследить за данной информацией, ему необходимо обратиться к администратору сайта для того, чтобы он зарегистрировал его на сайте.

В то же время, как нами показано[4], что выбор рациональной информационной защиты корпоративных сетей для улучшения конкурентоспособности необходимо проводить с помощью криптографии, ключами которой должен владеть только администратор сети.

Все это надо делать, не забывая о штрафах и других потерях при несанкционированном доступе к информации[1,3,5]. Такая защита внедрена нами в медицинском центре в Аммане (Иордания) что дало хорошие результаты.

Библиографический список

1. Галкин А.П. Защита каналов связи предприятий и учреждений от несанкционированного доступа к информации./Уч. пос.- Владимирский государственный университет.- г. Владимир-2003. 126 с.
2. Галкин А.П. Информационная безопасность и целесообразные пути ее улучшения/ Palmarium Academic Publishing - Saarbrucken, Deuchland - 2014.75 с.
3. Суслова Е.Г., Галкин А. П. Повышение конкурентоспособности предприятия информационной защитой от несанкционированного доступа/ «Вестник государственного университета управления»-2010-12.-С.261-268.
4. Галкин А.П., Суслова Е.Г., Аль-Джабери Рамзи Хамид, Обади Хезам Мухаммед Али. Выбор рациональной информационной защиты корпоративных сетей для улучшения конкурентоспособности/ «Известия ВУЗов» Технология текстильной промышленности/ № 4(352), 2014. С.135-137.

5. Галкин А.П., Бадван Ахмед, Обади Хезам, Аль-Джабери Рамзи. Когнитивное радио - важное направление в инновационном развитии здравоохранения//Труды X Международной научной конференции «Физика и радиоэлектроника в медицине и экологии»/ Владимир-Сузdalь, 2012 г., книга 2, с. 176-178.

IMPROVING THE EFFECTIVENESS OF INFORMATION PROTECTION ELECTRONIC DOCUMENT MANAGEMENT IN HEALTHCARE NETWORKS OF JORDAN

Galkin A. P., Suslova E. G., Amro M.M.
Vladimir state University, galkin@vlsu.ru

Discusses the strengthening of the protection of electronic document management in information networks. The rational system levels of information protection from unauthorized access with cryptography.



МОДИФИКАЦИЯ МЕТОДА OFDM ПРИ ПЕРЕДАЧЕ ШИРОКОПОЛОСНЫХ БИОМЕДИЦИНСКИХ СИГНАЛОВ

Полушкин П.А., Лось В.О.

Владимирский государственный университет имени Александра Григорьевича и Николая Григорьевича Столетовых, pap@vlsu.ru

Объем информации, в том числе биомедицинского содержания, передаваемый по скоростным радиоканалам, в настоящее время постоянно возрастает. Это возможно только при использовании сигналов с широкой спектральной полосой. В то же время применение широкополосных сигналов в большинстве каналов сопровождается появлением специфических искажений, обусловленных физическими особенностями распространения радиоволн. На каждой рабочей частоте сигнал на входе приемника обычно является суперпозицией нескольких сигналов, пришедших по различным путям, имеющих различный уровень и обладающих различными временем запаздывания. При этом если для узкополосных сигналов такие различия невелики, то на частотах, далеко отстоящих одна от другой по частотной оси, они значительны. В результате в определенных участках спектра будет происходить усиление сигналов, в других участках – его ослабление. При этом частотная характеристика канала может приобрести достаточную изрезанность, усугубляемую нестационарностью свойств канала. Это приводит к появлению межсимвольной интерференции (МСИ) и сильным искажениям из-за наложения соседних символов [2,3].

Одним из методов борьбы с этим является использование метода OFDM (ортогональное частотное мультиплексирование), при котором исходный высокоскоростной поток информационных символов разбивается на N низкоскоростных парциальных подпотоков, передаваемых на поднесущих частотах, расположенных последовательно на частотной оси. Ширина спектра ΔF каждого подпотока невелика, в результате неравномерность частотной характеристики канала передачи внутри нее оказывается мало, мала и МСИ.

Однако метод OFDM обладает рядом недостатков. Достаточно важным из них является высокое значение пик-фактора общего сигнала. Все N парциальных сигналов независимы, поэтому соотношение пиковой P_M и средней P_C мощностей равно N . В то же время в передатчиках мощность P_T сигналов выходных каскадов ограничена и определяет пиковую мощность P_M OFDM-сигнала, $P_M = P_T$. В результате средняя мощность общего сигнала $P_C = P_M/N$, а на долю каждого парциального сигнала приходится всего P_T/N^2 общей мощности передатчика. В то же время именно ее величина в конечном итоге определяет вероятность символьной ошибки в каждом парциальном канале, являющейся основным показателем качества передачи информации. Методы же снижения высокого пик-фактора, зачастую, недостаточно эффективны и могут привести к недопустимому росту переходных помех.

В «классической» OFDM чтобы не возникали переходные помехи между каналами необходимо соблюдение соотношений между значением частотного интервала ΔF между соседними поднесущими и длительностью символов $T_C = 2\pi n/\Delta F$, где n – целое. Пусть сигнал OFDM описывается формулой:

$$S_{OFDM} = \sum_{i=1}^N U_i \cos(2\pi f_i t + \varphi_i)$$
, где U_i , f_i и φ_i – амплитуда, частота и фаза i -го подканала. При корреляционной обработке после перемножения в k -м корреляторе на опорный сигнал частоты f_k на его выходе также будет сумма составляющих (без учета постоянных множителей): $U_k = \sum_{i=1, i \neq k}^N U_i \cos[2\pi(f_i - f_k)t + \varphi_i]$. Поскольку все

разности частот $f_i - f_k$ пропорциональны величине ΔF , то на интервале длительности символа T_C будет укладываться целое число периодов всех составляющих этой суммы. При демодуляции в результате интегрирования в корреляторе на этом интервале T_C все ненужные составляющие исчезнут.

Существует возможность снижения средней вероятности ошибки при передаче информации. Она базируется на том, что применение OFDM в «классическом» виде предполагает в течение всего времени работы наихудшую ситуацию в отношении неравномерности коэффициента передачи канала в области рабочих частот. В то же время возможны ситуации, когда на больших участках рабочей полосы частотная характеристика относительно равномерная. Сказанное иллюстрируется графиком на рисунке 1.

Рисунок иллюстрирует состояние канала в некоторый момент времени, когда в начале и в конце рабочей полосы ΔF_0 частотная характеристика (ЧХ) канала изрезанная, а в середине – достаточно равномерная. (Пусть ширина этой равномерной части равна ΔF_e). Частоты поднесущих f_1, f_2, \dots, f_N , используемые в «классической» OFDM, расположены равномерно в рабочей полосе через интервал ΔF . На каждой поднесущей передается свой подпоток цифровых сигналов с полосой ΔF .

Модификация метода заключается в следующем. Поскольку на частотном интервале ΔF_e характеристика достаточно равномерная, то нет необходимости использовать в нем несколько поднесущих, а достаточно использовать только одну поднесущую частоту F_e и передавать на ней цифровой поток со скоростью, в M раз большей, чем на одиночных каналах. При этом спектр такого потока будет иметь ширину $\Delta F_e = M\Delta F$. Таким образом, часть подпотоков в области изрезанной ЧХ будет передаваться на частотах f_i , совпадающих с прежними частотами f_i , а часть прежних частот f_i будет исключена, а их подпотоки будут передаваться совместно на частоте F_e . (Имеет практический смысл, чтобы частота F_e также совпадала с одной из прежних частот f_i , хотя это требование не обязательно).

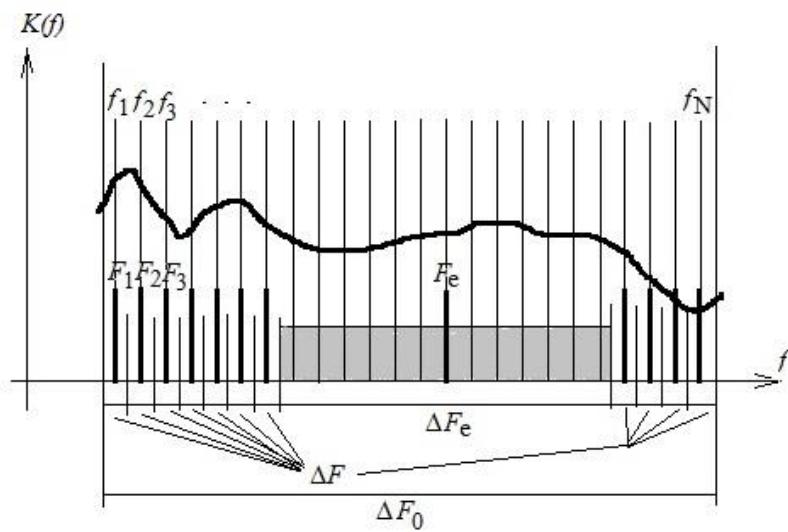


Рис 1.

При этом количество независимых подпотоков существенно сократится, значит и уменьшится пик-фактор общего сигнала. А это позволит при той же мощности передатчика значительно повысить среднюю мощность каждого парциального сигнала. В результате этого уменьшится вероятность ошибки и при тех же энергетических параметрах возрастет помехоустойчивость передачи информации.

Подобных равномерных интервалов в пределах полосы может возникать несколько, при этом можно организовать несколько подобных «объединенных» подканалов. Естественно, получение подобного выигрыша в помехоустойчивости потребует усложнения аппаратуры, в частности, организации обратного служебного канала, по которому на передатчик будет транслироваться информация об изрезанности ЧХ, а также адаптивной перестройки структуры разделения на подканалы передачи.

Выигрыш от применения модифицированного метода определяется следующим [3]. Пусть в результате анализа формы ЧХ имеющиеся N каналов будут объединены в K групп, k – номер каждой группы, $k=1 \div K$, по n_k

каналов в каждой группе, $N = \sum_{k=1}^K n_k$. (Каналы, оставшиеся одиночными, тоже для удобства считаем группой с $n_k=1$). Тогда, исходя из требования одинаковой вероятности ошибки во всех каналах, амплитуда k -го канала должна быть равна $U_k = U_0 \sqrt{n_k}$, где U_0 – амплитуда одиночного канала. Максимальный уровень суммарного

сигнала будет равен $U_M = U_0 \sum_{k=1}^K \sqrt{n_k}$, а уровень сигнала одиночного канала $U_0 = U_M / \sum_{k=1}^K \sqrt{n_k}$. Мощность k -го сигнала и пик-фактор при этом будут равны, соответственно:

$$P_k = \frac{P_M n_k}{\left(\sum_{k=1}^K \sqrt{n_k}\right)^2} \quad \text{и} \quad Q = \frac{\left(\sum_{k=1}^K \sqrt{n_k}\right)^2}{N}.$$

Выигрыш в пик-факторе зависит от варианта объединения каналов в группы. При изменении формы частотной характеристики $K(f)$ передатчик, адаптируясь к этому, должен изменить вариант объединения.

При объединении каких-либо каналов одновременно несколько возрастает уровень МСИ, поскольку в пределах объединенной полосы остается определенная неравномерность ЧХ. Поэтому при выборе номеров объединяемых каналов соответствующий блок анализа должен руководствоваться сравнением выигрыша в помехоустойчивости от уменьшения пик-фактора и проигрыша от увеличения МСИ.

При использовании модуляции BPSK проигрыш от межсимвольной интерференции может быть оценен следующим образом. Обозначим через A величину основного принимаемого символа и через a_k значения накладывающихся на него символов. Значение каждого из этих мешающих символов может, как складываться, так и вычитаться из уровня основного сигнала A , при этом оба варианта равновероятны. Рассмотрим воздействие одного мешающего сигнала. В этом случае вероятность битовой ошибки равна $P_1=0,5\{Q[(A+a_k)/\sigma]-Q[(A-a_k)/\sigma]\}$, где $Q(u)=0,5[1-\text{erf}(u/\sqrt{2})]$; σ – среднеквадратическое отклонение шума. Поскольку функция $Q(u)$ – выпуклая вниз, то выигрыш в одних случаях от увеличения уровня полезной составляющей на величину a_k и снижение от этого вероятности битовой ошибки отнюдь не компенсирует рост вероятности ошибки при снижении уровня полезной составляющей на величину a_k при других случаях.

Графики на рисунке 2 показывают проигрыш от воздействия одиночного мешающего сигнала. На рисунке по горизонтальной оси отложено соотношение ρ между A и σ . По вертикальной оси отложена вероятность битовой ошибки при различных соотношениях между уровнями полезного сигнала, шума и мешающего символа. Цифры возле каждого графика равны отношению A/a_k , при котором он получен.

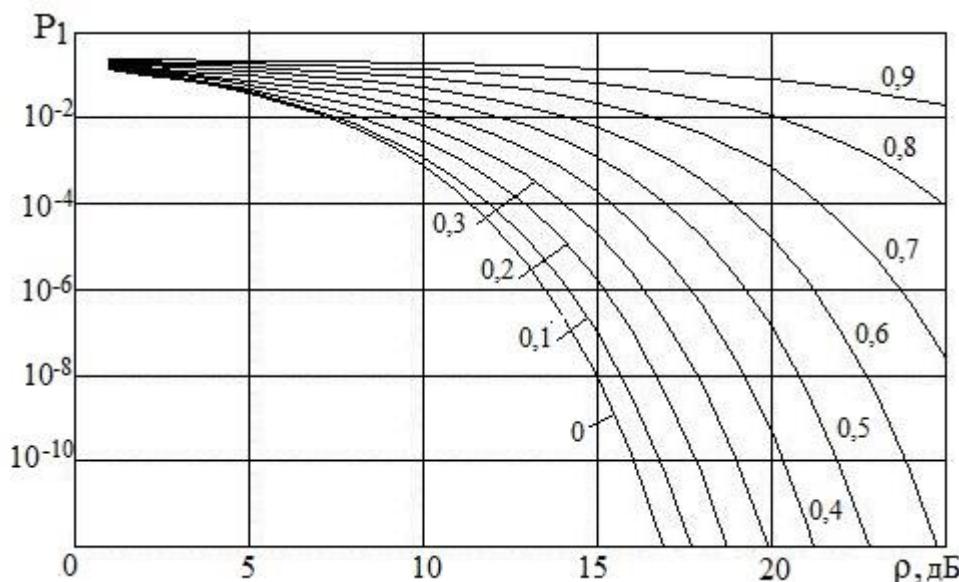


Рис. 2.

Потери от совместного воздействия нескольких мешающих сигналов больше, чем от суммы проигрышей от каждого из них по отдельности, аналитическое выражение их достаточно громоздко. Однако в первом приближении можно их оценивать по суммарной мощности мешающих составляющих. Воздействие мешающего сигнала особенно негативно сказывается при малых отношениях «сигнал/шум». Уровни мешающих символов могут быть получены с помощью соответствующего преобразования Фурье от импульсной характеристики канала передачи.

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. Самойлов А.Г. Избыточность сигналов в радиосвязи – М.: Радиотехника, 2007. – 256 с.
3. Полушин, П.А. Возможности адаптации метода OFDM к условиям распространения сигналов / Полушин П.А., Леммле Д.В., Беляков А.В. // 11-я МНТК «Перспективные технологии в средствах передачи информации ПТСПИ-2015». – Владимир – ВлГУ – 2015. – С.145-148.

MODIFICATION OF OFDM METHOD IN WIDEBAND BIOMEDICAL TELECOMMUNICATION SYSTEMS

Polushin P.A., Los V.O.
Vladimir State University, pap@vlsu.ru

Modification is intended for decreasing of pic-factor of OFDM signals. It bases on uniting of some partial signals in one signal. Uniting is made in even parts of frequency characteristic of radiochannel.

ПАРАМЕТРИЧЕСКАЯ АДАПТАЦИЯ ЛИНИЙ ПЕРЕДАЧИ БИОМЕДИЦИНСКОЙ ИНФОРМАЦИИ

Полушин П.А., Джулани И., Беляков А.В..
Владимирский государственный университет имени Александра Григорьевича и Николая Григорьевича Столетовых, pap@vlsu.ru

Многие виды используемых радиоканалов передачи цифровых сигналов, используемых для медицинских целей, обладают значительной нестационарностью свойств, выражющейся в колебаниях коэффициента передачи. Для повышения эффективности передачи информации в этих ситуациях возможно использование адаптации параметров системы передачи к изменяющимся условиям работы. Возможности подобной подстройки могут предоставить блоки кодирования и декодирования сигналов, в частности позволяющие изменять скорость передачи в зависимости от состояния канала для обеспечения норм на качество передачи [1-4].

При использовании метода сверточного кодирования кодовая скорость равна $R_K = m/n$ (m и n – целые), и кодер реализуется схемой на рисунке 1. С помощью многоканального коммутатора MK1 символы входной последовательности $S_{BX}(t)$ поочередно распределяются по последовательным входам m сдвиговых регистров (CP1÷CPm). Их параллельные выходы подключены ко входам n логических схем (ЛС1÷ЛСn), и с помощью последовательного подключения их выходных сигналов к выходу кодера формируется последовательность $S_K(t)$. Логические схемы всех видов кодеров представляют собой сумматоры по модулю 2. Вид кодера полностью определяется тем, к каким разрядам сдвигового регистра подключены входы каждого сумматора. Таким образом, на каждые m информационных символов приходится n кодовых символов.

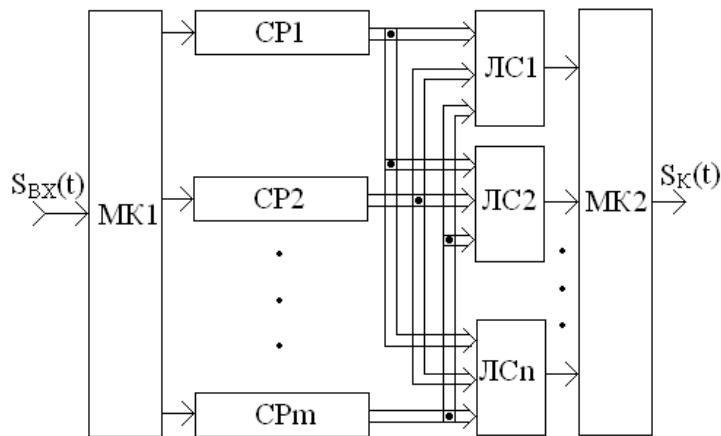


Рис. 1.

Может быть использован другой путь регулировки скорости, состоящий в перфорации (выкалывании) символов на выходе кодера. (Например, если из кодовой последовательности со скоростью $1/2$ вычеркивать один из четырех последовательных символов, это приведет к тому, что на каждые последовательно идущие два информационных символа будет приходиться по три кодовых символа, т.е. скорость кодирования станет равной $2/3$). Для определения структуры кодера используется кодовый генератор, описываемый, как правило, с помощью порождающего полинома: $G^{(i)}(D) = g_0^{(i)} + g_1^{(i)}D + g_2^{(i)}D^2 + \dots + g_v^{(i)}D^v$.

Значение каждого из коэффициентов $g_1^{(i)} \div g_v^{(i)}$ равно единице, если связь i -го сумматора с k -й ячейкой существует, и равно нулю, если такой связи нет. При этом коэффициенты полиномов $G(i)$ представляют собой двоичные числа, в случае их большого размера используется запись структуры кода с помощью тех же чисел в восьмеричной системе счисления. Иногда в записи фигурирует кодовая скорость.

Помехоустойчивость передачи сигналов обратно пропорционально зависит от кодовой скорости. Чем меньше кодовая скорость, тем больше при передаче используется вспомогательных проверочных символов и тем выше исправляющая способность кода. Таким образом при уменьшении коэффициента передачи по каналу и возрастании количества символьных ошибок можно снижать скорость передачи. При этом увеличится исправляющая способность кода и рост числа ошибок будет скомпенсирован. Если же состояние канала хорошее, то можно за счет увеличения R_K увеличивать и скорость передачи.

Помехоустойчивость кодера каждого типа кроме кодовой скорости зависит также от вида матрицы кодового генератора. При «мягком» декодировании сверточных кодов их сравнительная эффективность может быть представлена диаграммой на рисунке 2. Диаграмма построена следующим образом. По оси абсцисс отложена вероятность ошибки одного символа P_1 при использовании модуляции BPSK без кодирования.

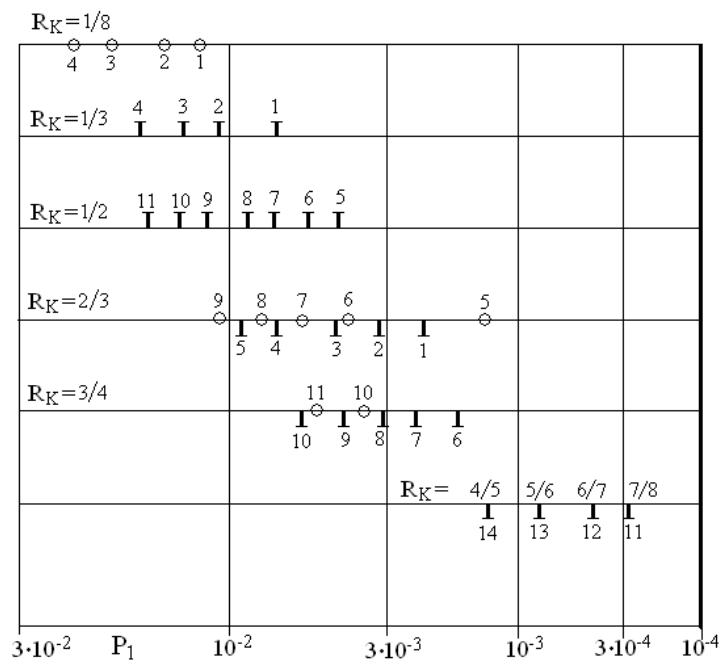


Рис. 2.

Отметки на горизонтальных линиях указывают, какой тип и параметры кодов нужно использовать, чтобы уменьшить эту вероятность до уровня 10^{-4} . Отметки разделены на три группы, каждая группа обозначена своим значком. «Черта вверх» означает использование структуры кодера с одним входом с отсутствием перфорации (группа «А»). «Кружок» означает использование структуры с несколькими входами с отсутствием перфорации (группа «В»). «Черта вниз» обозначает перфорированные коды (группа «С»).

Варианты кодов с одинаковой скоростью могут быть построены по различной структуре и обладают несколько различной помехоустойчивостью. Напротив отметок приведены номера, а в таблице указано какие структуры им соответствуют. В столбцах «код» указана структура кода, в столбцах «К» указано количество ячеек в соответствующих этому коду сдвиговых регистрах. Пары столбцов обозначены через «А», «В», «С».

Изменяя структуру комбинационных логических схем возможно регулировать исправляющую способность кода и скорость кодирования в достаточно широких пределах и при необходимости, с мелким шагом перестройки.

Таблица

№	А		В		С	
	Код	К	Код	К	Код	К
1	(13, 15, 17)	4	$(25, 27, 33, 35)$ $(37, 25, 33, 37)$	5	$(7, 7)$ $(5, X)$	3
2	(25, 33, 37)	5	$(45, 55, 57, 65)$ $(67, 73, 77, 47)$	6	$(15, 15)$ $(13, X)$	4
3	(47, 53, 75)	6	$(155, 127, 131, 135)$ $(157, 173, 175, 123)$	7	$(37, 37)$ $(25, X)$	5
4	(133, 145, 175)	7	$(231, 251, 273, 327)$ $(337, 353, 375, 345)$	8	$(65, X)$ $(57, 57)$	6
5	(5, 7)	3	G(2,2/3)	3	$(171, X)$ $(133, 133)$	7
6	(13, 15)	4	G(3,2/3))	4	$(33, X, X)$ $(31, 31, 31)$	5
7	(25, 37)	5	G(4,2/3)	5	$(35, 35, 35)$ $(23, X, X)$	5
8	(23,35)	5	G(5,2/3)	6	$(37, 37, 37)$ $(25, X, X)$	5
9	(61, 73)	6	G(6,2/3)	7	$(61, X, X)$ $(53, 53, 53)$	6
10	(133, 171)	7	G(3,3/4)	5	$(171X, 171)$ $(133, 133, X)$	7
11	(247, 371)	8	G(5,3/4)	6	$(133, 133, 133, 133)$ $(171, X, X, X)$	7

Однако мелкий шаг перестройки не всегда эффективен, так как может потребовать частого изменения структуры кодера в передатчике и алгоритма декодирования на приемной стороне. В то же время перестройка кодера в небольшое число возможных состояний (в крайнем случае, в два состояния) наряду с упрощением структуры и управления также может обеспечить выигрыш в помехоустойчивости без существенного снижения скорости передачи информации.

Библиографический список

1. Полушкин П.А., Самойлов А.Г. Избыточность сигналов в радиосвязи. – М.: Радиотехника, 2007. – 256 с.
2. Полушкин П.А. Методы борьбы с помехами и искажениями. – LAP Lambert Academic Publishing, Saarbrucken, Germany, 2011. – 342 с.
3. Скляр Б. Цифровая связь. Теоретические основы и практическое применение/ пер. с англ. – М.: Изд. дом “Вильямс”, 2003. – 1104с.
4. Защита от радиопомех. // Под ред. Максимова М.В.–М.: Сов. радио, 1976. – 496 с.

PARAMETRICAL ADAPTATION OF BIOMEDICAL TELECOMMUNICATION LINES

Polushin P.A., Julani I., Beliakov A.V
 Vladimir State University, pap@vlsu.ru

Method of a parametrical adaptation of convolutional codes structure is described. Soft regulation of code rate by changing of numbers of blocks is examined



ВОЗМОЖНОСТИ УМЕНЬШЕНИЯ ИСКАЖЕНИЙ СИГНАЛОВ В ШИРОКОПОЛОСНЫХ СИСТЕМАХ ПЕРЕДАЧИ БИОМЕДИЦИНСКОЙ ИНФОРМАЦИИ

Полушин П.А., Мартышевская Д.А., Ражабов У.
 Владимирский государственный университет имени Александра Григорьевича и Николая Григорьевича
 Столетовых, pap@vlsu.ru

В различных системах передачи медицинской и биологической информации наблюдается общая тенденция роста объемов передаваемой информации и скоростей передачи сигналов, присущая и другим областям телекоммуникаций. Это необходимо ведет к использованию широкополосных каналов передачи, а для них является характерным появление специфических искажений. При передаче аналоговых сигналов они проявляются в форме провалов частотной характеристики канала передачи. В случае использования цифровых сигналов возникают межсимвольные искажения (МСИ), выражющиеся в том, что длительность каждого символа увеличивается, и он начинает накладываться на последующие символы, значительно их искажая. Наличие МСИ существенно снижает качественные характеристики передачи. В то же время некоторые системы имеют возможность передавать и принимать информацию по параллельным каналам. Использование подобного разнесенного приема дает возможность уменьшать искажения при передаче широкополосных сигналов [1-8].

Рассмотрим эти возможности при использовании бинарной фазовой манипуляции (BPSK – binary phase shift keying). МСИ возникает из-за многолучевого распространения сигналов, при котором радиоволны приходят к приемнику по нескольким путям с различным временем запаздывания и различным фазовым сдвигом. При этом фазовый сдвиг мешающих сигналов от предыдущих символов не совпадает с фазовым сдвигом от основного символа и это возможно использовать для их компенсации.

Демодуляция сигналов BPSK обычно производится с помощью напряжения опорного генератора, фаза которого подстраивается под фазу основного символа. Ее подстройку можно осуществлять, например, с помощью специально передаваемой тестовой последовательности радиоимпульсных сигналов. Тестовая последовательность передается для определения мешающих сигналов, вызывающих МСИ, и заключается в передаче радиоимпульсов с постоянной начальной фазой на несущей частоте. Необходимая подстройка частоты и фазы опорного генератора производится в течение принимаемого основного символа, а на интервале времени между основными символами подстройка не осуществляется, чтобы исключить появление ошибки фазы опорного генератора из-за мешающих сигналов. При этом паузы между интервалами подстройки опорного генератора можно использовать для определения параметров мешающих сигналов, которые приходят по другим лучам.

Для компенсации МСИ требуется использовать два одинаковых опорных генератора, сигналы которых сдвинуты по фазе на 90 градусов. При этом сигнал основного луча будет на выходе только одного из подобных корреляторов, а на выходе другого коррелятора он будет отсутствовать, а будут присутствовать только сигналы мешающих лучей. Если в системе реализуется параллельная передача сигналов в форме разнесения, то сигналы, принимаемые по разным каналам разнесения, можно использовать для частичной компенсации задержанных символов, накладывающихся на основной символ. Метод возможно использовать в системе с N -кратным частотным разнесением. При этом используются N различных опорных генераторов, каждый из которых подстраивается под частоту и фазу несущей своего канала. Однако, поскольку обработка сигналов в рассматриваемом методе производится после корреляторов, то в принципе он применим и при пространственном разнесении, если на приемной стороне в каждом канале разнесения будет использован отдельный самостоятельный опорный генератор.

Реализация метода возможна в форме оптимальной обработки, реализующей максимальное подавление МСИ и в более простом квазиоптимальном варианте, реализуемом существенно проще. Возможный пример реализации для двукратного разнесения приведен на рисунке 1. Компенсация производится в две стадии. На первой стадии производится предварительная компенсация в каждом канале разнесения, частично уменьшающая уровень составляющих мешающих сигналов. Для этого в компенсаторе каждой ветви разнесения (К1 и К2) используется вычитание с определенными весовыми коэффициентами синфазной и ортогональной

составляющих. Они получаются из соответствующего разнесенного сигнала с помощью двух корреляторов, использующих ортогональные напряжения опорного генератора. На второй стадии в третьем компенсаторе (К3) производится уже вычитание двух предварительно обработанных разнесенных сигналов также с определенными весовыми коэффициентами, обеспечивающими максимальное соотношение между уровнями полезных и мешающих составляющих.

Для определения выигрыша в соотношении уровней полезного и мешающих сигналов были произведены вычислительные эксперименты на основе моделирования процесса обработки принимаемых сигналов различными методами [7,8]. В качестве модели замираний разнесенных сигналов использовалась релеевская модель [3-6].

Предполагалось, что фазирование опорного сигнала коррелятора производится по основному сигналу первого луча, и замирания его уровня могут быть описаны релеевским распределением. Поскольку фазовый сдвиг сигналов других лучей распределен случайно относительно фазы первого луча (а значит, и относительно фазы опорного сигнала), то уровень соответствующих ортогональных составляющих этих лучей может быть описан гауссовым распределением.

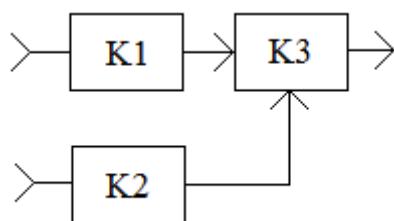


Рис. 1.

После усреднения этих результатов по достаточно длинным выборкам определялись средние величины подавления при использовании разных алгоритмов. Для сравнения эффективности различных методов каждый набор отсчетов обрабатывался с помощью двух методов – известного метода оптимального сложения и описываемого метода компенсации мешающих лучей. Определялись остаточные уровни отдельно мощности шумов и отдельно суммарной мощности мешающих сигналов, а также общей суммы их мощностей для разной величины ρ соотношения усредненной мощности основного сигнала (определяемой параметром его релеевского распределения) и мощности шума до обработки в корреляторах.

На графиках рисунков 2–7 представлены некоторые результаты экспериментов. На всех рисунках по оси абсцисс отложены значения ρ отношения «сигнал/шум» (с/ш) одиночного сигнала. Поскольку целью экспериментов было определение степени независимого подавления разных мешающих компонент различными методами, то для наглядности результатов по вертикальной оси откладывались «обратные» отношения: остаточной мощности шума (β_1 , графики под номерами 1); остаточной суммарной средней мощности сигналов мешающих лучей (β_2 графики под номерами 2); и общей мощности шума и мешающих лучей (β_3 , графики под номерами 3) к усредненной мощности полезного сигнала после обработки.

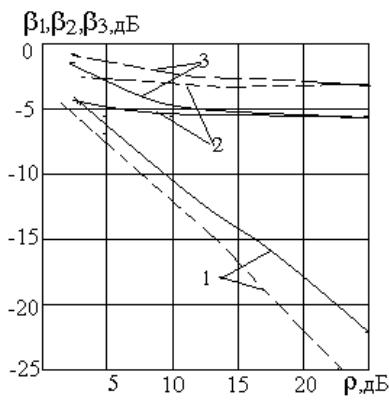


Рис. 2.

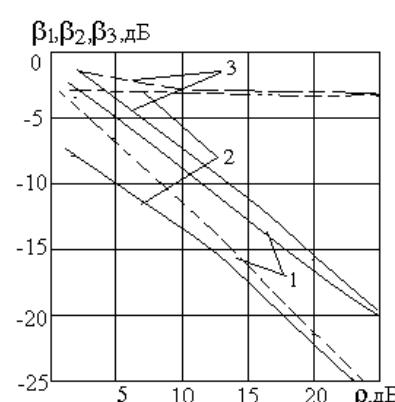


Рис. 3.

Прерывистыми линиями обозначены графики, соответствующие методу оптимального сложения, сплошными линиями – методу компенсации. Графики на рисунках 2 и 3 получены при двукратном разнесении и при воздействии сигналов двух мешающих лучей ($N=2$, $M=2$). Графики на рисунках 4,5 и 6,7 получены при значениях параметров соответственно $N=2$, $M=4$ и $N=4$, $M=4$. На всех рисунках при $M=2$ значения средней мощности мешающих символов относительно основного символа составляли величины 0,8 и 0,6. При $M=4$ эти величины были равны: 0,8; 0,6; 0,2; 0,1.

Исследовались ситуации, когда для компенсации использовались только синфазные составляющие мешающих сигналов (рисунки 2, 4 и 6) и ситуации, когда для компенсации совместно с ними использовались и ортогональные составляющие мешающих сигналов (рисунки 3, 5 и 7).

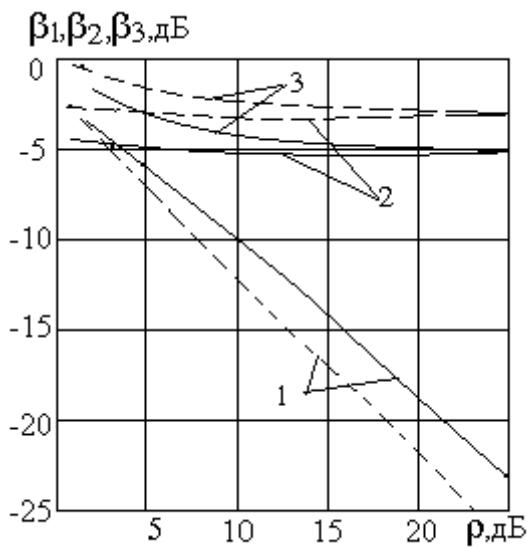


Рис. 4.

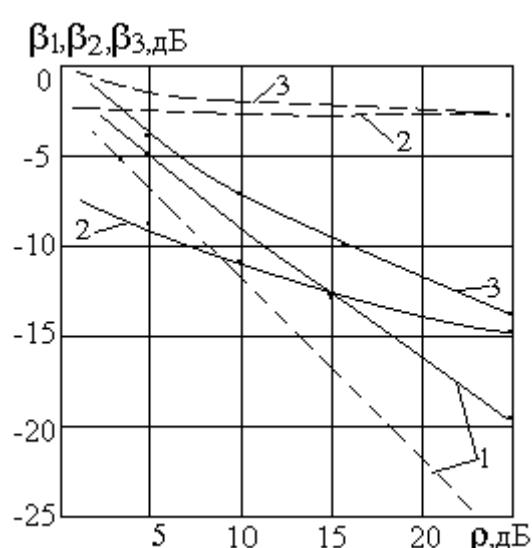


Рис. 5.

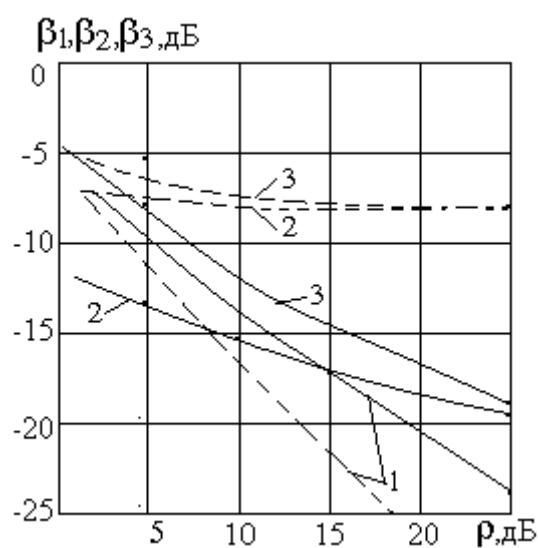


Рис. 6.

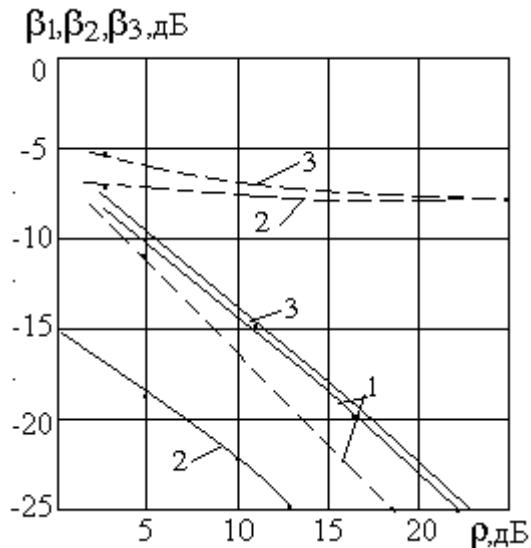


Рис. 7.

По результатам экспериментов позволяют сделать следующие выводы. Метод компенсации позволяет повысить помехоустойчивость передачи цифровых сигналов при воздействии МСИ и в одинаковых условиях работы добиться заметно лучшего подавления суммарной мощности мешающих сигналов и шума по сравнению с известным методом оптимального сложения сигналов, который увеличивает только отношение «сигнал/шум», при этом положительный эффект возрастает с увеличением кратности разнесения позволяет достичь лучших результатов, чем метод компенсации. Использование для компенсации наряду с синфазными составляющими мешающих сигналов также и их ортогональных компонент позволяет значительно улучшить степень их подавления, поскольку это эквивалентно применению удвоенной кратности разнесения.

Библиографический список

1. Мартышевская, Д.А.Двухступенчатая обработка цифровых сигналов для компенсации межсимвольных искажений //Д.А.Мартышевская, П.А.Полушкин. 11-я МНТК «Перспективные технологии в средствах передачи информации – ПТСПИ-2015» – Владимир–ВлГУ–2015. – С. 145-148.

2. Полушин, П.А. Метод компенсации межсимвольных искажений в системах связи с разнесением // П.А.Полушин, Д.А.Мартышевская, И. Джулани. Вестник Рязанского государственного радиотехнического университета, №2 (выпуск 52), 2015. – С. 42-49
3. Полушин П.А., Самойлов А.Г. Избыточность сигналов в радиосвязи. – М.: Радиотехника, 2007. – 256 с.
4. Полушин П.А. Методы борьбы с помехами и искажениями. – LAP Lambert Academic Publishing, Saarbrucken, Germany, 2011. – 342 с.
5. Скляр Б. Цифровая связь. Теоретические основы и практическое применение/ пер. с англ. – М.: Изд. дом “Вильямс”, 2003. – 1104с.
6. Защита от радиопомех. // Под ред. Максимова М.В.–М.: Сов. радио, 1976. – 496 с.
7. Полушин П.А. Синицин Д.В., Мартышевская Д.А. Адаптация сверточного алгоритма кодирования при замираниях сигнала // Материалы 10-й МНТК «Перспективные технологии с средствах передачи информации (ПТСПИ-2013)», Т. 1, Владимир, 26-28 июля 2013 г. – С. 134-136.
8. Свидетельство №2014616707 о госрегистрации программы для ЭВМ. Зарегистрировано 02.07.2014. Программный комплекс для исследования метода компенсации компонентов межсимвольной интерференции. / П.А.Полушин, С.А.Самойлов, Е.В.Смирнова, И. Джулани, Ж.Л. Гомес.

POSSIBILITIES OF INCREASING OF SIGNAL INTERFERENCE IN WIDEBAND BIOMEDICAL TELECOMMUNICATION SYSTEMS

Polushin P.A., Martyshevskaya D.A., Rajabov U
Vladimir State University, pap@vlsu.ru

New method of increasing of intersymbol interference in digital telecommunication systems is proposed. Examination of features of method by computer experiments is described.



РАЗРАБОТКА МЕТОДИКИ АПРИОРНОЙ ОЦЕНКИ ЭФФЕКТИВНОСТИ РАЗЛИЧНЫХ ВИДОВ РАДИОСЕТЕЙ, ИСПОЛЬЗУЕМЫХ ДЛЯ ПОСТРОЕНИЯ РЕГИОНАЛЬНЫХ ТЕЛЕМЕДИЦИНСКИХ СИСТЕМ

Уланов Е.А., Никитин О.Р.
Владимирский государственный университет, evgeniyulnv@rambler.ru

В настоящее время одним из главных направлений развития здравоохранения страны является его информатизация, к составным элементам которой относится создание телемедицинских систем (и сетей). С помощью технологий телемедицины эффективность лечения и диагностики выходит на качественно новый уровень – появляется возможность проведения удаленных медицинских консультаций и удаленной диагностики пациентов, оказания экстренной и чрезвычайной медицинской помощи лицам, проживающим в труднодоступных районах страны.

Телемедицина – это дистанционное предоставление медицинских услуг посредством информационно-коммуникационных технологий. В основе современных технологий телемедицины лежат автоматизированные информационные системы оказания медицинской помощи и глобальные компьютерные сети, которые в свою очередь образуют телемедицинскую систему (ТМС). [2]

На данный момент в ряде регионов России уже функционируют телемедицинские центры. Они обеспечивают сбор данных и их доступность для наблюдения за пациентами. Таким образом, первые шаги в области телемедицины в России уже сделаны. [1]

Для передачи данных между территориально удаленными друг от друга медицинскими центрами в пределах региона в современных ТМС применяются радиосети различных видов, например, 3G (UMTS), 3.5G (HSPA+) и 4G (LTE и WiMAX).

Радиосети 3G и 3.5G обладают обширной зоной покрытия, что позволяет использовать их практически без установки дополнительных базовых станций, но в то же время относительно невысокая скорость передачи данных ограничивает возможность использования в рамках ТМС, построенных на основе таких сетей, приложений реального времени (телефонии, удаленная диагностика, мониторинг в реальном времени и т.д.).

Радиосети 4G наоборот имеют достаточную для использования таких приложений скорость, но зона их покрытия распространяется в основном только на большие города (региональные центры), поэтому для развертывания их в пределах всего региона требуются дополнительные ресурсы.

Выбор варианта радиосети для его создания и использования в рамках ТМС конкретного региона зависит от ряда факторов: цель создания ТМС и необходимый от нее функционал, существующий на момент внедрения

ТМС уровень развития радиосетей региона, объем финансирования, необходимый для создания и поддержания работоспособности радиосети и т.д.

Таким образом, одним из основных вопросов, возникающих при внедрении радиосети является оценка ее эффективности в контексте построения ТМС. Методика оценки должна отличаться возможностью учета многих факторов, количественных и качественных показателей, часть из которых возможно оценить, лишь прибегнув к экспертному мнению, а также рисков внедрения, которые в данном процессе неизбежны.

Для оценки эффективности радиосети предлагается использовать новый подход, основанный на использовании сбалансированной системы показателей. Данный подход позволяет получить априорную оценку эффективности (до начала непосредственного проектирования радиосети) и учитывает не только цели внедрения радиосети, но и риски, возникающие на различных этапах этого процесса.

Сбалансированная система показателей (ССП, BSC) – это одна из управлеченческих методологий, которая представляет собой механизм определения ключевых факторов успеха, стратегических целей компании и наблюдение за их достижением с помощью ключевых показателей эффективности (КПЭ, КРП). [5] Методология настолько универсальна, что позволяет применять ее в любой предметной области.

В нашем случае дизайн ССП будет включать следующие обязательные элементы:

1. Перспективы – основные аспекты деятельности ТМС.
2. Стратегические цели – направления, развивающиеся благодаря внедрению ТМС.
3. Показатели – это специальные метрики, отражающие уровень достижения цели.
4. Целевые значения – количественные выражения показателей.
5. Причинно-следственные связи.
6. Стратегические инициативы.

Предлагаемая методика оценки эффективности внедрения радиосети, необходимой для построения ТМС включает три этапа:

1. Оценка стратегических целей ТМС.
2. Оценка рисков.
3. Оценка влияния рисков на стратегические цели.

При разработке BSC для телемедицинской системы региона оптимально задействовать 15 – 25 стратегических целей. Цели должны быть распределены по четырем базовым перспективам: финансы, пациенты, внутренние процессы, персонал/инновации. В качестве примеров целей можно привести:

1. Снижение затрат;
2. Удовлетворение потребностей пациентов;
3. Своевременное оказание медицинской помощи;
4. Повышение квалификации медперсонала и т. д.

Представить наглядно причинно-следственные связи между целями функционирования ТМС позволяет стратегическая карта.

Для оценки эффективности внедрения радиосети можно использовать как количественные, так и качественные показатели. Оптимально каждую цель оценивать с помощью 1 – 3 КРП.

Для получения плановых значений показателей можно применить метод экспертного оценивания, а конкретно – анкетирование в целях максимальной автоматизации обработки результатов.

При проведении анкетирования необходимо решить две задачи:

1. Получение индивидуальных количественных оценок экспертов;
2. Получение групповой экспертной оценки.

Любые суждения экспертов и их оценки всегда субъективны, а значит нечетки. В связи с этим предлагается при проведении экспертного опроса и анализе его результатов использовать разработанную Л. Заде математическую теорию нечетких множеств [7].

В предлагаемой эксперту анкете каждому показателю ставится в соответствие множество вариантов оценки, представляющих собой качественные суждения, характеризующие степень выраженности этого показателя. Возможные значения показателя могут быть заданы двумя способами:

1. В абсолютных величинах (например, снижение затрат составит 100 тыс. д. е.);
2. В процентах относительно текущего уровня (например, затраты снизятся на 30 %).

Результаты опроса формализуются согласно теории нечетких множеств.

При организации анкетирования возникает вопрос о выборе меры компетентности эксперта. Эту меру можно получить путем непосредственных систематических наблюдений за качеством прогноза экспертов или косвенным образом на основе сведений об их профессиональной деятельности.

В результате опроса множества всех экспертов для каждого показателя имеется несколько нечетких количественных мер, учитывающих степень компетентности опрашиваемых экспертов. Тогда нечеткое множество, характеризующее обобщенное мнение группы опрашиваемых экспертов при оценке этого показателя, можно определить как пересечение нечетких мнений всех экспертов.

Полученные в ходе экспертного оценивания показатели влияют на достижение стратегической цели в различной степени. Таким образом, большое значение здесь имеют весовые коэффициенты. Эти коэффициенты также определяются экспертной оценкой. Наиболее подходящим здесь является метод парных сравнений [3], в котором экспертам предлагается произвести сравнение показателей эффективности попарно с тем, чтобы установить в каждой паре наиболее важный (значимый). На основе собственного вектора матрицы парных

сравнений определяют приоритеты (значимость или важность) показателей. Максимальное собственное значение матрицы позволяет оценить корректность построения матрицы парных сравнений.

Для количественного выражения каждой стратегической цели, степень достижения которой оценивается с помощью нескольких показателей, необходимо воспользоваться аддитивной или мультипликативной моделями с учетом нечеткой формы представления показателей.

Таким образом, в результате сбора и обработки экспертных оценок получаем количественные значения стратегических целей. Аналогично могут быть оценены и риски внедрения.

При этом выявленные риски различным образом влияют на стратегические цели. Проблемы анализа взаимовлияния стратегических целей и рисков можно решать с помощью когнитивного моделирования выбранной области знаний.

Для этого можно использовать методику, основанную на представлении результатов моделирования в виде нечеткой когнитивной карты (НКК), которая является расширением классической когнитивной карты. Это расширение карты основано на предположениях о том, что влияние концептов друг на друга может различаться по степени интенсивности и изменяться с течением времени [4].

Для наглядности на основе когнитивных карт можно построить когнитивные графы, состоящие из узлов — концептов (стратегические цели и риски) и связей — влияний концептов друг на друга (влияние целей на цели, рисков на риски и рисков на цели). Когнитивная карта строится на основе результатов экспертного опроса.

Также когнитивная карта может быть представлена когнитивной матрицей.

Для того чтобы определить взаимовлияние целей и рисков внедрения радиосети, необходимо в первую очередь дефазифицировать нечеткую когнитивную карту. Затем нужно получить из нее транзитивно замкнутую когнитивную матрицу.

Основными характеристиками когнитивной карты являются консонанс, диссонанс, воздействие или влияние концептов. Существует множество способов формального выражения этих характеристик.

Показатели воздействия концепта на систему и системы на концепт отражают то, насколько данный концепт усиливает/ослабляет систему и насколько система в целом усиливает/ослабляет данный концепт. Показатели консонанса/диссонанса указывают, насколько можно доверять/не доверять показателю воздействия. В данном случае под системой необходимо понимать внедряемую радиосеть. [6]

Анализ полученной в ходе процесса экспертной оценки взаимовлияния рисков и целей НКК позволяет изучить закономерности и влияния между рисками и целями, а также дать прогноз будущей эффективность внедрения.

Таким образом, вышеизложенная методика оценки эффективности внедрения радиосети для построения телемедицинской системы позволяет оценить риски и эффективность внедрения радиосети, осуществить выбор радиосети на множестве альтернативных вариантов. Причем предполагается, что все расчеты производятся в условиях нечеткости исходных данных и на единой математической основе.

Библиографический список

1. Баранов А. А., Вишнева Е. А., Намазова-Баранова Л. С. Телемедицина — перспективы и трудности перед новым этапом развития // Педиатрическая фармакология. №3. Том 10, 2013.
2. Владзимирский А.В. История телемедицины: люди, факты, технологии. – Донецк: ООО «Цифровая типография», 2008. - 82 с.
3. Дэвид Г. Метод парных сравнений. – М.: Статистика, 1978. – 144 с.
4. Кулинич А.А. Когнитивные карты в поддержке принятия решений // Интеллектуальные системы'11, том 1. 2011.
5. Нортон Д., Каплан Р. Сбалансированная система показателей. От стратегии к действию. – М.: Олимп-Бизнес, 2010. – 320 с.
6. Силов В.Б. Принятие стратегических решений в нечеткой обстановке. — М.: ИНПРО — РЕС, 1995.
7. Zadeh L. A. Fuzzy sets. Information and Control. – 1965. Vol. 8. – P. 338–353.

DEVELOPMENT OF THE METHOD OF A PRIORI EFFECTIVENESS ESTIMATION OF DIFFERENT TYPES OF RADIO NETWORKS USED TO BUILD REGIONAL TELEMEDICINE SYSTEMS

Ulanov E.A., Nikitin O.R.
Vladimir state university, evgeniyulnv@rambler.ru

Currently, one of the main directions of the country's health development is informatization of it. One of the constituent elements of this process is the establishment of telemedicine systems (and networks). Different types of radio networks used to transfer data between geographically remote medical centers in the region in modern TMS. Selection of a particular embodiment of a radio network for the establishment and using of region TMS depends on several factors. This article explains the technique of estimation the effectiveness of radio networks using balanced scorecards, peer review methods and the theory of fuzzy sets. This method allows for a unified mathematical basis of

the theory of fuzzy sets to implement choice of radio network under fuzzy preferences and input data on the set of alternatives, evaluate the risks and the effectiveness of the building of the radio network

СРАВНИТЕЛЬНЫЙ АНАЛИЗ КРИПТОГРАФИЧЕСКИХ АЛГОРИТМОВ ДЛЯ МЕДИЦИНСКИХ ВИДЕОСЕТЕЙ СОЧИ

Никитин О. Р., Бухерук Камал

Владимирский государственный университет, kamal.boukherouk@googlemail.com

Для обеспечения более быстрой скорости передачи большинство конфиденциальных данных передаются через сеть как электронные данные. Криптографические шифры играют важную роль в обеспечении безопасности этих конфиденциальных данных от несанкционированных атак. Хотя безопасность является важным условием, на практике необходимо учесть и другие факторы при выборе и применении алгоритмов криптографии для разных приложений. В статье приводится анализ и сравнение некоторых симметричных ключевых криптографических шифров (RSA, DES, и Triple DES) на основе времени шифрования с изменением различных функций файлов, как различные типы данных, размер данных, плотность данных и размеры ключей.

Ключевые слова: шифр-алгоритмы, тип данных, размер данных, плотность записи данных и время шифрования.

Введение

Безопасность данных на сегодняшний день касается многих областей, включая компьютеры и коммуникации, в том числе и медицинских видеосетей. При разработке межкадрового кодирования данных, не требующего в процессе своей работы привлечения высокопроизводительных аппаратных ресурсов, считаем важным применения криптографических подходов.

Мы рассмотрели три алгоритма [1]: DES, Алгоритм Triple DES и RSA. DES и Алгоритм Triple DES является симметричным ключом криптографический алгоритм и RSA является ключевым алгоритм асимметричного шифрования, они были проанализированы на их способность обеспечить данные, время, необходимое для шифрования данных и пропускную способность.

DES основан на двух основных атрибутах криптографии: диффузии (SUB заместительной) и перестановки, состоящей из 16 раундов. В каждом раунде ключ и биты данных, переставляются. В первом раунде 64 бит открытого текста вручается начальной перестановки (IP). Затем IP генерирует две половинки левой открытый текст (LPT) и правой открытого текста (RPT). Каждый LPT и RPT проходит через 16 раундов. На последнем LPT и RPT воссоединены. Расшифровка же процесс выполнения раундов в обратном порядке [2].

Алгоритм Triple DES. Был предложен в качестве повышения возможностей DES, (the3DES). Похож на оригинальный DES, но применяется 3 раза, чтобы повысить уровень шифрования [3]. Он также имеет преимущество: лучшая надежность за счет большей длины ключа, что исключает многие из сочетаний атак, которые могут быть использованы.

RSA является ключевым алгоритмом с открытым ключом, может использоваться, чтобы обеспечить как секретность и цифровую подпись [2-4]. Он используется для создания открытых и закрытых ключей на основе математического факта умножения больших чисел. Он использует данные размера блока, в котором текст и зашифрованный текст являются целыми числами от 0 и N^1 для некоторых значений n . Размер n считается 1024 битов или 309 десятичных цифр.

Мы изучили различные методы, используемые для выполнения целей шифрования данных медицинских видеосетей в г. Сочи, в ПАО «Вымпелком» (Билайн), ООО «СочиТВ», World Visio. Есть некоторые сравнения, полученные на разных важных функциях, таких как:

Ввод данных размерно. Алгоритмы считаются лучшими, в которых используются меньше оперативной памяти.

Времени, необходимого на алгоритме, чтобы завершить операцию. Зависит от скорости процессора, сложности алгоритма.

Пропускная способность - через зачисление шифрования алгоритмы рассчитываются путем деления общих открытых данных в мегабайтах в зашифрованном виде на общее время шифрования для каждого алгоритма. Таким образом, если пропускная способность увеличилась, а потребление энергии уменьшается.

Мы использовали Java и ASP .NET для моделирования. Время, затраченное для каждого алгоритма в миллисекундах рассчитывается путем вычитания размера исходных данных из зашифрованных данных. В приведенных ниже таблицах представляет скорость RSA, Triple DES и алгоритм DES для шифрования данных такой же длины [1]. Пропускная способность алгоритмов шифрования рассчитывается путем деления общего открытого текста, зашифрованных в мегабайтах от общего времени шифрования для каждого алгоритма (см. табл.1-2).

Таблица 1: Время выполнения шифровки (мс) в зависимости от размера пакета данных

Input Size(KB)	3 DES	DES	RSA
45	50	25	55
55	44	29	46
96	76	45	89
236	113	79	119
319	155	89	157
560	177	131	179
899	299	240	369
5345.28	1166	1296	1441
Throughput (MB/Sec.)	2.08	3.01	1.67

Таблица 2: Время выполнения расшифровки (мс) в зависимости от размера пакета данных

Input Size(KB)	3 DES	DES	RSA
45	45	36	55
55	42	31	48
96	65	49	73
236	104	88	105
319	135	89	157
560	160	131	169
899	181	152	173
5345.28	845	785	880
Throughput (MB/Sec.)	4.03	5.012	2.147

Выходы

В данной работе представлен анализ различных алгоритмов симметричного ключа для различных характеристик файлов, как тип данных, плотность данных, размер данных и размер ключа, и проанализированы изменения времени шифрования для различных выбранных алгоритмов шифрования. Из результатов моделирования можно сделать вывод, что время шифрования не зависит от типа данных и даты плотности файла. Исследование показало, что шифрование зависит только от количества байтов, присутствующих в файле, что время шифрования и размер данных пропорциональны друг другу. Как размер данных увеличивается, время шифрования увеличивается также пропорционально размеру данных, и наоборот. Время шифрования увеличивается пропорционально размеру данных, и наоборот. Для всех блоков алгоритмов шифрования, которые анализировались, с увеличением размера ключа время шифрования также увеличивается, но уменьшается с увеличением размера ключа для поточного шифра как RSA. RSA является, по-видимому, самым быстрым блочным шифром среди всех проанализированных алгоритмов шифрования.

Библиографический список

1. Ferguson, N., Schnier, B. and KonhoT. (2010), “Cryptography Engineering: Design principles and Practical applications”
2. Aman Kumar, Dr. Sudesh Jakhar, Mr. Sunil Maakar “Distinction between Secret key and Public key Cryptography with existing Glitches” IJEIM- 0067, vol.1, 2012.
3. Yogesh Kumar, Rajiv Munjal, “Comparison of symmetric and asymmetric cryptography with existing vulnerabilities” IJCMS-Oct.2011.
4. Shashi Mehlrotra Seth, Rajan Mishra “ Comparative Analysis of Encryption Algorithms For Data Communication”, IJCST Vol. 2, Issue 2, June 2011

COMPARATIVE ANALYSIS OF CRYPTOGRAPHIC ALGORITHMS FOR MEDICAL VIDEO NETWORKS SOCHI

Nikitin O. R., Boukherou K.
Vladimir state University, kamal.boukherouk@googlemail.com

Consider three of the DES algorithm, the Triple DES Algorithm and RSA. DES and Triple DES Algorithm is a symmetric key cryptographic algorithm, and RSA is a key algorithm for asymmetric encryption, they were analyzed for their ability to provide the data, the time required to encrypt the data and bandwidth.

РАЗРАБОТКА АЛГОРИТМОВ ДИАГНОСТИКИ СВЕРТОЧНЫХ КОДОВ

Корнеева Н.Н¹., Никитин О.Р.²

1,2-Федеральное государственное бюджетное образовательное учреждение высшего образования
«Владимирский государственный университет имени Александра Григорьевича
и Николая Григорьевича Столетовых» (ВлГУ) , e-mail: korneevanata@list.ru

ри использовании цифровых сигналов в медицинской технике широко используется помехоустойчивое кодирование (FEC), которое дает возможность исправлять значительное число ошибок, возникающих в каналах передачи сигналов. Обеспечить требуемую помехоустойчивость возможно за счет того, что принимаемые кодовые символы обладают определенными внутренними связями. После проведения процедуры диагностики обеспечивается необходимая помехоустойчивость. Возможностям и путем построения диагностических процедур для сверточных кодов посвящена данная статья.

В данной статье рассматриваются некоторые алгоритмы диагностики сверточных кодов и оцениваются особенности их возможной реализации.

Представленные алгоритмы диагностики построены по единому принципу , т.е. основная сгенерированная кодовую последовательность u_0 , рассматривается как совокупность q частных кодовых последовательностей: $u_1 \div u_q = g_1 m \div g_q m$, где $g_1 \div g_q$ порождающие полиномы; m полином исходной информационной последовательности двоичных символов $m(X) = m_0 + m_1 X + m_2 X^2 + m_3 X^3 + \dots + m_i X^i + \dots$, где символы m_i принимают значения, равные либо 1, либо 0 в зависимости от передаваемой информации; X – оператор, описывающий задержку по времени на интервал T длительности одного символа (X^2 означает задержку по времени на $2T$, X^3 означает задержку на $3T$, и т.д.).

Принципиальная основа диагностических алгоритмов сверточных кодов базируется на следующем. Основная сгенерированная кодовая последовательность u_0 может быть разбита на группы символов, образованных при появлении на входе кодера одного нового кодового символа. Количество символов в группе определяется кодовой скоростью R и равно $q=1/R$. Для целей диагностики рассмотрим основную кодовую последовательность u_0 , как совокупность q частных кодовых последовательностей: $u_1 \div u_q = g_1 m \div g_q m$ (произведение понимается, как двоичная свертка по модулю 2). Каждая частная кодовая последовательность образована своим порождающим полиномом.

Естественно, реализации частных последовательностей $u_1 \div u_q$ не совпадают (чем больше проявляется такое несовпадение, тем «лучше» применяемый вариант порождающих полиномов). Однако, для целей диагностики важны два свойства этих последовательностей. Одно из них заключается в том, что все эти частные кодовые последовательности образованы из *одной и той же* исходной информационной последовательности $m(X)$. Второе базируется на предположении, что за время наблюдения структура кодера остается постоянной. Следовательно, хотя все частные кодовые последовательности $u_1 \div u_q$ различаются между собой, тем не менее, между ними существуют скрытые внутренние связи[1-5]. Анализируя последовательности, можно выявить эти связи, а в результате определить вид порождающих полиномов $g_1 \div g_q$ и искомую структуру кодера.

Задача диагностики будет решена когда при использовании некоторых «поисковых» полиномов $h_1 \div h_q$ (вид которых изменяется в процессе диагностики) преобразования различающихся исходных частных последовательностей символов $u_1 \div u_q$ в результате должны формировать одинаковую выходную последовательность m . При достижении данной цели эти полиномы отождествляются с искомыми порождающими полиномами g_1 и g_q .

Рассмотрим кодовую скорость $R=1/2$ (кодер генерирует две частные кодовые последовательности: $u_1(X)=g_1(X)m(X)$ и $u_2(X)=g_2(X)m(X)$), из которых составляется общая кодовая последовательность.

1 Алгоритм. Осуществляется двоичное деление частных кодовых последовательностей $u_1(X)$ и $u_2(X)$ на некоторые «поисковые» полиномы $h_1(X)$ $h_2(X)$. В результате деления получаются последовательности:

$$\begin{aligned} y_1(X) &= u_1(X)/h_1(X) = [g_1(X)/h_1(X)]m(X), \\ y_2(X) &= u_2(X)/h_2(X) = [g_2(X)/h_2(X)]m(X). \end{aligned} \quad (1)$$

При делении вид «поисковых» полиномов $h_1(X)$ и $h_2(X)$ независимо изменяется, и как следствие, при этом меняются и последовательности y_1 и y_2 . Таким образом диагностическая процедура заканчивается при совпадении символов последовательностей $y_1(X)$ и $y_2(X)$,так как при условии одинакового значения порядков «поисковых» и искомых полиномов будет совпадать вид «поисковых» полиномов $h_1(X)$, $h_2(X)$ и вид искомых порождающих полиномов $g_1(X)$, $g_2(X)$, т.е.: $h_1(X)=g_1(X)$ и $h_2(X)=g_2(X)$.

2 Алгоритм. Обрабатывается одна из частных кодовых последовательностей, при этом вторая последовательность при этом не изменяется, и номер последовательности принципиального значения не имеет. Будем рассматривать первую последовательность $u_1(X)$.

Эта последовательность подвергается операции $h_2(X)/h_1(X)$, т.е., двоичному умножению на полином $h_2(X)$ и двоичному делению на полином $h_1(X)$ (порядок осуществления этих операций также значения не имеет). Известно, что умножение на полином является повторным сверточным кодированием последовательности в соответствии с порождающим полиномом $h_2(X)$.

В результате формируется последовательность символов:

$$y_1(X) = [\mathbf{h}_2(X)/\mathbf{h}_1(X)]\mathbf{u}_1(X) = [\mathbf{h}_2(X)/\mathbf{h}_1(X)]\mathbf{g}_1(X)\mathbf{m}(X). \quad (2)$$

Далее производится сравнение $y_1(X)$ с неизмененной второй последовательностью $y_2(X) = \mathbf{g}_2(X)\mathbf{m}(X)$. Случай их совпадения соответствует соблюдению равенства: $[\mathbf{h}_2(X)/\mathbf{h}_1(X)]\mathbf{g}_1(X) = \mathbf{g}_2(X)$, что при заранее известном кодовом ограничении определяет соблюдение равенств: $\mathbf{h}_1(X) = \mathbf{g}_1(X)$; $\mathbf{h}_2(X) = \mathbf{g}_2(X)$.

3 Алгоритм. Каждая из частных кодовых последовательностей $\mathbf{u}_1(X)$ и $\mathbf{u}_2(X)$ домножается на «поисковые» полиномы $\mathbf{h}_1(X)$ и $\mathbf{h}_2(X)$ (осуществляется повторное сверточное кодирование в соответствии с этими порождающими полиномами)[6].

При этом формируются последовательности символов: $y_1(X) = \mathbf{h}_1(X)\mathbf{u}_1(X) = \mathbf{h}_1(X)\mathbf{g}_1(X)\mathbf{m}(X)$, и $y_2(X) = \mathbf{h}_2(X)\mathbf{u}_2(X) = \mathbf{h}_2(X)\mathbf{g}_2(X)\mathbf{m}(X)$. Производится поиск вида полиномов $\mathbf{h}_1(X)$ и $\mathbf{h}_2(X)$ до тех пор, пока символы последовательностей $y_1(X)$ и $y_2(X)$ не станут совпадать. Такое возможно, если выполняется условие: $\mathbf{h}_1(X)\mathbf{g}_1(X) = \mathbf{h}_2(X)\mathbf{g}_2(X)$, или $\mathbf{h}_1(X) = \mathbf{g}_2(X)$ и $\mathbf{h}_2(X) = \mathbf{g}_1(X)$. При этом $y_1(X) = \mathbf{g}_2(X)\mathbf{g}_1(X)\mathbf{m}(X)$, и $y_2(X) = \mathbf{g}_1(X)\mathbf{g}_2(X)\mathbf{m}(X)$. Поскольку $\mathbf{g}_1(X)\mathbf{g}_2(X) = \mathbf{g}_2(X)\mathbf{g}_1(X)$, то независимо от значения символов последовательности $\mathbf{m}(X)$ будет выполняться равенство $y_1(X) = y_2(X)$.

Рассмотренные выше алгоритмы имеют существенные различия в практическом осуществлении, при внешнем сходстве, определяющем их достоинства и недостатки. В состав 1 и 2 алгоритмов входит операция двоичного деления. Известно, что ее стандартная реализация, осуществляется несколько сложнее, чем сверточное кодирование (поразрядное умножение по модулю 2). 2 алгоритм требует двух последовательных операций (умножение и деление), что затрудняет параллелизацию вычислений. В этих условиях 3 алгоритм обладает преимуществами.

Для практической реализации предложенных алгоритмов Могут быть предложены различные пути:

1. Все q частных кодовых последовательностей разбиваются на пары, и для всех пар по отдельности определяется вид «поисковых» полиномов в соответствии с алгоритмом для кодовой скорости $R=1/2$.
2. Выбирается одна из частных кодовых последовательностей (скажем, последовательность \mathbf{u}_1) и пары составляются поочередным включением в них этой выбранной кодовой последовательности и остальных $q-1$ частных кодовых последовательностей $\mathbf{u}_2 \div \mathbf{u}_q$.
3. На основе анализа какой-либо пары частных кодовых последовательностей (\mathbf{u}_1 и \mathbf{u}_2) определяются «поисковые» полиномы \mathbf{h}_1 и \mathbf{h}_2 . Далее учитывается тот факт, что любое из q равенств $\mathbf{m}(X) = \mathbf{u}_i(X)/\mathbf{g}_i(X)$, $i=1 \div q$ можно переписать в виде: $\mathbf{g}_i(X) = \mathbf{u}_i(X)/\mathbf{m}(X)$. После определения вида порождающих полиномов $\mathbf{g}_1 = \mathbf{h}_1$ и $\mathbf{g}_2 = \mathbf{h}_2$ «автоматически» оказывается определенным и вид исходной информационной последовательности \mathbf{m} . Поэтому уже эту полученную последовательность можно использовать для непосредственного простого вычисления всех остальных порождающих полиномов, минуя длительную процедуру поиска их вида.

Если сравнивать свойства изложенных путей реализации алгоритмов можно сделать следующие выводы:

1. Первый путь представляется более привлекательным, чем второй.
2. При неудачном выборе частной кодовой последовательности, которая включается во все пары, или ошибки при нахождении вида \mathbf{g}_1 , во втором пути, могут возникнуть ошибки при определении вида и остальных порождающих полиномов $\mathbf{g}_2 \div \mathbf{g}_q$.

Преимущество второго пути состоит в значительно более коротком времени решения диагностической задачи. Если длина кодового ограничения равна K , то для каждой пары по первому пути возможно $2^K \times 2^K = 2^{2K}$ вариантов сочетаний различных поисковых полиномов. С учетом того, что нужно перебрать $q/2$ пар, общее число исследуемых вариантов полиномов будет составлять $N_1 = (q2^{2K})/2$. При использовании второго пути число вариантов сочетаний первой пары равно 2^{2K} . При поиске вида остальных порождающих полиномов исследуется только один полином в паре (т.к. вид другого полинома уже известен). Количество вариантов в этом случае будет равно 2^K . Таким образом, общее число исследуемых вариантов будет равно $N_2 = 2^{2K} + (q-2)2^K$. Нетрудно убедиться, что $N_2 \ll N_1$.

При работе по третьему пути время анализа сокращается в еще большей степени. На основе двух последовательностей (пусть \mathbf{u}_1 и \mathbf{u}_2) определяется вид двух «поисковых» полиномов \mathbf{h}_1 и \mathbf{h}_2 последовательности \mathbf{m} . Затем производится деление оставшихся последовательностей $\mathbf{u}_3 \div \mathbf{u}_q$ на \mathbf{m} . Поскольку раньше сравнение получаемых последовательностей $\mathbf{u}_1 \div \mathbf{u}_q$ происходило также после деления соответствующих полиномов, то число операций по рассматриваемому третьему пути будет равно: $N_3 = 2^{2K} + (q-2)$, очевидно, что $N_3 \ll N_2$.

Следствием ускорения операции анализа по второму и третьему пути будет являться увеличение возможности ошибочной диагностики. Если неправильно определится хотя бы одна составляющая «поискового» полинома \mathbf{h}_1 по последовательности \mathbf{u}_1 частично неправильными будут и все остальные «поисковые» полиномы, определенные на его основе. При использовании третьего пути вероятность неправильной диагностики будет еще выше, так как сюда добавляется возможность неправильного восстановления последовательности \mathbf{m} .

Выводы

1. Рассмотрены возможности диагностики сверточных кодов, которые основаны на определении совпадающих полиномов в частных кодовых последовательностях общей кодовой последовательности.
2. Предложены 3 алгоритма обработки кодовых сигналов, основанных на этом принципе.
3. Проанализированы пути реализации предложенных алгоритмов.

Библиографический список

1. Скляр, Б. Цифровая связь. Теоретические основы и практическое применение/ пер. с англ. – М.: Изд. дом “Вильямс”, 2003. – 1104с.
2. Морелос-Сарагоса, Р. Искусство помехоустойчивого кодирования. Методы, алгоритмы, применение. – М.: Техносфера, 2006. – 320 с.
3. Полушкин, П.А. Избыточность сигналов в радиосвязи / П.А. Полушкин, А.Г. Самойлов – М.: Радиотехника, 2007. – 256 с.
4. Питерсон У., Уэлдон Э. Коды, исправляющие ошибки. – М.: Мир, 1976. – 593 с.
5. Никитин О.Р., Полушкин П.А., Белов А.Д., Бессмертный М.Ю. О возможности определения параметров кодера по принимаемому цифровому сигналу/ Материалы МНТК «Радиоэлектронные устройства и системы для инфокоммуникационных технологий – РЭУС-2015» (REDS-2015), Москва, 2015. – С. 61-63.
6. Никитин О.Р., Корнеева Н.Н. Возможности диагностики параметров сверточных кодеров/Материалы 11МНТК «Перспективные технологии в средствах передачи информации-ПТСПИ-2015», Сузdalь, 2015.-С154-156.

DEVELOPMENT OF ALGORITHMS DIAGNOSTICS CONVOLUTIONAL CODES

Korneeva Natal'ja Nikolaevna, Nikitin Oleg Rafailovich
 Vladimir State University (VIGU)
korneevanata@list.ru , olnikitin@mail.ru

In spite of great amount of existing codes questions of decoding and setting right of mistakes are rather actual. Convolutional encoding is one of most widely spread. It is well-known that it is necessary to have parameters of encoding in receive side to decode signals successfully. If this information is absent, than restoring of initial signal is impossible.

Diagnostics gives opportunity to restore encoded digital signal even in case of absence or loss of information about encoding parameters and to decode signal with mistake correction. It increases greatly the interference immunity. Proposed and examined three algorithms of convolutional code diagnostics. Algorithms were considered for various code rates, especially for code rate $R=1/2$.

All algorithms are based on determination of coinciding polynomials in partial sequences of common code sequence. The first diagnostical algorithm is based on binary division of partial code sequences by search polynomials. According the second algorithm working up partial sequence is binary divided by its search polynomial and binary multiplied by search polynomial of the other partial code sequence. In the third algorithm each partial code sequence is multiplied by search polynomials (that is recurring convolutional encoding is made using these polynomials).

Various ways of practical realization of proposed diagnostical algorithms are examined. First way is based on division of all partial sequences on pairs and determination forms of pairs of search polynomials. Another way consists in selection one of partial code sequences, after that pairs are made with by turn inclusion of this sequence in pairs.

The third way firstly is based on analysis of any pair of code sequences and their search polynomials are determined. After determination of these generating polynomials the part of information sequences is also determinated. So, this sequence can be used to calculate every other generating polynomials without of long diagnostical procedure.



DIGITAL COHERENT RECEIVER FOR HOSPITAL NETWORKS SUPPORTING MIXED MODULATION FORMATS AND BIT-RATES

Turay Mohamed Babah, Lantsov V.N.
 Vladimir State University, Vladimir
 E-mail:medbabsturay@yahoo.com

Digital coherent receiver is proposed and experimental simulation demonstrated in a single reconfigurable for converged wireless and optical fiber transport for hospitals. The occurrence of reconstructing the full transmitted optical field allows for the demodulation of mixed modulation formats and bitrates. I performed simulation experimental validation of different modulation formats, including VCSEL based OOK, baseband QPSK, RoF OFDM and wireless IR-UWB over a 78 km deployed fiber link.

1. Introduction

Next generation hospital networks will need to support diverse broadband services including converged wireless and wire-line optical access over a unified fiber platform, satisfying bandwidth requirements [4] as well as achieving stringent power budget and chromatic dispersion constraints [2]. Future hospital networks will also need agile reconfigurability to seamlessly accommodate for emerging new services and increased bandwidth requirements [4]. The different introduction of modulation formats and bitrates into the hospital networking scenario is creating a highly

heterogeneous environment which pose a new challenge to tackle in the near future. Several approaches looking for solutions to one or more of the issues above are radio-over-fiber systems for integrating baseband and wireless service delivery over optical fiber access networks [3]. For the transport of wireless signal in the digital domain, the combination of high bitrate baseband has been proposed [4]. Most of these approaches focus on methods for generating the wireless signals carrying orthogonal frequency division multiplexing (OFDM) [2]; however, the detection is usually performed with independent receivers, increasing the complexity of these architectures.

Recently a proposed promising approach were made to increase the capacity of passive optical networks (PON) is wavelength-division multiplexing (WDM) combined with coherent detection. As compared to direct-detection (DD), coherent detection with increased receiver sensitivity allows for closely spaced channels to cope with the required large number of users and to extend the reach of hospital networks [1,3]; also, at the receiver to filter the undesired wavelengths, coherent receivers does not require an arrayed waveguide grating (AWG) [3], making this technology compatible with the passive optical splitting of legacy PONs. Digital coherent detection also permits for the detection of wireless signals [4] providing the required high linearity and high capacity of next generation wireless networks.

Converged service delivery demonstrations [2,3] use a dedicated receiver for each modulation or bit-rate. The approach of separate receivers is shown in Fig. 1, where different receivers are used to detect baseband signals, intensity-modulated (IM) or phase-modulated (PM), and analog signals, from a typical radio-over-fiber (RoF) such as WIFI or WIMAX to an ultra-wide band (UWB). Due to the use of coherent detection allows reconfiguring the digital signal processing (DSP) software in the demodulator for each modulation format, thus there is only one receiver needed. Also, it allows longer reach and avoids the use of an AWG to separate the different channels.

In this work, i present and experimentally demonstrate a single, reconfigurable, digital receiver supporting mixed modulation formats, baseband and wireless-over-fiber, with reconfiguration in the digital signal processing domain. I provide a detail description of the architecture and building blocks of the architecture.

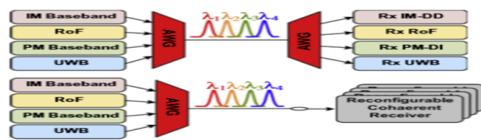


Fig. 1. Architecture of a WDM-PON with dedicated receivers (top) and with a single reconfigurable digital receiver (bottom).

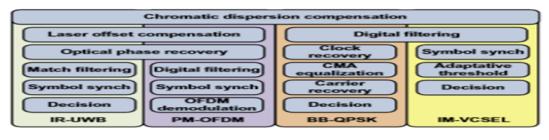


Fig. 2. Schematic diagram of the reconfigurable digital receiver. (Single reconfigurable receiver)

Secondly my experimental demonstration first presented were detailed in [1] for 20 Gb/s non-return-to-zero quadrature phase-shift keying (NRZ-QPSK), optically phase-modulated 5 GHz OFDM RoF and 2 Gb/s impulse radio UWB (IR-UWB), and 5 Gb/s directly modulated vertical cavity surface emitting laser (VCSEL) after 78 km of deployed fiber link.

2. Single reconfigurable receiver

Due to the recent development and advances in high-speed DSP and analog-to-digital (A/D) conversion (ADC) have enabled the integration of digital receiver into optical communication systems [4,5]. The main advantages digital receivers can offer over traditional signal demodulation schemes include the following:

- Cost effectiveness and compactness.
- Possibilities to adaptively compensate for channel impairments in the electronic domain (such as chromatic dispersion, polarization mode dispersion, etc.) using signal processing techniques.
- Design versatility and robust operation by enabling reception of different formats using the same receiver hardware based on the channel condition.
 - Enhance performance, arising from the full recovery of the optical field information: digital coherent receivers enhanced OSNR tolerance, better compatibility with advanced modulation formats, and enhanced electronic equalization of linear and non-linear effects in the transmission link [1].

In the first experimental demonstration of converge wired and wireless over deployed fiber [2] employed a dedicated receivers for each signal. The baseband DQPSK signal was demodulated using a delay interferometer (DI); the RoF was detected using a photodiode (PD) and RF low-noise amplifier and for the UWB, also a PD was used. A digital coherent receiver was used for the RoF using phase-modulation.

As proposed in this paper, a single reconfigurable receiver in the uplink transmission has the benefit of demodulating different types of optical signals, with variable modulation formats and bitrates. The use of coherent detection also benefits from improved sensitivity.

A schematic diagram of the employed single digital receiver is shown in Fig. 2. The single digital receiver first compensates for the chromatic dispersion of the link, which is a common impairment for all the modulation formats.

For the analog detection (IR-UWB and PM-OFDM), the DSP first performs a recovery of the optical phase using a combination of optical carrier-recovery digital phase-locked loop (PLL), to compensate for the lasers frequency offset, followed by linear signal demodulation [2], which extracts the phase of the optical field. Then, the IR-UWB is demodulated by match filter with the transmitted pulse-shape [5], whereas the PM-OFDM is demodulated using

standard OFDM demodulation based on Schmidl training symbols [3]. For the baseband QPSK (BB-QPSK) a standard receiver is used, based on clock-recovery, constant-modulus algorithm (CMA) and carrier recovery [1,3]. The intensity modulated (IM) VCSEL is demodulated using match filter. An adaptive threshold is used afterwards to compensate for the absence of VCSEL temperature control and decision gating [4]. The reconfiguration for each modulation format was performed by digitally switching between the four signal demodulation DSP blocks. From simulation, i first perform a switch from the 4 possible signals, loading their individual bitrates and modulation formats, the DSP modules needed for demodulation and their initialization parameters. As the possible modulation formats are finite, these initialization values can be stored in a modulation format database. In future, the identification of the modulation format could be automatized.

3. Experimental demonstration

Fig. 3 shows a block diagram of the heterogeneous optical network and setup used in the experiment. The field-deployed fiber connects the Kgs. The fiber is a G.652 standard single-mode fiber (SMF) type (16.5 ps/nm/km chromatic dispersion, 0.20 dB/km attenuation). The total length of the fiber was 78 km, exceeding current standards but suitable for future longer reach PON. The total link loss was 27 dB. ITU standard operating wavelengths were used for all channels at 200 GHz separation due to equipment availability. The total launch power into the deployed fiber was kept to +4 dBm, with an equal launch power per carrier of 2 dBm. Due to the bitrates of this experiment and previous work in RoF [5] and baseband coherent [5], one would expect low penalty from closer WDM spacing, such as 50 GHz.

Each of the four different signals is shown in Fig. 4 of the optical spectrum. An erbium doped fiber amplifier (EDFA) was used as preamplifier followed by an optical bandpass filter to reduced ASE noise at the receiver side which emulating the central office. To the coherent receiver, the optical power level was set to 11 dBm. For all the received signal types, a tunable external cavity laser (ECL), with a linewidth of 100 kHz was used as local oscillator (LO). The in-phase and quadrature signals after the 90L optical hybrid were detected with two pairs of balanced photodiodes, having full-width at half-maximum bandwidth of 7.5 GHz. Using a sampling oscilloscope at optical network investigated in the experiment, the detected photocurrents were digitized.

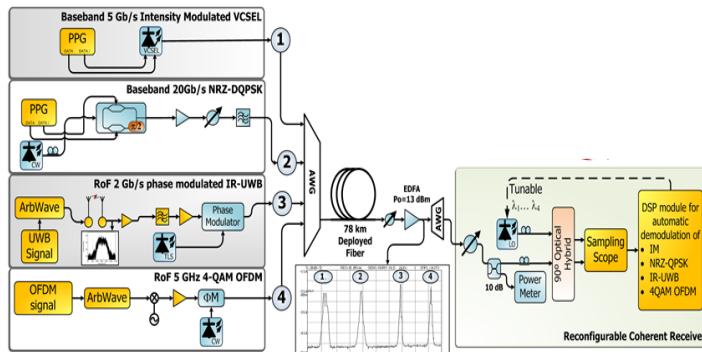


Fig. 3. Experiment layout of the heterogeneous optical network investigated in the experiment. Route of installed optical fiber is also shown.

For the channel selection, reconfigurable receiver construction allows local oscillator (LO) tuning. PPG: pulse pattern generator; Arb Wave: arbitrary waveform.

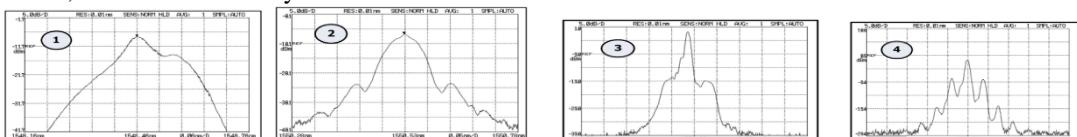


Fig. 4. Optical spectra of the four different optical signals at the input of the fiber.

5 Gb/s intensity-modulated and coherently detected VCSEL. At 5 Gb/s a pulse pattern generator (PPG) directly modulated a 1548.5 nm single-mode VCSEL. For the VCSEL with a driving peak-peak voltage of 1 V single drive configuration was used. For this experiment, a pseudo random binary sequence (PRBS) with a length of $2^{15}-1$ was used. To tune the wavelength to the assigned AWG channel, the bias current of the VCSEL was used. Bias current was set to 14 mA and the output power of the VCSEL was measured to be 0.5 dBm.

3.2. 20 Gb/s NRZ-QPSK.

Driven by two independent electrical signals at 10 Gb/s with PRBS $2^{15}-1$, the transmitter of the baseband QPSK subsystem consisted on a nested Mach-Zehnder modulator (MZM). At 1550.5 nm the laser source was a DFB centered and with a value of the linewidth of 2 MHz.

2 Gb/s phase-modulated IR-UWB

With 24 GSa/s sampling rate of an Arbitrary Waveform Generator (AWG) was utilized to program a 5th order derivative Gaussian pulse, with good compliance with FCC mask [1,3]. To the generated pulses with a

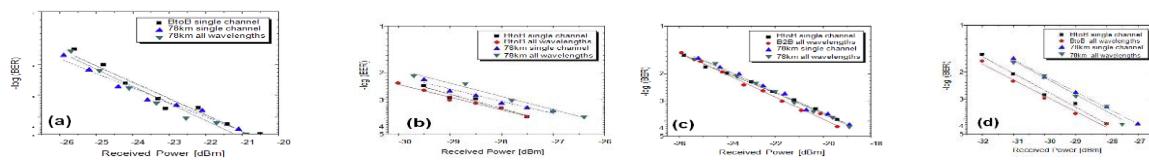


Fig. 5. Measured BER performances for (a) 5 Gb/s intensity-modulated VCSEL, (b) 20 Gb/s QPSK baseband, (c) 2 Gb/s phase-modulated IR-UWB, and (d) 5 GHz OFDM RoF.

PRBS $2^{11}-1$ a bipolar modulation at a bitrate of 2 Gb/s was applied. Using an omnidirectional antenna with 0 dB gain and received after 1m wireless transmission by a directive antenna with up to 12 dBi gain within the UWB frequency range, the UWB signal was transmitted. To drive the optical phase modulator, the received wireless signal was amplified by an electrical low noise amplifier, filtered and then amplified again. At 1552.3 nm, the DFB laser source of this channel was set.

5 GHz OFDM RoF

The OFDM baseband signal was generated in software using a $2^{15}-1$ PRBS as input data stream. With 26 samples cyclic prefix per OFDM symbol, 256 4-QAM subcarriers were used. Of two Schmidl training symbols [3] followed by eight data symbols, the OFDM frame was composed. To an AWG with a 1.25 GSa/s rate for a total bit rate of 500 Mb/s, the in-phase and quadrature signals were fed. Using a Vector Signal Generator (VSG), driving an optical phase modulator supplied with a DFB laser at 1553.78 nm, the signal was then up converted to a frequency of 5 GHz.

4. Results

To demonstrate the performance of reconfigurable digital coherent receiver for hospital networks supporting mixed modulation formats and bit-rates, I measured bit error rate (BER) curves for back-to-back (B2B) and after 78 km of deployed fiber transmission (considering both single and all simultaneous channel performance) as a function of the received optical power. The results for each channel are shown in Fig. 5. For all considered scenarios for all four subsystems, a BER value below 10^{-3} (FEC threshold) is achieved. 23 dBm was the worst receiver sensitivity achieved, resulting in 21 dB link budget for +4 dBm total launch power.

4.1. 5 Gb/s coherently detected, intensity-modulated VCSEL

The VCSEL coherently detected subsystem achieves a sensitivity of 24 dBm at 10^{-3} for both B2B and 78 km deployed fiber, as one can see in Fig. 5a. No penalty was appreciated compared with the B2B case, as the chromatic dispersion and chirp were completely compensated by DSP.

20 Gb/s QPSK baseband

Fiber transmission incurred in 1 dB power penalty difference at 10^{-3} BER as Fig. 5b shows. There was an observable minor 0.5 dB penalty both for back to back and after transmission, in simultaneous presence of the other three channels. I attribute this penalty to the presence of the IM-VCSEL neighbour channel inducing cross-phase modulation. For the WDM transmission, the receiver sensitivity was 28 dBm.

2 Gb/s phase-modulated IR-UWB

For all cases the measured BER performances of the UWB subsystem were consistent as shown in Fig. 5c. According to Fig. 5c shows that the BER performance is below the FEC limit when the received optical power was higher than 23 dBm, including 1 m of wireless transmission.

5 GHz OFDM RoF

Fig. 5d shows that OFDM suffered 0.5 dB of power penalty for both B2B and 78 km fiber transmission compared to single OFDM channel transmission for the case of four simultaneously integrated channels. As such, this yielded receiver sensitivity at a BER of 10^{-3} of 29.5 dBm for the B2B system, and 28.5 dBm for the 78 km optical transmission link, respectively.

5. Conclusion

For long reach converged PON for uplink transmission for hospital networks supporting mixed modulation formats and bit-rates, a single reconfigurable DSP enabled coherent receiver is proposed. With simulation, I experimentally demonstrated its performance for mixed modulation formats and bit rates over a deployed fiber link for hospital networks. In my reported experiment, four different types of wireline and wireless services including 20 Gb/s QPSK baseband, 5 Gb/s OOK, 5 GHz OFDM RoF and 2 Gb/s IR-UWB are successfully demodulated after transmission over 78 km deployed fiber link. The demonstrated links exceeds current access lengths of target and due to the low launch power and high sensitivity, expected minor penalty will be induced for closer WDM spacing. By DSP reconfiguring to baseband only, the receiver used the same optical front-end which is able to switch among baseband and wireless types of signals. This demonstrated digital reconfigurable coherent receiver has potential to enable unified support for signal detection on highly heterogeneous next generation hospital networks.

References

- [1] K. Prince, J.B. Jensen, A. Caballero, X. Yu, T.B. Gibbon, D. Zibar, N. Guerrero, A.V. Osadchiy, I. Tafur Monroy, Converged wireline and wireless access over a 78-km deployed fiber long-reach WDM PON, Photon. Technol. Lett. 21 (2009) 1274–1276.

- [2] A. Nirmalathas, P.A. Gamage, C. Lim, D. Novak, R. Waterhouse, Digitized Radio-Over-Fiber technologies for converged optical wireless access network, *J. Lightw. Technol.* 28 (2010) 2366–2375.
- [3] H. Yu-Ting, A novel lightwave centralized bidirectional hybrid access network: seamless integration of RoF with WDM-OFDM-PON, *Photon. Technol. Lett.* 23 (2011) 1085–1087.
- [4] H. Rohde, S. Smolorz, E. Gottwald, K. Kloppe, Next generation optical access: 1 Gbit/s for everyone, in: *ECOC 2009*, 10.5.5.
- [5] D. Lavery, M. Ionescu, S. Makovejs, E. Torrengo, S.J. Savory, A long-reach ultra-dense 10 Gbit/s WDM-PON using a digital coherent receiver, *Opt. Express* 18 (2010) 25855–25860.

АВТОРСКИЙ УКАЗАТЕЛЬ

А	Г	И
Абдулаев Н.Т. 43	Газизова Д.Ш. 46,50,270	Ибрагимова И.Д. 43
Агафонов М.И. 201	Галкин А. П. 330,333	Исаков Р.В. 132,138,144, 307
Аед В.М. 138,144,307	Гиниятуллин Н.И. 209	Иткин Г. П. 215
Алексеева А. С. 231	Глумов В. М. 116	Ичкитидзе Л.П. 234
Аль-Гаили М. А. 148	Голубев А.С. 286,289	
Аль-Дайбани А.М. 301, 322	Голубева А.О. 234	К
Аль-Кавати А.А. 144	Григорьев О.А. 37	Каплан М.Б. 209
Аль-Хайдри В.А. 132,134, 206,319	Григорьева Е.П. 83	Карпухин В.А. 60,112
Аль-Хулейди Н.А. 319	Гуменный В. Г. 198	Кершнер И.И. 258
Амро М. М. 328,330,333	Гуржин С. Г. 187	Кириллов А.В. 228
Андреев В.Г. 69	Гусева И. А. 94	Кирюхин А.В. 31
Андреева О.В. 91		Киселева Е.Ю. 174
Анциперов В.Е. 255	Д	Коков К.В. 102
Аполлонова И. А. 75,273	Дегтерева М.И. 254	Колоскова Н.Н. 46
Арсентьев Е.А. 190	Демин И.Ю. 67,69	Комольцев И.Г. 258
Астафьев А.Н. 316	Державец Л.А. 54	Кореневская С.Н. 169
Б	Джулани И. 339	Кореневский Н.А. 107
Бабич М.В. 190	Дрёмин В.В. 63	Корнеева Н.Н. 350
Бабушкина Н.А. 116,125	Дунаев А.В. 63	Костенко С.А. 97
Бельков Д. Д. 194	Дышин О.А. 43	Кострова Д.А. 77
Беляев Л. В. 220		Коцарь А.Г. 110
Беляков А.В. 339	Е	Кочетов Д. О. 213,220
Белянов А.А. 82	Ефремов М.А. 156	Крит Т.Б. 69
Богданов А.С. 164		Кротова Е. И. 178
Бокерия Л.А. 46,50,270	Ж	Крупаткин А.И. 63
Бразовский К.С. 221	Жарких Е.В. 63	Крусанов Г.А. 130
Брумштейн Ю.М. 247,281, 311	Жданов А. В. 211,213,215, 220,229	Кубланов В.С. 190,194
Буланов М.Н. 81	Жданов Д.С. 174	Кудинова Е.В. 238
Булоичик Ж.И. 54,57	Жеребцов Е.А. 63	Кудрявцев П.С. 160
Буреев А.Ш. 174	Жеребцова А.И. 63	Кузина Е.А. 116,125
Буренко А.В. 81	Жулев В.И. 209	Кузнецов А.А. 70,121,261, 266,277, 297
Бухерук К. 348		Кузьмин А.А. 160
Быков А.В. 171	З	Кулаков М.А. 281
В	Загайнов В. Е. 67	Куликова П.А. 94
Верхов С.С. 252	Зажогин А.П. 54,57	Куприянов А.А. 286,289
Вознесенская А.А. 229	Звягин М.Ю. 286,289	Курилова А.С. 228
Волков М.В. 77	Земляков И.Ю. 174	
	Зирин А.Г. 81	Л
	Зоберн М.В. 137	Ланцов В.Н. 352
	Зубарев Д.А. 110,169	Левин Е.К. 301
	Зубарев Ю.Б. 37	Лищук В.А. 46,50,270

Ловягин К. Р.	187	Устинов А.Г.	171
Лось В.О.	336		
Р			
Раджабов У. М.	342		
Римская Е. Н.	273		
Рогаткин Д. А.	94		
Романова М.А.	86		
Рукавицын А.Н.	246		
Рыхтик П.И.	67,69		
Рябинина З.В.	104		
Рябова Е.Н.	67,69		
С			
Сабуров П.С.	226		
Савков А.В.	54		
Сазыкина Л.В.	46,50,270		
Самойлова Л.И.	289		
Сафонов Д.В.	69		
Селезнев А. В.	174		
Семенова Е. А.	324		
Семеновская М. В.	293		
Сергей М.А.	54		
Серегин С.П.	110,169		
Сивашев М.С	97		
Сидоров В.В.	63		
Сидоров М.Ю.	201		
Соболев А.В.	46		
Солодилов Р.О.	241		
Солянкина Е.М.	60		
Стародубцева Л.В.	107, 171		
Степанкевич В.Ю.	75		
Ступаков И.Н.	50		
Суржикова С.Е.	164		
Суслова Е. Г.	333		
Сушкова Л.Т.	103,132,134, 138,144,206, 270,277,307		
Т			
Талеб Е.М.	134,206		
Тельшев Д.В.	234		
Толмачев И.В.	221		
Турей М.Б.	352		
У			
Уварова В.В.	156		
Уланов Е.А.	345		
Ф			
Федотов О.В.	224,226		
Филимонов В.Н.	224,226, 228		
Филина М.А.	63		
Филист С.А.	160		
Фрелих А.В.	190		
Х			
Хачатуриян Д.А.	221		
Хохлова Л.А.	174		
Ч			
Чан Чонг Хыу	151		
Чепенко В.В.	70,121		
Черняев А.П.	102		
Чигибаева К.М.	217		
Ш			
Шаталова О.В.	160		
Шевченко Г.В.	50,270		
Шемякин Д.Г.	190		
Шинаков И.В.	213		
Шкатова Е.С.	156		
Штых Д. В.	215		
Шугайло В.В.	97		
Шуткин А.Н.	107		
Щ			
Щукин С.И.	37		
Ю			
Юшанкова В.Д.	112		
Юматов Е.А.	38		
Юрлов И.И.	50		
Я			
Яцун А.С.	246		
Яцун С.М.	246		

AUTHOR INDEX

A

Abdullaev N. T.	43
Agafonov M.I.	201
Al-Dhaibani A.M.	301,322
Alekseeva A.S.	231
Al-ghaili M.A.	148
Al-haidri W.A.	132,134, 206,319
Al-Kawati A.A.	144
Al-Khulaidi N.A.	319
Amro M. M.	328,330,333
Andreev V.G.	69
Andreeva O.V.	91
Antsiperov V.E.	225
Apollonova I.A.	75,273
Arsentiev E.A.	190
Astafyev A.N	316
Ayedh W.M.	138,144,307

B

Babich M.V.	190
Babushkina N.A.	116,125
Beckers1 S.K.	31
Beliakov A.V.	339
Belianov A.A.	82
Belkov D.D.	194
Belyaev L.V.	220
Bergrath S.	31
Bikov A.V.	171
Bockeria L.A	46,50,270
Bogdanov A.S.	164
Brazovskii K.C.	221
Brokmann J.C.	31
Brumshteyn Yu.M.	247,281, 311
Bulanov M.N.	81
Buloichik J.I.	54,57
Bureev A. Sh.	174
Burenko A.V.	81

C

Chepenko V.V.	70,121
Chernyaev A.P.	102
Chigibaeva K.M.	217
Czaplik M.	31

D

Degtereva M.I.	254
Demin I.U.	67,69
Derzhavets L.A.	54
Dremin V.V.	63
Dunaev A.V.	63
Dyshin O. A.	43

E

Efremov M.A.	156
--------------	-----

F

Fedotov O.V.	224,226
Filimonov V.N.	224,226, 228
Filina M.A.	63
Filist S.A.	160
Frelich A.V.	190

G

Galkin A. P.	330,333
Gazizova D. Sh.	46,50,270
Giniyatullin N.I.	209
Glumov V.M.	116
Golubev A.S.	286,289
Golubeva A.O.	234
Grigoriev O.A.	37
Grigoryeva E.P.	83
Gumennyi V.G.	198
Gurzhin S. G.	187
Guseva I. A.	94

H

Hohlova L. A.	174
Hirsch F.	31

I

Ibragimova I.D.	43
Ichkitidze L.P.	234
IsakovR.V.	132,138,144, 307
Itkin G.P.	215

J

Julani I.	339
-----------	-----

K

Kaplan M.B.	209
Karpuhin V.A.	60,112
Kershner I.A.	258
Khachaturyan D.A.	221
Kirillov A.V.	228
Kiriuxin A.V.	31
Kiseleva E. Yu.	174
Kochetov D.O.	213,220
Kokov K.V.	102
Koloskova N. N.	46
Komoltsev I.G.	258
Korenevskaya S.N.	169
Korenevskiy N.A.	107
Korneeva N. N.	350

Kostenko S.A.	97
---------------	----

Kostrova D.A.	77
---------------	----

Kotzar A.G.	110
-------------	-----

Krotova E.I.	178
--------------	-----

Krit T.B.	69
-----------	----

Krupatkin A.I.	63
----------------	----

Krusanov G.A.	130
---------------	-----

Kublanov V.S.	190,194
---------------	---------

Kudryavtsev P.S.	160
------------------	-----

Kulakov M.A.	281
--------------	-----

Kulikova P. A.	94
----------------	----

Kupriyanov A.A.	286,289
-----------------	---------

Kurilova A.S.	228
---------------	-----

Kuzina E.A.	116,125
-------------	---------

Kuz'min A.A.	160
--------------	-----

Kuznetsov A.A.	70,121,261, 266,277, 297
----------------	--------------------------------

L

Lantsov V.N.	352
--------------	-----

Levin E.K.	301
------------	-----

Lischouk V.A.	46,50,270
---------------	-----------

Los' V.O.	336
-----------	-----

Lovyagin K. R.	187
----------------	-----

M	Rogatkin D. A.	94	Tran Trong Huu	151	
Makhmudova A. N.	46	Romanova M.A.	86	Turay M.B.	352
Makovik I.N.	63	Rossaint R.	31		
Mamaev I.M.	224,226	Rukavitsin A.N.	246		
Margaryants N.B.	77	Ryabinina Z.V.	104		
Martyshevskaya D.A.	342	Ryabova E.N.	67,69		
Mashevskiy G. A.	293	Rykhtik P.I.	67,69		
Maslova G.T.	54				
Mau J.	34				
Mavrichev A.S.	54				
Mordovina S. A.	173				
Morozov V.V.	211,224,229				
Mukhataev Yu.B.	164				
N					
Nechipurenko N.I.	57				
Nikitin O.R.	345,348,350				
Novikova E.A.	211				
O					
Obukhov Y.V.	258				
Olenev E.A.	103				
Osipov A. V.	174				
P					
Pashkovskaya I.D.	57				
Pavlov D.D.	327				
Pavlova N.S.	81				
Pekker Y. S.	221				
Petrosjan S.L.	91				
Permyakov S.A.	277				
Piatnitsky A.M.	137				
Pimenov A.Yu.	77				
Polushin P.A.	336,339,342				
Popkova V.V.	327				
Popov S.V.	91				
Potapova E.V.	63				
Pozin A.O.	107				
Prokoshhev V.G.	286				
Proskuryakov A.V.	303				
Purtov K.S.	194				
Pyanov I.V.	88				
R					
Rajabov U. M.	342				
Rimskaya E.N.	273				
S					
Saburov P.S.	226				
Savkov A.V.	54				
Sazykina L. V.	46,50,270				
Samoylova L.I.	289				
Safonov D.V.	69				
Seleznev A. I.	174				
Semenova E.A.	324				
Semenovskaya M. V.	293				
Seregin S.P	110,169				
Sergey M.A.	54				
Shatalova O.V.	160				
Shchukin S.I.	37				
Shemyakin D.G.	190				
Shevchenko V. G.	50,270				
Shinakov I.V.	213				
Shkatova E.S.	156				
Shtyh D.V.	215				
Shugailo V.V.	97				
Shutkin A.N.	107				
Sidirov V.V.	63				
Sidorov M.Yu.	201				
Sivashev M.S.	97				
Sobolev A. V.	46				
Solodilov R.O.	241				
Solyankina E.M.	60				
Starodubtceva L.V.	107,171				
Stepankevich V.Y.	75				
Stupakov I. N.	50				
Surzhikova S.E.	164				
Sushkova L.T.	103,132,134, 138,144,206, 270,277,307				
Suslova E. G.	333				
T					
Taleb E.M.	134,206				
Telyshev D.V.	234				
Tolmachev I.V.	221				

Научное издание
Физика и радиоэлектроника в медицине и экологии
Труды 12-й международной научной конференции «ФРЭМЭ'2016»
с научной молодежной сессией
Владимир-Сузdalь, 5-7 июля 2016 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;
К.В. Татмышевский, д.т.н., профессор; М.Л. Буланова, д.м.н., профессор;
Е.А.Оленев, д.т.н., профессор ; А.А. Кузнецов, д.т.н., профессор ; Р.В.,
Исаков к.т.н., доцент; Т.Н. Фролова, к.т.н., доцент.*

Компьютерная верстка: *Аль-Хайдри В.А, Абдулракеб А.Р., Аед В.М.,
Аль-Барати Б.С. Талеб Е.М.*

Заказ № 1363. Подписано в печать 24 июня 2016 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

