

МИНИСТЕРСТВО НАУКИ И ВЫСШЕГО ОБРАЗОВАНИЯ 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

XIV МЕЖДУНАРОДНАЯ НАУЧНАЯ КОНФЕРЕНЦИЯ
«ФИЗИКА И РАДИОЭЛЕКТРОНИКА В МЕДИЦИНЕ
И ЭКОЛОГИИ»
с научной молодежной школой им. И.Н. Спиридонова
ФРЭМЭ'2020
1-3 ИЮЛЯ 2020

XIV INTERNATIONAL SCIENTIFIC CONFERENCE
«PHYSICS AND RADIODEVICE IN
MEDICINE AND ECOLOGY»
with Scientific Youth school named after I.N. Spiridonov
PhREME'2020
JULY, 1-3, 2020

ТРУДЫ ♦ PROCEEDINGS
КНИГА I ♦ BOOK I



ВЛАДИМИР-VLADIMIR ♦ СУЗДАЛЬ-SUZDAL
2020

УДК 57.08+615.47+615.8

XIV Международная научная конференция «Физика и радиоэлектроника в медицине и экологии – ФРЭМЭ'2020» – Владимир-Суздаль, Россия, Доклады, Книга 1. ISBN 978-5-905527-38-8

Публикуются труды XIV Международной научной конференции «Физика и радиоэлектроника в медицине и экологии» - ФРЭМЭ'2020. 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, а также доклады научной молодежной школы имени И.Н. Спиридонова по биометрическим системам и технологиям. Рассмотрены вопросы экологии и здоровья человека, а также методы и средства диагностики природной среды. Приведены аналитические и экспериментальные результаты исследований, полезные специалистам в области радиофизики, биомедицины и экологии.

РЕДАКЦИОННАЯ КОЛЛЕГИЯ:

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

Л.В.Грунская, д.т.н., профессор

Н.Н. Давыдов, д.т.н., профессор

Т.Е. Батоцыренова, д.б.н., профессор

П.А.Полушкин, д.т.н., профессор

ISBN (Книга 1)

© авторы докладов

© ФГБОУ ВО «Владимирский

государственный университет им.

А.Г. и Н.Г. Столетовых»(ВлГУ), 2020.



FAU

ИРИ



ИНФОРМАЦИОННАЯ ПОДДЕРЖКА



СОДЕРЖАНИЕ ◆ CONTENTS**КНИГА I ◆ BOOK I**

СЕКЦИЯ ◆ SECTION 1 Методы и средства диагностики и лечения заболеваний Methods and facilities of diagnostics and treatment	30
СЕКЦИЯ ◆ SECTION 2 Биокибернетика и математическое моделирование Biocybernetics and mathematical modeling	109
СЕКЦИЯ ◆ SECTION 3 Биомеханика, проблемы коррекции и лечения опорно-двигательного аппарата Biomechanics, problems of correction and treatment of musculoskeletal system	192
СЕКЦИЯ ◆ SECTION 4 Информационные и телекоммуникационные технологии в медицине и экологии Information and telecommunication technologies in medicine and ecology	247

КНИГА II ◆ BOOK II

СЕКЦИЯ ◆ SECTION 5 Интеллектуальные биометрические системы и технологии (Научная молодежная школа им. И.Н. Спиридонова) Smart biometric system and technologies (Scientific Youth School named after I.N. Spiridonov)	30
СЕКЦИЯ ◆ SECTION 6 Биотехнические и медицинские приборы, аппараты и системы Biotechnical and medical apparatus, systems, complexes	111
СЕКЦИЯ ◆ SECTION 7 Методы и средства диагностики природной среды Methods and facilities for diagnostic of natural environment	246
СЕКЦИЯ ◆ SECTION 8 Экология и здоровье человека Ecology and human health	312

КНИГА I ♦ BOOK I**СЕКЦИЯ 1 ♦ SECTION 1****МЕТОДЫ И СРЕДСТВА ДИАГНОСТИКИ И ЛЕЧЕНИЯ ЗАБОЛЕВАНИЙ****METHODS AND FACILITIES OF DIAGNOSTIC AND TREATMENT**

ЧАСТОТА И ИНДИВИДУАЛЬНАЯ ВОСПРОИЗВОДИМОСТЬ ФЕНОТИПОВ АРТЕРИАЛЬНОГО ДАВЛЕНИЯ ПРИ СОПОСТАВЛЕНИИ ДАННЫХ СУТОЧНОГО МОНИТОРИРОВАНИЯ И САМОКОНТРОЛЯ У БОЛЬНЫХ АРТЕРИАЛЬНОЙ ГИПЕРТОНИЕЙ И ХРОНИЧЕСКИМИ БОЛЕЗНЯМИ ОРГАНОВ ДЫХАНИЯ

30

Смирнова М. И., Курехян А. С., Горбунов В. М., Кошелевская Я. Н.

PREVALENCE AND INDIVIDUAL REPRODUCIBILITY OF BLOOD PRESSURE PHENOTYPES BY COMPARISON OF AMBULATORY AND HOME BLOOD PRESSURE MONITORING RESULTS IN HYPERTENSION AND CHRONIC RESPIRATORY DISEASES

Smirnova M.I., Kurekhan A.S., Gorbunov V.M., Koshelyaevskaya Y.N.

ИССЛЕДОВАНИЕ ВЛИЯНИЯ ИНГИБИТОРА МОНОАМИНОКСИДАЗЫ НА ФУНКЦИОНАЛЬНОЕ СОСТОЯНИЕ СОСУДОВ ГОЛОВНОГО МОЗГА

35

Ставцев Д.Д., Долгих А.И., Горлин П.М., Маковик И.Н., Жеребцов Е.А., Дунаев А.В., Абрамов А.Ю.

THE STUDY OF THE INFLUENCE OF MONOAMINE OXIDASE INHIBITOR ON THE FUNCTIONAL CONDITION OF THE BRAIN VESSELS

Stavtsev D.D., Dolgikh A.I., Gorlin P.M., Makovik I.N., Zherebtsov E.A., Dunaev A.V., Abramov A.Yu.

ЭЛЕКТРОКАРДИОГРАФИЧЕСКИЕ ПРЕДИКТОРЫ СЕРДЕЧНОСОСУДИСТЫХ СОБЫТИЙ ОБЗОР

39

Муромцева Г. А.

ELECTROCARDIOGRAPHIC PREDICTORS OF CARDIOVASCULAR EVENTS. REVIEW

Muromtseva G. A.

РАЗРАБОТКА МЕТОДОВ И СРЕДСТВ МЕДИЦИНСКОЙ ДИАГНОСТИКИ В ЮГО-ЗАПАДНОМ ГОСУДАРСТВЕННОМ УНИВЕРСИТЕТЕ

45

Стародубцева Л. В., Медников Д. А.

DEVELOPMENT OF METHODS AND MEANS OF MEDICAL DIAGNOSTICS AT SOUTHWESTERN STATE UNIVERSITY

Starodubtseva L.V., Mednikov D.A.

ОЦЕНКА ДИНАМИЧЕСКИХ ИЗМЕНЕНИЙ МИКРОЦИРКУЛЯЦИИ КРОВИ И ОКИСЛИТЕЛЬНОГО МЕТАБОЛИЗМА У ПАЦИЕНТОВ С САХАРНЫМ ДИАБЕТОМ

48

С ИСПОЛЬЗОВАНИЕМ ТЕМПЕРАТУРНЫХ ПРОБ

Жарких Е.В., Локтионова Ю.И., Козлов И.О., Жеребцов Е.А., Жеребцова А.И., Дунаев А.В., Сидоров В.В., Крупаткин А.И.

ESTIMATION OF DYNAMIC CHANGES IN BLOOD MICRO CIRCULATION AND OXIDATIVE METABOLISM IN PATIENTS WITH DIABETES MELLITUS USING TEMPERATURE TESTS

Zharkikh E.V., Loktionova Y.I., Kozlov I.O., Zherebtsov E.A., Zherebtsova A.I., Dunaev A.V., Sidorov V.V., Krupatkin A.I.

АНАЛИЗ И ДЕКОМПОЗИЦИЯ ЛАЗЕРНОГО ДОППЛЕРОВСКОГО СПЕКТРА ДЛЯ ОЦЕНКИ МИКРОСОСУДИСТЫХ ОСЛОЖНЕНИЙ ПРИ САХАРНОМ ДИАБЕТЕ ВТОРОГО ТИПА

51

Козлов И.О., Жеребцов Е.А., Жеребцова А.И., Дунаев А.В.

ANALYSIS AND DECOMPOSITION OF LASER DOPPLER SPECTRUM FOR EVALUATION OF MICROVASCULAR COMPLICATIONS IN DIABETES MELLITUS TYPE 2

Kozlov I.O., Zherebtsov E.A., Zherebtsova A.I., Dunaev A.V.

МЕТОД ДИАГНОСТИКИ КРИТИЧЕСКИХ СОСТОЯНИЙ НА ОСНОВЕ БИОИМПЕДАНСНЫХ ИССЛЕДОВАНИЙ В АНОМАЛЬНЫХ ЗОНАХ ЭЛЕКТРОПРОВОДИМОСТИ Протасова З.У., Шаталова О.В., Стадниченко Н.С.	55
METHOD FOR DIAGNOSTICS OF CRITICAL STATES BASED ON BIOIMPEDANCE RESEARCHES IN ABNORMAL ZONES OF ELECTRICAL CONDUCTIVITY Protasova Z.U., Shatalova O.V., Stadnichenko N.S.	
СРАВНИТЕЛЬНЫЙ АНАЛИЗ МЕТОДОВ ОЦЕНКИ ЭЛЕКТРИЧЕСКОЙ ОСИ СЕРДЦА Бритин С.Н., Бритина М.А., Власенко Р.Я.	59
COMPARATIVE ANALYSIS OF METHODS FOR ASSESSING THE ELECTRIC AXIS OF THE HEART Britin S.N., Britina M.A., Vlasenko R.Ya.	
ЭХОГРАФИЧЕСКАЯ ИНФОРМАЦИЯ ПРИ ВЫЯВЛЕНИИ РАКА ПРЕДСТАТЕЛЬНОЙ ЖЕЛЕЗЫ Зинченко И.В., Попов С.В., Титова Л.А., Попов И.В., Попова В.П.	63
ECHOGRAPHIC INFORMATION IN IDENTIFICATION OF PROSTATE CANCER Zinchenko I.V., Popov S.V., Titova L.A., Popov I.V., Popova V.P.	
ЛАБОРАТОРНО-ОБЛАЧНЫЙ КОМБАЙН МЕДИЦИНСКОЙ МИКРОСКОПИИ МЕКОС Медовый В.С., Стрела Н.М.	67
LABORATORY-CLOUD MEDICAL MICROSCOPY COMBINE MECOS Medovy V.S., Strela N.M.	
ПЕРСПЕКТИВЫ ДИСТАНЦИОННОГО КОНТРОЛЯ ХРОНИЧЕСКОЙ ОБСТРУКТИВНОЙ БОЛЕЗНИ ЛЁГКИХ И БРОНХИАЛЬНОЙ АСТМЫ Антипушина Д.Н., Смирнова М.И.	72
PROSPECTS FOR REMOTE CONTROL OF CHRONIC OBSTRUCTIVE PULMONARY DISEASE AND ASTHMA Antipushina D.N., Smirnova M.I.	
МЕТОДЫ ЛАБОРАТОРНОЙ ДИАГНОСТИКИ НОВОЙ КОРОНАВИРУСНОЙ ИНФЕКЦИИ Романова М.А.	74
METHODS OF LABORATORY DIAGNOSTICS OF A NEW CORONAVIRUS INFECTION Romanova M. A.	
ИССЛЕДОВАНИЕ ПЕРЕВИТОЙ ГЕПАТОЦЕЛЛЮЛЯРНОЙ КАРЦИНОМЫ МЫШЕЙ МЕТОДАМИ ФЛУОРЕСЦЕНТНОЙ И ДИФФУЗНО-ОТРАЖАТЕЛЬНОЙ СПЕКТРОСКОПИИ Кандурова К.Ю., Потапова Е.В., Шуплецов В.В., Серёгина Е.С., Дрёмин В.В., Жеребцов Е.А., Алексеев А.Г., Мамошин А.В., Дунаев А.В.	77
THE STUDY OF INOCULATED HEPATOCELLULAR CARCINOMA IN MICE USING FLUORESCENCE AND DIFFUSE REFLECTANCE SPECTROSCOPY Kandurova K.Y., Potapova E.V., Shupletsov V.V., Seryogina E.S., Dremin V.V., Zherebtsov E.A., Alekseyev A.G., Mamoshin A.V., Dunaev A.V.	
СРАВНЕНИЕ СКОРОСТИ ВЫРАБОТКИ NADH В ТКАНЯХ РАЗЛИЧНЫХ ОТДЕЛОВ ГОЛОВНОГО МОЗГА КРЫС Горлин П.М., Палалов А.А., Стельмашчук О.А., Жеребцов Е.А., Абрамов А.Ю.	81
COMPARISON OF NADH PRODUCTION SPEED IN TISSUES OF VARIOUS RATBRAIN REGIONS Gorlin P.M., PalalovA.A., Stelmashchuk O.A., Zherebtsov E.A., Abramov A.Y.	
КОМПЛЕКСНАЯ ОЦЕНКА ОКИСЛИТЕЛЬНОГО СТРЕССА В ТКАНЯХ ОТДЕЛОВ ГОЛОВНОГО МОЗГА КРЫС ПО СОДЕРЖАНИЮ ВОССТАНОВЛЕННОГО ГЛУТАТИОНА И СКОРОСТИ ПРОДУКЦИИ АКТИВНЫХ ФОРМ КИСЛОРОДА Тагунов П.А., Микенкина М.А., Винокуров А.Ю., Абрамов А.Ю.	85
COMPREHENSIVE ASSESSMENT OF OXIDATIVE STRESS IN RAT BRAIN TISSUES BASED ON THE CONTENT OF REDUCED GLUTATHIONE AND THE RATE OF PRODUCTION OF REACTIVE OXYGEN SPECIES Tagunov P.A., Mikenkina M.A., Vinokurov A.Yu., Abramov A.Yu.	

ИССЛЕДОВАНИЕ СОДЕРЖАНИЯ МИХОНДРИАЛЬНЫХ ФОРМ НАДН В ТКАНЯХ ОТДЕЛОВ ГОЛОВНОГО МОЗГА КРЫС Серёгина Е.С., Волтов А.А., Ветров И.А., Шуплецов В.В., Брянская Е.О., Абрамов А.Ю. THE STUDY OF MITOCHONDRIAL NADH CONTENT IN RAT BRAIN TISSUES Seryogina E.S., Volтов A.A., Vetrov I.A., Shupletsov V.V., Bryanskaya E.O., Abramov A.Yu.	89
АКТУАЛЬНОСТЬ РЕГИСТРАЦИИ ВЫЗВАННЫХ ПОТЕНЦИАЛОВ В КЛИНИЧЕСКОЙ ПРАКТИКЕ Антипушина Е.С., Некрасова Ю.Ю. RELEVANCE OF EVOKED POTENTIALS REGISTRATION IN CLINICAL PRACTICE Antipushina E.S., Nekrasov Yu.Yu.	93
МЕДИКО-ДЕМОГРАФИЧЕСКАЯ ОБСТАНОВКА ВО ВЛАДИМИРСКОЙ ОБЛАСТИ Буренков В.Н., Сушкова Л.Т. MEDICAL AND DEMOGRAPHIC SITUATION IN THE VLADIMIR REGION Burenkov V.N., Sushkova L.T.	94
МЕТАМОРФОЗЫ РОССИЙСКОГО ЗДРАВООХРАНЕНИЯ В ЭПОХУ РЕФОРМ КОНЦА ХХ И НАЧАЛА ХХI СТОЛЕТИЯ Ильин А.И. METAMORPHOSES OF RUSSIAN HEALTHCARE IN THE ERA OF REFORMS AT THE END OF THE XX CENTURY AND THE BEGINNING OF THE XXI CENTURY Ilyin A. I.	96
ДЕЙСТВИЕ ИОНОВ ЦИНКА В УСЛОВИЯХ ЭЛЕКТРОМАГНИТНОГО ПОЛЯ НА ФУНКЦИОНАЛЬНУЮ АКТИВНОСТЬ ЛИМФОКИН-АКТИВИРОВАННЫХ КИЛЛЕРОВ Лебединская О.В., Анисимова Н.Ю., Киселевский М.В. THE EFFECT OF ZINC IONS IN AN ELECTROMAGNETIC FIELD ON THE FUNCTIONAL ACTIVITY OF LYMPHOKINE-ACTIVATED KILLERS Lebedinskaya O.V., Anisimova N.Yu., Kiselevsky M.V.	99
АНАЛИЗ ПОЛИПРОГМАЗИИ В ПЕДИАТРИЧЕСКОМ ОТДЕЛЕНИИ Смирнова О.Н., Смирнов А.А., Егорова С.А. ANALYSIS OF POLYPRAGMASIE IN PEDIATRIC Smirnova O. N., Smirnov A. A., Egorova S. A.	101
ОЦЕНКА ВОЗРАСТНЫХ ИЗМЕНЕНИЙ ФОРМЫ ПУЛЬСОВОЙ ВОЛНЫ, РЕГИСТРИРУЕМОЙ МЕТОДОМ ФОТОПЛЕТИЗМОГРАФИИ Лапитан Д.Г., Рогаткин Д.А. EVALUATION OF THE AGE-RELATED CHANGES OF PULSE WAVEFORM REGISTERED BY PHOTOPLETHYSMOGRAPHY Lapitan D.G., Rogatkin D.A.	102
СОВРЕМЕННЫЕ НАПРАВЛЕНИЯ В ОБЛАСТИ КОНТРОЛЯ СОСТОЯНИЯ ЗДОРОВЬЯ МЛАДЕНЦЕВ Чезганов М.В., Евграфов В.В. CURRENT TRENDS IN THE FIELD OF MONITORING THE HEALTH OF BABIES Chezganov M.V., Evgrafov V.V.	107

СЕКЦИЯ 2 ♦ SECTION 2

БИОКИБЕРНЕТИКА И МАТЕМАТИЧЕСКОЕ МОДЕЛИРОВАНИЕ

BIOCYBERNETICS AND MATHEMATICAL MODELING

ИССЛЕДОВАНИЕ НАРУШЕНИЙ ЭЛЕКТРИЧЕСКОГО ВОЗБУЖДЕНИЯ МИОКАРДА ЖЕЛУДОЧКОВ ПО ПОВЕРХНОСТНЫМ ЭКГ СИГНАЛАМ Юлдашев З. М., Немирко А. П., Рипка Д. С. RESEARCH OF DISORDERS OF ELECTRICAL EXCITATION OF THE VENTRICULAR MYOCARDIUM BY SURFACE ECG SIGNALS Yuldashev Z. M., Nemirko A.P., Ripka D.S.	109
--	-----

DECISION SUPPORT SYSTEM OF ANEMIAS DIAGNOSTICS Sadykova E.V., Yuldashev Z.M. СИСТЕМА ПОДДЕРЖКИ ПРИНЯТИЯ РЕШЕНИЙ ДИАГНОСТИКИ АНЕМИЙ Садыкова Е. В., Юлдашев З. М.	113
ЭЛЕКТРИЧЕСКАЯ МОДЕЛЬ ПРОВОДЯЩЕЙ СИСТЕМЫ СЕРДЦА Бритин С.Н., Бритина М.А., Власенко Р.Я. ELECTRICAL MODEL OF THE CARDIAC CONDUCTING SYSTEM Britin S.N., Britina M.A., Vlasenko R.Ya.	116
АЛГОРИТМ АВТОМАТИЧЕСКОГО ПРЕДСТАВЛЕНИЯ ДИНАМИКИ КОРРЕЛЯЦИОННЫХ РИТМОГРАММ НА ДЛИННЫХ ЗАПИСЯХ СИГНАЛОВ Тимофеева П.Ю., Алексеев Б.Э., Манило Л.А., Немирко А.П. ALGORITHM FOR AUTOMATIC REPRESENTATION OF THE DYNAMICS OF CORRELATION RHYTHMOGRAMS ON LONG SIGNAL RECORDINGS Timofeeva P. Yu., Alekseev B. E., Manilo L. A., Nemirko A. P.	119
ВЫБОР ПАРАМЕТРОВ ЭЛЕКТРОКАРДИОГРАФИИ Куприянова Я. А., Жихарева Г. В., Мишенина Т. Б., Куропаткин С. А. SELECTION OF PARAMETERS ALGORITHM FOR SOLVING THE INVERSE PROBLEM OF ELECTROCARDIOGRAPHY Kupriyanova Ya. A., Zhikhareva G. V., Mishenina T. B., Kuropatkin S. A.	123
О ПРОГНОСТИЧЕСКОЙ ЗНАЧИМОСТИ ЭНТРОПИЙНОГО ПОКАЗАТЕЛЯ СИГНАЛА Силкина У. И., Баландин В. А. ABOUT THE PREDICTIVE SIGNIFICANCE OF THE ENTROPY PARAMETER Silkina U. I., Balandin V. A.	127
МЕЖКАНАЛЬНАЯ ФАЗОВАЯ СИНХРОНИЗАЦИЯ ЭЭГ У ПАЦИЕНТОВ С ЧЕРЕПНО-МОЗГОВОЙ ТРАВМОЙ ДО И ПОСЛЕ РЕАБИЛИТАЦИИ Толмачева Р.А., Обухов Ю.В., Жаворонкова Л.А. THE INTER-CHANNEL PHASE SYNCHRONIZATION OF EEG IN PATIENTS WITH TRAUMATIC BRAIN INJURY BEFORE AND POST REHABILITATION Tolmacheva R.A., Obukhov Y.V., Zhavoronkova L.A.	130
ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНОЕ ИССЛЕДОВАНИЕ ВЛИЯНИЯ СИГНАЛОВ РАЗЛИЧНЫХ ЧАСТОТ НА ЭКГ Дахва М.С. EXPERIMENTAL STUDY OF THE INFLUENCE OF SIGNALS OF DIFFERENT FREQUENCIES ON THE ECG Dahua M. S.	133
СРАВНИТЕЛЬНОЕ ИССЛЕДОВАНИЕ МЕТОДОВ КЛАССИФИКАЦИИ ЭКГ СИГНАЛОВ Дахва М.С. COMPARATIVE RESEARCH OF ECG CLASSIFICATION METHODS Dahua M. S.	137
ОБЗОР МЕТОДОВ ИЗВЛЕЧЕНИЯ ПРИЗНАКОВ ЭКГ Дахва М.С. REVIEW OF ECG FEATURE EXTRACTION METHODS Dahua M. S.	144
РЕЗУЛЬТАТЫ ПОИСКА ПРИЗНАКОВ ДИАБЕТИЧЕСКИХ ИЗМЕНЕНИЙ ЭКГ С ПРИМЕНЕНИЕМ НЕЙРОСЕТЕВОГО АНАЛИЗА Исаков Р.В., Ананьева А.А. RESULTS OF SEARCHING FOR FEATURES OF DIABETIC ECG CHANGES USING NEURAL NETWORK ANALYSIS Isakov R.V., Ananyeva A.A.	149

ПРОГРАММНЫЙ КОМПЛЕКС С ГРАФИЧЕСКИМ ИНТЕРФЕЙСОМ ДЛЯ МОДЕЛИРОВАНИЯ И ВИЗУАЛИЗАЦИЯ СДВИГОВЫХ ВОЛН В МЯГКИХ БИОЛОГИЧЕСКИХ ТКАНЯХ Лисин А.А., Калинкина Е.М., Демин И.Ю. SOFTWARE PACKAGE WITH GRAPHICAL INTERFACE FOR MODELING AND VISUALIZATION OF SHEAR WAVES IN SOFT BIOLOGICAL TISSUES Lisin A. A., Kalinkina E. M., Demin I. Yu.	153
ФЕНОМЕНОЛОГИЧЕСКАЯ МОДЕЛЬ НЕЙРОГЕННОГО АРИТМОГЕНЕЗА Кузнецов А.А. PHENOMENOLOGICAL MODEL OF NEUROGENIC HEART RHYTHM Kuznetsov A. A.	155
УНИВЕРСАЛЬНЫЕ СТАДИИ АРИТМОГЕНЕЗА ПРИ РАБОТЕ СЕРДЦА Кузнецов А.А., Чепенко В.В. UNIVERSAL STAGES OF ARRHYTHMOGENESIS AT HEART WORK Kuznetsov A.A., Chepenko V. V.	159
ЧИСЛОВОЙ ИНДИКАТОР АРИТМОГЕНЕЗА Кузнецов А.А. THE ARRHYTHMOGENESIS NUMERICAL INDICATOR Kuznetsov A.A.	163
ПОКАЗАТЕЛИ СИММЕТРИИ В КЛАСТЕРНОМ АНАЛИЗЕ СЛОЖНЫХ СИСТЕМ Никитин О.Р., Кисляков А.Н. SYMMETRY INDICATORS IN CLUSTER ANALYSIS OF COMPLEX SYSTEMS Nikitin O. R., Kislyakov A. N.	168
РАЗРАБОТКА МНОГОКАНАЛЬНОЙ СИСТЕМЫ ДЛЯ МОНИТОРИНГА ПАРАМЕТРОВ ТОЧЕК АКУПУНКТУРЫ Косоруков А.Е., Еланская О.М. DEVELOPMENT OF A MULTI-CHANNEL SYSTEM FOR MONITORING ACOUNCTURE POINT PARAMETERS Kosorukov A.E., Elanskaya O.M.	172
ПРОБЛЕМЫ ПРОЕКТИРОВАНИЯ СИСТЕМЫ АВТОМАТИЗИРОВАННОЙ ПОДДЕРЖКИ ПЛАНИРОВАНИЯ РЕФРАКЦИОННЫХ ОПЕРАЦИЙ Сабинина А.Р., Сафонова Л.П. PROBLEMS OF DESIGNING A SYSTEM OF AUTOMATED SUPPORT FOR PLANNING REFRACTIVE OPERATIONS Sabinina A.R., Safonova L.P.	177
ИССЛЕДОВАНИЕ ВОЗМОЖНОСТИ УВЕЛИЧЕНИЯ ДЛИТЕЛЬНОСТИ И БЕЗОПАСНОСТИ ФУНКЦИОНИРОВАНИЯ МЕДИЦИНСКИХ ДАТЧИКОВ ПУТЕМ МОДЕЛИРОВАНИЯ СИГНАЛОВ С OFDM МОДУЛЯЦИЕЙ В СРЕДЕ LABVIEW Давыдов Г.Д., Сушкива Л.Т. INVESTIGATION OF THE POSSIBILITY OF INCREASING THE DURATION AND SAFETY OF FUNCTIONING OF MEDICAL SENSORS BY SIMULATING SIGNALS WITH OFDM MODULATION IN THE Lab VIEW ENVIRONMENT Davidov G.D., Sushkova L.T.	179
НЕЧЕТКИЕ МОДЕЛИ ОЦЕНКИ ВЛИЯНИЯ ЭЛЕКТРОМАГНИТНЫХ ПОЛЕЙ РАДИОЧАСТОТНОГО ДИАПАЗОНА НА ОРГАНИЗМ ЧЕЛОВЕКА Кореневский Н.А., Титова А.В. FUZZY MODELS FOR EVALUATING THE EFFECT OF RADIO FREQUENCY ELECTROMAGNETIC FIELDS ON THE HUMAN BODY Korenevskiy N.A., Titova A.V.	181
ИСПОЛЬЗОВАНИЕ ПОКАЗАТЕЛЯ ХЕРСТА В АНАЛИЗЕ ЭЭГ СИГНАЛОВ Старченкова К. С., Манило Л. А. USING THE HURST INDICATOR IN THE ANALYSIS OF EEG SIGNALS Starchenkova K. S., Manilo L. A.	184

МЕТОД ЭМПИРИЧЕСКОЙ МОДОВОЙ ДЕКОМПОЗИЦИИ ОБРАБОТКИ ФИЗИОЛОГИЧЕСКИХ СИГНАЛОВ СО СЛУЖЕБНОЙ СОБАКИ	188
Силаева А. А., Кобелев А. В., Апоплонова И. А., Николаев А.П.	
METHOD OF EMPIRICAL MODE DECOMPOSITION PROCESSING OF PHYSIOLOGICAL SIGNALS FROM A SERVICE DOG	
Silaeva A. A., Kobelev A.V., Apollonova I. A., Nikolaev A. P.	
СЕКЦИЯ 3 ♦ SECTION 3	
БИОМЕХАНИКА, ПРОБЛЕМЫ КОРРЕКЦИИ И ЛЕЧЕНИЯ ОПОРНО-ДВИГАТЕЛЬНОГО АППАРАТА	
♦	
BIOMECHANICS, PROBLEMS OF CORRECTION AND TREATMENT OF MUSCULOSKELETAL SYSTEM	
ИННОВАЦИОННЫЕ ТЕХНОЛОГИИ КОМБИНИРОВАННОЙ СТЕРИЛИЗАЦИИ КОСТНЫХ ИМПЛАНТАТОВ. АНАЛИЗ И ПЕРСПЕКТИВЫ	192
Розанов В.В., Матвейчук И.В., Николаева Н.А., Черняев А.П.	
INNOVATIVE TECHNOLOGIES OF BONE IMPLANTS COMBINED STERILIZATION. ANALYSIS AND PROSPECTS	
Rozanov V. V., Matveychuk I. V., Nikolaeva N. A., Chernyaev A. P.	
БИОСОВМЕСТИМЫЕ НАНОМАТЕРИАЛЫ – КАРКАСНЫЕ НОСИТЕЛИ КЛЕТОЧНЫХ СТРУКТУР	197
Белянин А.Ф., Багдасарян А.С., Сергеева Н.С., Багдасарян С.А., Павлюкова Е.Р.	
BIOCOMPATIBLE NANOMATERIALS-FRAME CARRIERS OF CELLULAR STRUCTURES	
Belyanin A. F., Bagdasaryan A. S., Sergeeva N. S., Bagdasaryan S. A., Pavlyukova E. R.	
ИССЛЕДОВАНИЕ ДИНАМИКИ ТЕМПЕРАТУРНЫХ ПРОЦЕССОВ НА ПОВЕРХНОСТИ КОСТНЫХ ФРАГМЕНТОВ ПОСЛЕ ИХ ГИДРОДИНАМИЧЕСКОГО РАЗДЕЛЕНИЯ	199
Шутеев С.А., Розанов В.В., Матвейчук И.В.	
STUDY OF THE DYNAMICS OF TEMPERATURE PROCESSES ON THE SURFACE OF BONE FRAGMENTS AFTER THEIR HYDRODYNAMIC SEPARATION	
Shuteev S. A., Rozanov V. V., Matveychuk I. V.	
СОВРЕМЕННЫЕ БИОМЕХАНИЧЕСКИЕ ПОДХОДЫ К ПОВЫШЕНИЮ ЭФФЕКТИВНОСТИ ДИАГНОСТИКИ И ЛЕЧЕНИЯ ОПОРНО-ДВИГАТЕЛЬНОГО АППАРАТА	201
Матвейчук И.В., Розанов В.В., Шутеев С.А.	
MODERN BIOMECHANICAL APPROACHES TO IMPROVING THE EFFECTIVENESS OF DIAGNOSTICS AND TREATMENT OF THE MUSCULOSKELETAL SYSTEM	
Matveychuk I. V., Rozanov V. V., Shuteev S. A.	
БИОМЕХАНИЧЕСКИЙ РОБОТИЗИРОВАННЫЙ ОРТОПЕДИЧЕСКИЙ АППАРАТ	206
Новиков В.И., Муравьев С.А., Степура Д.С.	
BIOMECHANICAL ROBOTIZED ORTHOPEDIC APPARATUS	
Novikov V. I., Murav'ev S. A., Stepura D. S.	
ИННОВАЦИОННЫЕ ТЕХНОЛОГИИ В УПРАВЛЕНИИ РОСТА КОСТЕЙ И КОРРЕКЦИИ ДЕФОРМАЦИЙ КОНЕЧНОСТЕЙ У ДЕТЕЙ – ВОЗМОЖНОСТИ СТИМУЛЯЦИИ ОСТЕОГЕНЕЗА	210
Чочиев Г.М., Королькова О.И., Рубцов А.М.	
INNOVATIVE TECHNOLOGIES IN THE MANAGEMENT OF BONE GROWTH AND CORRECTION OF LIMB DEFORMITIES IN CHILDREN–THE POSSIBILITY OF STIMULATING OSTEOGENESIS	
Chochiev G. M., Korolkova O. I., Rubtsov A. M.	
МОДУЛЬНЫЕ БИОЭЛЕКТРИЧЕСКИЕ ПРОТЕЗЫ РУК	211
Муравьев С.А., Муравьев А.Г., Новиков В.И.	
MODULAR BIOELECTRIC PROSTHETIC HANDS	
Murav'ev S. A., Murav'ev A. G., Novikov V. I.	

ПОТРЕБНОСТЬ В ВИЗУАЛИЗАЦИИ ПРИ ИСПОЛЬЗОВАНИИ ТЕХНОЛОГИЙ В ОРТОПЕДИИ И ТРАВМАТОЛОГИИ	МИНИНВАЗИВНЫХ	
Чочиев Г.М., Королькова О.И., Ганькин И.А.		215
THE NEED FOR VISUALIZATION WHEN USING MINIMALLY INVASIVE TECHNOLOGIES IN ORTHOPEDICS AND TRAUMATOLOGY		
Chochiev G. M., Korolkova O. I., Gankin I. A.		
18-ЛЕТНИЙ ОПЫТ ПРИМЕНЕНИЯ КОРРИГИРУЮЩИХ ОСТЕОТОМИЙ ОБЛАСТИ КОЛЕННОГО СУСТАВА ПРИ ДЕФОРМИРУЮЩИХ ОСТЕОАРТРИТАХ КОЛЕННОГО СУСТАВА – ПРОБЛЕМА УСКОРЕНИЯ КОНСОЛИДАЦИИ		217
Чочиев Г.М., Королькова О.И., Галустян А.Л., Репчанская Э.А., Дороговцева Н.Н.		
18 YEARS EXPERIENCE IN THE APPLICATION OF CORRECTIVE OSTEOTOMIES OF THE KNEE JOINT WHEN DEFORMING OSTEOARTHRITIS OF THE KNEE – THE PROBLEM OF ACCELERATING CONSOLIDATION		
Chochiev G. M., Korolkova O. I., Galustyan A. L., Repchanskaya E. A., Dorogovtseva N. N.		
ИССЛЕДОВАНИЕ РЫНКА СИСТЕМ УПРАВЛЕНИЯ БИОЭЛЕКТРИЧЕСКИМИ ПРОТЕЗАМИ ВЕРХНИХ КОНЕЧНОСТЕЙ		218
Гайдина Т.А., Кобелев А.В., Писарева А.В.		
MARKET RESEARCH OF CONTROL SYSTEMS FOR BIOELECTRIC UPPER LIMB PROSTHESES		
Goidina T.A., Kobelev A.V., Pisareva A.V.		
ИЗМЕРЕНИЯ ВЯЗКИХ (МЕТОД КАМЕРТОНА) И УПРУГИХ (ЭЛАСТОГРАФИЯ СДВИГОВОЙ ВОЛНОЙ) ХАРАКТЕРИСТИК БИОЛОГИЧЕСКИХ ТКАНЕЙ И ЖИДКОСТЕЙ		226
Спивак А.Е., Иванова А.В., Демин И.Ю., Рыхтик П.И., Сафонов Д.В.		
THE MEASUREMENT OF VISCOUS (METHOD OF A TUNING FORK) AND ELASTIC (SHEAR WAVE ELASTOGRAPHY) CHARACTERISTICS OF BIOLOGICAL TISSUES AND FLUIDS		
Spivak A.E., Ivanova A.V., Demin I.Yu., Rykhtik P.I., Safonov D.V.		
РАСПРЕДЕЛЕНИЕ СКОРОСТИ В КАВОПУЛЬМАНАЛЬНОМ СОЕДИНЕНИИ ПРИ ХИРУРГИЧЕСКОЙ РЕКОНСТРУКЦИИ ОДНожЕЛУКОЧКОГО КРОВООБРАЩЕНИЯ		228
Ермоленко С. И.		
VELOCITY DISTRIBUTION IN A CO-MUSLIM COMPOUND DURING SURGICAL RECONSTRUCTION OF A UNISOLVENT CIRCULATION		
Ermolenko S.I.		
ИССЛЕДОВАНИЕ РЫНКА ТРЕНАЖЁРОВ ДЛЯ ОТРАБОТКИ НАВЫКОВ ВЫПОЛНЕНИЯ СОСУДИСТОГО ШВА		232
Давыдова И. Д., Писарева А.В.		
MARKET RESEARCH OF SIMULATORS FOR PRACTICING VASCULAR SUTURE SKILLS		
Davydova I. D., Pisareva A.V.		
РАЗРАБОТКА МЕДИЦИНСКОГО ЭКЗОСКЕЛЕТА С БИОЭЛЕКТРИЧЕСКИМ УПРАВЛЕНИЕМ		236
Куст С.Ю., Кадыров С.Х., Шостак П.А., Писарева А.В.		
DEVELOPMENT OF MEDICAL EXOSKELETON WITH BIOELECTRIC CONTROL		
Kust S.Y., Kadirov S.K., Shostak P.A., Pisareva A.V.		
СТЕНД ОПРЕДЕЛЕНИЯ ОПТИМАЛЬНОГО ПРИЖАТИЯ ЭЛЕКТРОДНОЙ СИСТЕМЫ ДЛЯ БИОНИЧЕСКОГО УПРАВЛЕНИЯ НА ОСНОВЕ СИГНАЛА ЭЛЕКТРИЧЕСКОГО ИМПЕДАНСА		240
Брико А.Н., Капречук В.В.		
STAND FOR DETERMINING THE OPTIMAL PRESSURE OF THE ELECTRODE SYSTEM FOR BIONIC CONTROL BASED ON THE ELECTRICAL IMPEDANCE SIGNAL		
Briko A.N., Kapravchuk V.V.		
РАЗРАБОТКА МОДУЛЯ РЕГИСТРАЦИИ ТРЕМОРА КИСТЕЙ РУК НА БАЗЕ ТЕРМЕНВОКСА		242
Ефремова А. С., Смирнова А.А., Писарева А.В., Николаев А.П.		
DEVELOPMENT OF A HAND TREMOR REGISTRATION MODULE BASED ON A THEREMIN		
Efremova A. S., Smirnova A. A., Pisareva A.V., Nikolaev A. P.		

СЕКЦИЯ 4 ♦ SECTION 4

ИНФОТЕЛЕКОММУНИКАЦИОННЫЕ ТЕХНОЛОГИИ В МЕДИЦИНЕ И ЭКОЛОГИИ

INFOTELECOMMUNICATION TECHNOLOGIES IN MEDICINE AND ECOLOGY

«МОНИТОРИНГ БИОМЕДИЦИНСКИХ ДАННЫХ И КОРРЕКЦИЯ КОГНИТИВНЫХ СПОСОБНОСТЕЙ ЛИЦ С ИНВАЛИДНОСТЬЮ НА ОСНОВЕ МНОГОПАРАМЕТРИЧЕСКИХ БОС-ТРЕНИНГОВ»

247

Истомина Т.В., Петрунина Е.В., Истомин В.В., Труб Н.В., Копылова Е.В.

«MONITORING OF BIOMEDICAL DATA AND CORRECTION OF COGNITIVE ABILITIES OF PERSONS WITH DISABILITIES BASED ON MULTIPARAMETRIC BOS TRAINING»

Istomina T. V., Petrunina E. V., Istomin V. V., TRUB N. V., Kopylova E. V.

УМЕНЬШЕНИЕ ИНСТРУМЕНТАЛЬНОЙ ПОГРЕШНОСТИ ПРИ ИЗМЕРЕНИИ АРТЕРИАЛЬНОГО ДАВЛЕНИЯ

251

Алиев Тельман Абаскулы оглы

REDUCTION OF INSTRUMENTAL ERROR WHEN MEASURING ARTERIAL PRESSURE

Aliev Telman oglu Bascule

СЕГМЕНТАЦИЯ ОБЛАСТЕЙ ИНТЕРЕСА В ДАННЫХ ДЛИТЕЛЬНОГО МОНИТОРИНГА ЭЭГ ПОСЛЕОПЕРАЦИОННЫХ БОЛЬНЫХ ЭПИЛЕПСИЕЙ

253

Кершнер И.А., Обухов Ю.В., Синкин М.В.

SEGMENTATION OF AREAS OF INTEREST IN LONG-TERM EEG MONITORING DATA FOR POSTOPERATIVE EPILEPSY PATIENTS

Kershner I. A., Obukhov Y.V., Sinkin M.V.

ИНТЕЛЛЕКТУАЛЬНАЯ СИСТЕМА ОЦЕНКИ И ПРОГНОЗИРОВАНИЯ ФУНКЦИОНАЛЬНОГО СОСТОЯНИЯ ПРЕДСТАТЕЛЬНОЙ ЖЕЛЕЗЫ

257

Забанов Д.С., Жилин В.В., Филист С.А.

INTELLIGENT SYSTEM FOR EVALUATING AND FORECASTING THE FUNCTIONAL STATE OF THE PROSTATE

Zabanov D.S., Zhilin V.V., Filist S.A.

ПРИМЕНЕНИЕ ТЕХНОЛОГИИ ИНТЕРФЕЙС МОЗГ-КОМПЬЮТЕР НА ОСНОВЕ СЕНСОМОТОРНЫХ РИТМОВ ПРИ ПАРЕЗЕ ВЕРХНЕЙ КОНЕЧНОСТИ

260

Левадний И.А., Дмитриев А.Н.

APPLICATION OF THE BRAIN-COMPUTER INTERFACE TECHNOLOGY BASED ON SENSORIMOTOR RHYTHMS IN PARESIS OF THE UPPER LIMB

Levadniy I.A. Dmitriev A. N.

РАЗРАБОТКА ОТКРЫТОГО НАБОРА ТЕРАГЕРЦОВЫХ ВИДЕОДАННЫХ И ПРОГРАММНОЙ ПЛАТФОРМЫ ДЛЯ ЭКСПЕРИМЕНТОВ С ИНТЕЛЛЕКТУАЛЬНЫМ ТЕРАГЕРЦОВЫМ ВИДЕОНАБЛЮДЕНИЕМ

265

Морозов А.А., Сушкова О.С., Кершнер И.А.

DEVELOPMENT OF A PUBLIC AVAILABLE TERAHERTZ VIDEO DATASET AND A SOFTWARE PLATFORM FOR EXPERIMENTS WITH INTELLIGENT TERAHERTZ VIDEO SURVEILLANCE

Morozov A.A., Sushkova O.S., Kershner I.A.

ИССЛЕДОВАНИЕ ЭЛЕКТРОМИОГРАФИЧЕСКИХ И АКСЕЛЕРОМЕТРИЧЕСКИХ СИГНАЛОВ В НИЗКОЧАСТОТНОМ ДИАПАЗОНЕ 0.5-4 ГЦ У ПАЦИЕНТОВ С БОЛЕЗНЬЮ ПАРКИНСОНА И ЭССЕНЦИАЛЬНЫМ ТРЕМОРОМ

267

Сушкова О.С., Морозов А.А., Габова А.В., Карабанов А.В., Чигалейчик Л.А.

INVESTIGATION OF ELECTROMYOGRAPHIC AND ACCELEROMETER SIGNALS IN THE 0.5-4 Hz FREQUENCY RANGE IN PATIENTS WITH PARKINSON'S DISEASE AND ESSENTIAL TREMOR

Sushkova O. S., Morozov A. A., Gabova A.V., Karabanyov A.V., Chigaleychik L. A.

ИНФОРМАЦИОННАЯ СИСТЕМА «ВСЕРОССИЙСКИЙ РЕЕСТР ГРЫЖ» Никитаев В.Г., Этингер А.П., Проничев А.Н., Дружинина Е.А., Протасов А.В., Джабиев А.А., Кирдянов В.Е., Мартынова А.А., Блинова А.В., Савченков И.Л., Простаков С.Н., Козлов В.С. DRAFT INFORMATION SYSTEM «ALL-RUSSIAN HERNIA REGISTER» Nikitaev V. G., Etinger A. P., Pronichev A. N., Druzhinina E. A., Protasov A. V., Jabiev A. A., Kirdyanov V. E., Martinova A. A., Blinova A. V., Savchenkov I. L., Prostakov S. N., Kozlov V. S.	271
МАГНИТНЫЕ СВОЙСТВА ТРЕХМЕРНЫХ НАНОКОМПОЗИТОВ НА ОСНОВЕ ОПАЛОВЫХ МАТРИЦ И ОКСИДОВ СО, NI, ZN, FE СО СТРУКТУРОЙ ШПИНЕЛИ Белянин А.Ф., Багдасарян А.С., Багдасарян С.А., Павлюкова Е.Р. MAGNETIC PROPERTIES OF THREE-DIMENSIONAL NANOCOMPOSITES BASED ON OPAL MATRICES AND CO, NI, ZN, FE OXIDES WITH SPINEL STRUCTURE Belyanin A. F., Bagdasaryan A. S., Bagdasaryan S. A., Pavlyukova E. R.	276
ИНТЕЛЛЕКТУАЛЬНАЯ ПЛАТФОРМА ДЛЯ КАРДИОЛОГИИ Газизова Д.Ш., Лищук В.А., Лобачева Г.В., Маковеев С.Н., Никитин Е.С., Сазыкина Л.В., Сокольская Н.О., Сушкова Л.Т., Шаталов К.В., Шевченко Г.В. INTELLIGENT PLTFORM FOR CARDIOLOGY Gazizova D.Sh., Lischuk V. A., Lobacheva G.V., Makoveev S.N., Nikitin E.S., Sazykina L.V., Sokolskaya N.O., Sushkova L.T., Shatalov K.V., Shevchenko G.V.	278
ИНТЕЛЛЕКТУАЛЬНАЯ ТЕХНОЛОГИЯ И АВТОМАТИЗИРОВАННАЯ ПЛАТФОРМА ГОСУДАРСТВЕННОГО УПРАВЛЕНИЯ Лищук В.А., Газизова Д.Ш., Сазыкина Л.В., Шевченко Г.В. INTELLIGENT PUBLIC ADMINISTRATION PLATFORM (EMPHASIS ON GOAL SETTING AND MANAGEMENT SYNTHESIS) Lischuk V. A., Gazizova D. Sh., Sazykina L. V., Shevchenko G. V.	282
UML-ДИАГРАММЫ КАК УНИВЕРСАЛЬНЫЙ ИНСТРУМЕНТ МОДЕЛИРОВАНИЯ БИЗНЕС- ПРОЦЕССОВ И ПРОЕКТИРОВАНИЯ ПРОГРАММНОГО ОБЕСПЕЧЕНИЯ В СФЕРЕ ЗДРАВООХРАНЕНИЯ Истомина Т. В., Шубин И. В. UML DIAGRAMS AS A UNIVERSAL MODELING TOOL OF BUSINESS PROCESSES AND SOFTWARE DESIGN IN HEALTHCARE Istomina T. V., Shubin I. V.	290
МЕТОДИКА ДИСТАНЦИОННОГО МОНИТОРИНГА ФИЗИОЛОГИЧЕСКИХ ПОКАЗАТЕЛЕЙ СЕРДЕЧНО - СОСУДИСТОЙ СИСТЕМЫ Магрупов Т.М., Абдихаликов С.П., Талатов Е.Т., Крамарь К.А. REMOTE MONITORING TECHNIQUE OF PHYSIOLOGICAL INDICATORS OF THE CARDIOVASCULAR SYSTEM Magrupov T.M., Abdikhalikov S.P., Talatov Y.T., Kramar K.A.	294
АНАЛИЗ ВЛИЯНИЯ ПОМЕХ НА РЕЗУЛЬТАТ НОРМАЛИЗАЦИИ ПАРАМЕТРОВ РЕЧЕВОГО СИГНАЛА, ИСПОЛЬЗУЕМЫХ ПРИ РАСПОЗНАВАНИИ РЕЧИ Левин Е. К. ANALYSIS OF NOISE INFLUENCE ON THE RESULT OF NORMALIZATION OF SPEECH SIGNAL PARAMETERS USED IN SPEECH RECOGNITION Levin E.K.	299
ПРИМЕНЕНИЕ СТАТИСТИЧЕСКОГО МЕТОДА КОНТРОЛЯ ТЕХНОЛОГИЧЕСКИХ ПРОЦЕССОВ В ФАРМАЦЕВТИКЕ Кротова Е.И. APPLICATION OF THE STATISTICAL METHOD OF CONTROL OF TECHNOLOGICAL PROCESSES IN THE PHARMACEUTICAL INDUSTRY Krotova E. I.	301
КОММУНИКАЦИОННЫЕ СЕТИ С ПЕРЕМЕННОЙ ТОПОЛОГИЕЙ Дубровина Т.В., Дубровин Н.И. COMMUNICATION NETWORKS WITH VARIABLE TOPOLOGY Dubrovina T.V., Dubrovin N.I.	304

ПРИМЕНЕНИЕ ПРОГРАММНЫХ ПАКЕТОВ COMSOL MULTIPHYSICS И MATLAB/ GNU OCTAVE ДЛЯ ЭМУЛИРОВАНИЯ ЭЛЕКТРОИМПЕДАНСНОГО ТОМОГРАФИЧЕСКОГО ИССЛЕДОВАНИЯ	306
Петросянц А. А., Кобелев А. В. ELECTRICAL IMPEDANCE TOMOGRAPHY DATA ACQUISITION EMULATION USING COMSOL MULTIPHYSICS AND MATLAB/GNU OCTAVE Petrosyants A.A., Kobelev A.V.	
АВТОМАТИЗИРОВАННАЯ ИНФОРМАЦИОННАЯ СИСТЕМА ДЛЯ ОПРЕДЕЛЕНИЯ ПРОФЕССИОНАЛЬНО ВАЖНЫХ КАЧЕСТВ ЛИЧНОСТИ СПЕЦИАЛИСТА КОМПАНИИ	311
Шилкина Ю. О., Писарева А. В., Николаев А. П. AUTOMATED INFORMATION SYSTEM FOR DETERMINING PROFESSIONALLY IMPORTANT PERSONAL QUALITIES OF A COMPANY SPECIALIST Shilkina Yu. O., Pisareva A.V., Nikolaev A. P.	
ОБРАБОТКА И АНАЛИЗ ПОКАЗАТЕЛЕЙ ЭЛЕКТРОКАРДИОГРАММ НА ОСНОВЕ ВЕЙВЛЕТ ПРЕОБРАЗОВАНИЯ	316
Магрупов Т. М., Талатов Е. Т., Абдихаликов С. П., Рипка Д. С. PROCESSING AND ANALYSIS OF INDICATORS OF ELECTROCARDIOGRAMS BASED ON A WAVELET TRANSFORM Magrupov T. M., Talatov E. T., Abdikhaliakov S. P., Ripka D. S.	
ОБУЧЕНИЕ ИСКУССТВЕННОЙ НЕЙРОННОЙ СЕТИ ДЛЯ КЛАССИФИКАЦИИ СИГНАЛА ЭЛЕКТРОКАРДИОГРАММ	320
Магрупов Т.М., Талатов Е.Т., Магрупова М.Т., Крамарь К.А. TRAINING AN ARTIFICIAL NEURAL NETWORK FOR CLASSIFICATION OF SIGNAL OF ELECTROCARDIOGRAMS Magrupov T.M., Talatov Y.T., Magrupova M.T., Kramar K.A.	
КОМПЬЮТЕРНОЕ МОДЕЛИРОВАНИЕ ВЧ-СВЧ ДИАГНОСТИКИ И ТЕРАПИИ	324
Гаврилов В.М., Дементьев В.К., Шаманская Е.Л. COMPUTERNOE MODELING OF RF-MICROWAVE DIAGNOSTICS AND THERAPY Gavrilov V. M., Dementev V.K., Shamanskay E.L.	
ИНФОРМАЦИОННАЯ СИСТЕМА ДЛЯ ОБЪЕКТИВНОГО ВЫЯВЛЕНИЯ ПСИХИЧЕСКОЙ ДЕЯТЕЛЬНОСТИ МОЗГА НА ОСНОВЕ ВЕЙВЛЕТНОГО АНАЛИЗА ЭНЦЕФАЛОГРАММЫ	328
Юматов Е.А. INFORMATION SYSTEM FOR OBJECTIVE IDENTIFICATION OF THE MENTAL ACTIVITY OF THE BRAIN ON THE BASIS OF THE WAVELET ANALYSIS OF THE ENCEPHALOGRAM Yumatov E.A.	
РАЗРАБОТКА ПРОГРАММНОГО КОМПЛЕКСА НЕЙРОИНТЕРФЕЙСА, ПРЕДНАЗНАЧЕННОГО ДЛЯ ПОМОЩИ ДЕТЬЯМ С СДВГ	331
Бекетов А.А. DEVELOPMENT OF A NEUROINTERFACE SOFTWARE PACKAGE DESIGNED TO HELP CHILDREN WITH ADHD Beketov A. A.	
ТЕОРЕТИЧЕСКОЕ ОБОСНОВАНИЕ ПРОГРАММЫ СИГНАЛИЗАЦИИ НАЧАЛА ЭПИЛЕПТИЧЕСКОГО ПРИСТУПА	335
Тихомиров И.В., Дурнев Ф.О. EPILEPTIC SEIZURE DETECTION SYSTEM BASED ON CORRELATION ANALYSIS Tikhomirov I.V., Durnev F.O.	
ДИАГНОСТИКА LDPC-КОДОВ В КАНАЛАХ ПЕРЕДАЧИ БИОМЕДИЦИНСКОЙ ИНФОРМАЦИИ	339
Катков Д.В., Никитин О.Р., Полушкин П.А. DIAGNOSTICS OF LDPC-CODES IN BIOMEDICAL INFORMATION TRANSMISSION CHANNELS Katkov D.V., Nikitin O.R., Polushin P.A.	

ПОВЫШЕНИЕ ПОМЕХОУСТОЙЧИВОСТИ ПЕРЕДАЧИ ЦИФРОВЫХ СИГНАЛОВ В БИОМЕДИЦИНСКИХ СИСТЕМАХ	341
Белов А.Д., Полушкин П.А.	
IMMUNITY INTERFERENCE INCREASE OF DIGITAL SIGNALS IN BIOMEDICAL SYSTEMS	
Polushin P.A., Belov A.D.	
ОБРАБОТКА ЦВЕТОВЫХ ИЗОБРАЖЕНИЙ РАСТИТЕЛЬНЫХ ПОКРОВОВ ПРИ ЭКОЛОГИЧЕСКОМ МОНИТОРИНГЕ	344
Спеньков К.А., Никитин О.Р., Гаврилов В.М.	
PROCESSING OF COLOR IMAGES OF VEGETABLE COVER IN ECOLOGICAL MONITORING	
Spenkov K.A., Nikitin O.R., Gavrilov V.M.	
ОЦЕНКА ПЛОТНОСТИ ПОТОКА ЭНЕРГИИ ОТ МОБИЛЬНЫХ ТЕЛЕФОНОВ	347
Самойлов В. С., Насир С. А. Х., Аль Тахар И. А.	
ESTIMATION OF ENERGY FLUX DENSITY FROM MOBILE PHONES	
Samoilov V.S., Nasir S.A.X., Al Tahar I.A.	
ПРИМЕНЕНИЕ В СИСТЕМАХ СВЯЗИ СОВМЕСТНОГО УПРАВЛЕНИЯ ПРИЕМОМ И ПЕРЕДАЧЕЙ СИГНАЛОВ ПО ПАРАЛЛЕЛЬНЫМ КАНАЛАМ	349
Синицин Д.В.	
USING OF JOINT MANAGEMENT OF TRANSMISSION AND RECEIVING OF SIGNALS BY PARALLEL CHANNELS IN COMMUNICATION SYSTEMS	
Sinitsin D.V.	
ИНФОРМАЦИОННЫЙ АНАЛИЗ КОМПЕТЕНТНОСТНОЙ ПОДГОТОВКИ СПЕЦИАЛИСТОВ МЕДИКО-ТЕХНИЧЕСКОГО ПРОФИЛЯ	351
Шумарин С.В.	
INFORMATION ANALYSIS OF COMPETENT TRAINING OF MEDICAL-TECHNICAL PROFILE SPECIALISTS	
Shumarin S.V.	
ПРИКЛАДНЫЕ ИНФОРМАЦИОННЫЕ АСПЕКТЫ ОРГАНИЗАЦИИ УЧЕБНОГО ПРОЦЕССА БАКАЛАВРОВ БИОТЕХНИЧЕСКОГО НАПРАВЛЕНИЯ	354
Шумарин С.В.	
APPLIED INFORMATION ASPECTS OF THE ORGANIZATION OF THE EDUCATIONAL PROCESS OF BACHELORS OF THE BIOTECHNICAL DIRECTION	
Shumarin S.V.	
ИНФОРМАЦИОННЫЕ СИСТЕМЫ ПРИ ПЛАНИРОВАНИИ ПРОЦЕССА ОБУЧЕНИЯ СТУДЕНТОВ НА КАФЕДРЕ БИОТЕХНИЧЕСКИХ СРЕДСТВ И ТЕХНОЛОГИЙ	356
Шумарин С.В.	
INFORMATION SYSTEMS IN PLANNING THE PROCESS OF TEACHING STUDENTS AT THE DEPARTMENT OF BIOTECHNICAL MEANS AND TECHNOLOGIES	
Shumarin S.V.	
КНИГА II ♦ BOOK II	
СЕКЦИЯ 5 ♦ SECTION 5	
НАУЧНАЯ МОЛОДЕЖНАЯ ШКОЛА ИМ. И.Н. СПИРИДОНОВА	
ИНТЕЛЛЕКТУАЛЬНЫЕ БИОМЕТРИЧЕСКИЕ СИСТЕМЫ И ТЕХНОЛОГИИ	
◆	
SCIENTIFIC YOUTH SCHOOL NAMED AFTER I.N. SPIRIDONOV	
SMART BIOMETRIC SYSTEMS AND TECHNOLOGIES	
БИОТЕХНИЧЕСКАЯ СИСТЕМА УДАЛЕННОЙ МИКРОСКОПИИ ЦИТОЛОГИЧЕСКИХ ПРЕПАРАТОВ	30
Колокольников Г.А., Самородов А. В.	
BIOTECHNICAL SYSTEM OF REMOTE MICROSCOPY FOR CYTOLOGY	
Kolokolnikov G. A., Samorodov A. V.	

ОБЕСПЕЧЕНИЯ ЗАЩИЩЕННОСТИ БЕСПРОВОДНЫХ СИСТЕМ УПРАВЛЕНИЯ ЛЕЧЕБНО-ДИАГНОСТИЧЕСКОГО ПРОЦЕССА	35
Багдасарян С.А., Багдасарян М.Л., Николаев В.И., Николаева С.О., Павлюкова Е.П. SECURING WIRELESS MANAGEMENT SYSTEMS DIAGNOSTIC PROCESS Baghdasaryan S.A., Baghdasaryan M.L., Nikolaev V.I., Nikolaev S.O., Pavlyukova E.P.	
ИССЛЕДОВАНИЕ ВЛИЯНИЯ ВОЗРАСТА ОБСЛЕДУЕМОГО НА ТОЧНОСТЬ АВТОМАТИЧЕСКОЙ РАССТАНОВКИ КОНТРОЛЬНЫХ ТОЧЕК ЛИЦА В ЗАДАЧАХ МЕДИКО-ГЕНЕТИЧЕСКОГО КОНСУЛЬТИРОВАНИЯ	38
Кумов В.С., Самородов А.В. STUDY OF THE INFLUENCE OF THE PATIENT AGE ON THE ACCURACY OF AUTOMATIC FACIAL POINTS DETECTION IN TASKS OF MEDICAL GENETICS Kumov V.S., Samorodov A.V.	
СОВРЕМЕННЫЙ ПОДХОД К ГИСТОЛОГИЧЕСКОЙ ДИАГНОСТИКЕ РАКА ПРЕДСТАТЕЛЬНОЙ ЖЕЛЕЗЫ - ЭКСПЕРТНАЯ СИСТЕМА	42
Никитаев В.Г., Пушкарь Д.Ю., Проничев А.Н., Оплачко П.Ю., Прилепская Е.А., Ковылина М.В. MODERN APPROACH TO THE HISTOLOGICAL DIAGNOSIS OF PROSTATE CANCER - EXPERT SYSTEM Nikitayev V.G., Pushkar D. Y, Pronichev A.N., Oplachko P.Y., Prilepskaya E.A., Kovylina M.V.	
ИНФОРМАЦИОННЫЕ ТЕХНОЛОГИИ ДЛЯ РЕАЛИЗАЦИИ ПАЦИЕНТ-ОРИЕНТИРОВАННОГО ПОДХОДА В СИСТЕМЕ УПРАВЛЕНИЯ ЛЕЧЕБНО-ДИАГНОСТИЧЕСКИМ ПРОЦЕССОМ	46
Багдасарян А.С., Багдасарян С.А., Багдасарян М.Л., Белянин А.Ф., Гуляев Ю.В., Николаев В.И., Николаева С.О., Павлюкова Е.Р., Сергеева Н.С. INFORMATION TECHNOLOGIES FOR IMPLEMENTATION PATIENT-ORIENTED APPROACH IN THE MANAGEMENT SYSTEM OF THE TREATMENT AND DIAGNOSTIC PROCESS Baghdasaryan A.S., Baghdasaryan S.A., Baghdasaryan M.L., Belyanin A.F., Gulyaev Y.V., Nikolaev V.I., Nikolaev S.O., Pavlyukova E.R., Sergeeva N.S.	
ИССЛЕДОВАНИЕ ВОЗМОЖНОСТИ ОЦЕНКИ ДВИГАТЕЛЬНЫХ ЕДИНИЦ ЛИЦА ПО ОБУЧЕННОЙ МОДЕЛИ БИБЛИОТЕКИ DLIB	48
Пилипенко М.Н., Самородов А.В. ESTIMATION FACE ACTIVITY WITH DLIB LANDMARKS BY GEOMETRIC FEATURES Pilipenko M.N., Samorodov A.V.	
ИССЛЕДОВАНИЕ ТЕКСТУРНЫХ ХАРАКТЕРИСТИК МРТ ИЗОБРАЖЕНИЙ ДЛЯ КЛАССИФИКАЦИИ ТКАНЕЙ ГОЛОВНОГО МОЗГА	52
Козлов В.С., Никитаев В.Г., Проничев А.Н. THE STUDY OF MR IMAGES TEXTURAL FEATURES FOR BRAIN TISSUES CLASSIFICATION Kozlov V.S., Nikitaev V.G., Pronichev A.N.	
МЕТОДИКА ВЫБОРА ПРИЗНАКОВ ОБЪЕКТОВ НА МЕДИЦИНСКИХ ИЗОБРАЖЕНИЯХ ДЛЯ СОЗДАНИЯ СИСТЕМ ПОДДЕРЖКИ ПРИНЯТИЯ РЕШЕНИЙ С ПРИМЕНЕНИЕМ ТЕХНОЛОГИЙ ИСКУССТВЕННОГО ИНТЕЛЛЕКТА	56
Дружинина Е.А., Никитаев В.Г., Проничев А.Н., Шабалова И.П., Тамразова О.Б., Сергеев В.Ю., Сельчук В.Ю., Мозеров С.А., Джангирова Т.В., Моисеева Т.И., Поляков Е.В., Козырева А.В., Кобелев С.А., Простаков С.Н. METHOD OF SELECTING OBJECT SIGNS ON MEDICAL IMAGES FOR CREATING DECISION SUPPORT SYSTEMS USING ARTIFICIAL INTELLIGENCE TECHNOLOGIES Druzhinina E.A., Nikitaev V.G., Pronichev A.N., Shabalova I.P. , Tamrazova O.B., Sergreev V.Yu., Selchuk V.Yu., Mozerov S.A., Dzhangirova T.V., Moiseeva T.I., Polyakov E.V., Kozyreva A.V., Kobelev S.A., Prostakov S.N.	
АНАЛИЗ МЕТОДОВ ОЦЕНКИ ПСИХОЭМОЦИОНАЛЬНОГО СОСТОЯНИЯ ЧЕЛОВЕКА	60
Исаков Р.В., Ефремова М.В. ANALYSIS OF METHODS FOR ASSESSING THE HUMAN'S PSYCHOEMOTIONAL STATE Isakov R.V., Efremova M.V.	

ФИЗИЧЕСКОЕ МОДЕЛИРОВАНИЕ ПРОЦЕССА ИНФРАКРАСНОЙ ВИЗУАЛИЗАЦИИ ОПТИЧЕСКИХ НЕОДНОРОДНОСТЕЙ СТРУКТУРЫ МЯГКИХ БИОЛОГИЧЕСКИХ ТКАНЕЙ Юшина С.А., Бутусов А.М., Иванова Ю.В., Колпаков А.В. PHYSICAL MODELING OF THE INFRARED VISUALIZATION PROCESS OF OPTICAL HETEROGENEITIES OF THE SOFT BIOLOGICAL TISSUES STRUCTURE Yushina S.A., Butusov A.M., Ivanova Y.V., Kolpakov A.V.	64
ЕМКОСТНЫЕ ДАТЧИКИ С ФУНКЦИЕЙ КОНТРОЛЯ КАЧЕСТВА КОЖНО-ЭЛЕКТРОДНОГО КОНТАКТА Моренец А.И., Павленко Б.Н., Лежнина И.А., Торгаев С.Н. CAPACITIVE SENSORS WITH SKIN-ELECTRODE CONTACT QUALITY CONTROL FUNCTION Morenetz A.I., Pavlenko B.N., Lezhnina I.A., Torgaev S.N.	67
СИСТЕМА ПОДДЕРЖКИ ПРИНЯТИЯ РЕШЕНИЙ ПРИ ДИАГНОСТИКЕ ОСТРЫХ ЛЕЙКОЗОВ Денисюк С.С., Тупицын Н.Н., Поляков Е.В., Простаков С.Н. DECISION SUPPORT SYSTEM FOR THE DIAGNOSIS OF ACUTE LEUKEMIA Denisyuk S.S., Tupitsyn N.N., Polyakov E.V., Prostakov S.N.	71
ИССЛЕДОВАНИЕ МЕТОДА ВИЗУАЛИЗАЦИИ КРОВЕНОСНОГО СОСУДИСТОГО РУСЛА НА ПОВЕРХНОСТИ КОЖИ Тураев Ф.Х., Колпаков А.В. THE RESEARCH OF THE BLOOD VASCULAR BED ON THE SKIN SURFACE VIZUALIZATION METHOD Turaev F.Kh., Kolpakov A.V.	75
ФУНКЦИОНАЛЬНАЯ КАРТА СПЕЦИАЛИСТОВ В СФЕРЕ БИОТЕХНИЧЕСКИХ СИСТЕМ И ТЕХНОЛОГИЙ Долгов Г.Ф., Фролова Т.Н. FUNCTIONAL MAP OF SPECIALISTS IN THE FIELD OF BIOTECHNICAL SYSTEMS AND TECHNOLOGIES Dolgov G.F., Frolova T.N.	78
АВТОМАТИЗИРОВАННЫЙ МОДУЛЬ ДЛЯ ИССЛЕДОВАНИЯ ДВИГАТЕЛЬНЫХ ПРОЯВЛЕНИЙ БОЛЕЗНИ ПАРКИНСОНА Мошкова А.А., Самородов А.В. AUTOMATED MODULE FOR THE RESEARCH OF MOTOR MANIFESTATIONS OF PARKINSON'S DISEASE Moshkova A.A., Samorodov A.V.	80
МЕТОДИКА ИССЛЕДОВАНИЯ ЭЛЕКТРОКИНЕТИЧЕСКИХ СВОЙСТВ КЛЕТОК Румянцева А.А., Колокольников Г.А., Орлов Ю.Н., Самородов А.В., Волков А.К. METHODS OF STUDYING THE ELECTROKINETIC PROPERTIES OF CELLS Rumyantseva A.A., Kolokol'nikov G.A., Orlov Yu.N., Samorodov A.V., Volkov A.K.	83
ОЦЕНКА МЕТОДОВ ИЗМЕРЕНИЯ ГЕМОДИНАМИЧЕСКИХ ПАРАМЕТРОВ Гунько П.М., Писарева А.В., Николаев А.П. EVALUATION OF METHODS OF MEASURING HEMODYNAMIC PARAMETERS Gunko P.M., Pisareva A.V., Nikolaev A.P.	87
ОБОСНОВАНИЕ РАЗРАБОТКИ УСТРОЙСТВА ДЛЯ МОНИТОРИНГА ФИЗИОЛОГИЧЕСКИХ ПАРАМЕТРОВ ЧЕЛОВЕКА ВО ВРЕМЯ СНА Ларин А.И., Казаков С.Б., Николаев А.П., Писарева А.В. FEASIBILITY STUDY FOR DEVELOPING A DEVICE FOR CONTACTLESS MONITORING OF HUMAN PHYSIOLOGICAL PARAMETERS DURING SLEEP Larin A.I., Kazakov S.B., Nikolaev A.P., Pisareva A.V.	90
РАЗРАБОТКА АЛГОРИТМА ОЦЕНКИ ПРАВИЛЬНОСТИ ВЫПОЛНЕНИЯ ФИЗИЧЕСКИХ УПРАЖНЕНИЙ Вельможко Н.И., Бойко А.А. DEVELOPMENT OF AN EXERCISE RECOGNITION ALGORITHM Vel'mozhko N.I., Boyko A.A.	94

ПОДХОДЫ К СОЗДАНИЮ ИНСТРУМЕНТОВ АТАКИ НА БИОМЕТРИЧЕСКОЕ ПРЕДЪЯВЛЕНИЕ ИЗОБРАЖЕНИЯ ЛИЦА И ВЫЧИСЛЕНИЮ ВЕКТОРА ПРИЗНАКОВ ПО ИЗОБРАЖЕНИЮ Колганов А.Д., Бойко А.А. APPROACHES TO CREATING BIOMETRIC FACE PRESENTATION ATTACK INSTRUMENTS AND CALCULATION OF THE FEATURES VECTOR BY THE IMAGE Kolganov A.D., Boiko A.A.	99
РАЗРАБОТКА БЛОКА КОНТРОЛЯ ГЕМАТОКРИТА В СИСТЕМЕ АВТОМАТИЗИРОВАННОГО ВКЛЮЧЕНИЯ L-АСПАРАГИНАЗЫ В ЭРИТРОЦИТЫ ЧЕЛОВЕКА Кушнир Н.С., Суворова А.С., Старченко А.Е., Самородов А.В., DEVELOPMENT OF A HEMATOCRIT CONTROL UNIT IN A SYSTEM FOR THE AUTOMATED ENCAPSULATION OF L-ASPARAGINASE INTO HUMAN RED BLOOD CELLS Kushnir N.S., Suvorova A.S., Starchenko A.E., Samorodov A.V.	103
АЛГОРИТМ ВЫДЕЛЕНИЯ ЭРИТРОЦИТОВ НА МИКРОСКОПИЧЕСКИХ ИЗОБРАЖЕНИЯХ МАЗКОВ КРОВИ Билал С., Ибрагем Х. ALGORITHM FOR ERYTHROCYTES EXTRACTION ON MICROSCOPIC IMAGES OF BLOOD SMEARS Bilal S., Ibragem H.	107
АЛГОРИТМ СЕГМЕНТАЦИИ ИЗОБРАЖЕНИЙ ЦИТОЛОГИЧЕСКИХ ПРЕПАРАТОВ С ИММУНОХИМИЧЕСКИМ ОКРАШИВАНИЕМ НА МАРКЕР ПРОЛИФЕРАЦИИ Ki-67 Билал С., Ибрагем Х., Самородов А.В. ALGORITHM FOR IMAGE SEGMENTATION OF CYTOLOGICAL PREPARATIONS WITH IMMUNOCHIMICAL STAINING FOR Ki-67 PROLIFERATION MARKER Bilal S., Ibragem H., Samorodov A.V.	108
СЕКЦИЯ 6 ♦ SECTION 6	
БИОТЕХНИЧЕСКИЕ И МЕДИЦИНСКИЕ АППАРАТЫ, СИСТЕМЫ, КОМПЛЕКСЫ	
◆	
BIOTECHNICAL AND MEDICAL APPARATUS, SYSTEMS, COMPLEXES	
АНАЛИЗ ПАРАМЕТРОВ ЦИФРОВЫХ ФИЛЬТРОВ ДЛЯ ОБРАБОТКИ ЭЛЕКТРОМИОГРАФИЧЕСКИХ СИГНАЛОВ Абдуллаев Н.Т., Пашаева К.Ш. ANALYSIS OF PARAMETERS OF THE DIGITAL FILTER TO PROCESS ELECTROMYOGRAPHIC SIGNALS Abdullayev N.T., Pashayeva L. Sh.	111
УСТРОЙСТВО ПОМЕХОУСТОЙЧИВОЙ РЕГИСТРАЦИИ АРТЕРИАЛЬНОЙ ПУЛЬСАЦИИ КРОВИ Федотов А.А. DEVICE FOR NOISE IMMUNE RECORDING OF PULSE WAVE Fedotov A.A.	115
МЕТРОЛОГИЧЕСКОЕ ОБЕСПЕЧЕНИЕ МОДЕЛЕЙ ДИФФЕРЕНЦИАЛЬНОЙ ДИАГНОСТИКИ И ЛЕЧЕНИЯ ХРОНИЧЕСКИХ ЗАБОЛЕВАНИЙ ПРИ ДЛИТЕЛЬНОМ НАБЛЮДЕНИИ ЗА ПАЦИЕНТОМ Садыкова Е.В. METROLOGICAL SUPPORT FOR MODELS OF DIFFERENTIAL DIAGNOSIS AND TREATMENT OF CHRONIC DISEASES DURING LONG-TERM PATIENT MONITORING Sadykova E.V.	119
ИСПЫТАНИЕ ПРОТОТИПА НОСИМОГО АППАРАТА ИСКУССТВЕННОГО ОЧИЩЕНИЯ КРОВИ НА МОДЕЛЬНОМ РАСТВОРЕ ДЛЯ ПЕРИТОНЕАЛЬНОГО ДИАЛИЗА Путря Б.М., Бакланова А.В., Колесник А.А. WEARABLE ARTIFICIAL KIDNEY PROTOTYPE TESTING ON MODEL SOLUTION FOR PERITONEAL DIALYSIS Putrya B.M., Baklanova A.V., Kolesnik A.A.	121

УСТРОЙСТВА И СЕРВИСЫ ДЛЯ ЭКСПРЕСС-АНАЛИЗА АРТЕРИАЛЬНОГО ДАВЛЕНИЯ Исаакевич В.В., Isaakovich D.V., Косарева К.В., Пугачева Е.А. DEVICES AND SERVICES FOR BLOOD PRESSURE EXPRESS ANALYSIS Isakevich V.V., Isaakovich D.V., Kosareva K.V., Pugacheva E.A.	125
РЕАБИЛИТАЦИОННАЯ БИОТЕХНИЧЕСКАЯ СИСТЕМА С ЭЛЕКТРОМИОГРАФИЧЕСКИМ КОНТУРОМ УПРАВЛЕНИЯ Трифонов А.А., Кузьмин А.А., Мяснянкин М.Б., Филист С.А. REHABILITATION BIOTECHNICAL SYSTEM WITH ELECTROMYOGRAPHIC CONTROL CIRCUIT Trifonov A.A., Kuzmin A.A., Myasnyankin M.B., Filist S.A.	128
ОПТИЧЕСКИЕ ФАНТОМЫ ДЛЯ КОЛИЧЕСТВЕННОЙ ГИПЕРСПЕКТРАЛЬНОЙ ФЛУОРЕСЦЕНТНОЙ ВИЗУАЛИЗАЦИИ СОДЕРЖАНИЯ ФАД В КОЖЕ ЧЕЛОВЕКА Шуплецов В.В., Жеребцов Е.А., Дрёмин В.В., Попов А.П., Быков А.В., Потапова Е.В., Дунаев А.В., Меглинский И.В. OPTICAL PHANTOMS FOR QUANTITATIVE HYPERSPECTRAL FLUORESCENCE VISUALIZATION OF THE FAD CONTENT IN HUMAN SKIN Shupletsov V.V., Zherebtsov E.A., Dremin V.V., Popov A.P., Bykov A.V., Potapova E.V., Dunaev A.V., Meglinski I.V.	133
ПРИМЕНЕНИЕ ПРИНЦИПА МНОГОПРИЕМНИКОВОСТИ В МИКРОВОЛНОВЫХ РАДИОМЕТРАХ ДЛЯ НЕИНВАЗИВНОЙ ДИАГНОСТИКИ БИОТКАНЕЙ Новикова А.А., Сердюков К.А., Филатов А.В. APPLICATION OF THE MULTI-RECEPTION PRINCIPLE IN MICROWAVE RADIOMETERS FOR NON-INVASIVE DIAGNOSTICS OF BIOLOGICAL TISSUES Novikova A.A., Serdyukov K.A., Filatov A.V.	137
СИСТЕМА ДЛЯ НЕИНВАЗИВНОГО КОНТРОЛЯ ГЛИКЕМИИ МЕТОДОМ СПЕКТРОСКОПИИ ДИФФУЗНОГО РАССЕЯНИЯ Пожар К.В., Литинская Е.Л., Михайлов М.О. NON-INVASIVE GLYCEMIA CONTROL SYSTEM BASED ON DIFFUSE REFLECTANCE SPECTROSCOPY Pozhar K.V., Litinskaia E.L., Mikhailov M.O.	140
АППАРАТНОЕ И АЛГОРИТМИЧЕСКОЕ ОБЕСПЕЧЕНИЕ ЛАЗЕРНОЙ ФЛЮОРЕСЦЕНТНОЙ ДИАГНОСТИКИ ОСТРОГО ЛОКАЛЬНОГО ВОСПАЛЕНИЯ РАЗЛИЧНОЙ ЭТИОЛОГИИ Разницына И.А., Макматов-Рысь М.Б., Рогаткин Д.А. HARDWARE AND ALGORITHMIC SUPPORT OF LASER FLUORESCENT DIAGNOSTICS OF ACUTE LOCAL INFLAMMATION OF VARIOUS ETIOLOGIES Raznitsyna I., Makmatov-Rys M., Rogatkin D.	145
ПЕРЕКЛЮЧАТЕЛИ ЛАЗЕРНОГО ИЗЛУЧЕНИЯ УЛЬТРАКОРОТКОЙ ДЛИТЕЛЬНОСТИ НА ОСНОВЕ ДИМЕРНОГО ФТАЛОЦИАНИНОВОГО КОМПЛЕКСА МАГНИЯ J-ТИПА ДЛЯ ОПТОЭЛЕКТРОННЫХ МЕДИЦИНСКИХ СИСТЕМ И ЗАЩИТЫ ОРГАНОВ ЗРЕНИЯ Савельев М.С., Герасименко А.Ю., Васильевский П.Н., Толбин А.Ю. SWITCHES OF LASER RADIATION OF ULTRA SHORT DURATION BASED ON THE J-TYPE DIMERIC PHTHALOCYANINE Mg COMPLEX FOR OPTOELECTRONIC MEDICAL SYSTEMS AND PROTECTION OF EYES Savelyev M.S., Gerasimenko A.Yu., Vasilevsky P.N., Tolbin A.Yu.	149
УСТРОЙСТВО ДЛЯ ДИАГНОСТИКИ ПАТОЛОГИЙ ОКОЛОНОСОВЫХ ПАЗУХ НА ОСНОВЕ ВИЗУАЛИЗАЦИИ И АНАЛИЗА КАРТИНЫ РАССЕЯНИЯ НИЗКОИНТЕНСИВНОГО ИЗЛУЧЕНИЯ Брянская Е.О., Гнеушев Р.Ю., Маковик И.Н., Дрёмин В.В., Бибикова О.А., Шураев Б.М., Дунаев А.В., Артюшенко В.Г. THE DEVICE FOR DIAGNOSTICS OF PATHOLOGIES OF PARANASAL SINUSES BASED ON VISUALIZATION AND ANALYSIS OF SCATTERING PATTERNS OF LOW-INTENSITY RADIATION Bryanskaya E.O., Gneushev R.Yu., Makovik I.N., Dremin V.V., Bibikova O.A., Shuraev B.M., Dunaev A.V., Artyushenko V.G.	153

БИОТЕХНИЧЕСКАЯ ТРЕНАЖЕРНАЯ СИСТЕМА РЕГИСТРАЦИИ ФИЗИОЛОГИЧЕСКИХ ПАРАМЕТРОВ СТРЕЛКА	157
Шепелев С.Ю. BIOTECHNICAL TRAINING SYSTEM FOR RECORDING PHYSIOLOGICAL PARAMETERS SHOOTER Shepelev S.Yu.	
ИССЛЕДОВАНИЕ ЧУВСТВИТЕЛЬНОСТИ ДАТЧИКА ХОЛЛА КАК ОСНОВНОГО ЭЛЕМЕНТА МАГНИТНОГО ПЛЕТИЗМОГРАФА	160
Косоруков А.Е., Омельчук П.Ю., Дембовский М.В. STUDY OF THE SENSITIVITY OF THE HALL SENSOR AS THE MAIN ELEMENT OF A MAGNETIC PLETHYSMOGRAPH Kosorukov A.E., Omelchuk P.Y., Dembovsky M.V.	
ПОРТАТИВНЫЙ ПРИБОР ДЛЯ НЕИНВАЗИВНОЙ ОЦЕНКИ КРОВОТОКА НИЖНИХ КОНЕЧНОСТЕЙ	164
Аскерова С.А., Кобелев А.В., Попова П.П., Николаев А.П. PORTABLE DEVICE FOR NON-INVASIVE ASSESSMENT OF LOWER LIMB BLOOD FLOW Askerova S.A., Kobelev A.V., Popova P.P., Nikolaev A.P.	
СОВРЕМЕННЫЕ МЕТОДЫ И СИСТЕМЫ ПОЛУЧЕНИЯ КИСЛОРОДА ДЛЯ МЕДИЦИНЫ	170
Коржук В.Н. MODERN METHODS AND SYSTEMS FOR PRODUCING OXYGEN FOR MEDICAL PURPOSES Korzhuk V.N.	
РАЗРАБОТКА ТКАНЕВОГО ОКСИМЕТРА ДЛЯ НЕИНВАЗИВНОГО ИЗМЕРЕНИЯ СОДЕРЖАНИЯ ГЕМОГЛОБИНА В ТКАНЯХ ГОЛОВНОГО МОЗГА	173
Хомякова П.Т., Писарева А.В. DEVELOPMENT OF TISSUE OXYMETER FOR NON-INVASIVE MEASUREMENT OF HEMOGLOBIN CONTENT IN BRAIN TISSUES Khomjakova P.T., Pisareva A.V.	
ВЛИЯНИЕ КОНСТРУКЦИИ ПОРИСТЫХ КАПИЛЛЯРНЫХ ВИСКОЗИМЕТРОВ НА РЕОЛОГИЮ БИОЖИДКОСТЕЙ	179
Блудова А.И., Торчинская А.В. DEPENDENCE THE RHEOLOGY OF BIOLOGICAL FLUIDS FROM THE DESIGN OF POROUS CAPILLARY VISCOMETERS Bludova A.I., Torchinskaya A.V.	
ПРОГРАММНО-КОНФИГУРИРУЕМОЕ УСТРОЙСТВО ПРИЕМА И ОБРАБОТКИ ВЫСОКОСКОРОСТНЫХ ЦИФРОВЫХ СИГНАЛОВ	183
Меркутов А.С., Никашов И.А. SOFTWARE-CONFIGURABLE DEVICE FOR RECEIVING AND PROCESSING HIGH-SPEED DIGITAL SIGNALS Merkutov A.S. Nikashov I.A.	
КОММЕРЧЕСКИЕ ПОТЕРИ ЭЛЕКТРОЭНЕРГИИ В УЧРЕЖДЕНИЯХ ЗДРАВООХРАНЕНИЯ	186
Бадалян Н.П., Колесник Г.П., Белякова Д.А. COMMERCIAL ELECTRICITY LOSSES IN HEALTH INSTITUTIONS Badalyan N.P., Kolesnik G.P., Belyakova D.A.	
РАЗРАБОТКА АНАЛОГОВЫХ ФИЛЬТРОВ ДЛЯ ПРЕЦИЗИОННЫХ ЭЛЕКТРОИМПЕДАНСНЫХ СИСТЕМ	191
Дрожжениникова Е.Б., Кобелев А.В. ANALOG FILTERS DESIGN FOR PRECISION ELECTRICAL IMPEDANCE SYSTEM Drozhzhennikova E.B., Kobelev A.V.	
СИСТЕМА ОБНАРУЖЕНИЯ ЭПИЛЕПТИЧЕСКИХ ПРИСТУПОВ НА ОСНОВЕ КОРРЕЛЯЦИОННОГО АНАЛИЗА	193
Дурнев Ф.О., Даминова Э.А. EPILEPTIC SEIZURE DETECTION SYSTEM BASED ON CORRELATION ANALYSIS Durnev F.O., Damonova E.A.	

РАЗРАБОТКА АППАРАТНО-ПРОГРАММНОГО КОМПЛЕКСА ДЛЯ ИССЛЕДОВАНИЯ ФУНКЦИОНАЛЬНЫХ ОСОБЕННОСТЕЙ БИОЛОГИЧЕСКИХ ТКАНЕЙ ОПТИЧЕСКИМ МЕТОДОМ	199
Соловьева П.М., Сафонова Л.П., Писарева А.В.	
DEVELOPMENT OF A HARDWARE-SOFTWARE COMPLEX FOR RESEARCH OF FUNCTIONAL FEATURES OF BIOLOGICAL TISSUES BY OPTICAL METHOD	
Solovieva P.M., Safonova L.P., Pisareva A.V.	
РЕГИСТРАТОР ФИЗИОЛОГИЧЕСКИХ ПАРАМЕТРОВ СЛУЖЕБНОЙ СОБАКИ	202
Силаева А.А., Кобелев А.В., Аполлонова И.А.	
PHYSIOLOGICAL RECORDER OF SERVICE DOG PARAMETERS	
Silaeva A.A., Kobelev A.V., Apollonova I.A.	
РАЗРАБОТКА БИОТЕХНИЧЕСКОЙ СИСТЕМЫ ДЛЯ ИССЛЕДОВАНИЯ БИОЛОГИЧЕСКИ АКТИВНЫХ ТОЧЕК	205
Антипова М.В.	
DEVELOPMENT OF A BIOTECHNOLOGICAL SYSTEM FOR THE RESEARCH OF ACUPUNCTURE POINTS	
Antipova M.V.	
ВОЗМОЖНОСТИ ПРИМЕНЕНИЯ РЕОКАРДИОГРАФИИ В РАННЕЙ ДИАГНОСТИКЕ МЕРЦАТЕЛЬНОЙ АРИТМИИ	209
Попова П.П., Аскерова С.А., Николаев А.П., Писарева А.В.	
POSSIBILITIES OF APPLICATION OF RHEOCARDIOGRAPHY IN THE EARLY DIAGNOSIS OF ATRIAL FIBRILLATION	
Popova P.P., Askerova S.A., Nikolaev A.P., Pisareva A.B.	
ЭКОНОМИЧЕСКОЕ ОБОСНОВАНИЕ РАЗРАБОТКИ АВТОМАТИЗИРОВАННОЙ СИСТЕМЫ ВЕНЕПУНКЦИИ ПЕРИФЕРИЧЕСКИХ СОСУДОВ	213
Сатаненко А. А., Писарева А. В., Николаев А.П.	
BUSINESS CASE FOR DEVELOPING AN AUTOMATED PERIPHERAL VASCULAR VENIPUNCTURE SYSTEM	
Satanenko A.A., Pisareva A.V., Nikolaev A.P.	
ТЕХНИКО-ЭКОНОМИЧЕСКОЕ ОБОСНОВАНИЕ РАЗРАБОТКИ УСТРОЙСТВА ДЛЯ ПРОФИЛАКТИКИ АПНОЭ ВО ВРЕМЯ СНА	217
Казаков С.Б., Шишов Д.М., Ларин А.И., Николаев А.П., Писарева А.В.	
FEASIBILITY STUDY FOR THE DEVELOPMENT OF A DEVICE FOR THE PREVENTION OF SLEEP APNEA	
Kazakov S.B., Shishov D.M., Larin A.I., Nikolaev A.P., Pisareva A.V.	
РАЗРАБОТКА АПК ДЛЯ ИЗМЕРЕНИЯ ЗОНЫ ФАЗОВОГО ПЕРЕХОДА ПРИ КРИОВОЗДЕЙСТВИИ НА БИОТКАНИ	222
Гунько П.М., Писарева А.В., Николаев А.П.	
DEVELOPMENT OF HSC FOR MEASURING THE PHASE TRANSITION ZONE DURING CRYOPRESERVATION ON BIOTISSUE	
Gunko P.M., Pisareva A.V., Nikolaev A.P.	
ЭКОНОМИЧЕСКАЯ ОЦЕНКА И ОБЗОР РЫНКА ЭЛЕКТРОМиОГРАФОВ С ВОЗМОЖНОСТЬЮ РЕГИСТРАЦИИ ЭЛЕКТРИЧЕСКОЙ АКТИВНОСТИ МЫШЦ	225
Галиева Л.И., Писарева А.В., Николаев А.П.	
ECONOMIC ASSESSMENT AND MARKET OVERVIEW OF ELECTROMYOGRAFS WITH THE ABILITY TO REGISTER THE ELECTRICAL ACTIVITY OF MUSCLES	
Galieva L.I., Pisareva A.V., Nikolaev A.P.	

РАЗРАБОТКА МОДУЛЯ РЕГИСТРАЦИИ ДЛЯ ОЦЕНКИ СОСТОЯНИЯ ГЛАЗОДВИГЕТЕЛЬНОГО АППАРАТА	232
Смирнова А.А., Ефремова А. С., Писарева А. В., Николаев А.П. DEVELOPMENT OF A REGISTRATION MODULE FOR ASSESSING THE CONDITION OF THE OCULOMOTOR APPARATUS Smirnova A.A., Efremova A.S., Pisareva A.V., Nikolaev A.P.	
МАЛОШУМЯЩИЙ ИСТОЧНИК ТОКА С ДИФФЕРЕНЦИАЛЬНЫМ ВЫХОДОМ	236
Татарникова Л.И., Кобелев А.В. LOW-NOISE CURRENT SOURCE WITH DIFFERENTIAL OUTPUT Tatarnikova L.I., Kobelev A.V.	
ПРОЕКТИРОВАНИЕ МАЛОГАБАРИТНЫХ МЕДИЦИНСКИХ ПРИБОРОВ С AC/DC ПРЕОБРАЗОВАТЕЛЯМИ НАПРЯЖЕНИЯ СПЕЦИАЛИЗИРОВАННОГО ТИПА	240
Варакин А.А. DESIGN OF SMALL MEDICAL DEVICES WITH AC / DC SPECIALIZED VOLTAGE CONVERTERS TYPE Varakin A.A.	
РЕАЛИЗАЦИЯ МЕТОДА ВЫНУЖДЕННЫХ КОЛЕБАНИЙ ДЛЯ ОПРЕДЕЛЕНИЯ ДИНАМИЧЕСКИХ ХАРАКТЕРИСТИК ВИБРОДЕМПИРЮЩИХ МАТЕРИАЛОВ	243
Варакин А.А. IMPLEMENTATION OF THE METHOD OF FORCED OSCILLATIONS FOR DETERMINING THE DYNAMIC CHARACTERISTICS OF VIBRATION-DAMPING MATERIALS Varakin A.A.	
СЕКЦИЯ 7 ♦ SECTION 7	
МЕТОДЫ И СРЕДСТВА ДИАГНОСТИКИ ПРИРОДНОЙ СРЕДЫ	
♦	
METHODS AND TOOLS FOR NATURAL ENVIRONMENT DIAGNOSTIC	
ПОВЫШЕНИЕ ТОЧНОСТИ ФЕРРОЗОНДОВЫХ СИСТЕМ ОРИЕНТАЦИИ ПО МАГНИТНОМУ МЕРИДИАНУ ЗЕМЛИ	246
Алиев Т.А. INCREASING THE ACCURACY OF FERROSENDAL SYSTEMS OF ORIENTATION BY THE EARTH'S MAGNETIC MERIDIAN Aliyev T.A.	
АЛГОРИТМ ДИСТАНЦИОННОГО ВОССТАНОВЛЕНИЯ НАПРАВЛЕНИЯ ПРИВОДНОГО ВЕТРА ПО РАДИОМЕТРИЧЕСКИМ ИЗМЕРЕНИЯМ. КОРРЕКТИРОВКА РЕЗУЛЬТАТОВ	248
Сазонов Д.С. REMOTE RECOVERY ALGORITHM FOR DRIVE WIND DIRECTION BY RADIOMETRIC MEASUREMENTS. CORRECTION OF UNFIDABLE DECISIONS Sazonov D.S.	
НЕЙРОСЕТЕВОЙ АЛГОРИТМ ВОССТАНОВЛЕНИЯ ПРОФИЛЯ ВЛАЖНОСТИ АТМОСФЕРЫ ПО ДАННЫМ МТВЗА-ГЯ МЕТЕОР-М №2	251
Пашинов Е.В., Стерлядкин В.В., Кузьмин А.В., Шарков Е.А., Садовский И.Н. NEURAL NETWORK ALGORITHM FOR RETRIEVING THE ATMOSPHERIC HUMIDITY PROFILE USING MTVZA-GY METEOR-M № 2 DATA Pashinov E. V., Sterlyadkin V. V, Kuzmin A. V., Sharkov E. A., Sadovskiy I.N.	
АТМОСФЕРНО-ЭЛЕКТРИЧЕСКИЙ МЕХАНИЗМ ПОВОРОТА РАМКИ В РУКЕ ОПЕРАТОРА (ЛОЗОХОДА)	256
Шулейкин В.Н. ATMOSPHERIC-ELECTRIC MECHANISM FOR TURNING A FRAME IN THE OPERATOR'S (DOWSER) HAND Shuleikin V.N.	

ГЕНЕРАЦИЯ РЕНТГЕНОВСКОГО И АКУСТИЧЕСКОГО ИЗЛУЧЕНИЙ ПРИ ЛАЗЕРНОМ ОБЛУЧЕНИИ МЕТАМАТЕРИАЛОВ	260
Белянин А.Ф., Багдасарян А.С., Багдасарян С.А., Павлюкова Е.Р. X-RAY AND ACOUSTIC RADIATION GENERATION UNDER LASER RADIATION OF METAMATERIALS Belyanin A.F., Bagdasaryan A.S., Bagdasaryan S.A., Pavlyukova E.R.	
ЭЛЕКТОРОМАГНИТНОЕ ПОЛЕ ЗЕМЛИ ИНФРАИЗКОЧАСТОТНОГО ДИАПАЗОНА: МОНИТОРИНГ, РЕЗУЛЬТАТЫ ИССЛЕДОВАНИЙ	263
Грунская Л.В., Золотов А.Н., Исакевич В.В., Исакевич Д.В., Бушуев А.С., Назаров С.А. ELECTROMAGNETIC FIELD OF THE EARTH OF THE INFRAN FREQUENCY RANGE: MONITORING, RESEARCH RESULTS Grunskaya L.V., Zolotov A.N., Isakevich V.V., Isakevich D.V., Bushuev A.S., Nazarov S.A.	
ДВУХВОЛНОВЫЙ YAG:ND ЛАЗЕР С САМООБРАЩЕНИЕМ ВОЛНОВОГО ФРОНТА ДЛЯ ЛАЗЕРНО-ИСКРОВЫХ/РАМАНОВСКИХ СИСТЕМ ДИСТАНЦИОННОГО МОНИТОРИНГА ОКРУЖАЮЩЕЙ СРЕДЫ	268
Лебедев В.Ф., Федина М.А., Федин А.В. TWO-WAVE YAG: ND LASER WITH A SELF-PHASE CONJUGATION FOR LIBS / RAMAN REMOTE ENVIRONMENTAL MONITORING SYSTEMS Lebedev V.F., Fedina M.A. and Fedin A.V.	
ИСПОЛЬЗОВАНИЕ РЕКУРРЕНТНЫХ НЕЙРОННЫХ СЕТЕЙ ДЛЯ ПРОГНОЗИРОВАНИЯ УРОВНЯ АВАРИЙНОСТИ НА ДОРОГАХ ОБЩЕГО ПОЛЬЗОВАНИЯ	272
Абалаев А.Ю., Грунская Л.В., Лещев И.А. USE OF RECURRENT NEURAL NETWORKS FOR FORECASTING THE ACCIDENT LEVEL ON GENERAL USE ROADS Abalyaev A.Yu., Grunskaya L.V., Leshchev I.A.	
ФОРМИРОВАНИЕ ВОЛОКОННЫХ РЕШЕТОК ПОКАЗАТЕЛЯ ПРЕЛОМЛЕНИЯ УЛЬТРАКОРотКИМИ ЛАЗЕРНЫМИ ИМПУЛЬСАМИ ДЛЯ СЕНСОРНЫХ УСТРОЙСТВ КОНТРОЛЯ ПАРАМЕТРОВ СОСТОЯНИЯ ОБЪЕКТОВ И ОКРУЖАЮЩЕЙ СРЕДЫ	275
Черников А.С., Кочуев Д.А., Хорков К.С., Давыдов Н.Н., Прокошев В.Г., Черников Р.С. FABRICATION OF REFRACTIVE INDEX FIBER GRATINGS BY ULTRASHORT LASER PULSES FOR SENSOR DEVICES FOR MONITORING THE STATE OF OBJECTS CONDITION AND ENVIRONMENT Chernikov A.S., Kochuev D.A., Khorkov K.S., Davydov N.N., Prokoshev V.G., Chernikov R.S.	
ВЛИЯНИЕ МОЩНОСТИ ДОЗЫ ЭЛЕКТРОННОГО ИЗЛУЧЕНИЯ С ЭНЕРГИЕЙ 1 МэВ НА СОДЕРЖАНИЕ БАКТЕРИЙ В ОХЛАЖДЕННОЙ ИНДЕЙКЕ	278
Черняев А.П., Близнюк У.А., Борщеговская П.Ю., Гордонова И.К., Ипатова В.С., Леонтьев В.А., Никитина З.К., Студеникин Ф.Р., Шинкарев О.В., Юров Д.С. INFLUENCE OF DOSE-RATE CAUSED BY 1 MeV ELECTRON BEAM ON TOTAL QUANTITY OF MICROORGANISMS IN CHILLED TURKEY Chernyaev A.P., Bliznyuk U.A., Borchegovskaya P.Yu., Gordonova I.K., Ipatova V.S., Leontiev V.A., Nikitina Z.K., Studenikin F.R., Shinkarev O.V., Yurov D.S.	
ФОРМИРОВАНИЕ ИНТЕРФЕЙСОВ НАНОАНТЕНН ПОСРЕДСТВОМ СЕЛЕКТИВНОЙ ЛАЗЕРНОЙ АБЛЯЦИИ ТОНКОПЛЕНОЧНЫХ ПОКРЫТИЙ	282
Чкалов Р.В., Кочуев Д.А., Васильченкова Д.Г., Покрышкин Н.С. FORMATION OF NANOANTENNAS INTERFACES BY SELECTIVE LASER ABLATION OF THIN- FILM COATINGS Chkalov R.V., Kochuev D.A., Vasilchenkova D.G., Pokryshkin N.S.	

РАЗРАБОТКА И ИССЛЕДОВАНИЕ ВЕТРОЭНЕРГОУСТАНОВКИ С ВЕРТИКАЛЬНОЙ ОСЬЮ ВРАЩЕНИЯ ДЛЯ ВОЗДУШНОЙ СРЕДЫ И ГИДРОСФЕРЫ КАК АЛЬТЕРНАТИВНЫЙ ВАРИАНТ УГЛЕРОДНОЙ ЭНЕРГЕТИКЕ	285
Орлов Ю.А., Арефьев Е.В., Орлов Д.Ю.	
DEVELOPMENT AND RESEARCH OF A WIND TURBINE WITH A VERTICAL AXIS OF ROTATION FOR THE AIR AND HYDROSPHERES AS AN ALTERNATIVE TO CARBON ENERGY	
Orlov Yu.A., Arefiev E.V., Orlov D.Y.	
ОКИСЛЕНИЕ КАТЕХОЛА ИММОБИЛИЗОВАННЫМИ КЛЕТКАМИ АКТИНОБАКТЕРИЙ RHODOCOCCUS QINGSHENGII GLMm1	288
Кувичкина Т.Н., Капаруллина Е.Н., Доронина Н.В., Решетилов А.Н.	
CATECHOL OXIDATION BY IMMOBILIZED CELLS OF ACTINOBACTERIA RHODOCOCCUS QINGSHENGII GLMm1	
Kuvichkina T.N., Kaparullina E.N., Doronina N.V., Reshetilov A.N.	
ЭЛЕКТРОДИНАМИЧЕСКОЕ МОДЕЛИРОВАНИЕ ЭЛЕКТРОМАГНИТНОЙ ОБСТАНОВКИ В ГОРОДЕ	289
Гаврилов В.М.	
ELECTRODYNAMIC MODELING OF ELECTROMAGNETIC SITUATION IN THE CITY	
Gavrilov V.M.	
СИНДРОМ ДЕФИЦИТА МАГНИТНОГО ПОЛЯ И ЕГО КОРРЕКЦИЯ	292
Гаврилов В.М.	
SYNDROME OF DEFICIENCY OF MAGNETIC FIELDS AND ITS CORRECTION	
Gavrilov V.M.	
РАЗРАБОТКА ИНФОРМАЦИОННОЙ СИСТЕМЫ АГРОПРОМЫШЛЕННОГО ПРЕДПРИЯТИЯ НА БАЗЕ ГИС	294
Жигалов И.Е., Озерова М.И.	
DEVELOPMENT OF THE INFORMATION SYSTEM OF AGRICULTURAL ENTERPRISE ON THE BASIS OF GIS	
Zhigalov I.E., Ozerova M.I.	
О СРАВНЕНИИ СОВРЕМЕННЫХ ГЛОБАЛЬНЫХ УЛЬТРОВЫСОКОСТЕПЕННЫХ МОДЕЛЕЙ ГРАВИТАЦИОННОГО ПОЛЯ ЗЕМЛИ	298
Конешов В.Н., Дорожков В.В., Малышева Д.А.	
ON COMPARISON OF MODERN GLOBAL ULTRA-STEP-DEPENDENT MODELS OF EARTH'S GRAVITATIONAL FIELD	
Koneshov V.N., Dorozhkov V.V., Malysheva D.A.	
ИССЛЕДОВАНИЕ МЕТОДА ТОЧНОГО ПОЗИЦИОНИРОВАНИЯ С ПОМОЩЬЮ СПУТНИКОВЫХ НАВИГАЦИОННЫХ СИСТЕМ НА ГЕОФИЗИЧЕСКОМ ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНОМ ПОЛИГОНЕ ВЛГУ	301
Малышева Д.А., Дорожков В.В.	
RESEARCH OF THE METHOD OF PRECISE POSITIONING USING SATELLITE NAVIGATION SYSTEMS AT THE VLSU GEOPHYSICAL EXPERIMENTAL SITE	
Malysheva D.A., Dorozhkov V.V.	
ВОССТАНОВЛЕНИЕ ПЕРИОДИЧЕСКОГО ЗОНДИРУЮЩЕГО СИГНАЛА В РЕЖИМЕ СТРОБИРУЮЩЕЙ ДИСКРЕТИЗАЦИИ	303
Калюжный А.А., Поздняков А.Д.	
RESTORATION OF THE PERIODIC SENSING SIGNAL IN THE GATING DISCRETIZATION MODE	
Kalyuzhnyy A.A., Pozdnyakov A.D.	
АНАЛИЗ ВЛИЯНИЯ ГЕОМАГНИТНОЙ АКТИВНОСТИ НА ЗНАЧЕНИЯ ПРОВОДИМОСТИ БИОЛОГИЧЕСКИ АКТИВНЫХ ТОЧЕК ЧЕЛОВЕКА	306
Виноградова Е.В.	
ANALYSIS OF THE INFLUENCE OF GEOMAGNETIC ACTIVITY ON THE CONDUCTIVITY VALUES OF HUMAN BIOLOGICALLY ACTIVE POINTS	
Vinogradova E.V.	

ОЦЕНКА ПЛОТНОСТИ ПОТОКА ЭНЕРГИИ ОТ МОБИЛЬНЫХ ТЕЛЕФОНОВ Самойлов В.С., Насир С.А.Х., Аль Тахар И.А. ESTIMATION OF ENERGY FLUX DENSITY FROM MOBILE PHONES Samoylov V.S., Nasir S.A.X., Al Tahar I.A.	309
---	-----

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

К АНАЛИЗУ ЭЛЕКТРОЭНЦЕФАЛОГРАММ И РИТМОГРАММ ПРИ СИНХРОННОЙ РЕГИСТРАЦИИ Кузнецов А.А. ANALYSIS OF ELECTROENCEPHALOGRAMS AND RHYTHMOGRAMS DURING SYNCHRONOUS REGISTRATION Kuznetsov A.A.	312
ДИНАМИЧЕСКИЕ НАБЛЮДЕНИЯ ЗА ФУНКЦИОНАЛЬНЫМ СОСТОЯНИЕМ ОРГАНИЗМА СТУДЕНТОВ ПЕРВОГО КУРСА Блохин М.М., Батоцыренова Т.Е. DYNAMIC OBSERVATIONS OF THE FUNCTIONAL STATE OF THE BODY OF FIRST-YEAR STUDENTS Blokhin M. M., Batotsyrenova T. E.	316
НОВЫЕ ПОДХОДЫ К УПРАВЛЕНИЮ ПАРАМЕТРАМИ ИСКУССТВЕННОЙ ВЕНТИЛЯЦИИ ЛЕГКИХ Северин А.Е., Петрова М.В., Сушкова Л.Т., Семенов Ю.Н., Крамм М.Н., Шалимова Е.В. NEW APPROACHES TO MANAGING LUNG ARTIFICIAL VENTILATION PARAMETERS Severin A.E., Petrova M.V., Sushkova L.T., Semenov Yu.N., Kramm M.N., Shalimova E.V.	318
ПСИХОЭМОЦИОНАЛЬНАЯ МЕТЕОЛАБИЛЬНОСТЬ И МЕТЕОЧУВСТВИТЕЛЬНОСТЬ ВЗРОСЛЫХ ЖИТЕЛЕЙ РЕСПУБЛИКИ КРЫМ С РАЗНЫМ СОСТОЯНИЕМ ЗДОРОВЬЯ Залата О.А., Евстафьева Е.В., Астафуров Д.Д., Слюсаренко А.А., Прасолов Н.С. PSYCHOEMOTIONAL METEOLABILITY AND METEOSENSITIVITY OF ADULT RESIDENTS OF THE CRIMEA WITH DIFFERENT HEALTH STATE Zalata O.A., Evstafeva E.V., Astafurov D.D., Slusarenko A.A., Prasolov N.S.	320
МЕТОДЫ ОБРАБОТКИ БИОМЕДИЦИНСКИХ СИГНАЛОВ ДЛЯ ОЦЕНКИ ФИЗИОЛОГИЧЕСКИХ РЕЗЕРВОВ Томчук А.А. METHODS OF PROCESSING BIOMEDICAL SIGNALS FOR EVALUATING THE PHYSIOLOGICAL RESERVES Tomchuk A.A.	324
СТОХАСТИЧЕСКАЯ И ХАОТИЧЕСКАЯ ОЦЕНКИ КАДЕНЦИИ ХОДЬБЫ: БИОМЕХАНИЧЕСКИЕ, ВОЗРАСТНЫЕ И ГЕНДЕРНЫЕ АССОЦИАЦИИ Логинов С.И., Кинтюхин А.С., Снигирев А.С. STOCHASTIC AND CHAOTIC EVALUATIONS OF WALKING CADENCY: BIOMECHANICAL, AGE AND GENDER-RELATED ASSOCIATIONS Loginov S.I., Kintyukhin A.S., Snigirev A.S.	327
ОБМЕННЫЕ ЭЛЕКТРОННЫЕ ВЗАЙМОДЕЙСТВИЯ КАК ОСНОВНОЙ ФАКТОР ПОДДЕРЖАНИЯ УСТОЙЧИВОСТИ ГОМЕОСТАЗА ОРГАНИЗМА Стехин А.А., Пьянзина И.П., Яковлева Г.В., Минин И.В., Карасев А.К. EXCHANGE ELECTRONIC INTERACTIONS AS THE MAIN FACTOR OF MAINTAINING THE SUSTAINABILITY OF ORGANISM HOMEOSTASIS Stekhin A.A., Pyanzina I.P., Yakovleva G.V., Minin I.V., Karasev A.K.	331

МЕЖДИСЦИПЛИНАРНЫЕ ИССЛЕДОВАНИЯ ЗДОРОВЬЯ: ПОДХОД НЕЙРОПСИХОЛОГИИ ИНДИВИДУАЛЬНЫХ РАЗЛИЧИЙ Будыка Е.В. INTERDISCIPLINARY HEALTH STUDIES: AN APPROACH TO THE NEUROPSYCHOLOGY OF INDIVIDUAL DIFFERENCES Budyka E.V.	334
СИСТЕМНЫЙ АНАЛИЗ ЦЕЛЕЙ, НАПРАВЛЕНИЙ И ТЕХНИЧЕСКИХ РЕШЕНИЙ ДЛЯ ИССЛЕДОВАНИЯ ПРОЦЕССОВ ЗРИТЕЛЬНОГО ВОСПРИЯТИЯ И ПАМЯТИ ЧЕЛОВЕКА Брумштейн Ю.М., Молимонов Д.А., Кривенко А.И., Гроцкая А.Ю. SYSTEM ANALYSIS OF GOALS, DIRECTIONS AND TECHNICAL SOLUTIONS FOR RESEARCH PROCESSES AND HUMAN MEMORY Brumstein Yu.M., Molimonov D.A., Krivenko A.I., Grotskaya A.Yu.	336
ПСИХОФИЗИОЛОГИЧЕСКИЙ СПОСОБ И СИСТЕМА ДЛЯ ОЦЕНКИ ПОСЛЕПРОИЗВОЛЬНОГО ВНИМАНИЯ Данилов Д.И. PSYCHOPHYSIOLOGICAL METHOD AND SYSTEM OF EVALUATING POST -INVOLUNTARY ATTENTION Danilov D.I.	341
ПСИХОЛОГИЧЕСКИЕ И ПСИХОСОМАТИЧЕСКИЕ АСПЕКТЫ РЕЗИСТЕНТНОСТИ ИНФЕКЦИОННЫМ ЗАБОЛЕВАНИЯМ ВЕРХНИХ ДЫХАТЕЛЬНЫХ ПУТЕЙ Литвинова Н.Ю. PSYCHOLOGICAL AND PSYCHOSOMATIC ASPECTS OF RESISTANCE TO INFECTIOUS RESPIRATORY DISEASES Litvinova N.Yu.	343
ЛОГОПЕДИЧЕСКИЙ ВЕКТОР В ДИАГНОСТИКЕ ДИСФАГИИ У ПАЦИЕНТОВ С ЗАБОЛЕВАНИЕМ ЦНС Усенкова Е.В. SPEECH THERAPY VECTOR IN THE DIAGNOSIS OF DYSPHAGIA IN PATIENTS WITH CNS DISEASE Usenkova E.V.	347
ЭМПИРИЧЕСКОЕ ИССЛЕДОВАНИЕ ОСОБЕННОСТЕЙ СУБЪЕКТИВНОГО БЛАГОПОЛУЧИЯ СТУДЕНТОВ ТЕХНИЧЕСКИХ СПЕЦИАЛЬНОСТЕЙ Филатов В.О., Филатова О.В. AN EMPIRICAL STUDY OF THE FEATURES OF SUBJECTIVE WELL-BEING OF STUDENTS OF TECHNICAL SPECIALTIES Filatov V.O., Filatova O.V.	349
СОРЕВНОВАТЕЛЬНАЯ СРЕДА И ЭМОЦИОНАЛЬНЫЕ СОСТОЯНИЯ БОРЦОВ ГРЕКО- РИМСКОГО СТИЛЯ Филатов Д.О., Зобков В.А. SPORTS COMPETITIONS AND EMOTIONAL STATES OF WRESTLERS GREEK-ROMAN STYLE Filatov D.O., Zobkov V.A.	353
КОРРЕЛЯЦИЯ ЭКОЛОГИЧЕСКОЙ ОБСТАНОВКИ И ЗДОРОВЬЯ ЧЕЛОВЕКА Фортова Л.К., Юдина А.М., Овчинников О. М., Амосова О. С. CORRELATION OF ENVIRONMENTAL AND HUMAN HEALTH Fortova L.K., Yudina A.M., Ovchinnikov O.M., Amosova O.S.	358
КОПИНГ-СТРАТЕГИИ ПОВЕДЕНИЯ У БОЛЬНЫХ С ОНКОЛОГИЧЕСКИМИ ЗАБОЛЕВАНИЯМИ Шаманин Н.В. COPING STRATEGIES OF BEHAVIOR IN PATIENTS WITH ONCOLOGICAL DISEASES Shamanin N.V.	362

СРАВНЕНИЕ И ОБЗОР МЕТОДОЛОГИЙ ОБРАБОТКИ ЭКГ В ЗАДАЧАХ ОБНАРУЖЕНИЯ QRS Дахва М.С. COMPARISON AND REVIEW OF THE METHODOLOGYS IN ECG PROCESSING FOR QRS COMPLEX DETECTION Dahwah M.S.	365
ПОИСК ОСНОВНОГО ТОНА ДИНАМИКИ ПАРАМЕТРОВ РИТМА СЕРДЦА Кузнецов А. А. THE BASE TONE OF A HEART RHYTHM PARAMETERS DYNAMICS Kuznetsov A. A.	373
БИОДИНАМИЧЕСКОЕ ОСВЕЩЕНИЕ КАК ФУНКЦИЯ УПРАВЛЕНИЯ СОСТОЯНИЕМ ЧЕЛОВЕКА Бадалян Н.П., Колесник Г.П., Белякова Д.А. BIODYNAMIC LIGHTING AS A HUMAN STATE MANAGEMENT FUNCTION Badalyan N.P., Kolesnik G.P.	377
ОПРЕДЕЛЕНИЕ УРОВНЯ ПСИХОЛОГИЧЕСКОГО СТРЕССА ПРИ ДЛИТЕЛЬНОМ ВОЗДЕЙСТВИИ ФАКТОРОВ Безносова В.Э., Апоплонова И.А., Николаев А.П. DETERMINING THE LEVEL OF PSYCHOLOGICAL STRESS DURING PROLONGED EXPOSURE TO FACTORS Beznosova V.E., Apollonova I.A., Nikolaev A.P.	382
ВЛИЯНИЕ ПСИХОФИЗИЧЕСКИХ ПРОЦЕССОВ НА СОСТОЯНИЕ БИОЛОГИЧЕСКИ АКТИВНЫХ ТОЧЕК Богатов Н.М., Богатова А.Н., Сухих С.А. INFLUENCE OF PSYCHOPHYSICAL PROCESSES ON THE STATE OF BIOLOGICALLY ACTIVE POINTS Bogatov N.M., Bogatova A.N., Sukhikh S.A.	384
СОЗДАНИЕ ИСКУССТВЕННОГО МИКРОКЛИМАТА Оленев Е.А., Сушкова Л.Т. CREATION OF AN ARTIFICIAL MICROCLIMATE Olenev E.A., Sushkova L.T.	388

СЕКЦИЯ 1

МЕТОДЫ И СРЕДСТВА ДИАГНОСТИКИ И ЛЕЧЕНИЯ ЗАБОЛЕВАНИЙ

ЧАСТОТА И ИНДИВИДУАЛЬНАЯ ВОСПРОИЗВОДИМОСТЬ ФЕНОТИПОВ АРТЕРИАЛЬНОГО ДАВЛЕНИЯ ПРИ СОПОСТАВЛЕНИИ ДАННЫХ СУТОЧНОГО МОНИТОРИРОВАНИЯ И САМОКОНТРОЛЯ У БОЛЬНЫХ АРТЕРИАЛЬНОЙ ГИПЕРТОНИЕЙ И ХРОНИЧЕСКИМИ БОЛЕЗНЯМИ ОРГАНОВ ДЫХАНИЯ

Смирнова М. И., Курехян А. С., Горбунов В. М., Кошелевская Я. Н.

ФГБУ «Национальный медицинский исследовательский центр терапии и профилактической медицины»
Министерства здравоохранения Российской Федерации, г. Москва, smirnova.m.i@mail.ru, armimesar@mail.ru,
vmgorbunov@gmail.com, clariss.starling@gmail.com

Ключевые слова: антигипертензивная терапия, артериальная гипертония, артериальное давление, болезни органов дыхания, бронхиальная астма, воспроизведимость, гипертония белого халата, неэффективная антигипертензивная терапия, скрытая неэффективность лечения артериальной гипертонии, самоконтроль артериального давления, суточное мониторирование артериального давления, фенотипы артериального давления, ХОБЛ.

Аннотация. При диагностике артериальной гипертонии (АГ) и ведении больных АГ определение фенотипа артериального давления (АД) является важнейшим фактором, так как фенотип ассоциирован с сердечно-сосудистыми осложнениями и смертью. Определение фенотипа позволяет избежать чрезмерности антигипертензивной терапии (АГТ) при гипертонии белого халата (ГБХ) и своевременно назначить или скорректировать АГТ при скрытой и стабильной АГ. У больных АГ с сопутствующими хроническими болезнями органов дыхания (БОД; бронхиальной астмой [БА] и хронической обструктивной болезнью легких [ХОБЛ]) фенотипы АД мало изучены, включая их воспроизведимость.

Цель исследования: изучить в проспективном наблюдении частоту и воспроизведимость фенотипов АД, оцененных с помощью клинических измерений, суточного мониторирования (СМАД) и самоконтроля АД (СКАД), у больных АГ с учетом хронических БОД (БА и ХОБЛ).

Материал и методы: проспективное когортное исследование амбулаторных больных АГ II-III стадии, 1-2 степени в рутинной практике. Все пациенты получали регулярную АГТ не менее 2-х недель до включения в исследование. Проводили стандартный опрос и осмотр, клинические измерения, СМАД, СКАД исходно и через 12 месяцев. Фенотипы АД определяли по соотношению клинического и амбулаторного АД с учетом их пороговых значений. Воспроизведимость фенотипов определяли на обоих визитах (совпадение фенотипа при учете как СМАД, так и СКАД); референсом считали СМАД. Применяли стандартные статистические методы.

Результаты: Включено 156 пациентов, возраст $63,5 \pm 8,9$ лет, женщин 72,4%, в том числе с БА или ХОБЛ 69 больных. Частота неблагоприятных фенотипов АД (неэффективная АГТ и скрытая неэффективность АГТ) у больных с БОД при учете показателей СМАД составила 44,8%, СКАД – 61,3% против больных АГ без БОД (21,2% и 27,6%, соответственно). Индивидуальная воспроизведимость фенотипов при сопоставлении результатов СМАД и СКАД в целом составила: 66% исходно (от $n=156$) и 61,4% через 12 мес. (от $n=140$). Наиболее воспроизведимы были фенотип неэффективная АГТ (87,2%) и эффективная АГТ (76,5%), на 1-м и 2-м визитах соответственно. Наименее воспроизведимым оказался фенотип ГБХ на лечении – 36,2% и 44,7%. Скрытая неэффективность АГТ воспроизвела обеими методами в 77,8% и 52,6% случаев на 1-м и 2-м визитах, а эффективная АГТ – 82% и 76,5%, соответственно.

Заключение: У больных АГ с БОД, получающих регулярную АГТ, в 2 раза чаще встречаются прогностически неблагоприятные фенотипы АД. Для оценки эффективности АГТ у больных с БОД, помимо клинических измерений АД, приемлемо использование как СМАД, так и СКАД. Однако при использовании только СКАД примерно половина пациентов со скрытой неэффективностью АГТ может быть не выявлена. Необходимы дальнейшие исследования когорты больных АГ с БОД для изучения фенотипов, подходов к улучшению контроля АД.

Артериальная гипертония (АГ) является одним из самых распространённых заболеваний, ассоциированных с высоким риском поражения органов-мишеней (ПОМ) и сердечно-сосудистых осложнений (ССО) [1]. Основной способ снижения риска ССО при АГ – достижение целевого уровня артериального давления (АД) [2]. Контроль уровня АД у больных, получающих антигипертензивную терапию (АГТ) в современных условиях целесообразно проводить с помощью и клинических, и амбулаторных измерений, так как их совместное использование позволяет лучше оценить статус АД у пациента и лучше определить риск ССО. Об этом свидетельствуют и отечественные, и международные рекомендации последних лет [1,2,3]. При этом применение разных методов измерения АД зачастую демонстрирует различные его значения относительно порогового уровня. Соотношение показателей клинического и амбулаторного АД, в зависимости от соответствия принятому пороговому уровню, называют фенотипом АД. Таким образом можно выделить 4 фенотипа: нормотония, ГБХ, стабильная АГ, скрытая АГ. Фенотипы пациентов, принимающих АГТ, тоже классифицируют аналогичным образом: нормотония на лечении или эффективная АГТ, неэффективная АГТ, ГБХ на лечении, скрытая неэффективность АГТ или скрытая неэффективность лечения (СНЛ) АГ [1,4].

ГБХ и скрытая АГ/СНЛ АГ имеют особое практическое значение. При этих фенотипах один из методов измерения АД дает нормальный результат, а другой – повышенный относительно порогового уровня. В случае ГБХ именно использование амбулаторных измерений АД позволяет избежать «гипердиагностики» АГ, а у больных на АГТ возможной «избыточности» лечения (например, развития гипотонии). При скрытой АГ, наоборот, только амбулаторные измерения позволяют диагностировать АГ, так же как и СНЛ АГ [5,6]. Наиболее прогностически неблагоприятными фенотипами считаются стабильную АГ/неэффективную АГТ и скрытую АГ/СНЛ АГ. При этих фенотипах АД риск ССО (инфаркта миокарда, мозгового инсульта, летального исхода) примерно в 2 раза выше, чем при нормотонии [7]. При этом оценка фенотипа при использовании у пациента и суточного мониторирования (СМАД), и самоконтроля АД (СКАД) может оказаться разной [6]. Однако проблема воспроизводимости фенотипа АД еще недостаточно изучена. Кроме того, на фенотип АД могут влиять различные факторы, включая сопутствующую патологию.

Больные АГ с коморбидностью, как правило, характеризуются большей частотой неблагоприятных фенотипов АД и исходов [8]. Наименее изучены фенотипы АД, включая характеристику воспроизводимости, у больных АГ с хроническими болезнями органов дыхания (ХБОД). В настоящее время хроническая обструктивная болезнь легких (ХОБЛ) и бронхиальная астма (БА) в большинстве стран мира, в том числе и в Российской Федерации (РФ), являются серьезной медико-социальной проблемой. Эти заболевания приводят к инвалидности и летальным исходам, связанны с тяжелым экономическим бременем не только для государств, но и самих больных [9]. В мире около 300 млн. населения страдают БА, в РФ - 6,9% взрослых [9,10], распространенность ХОБЛ среди взрослого населения РФ составляет около 15% [10]. АГ среди больных ХОБЛ и БА встречается примерно у трети [11]. Такая коморбидность может создавать трудности в подборе терапии в рутинной практике [12].

Отмеченное выше делает актуальным анализ частоты и воспроизводимости фенотипов АД у больных АГ, получающих АГТ, учитывая сопутствующие ХБОД.

Целью нашего исследования стало изучение в проспективном наблюдении частоты и воспроизводимости фенотипов АД, оцененных с помощью клинических измерений, СМАД и СКАД, у больных АГ с учетом ХБОД (БА и ХОБЛ).

Материал и методы

Дизайн - проспективное наблюдательное исследование в рутинной практике кардиолога муниципальной поликлиники. Протокол был одобрен этическим комитетом НМИЦ ТПМ.

Критерии включения:

1. Мужчины и женщины в возрасте от 30 до 79 лет;
2. Регулярная АГТ не менее 2-х недель;
3. Клиническое АД < 180/110 мм рт. ст.;
4. У больных с сопутствующей БА или ХОБЛ верификация диагноза медицинской документацией (заключение пульмонолога или выписка из истории болезни);
5. Наличие информированного согласия на участие в исследование.

Критерии исключения:

1. Симптоматическая АГ;
2. Состояния, препятствующие проведению качественного СМАД и/или СКАД (постоянная форма фибрилляции предсердий, психические заболевания и др.);
3. Регистрация разовых значений САД ≥ 200 мм рт. ст. или ДАД ≥ 115 мм рт. ст. при СМАД, СКАД или клинические измерении;
4. Сопутствующие острые и хронические заболевания в стадии обострения/декомпенсации, инфаркт миокарда и нарушение мозгового кровообращения не менее 6 месяцев;
5. Беременность, лактация;
6. Отказ больного от участия в исследовании.

Клинические измерения АД проводились врачом через 5 минут после отдыха пациента в положении сидя трехкратно с интервалом 1-2 минуты автоматическим тонометром A&D UA-767PC на обеих руках с

предварительным выбором для дальнейших измерений руки с более высокими показателями АД и затем с однократным измерением в ортостазе через 1 минуту.

СМАД выполнялось с помощью аппаратов MicrolifeWath BP 03 (Швейцария). Были приняты следующие критерии качества: измерения АД с 07.00 до 23.00 каждые 15 минут, с 23.00 до 07.00 каждые 30 минут, общая продолжительность не менее 23 ч, не менее 56 успешных измерений без «пробелов» более 1 часа [13].

СКАД проводился автоматическим тонометром с функцией памяти A&D UA-767PC или с помощью тонометров пациентов любой модели с записью результатов в дневник в течение 5 дней подряд. Регистрировали не менее 3-х измерений АД в каждую сессию, с интервалом 1 минута, утром и вечером с 06.00 до 09.00 и с 18.00 до 21.00. Для анализа использовали усредненное за 5 дней значение.

Все исследования проводили дважды – исходно и через год (основная часть исследования). Воспроизведимость фенотипов АД определяли на обоих визитах: оценивали совпадение фенотипа при учете данных и СМАД, и СКАД. Референсным методом считали СМАД. АГТ, ингаляционная и другая терапия назначалась и корректировалась по стандартам ведения пациентов с той или иной нозологией (подробнее описано ранее [14], никакого специального медикаментозного вмешательства не проводили.

Статистическая обработка данных

Обработка данных проводилась с помощью программы SPSS v.21 (IBM Inc., США). Использовали описательную статистику: оценку частот изучаемых показателей, анализ средних величин, стандартных отклонений и ошибок. Для анализа взаимосвязей проводилась оценка с помощью коэффициента корреляции Пирсона. Для оценки статистической значимости различий количественных переменных использовался дисперсионный анализ (ANOVA). При сравнении показателей двух групп (АГ без и с БОД) проводилась поправка на пол, возраст. Данные приведены в виде средних величин с соответствующим стандартным отклонением. Различия считали статистически значимыми при $p < 0,05$.

Результаты исследования

Основные характеристики.

В исследование было включено 156 пациентов с АГ II-III стадии, мужчин – 43 (27,6%), женщин – 113 (72,4%). Средний возраст составил $63,4 \pm 8,8$ лет (женщин $63,9 \pm 8,6$ лет, мужчин $62,3 \pm 9,3$ лет, $p < 0,05$). Согласно вопроснику ACQ-5 у больных БА ($n=49$) у 32,6% было контролируемое течение, у 20,4% – частично контролируемое и 47,0% – неконтролируемое течение БА. Согласно тесту CAT (COPD assessment test) симптомы ХОБЛ ($n=20$) незначительно влияли на качество жизни только у 15% пациентов, умеренно – у 40%, выраженно – у 40%, очень серьезно – у 5%. Через год анализировали данные 140 пациентов: выбыло из исследования – 13 (7 отказались от участия в исследовании, 4 умерли, 2 поменяли место жительства), у 3 пациентов были либо только данные СМАД, либо СКАД.

Частота фенотипов АД у больных АГ и ХБОД.

Частота фенотипов АД подробно представлена в таблицах 1 и 2. Обращает внимание статистически значимая разность соотношения фенотипов АД у больных АГ с учетом ХБОД: существенно большая доля неблагоприятных фенотипов АД именно при ХБОД по данным обоих методов измерения амбулаторного АД.

Таблица 1 - Частота фенотипов на визите 1 при оценке данных СМАД

	<i>n</i>	Эффективная АГТ	СНЛ АГ	ГБХ на лечении	Неэффективная АГТ	<i>p</i>
Всего	156	50 (32,1%)	9 (5,8%)	58 (37,2%)	39 (25%)	-
АГ без БОД	87	33 (37,1%)	4 (4,5%)	38 (42,7%)	14 (15,7%)	0,012
АГ с БОД	69	17 (25,5%)	5 (7,5%)	21 (29,9%)	26 (37,3%)	
АГ с БА	49	15 (30,6%)	5 (10,2%)	13 (26,5%)	16 (32,7%)	0,072
АГ с ХОБЛ	20	2 (10%)	0 -	8 (40%)	10 (50%)	

Примечания: СМАД – суточное мониторирование артериального давления, АГТ – антигипертензивная терапия, СНЛ – скрытая неэффективность лечения, АГ – артериальная гипертензия, ГБХ – гипертония белого халата, БОД – болезни органов дыхания, БА – бронхиальная астма, ХОБЛ – хроническая обструктивная болезнь легких, *p* – сравнение между группами на первом визите.

Таблица 2 - Частота фенотипов на визите 1 при оценке данных СКАД

	<i>n</i>	Эффективная АГТ	СНЛ АГ	ГБХ на лечении	Неэффективная АГТ	<i>p</i>
Всего	156	44 (28,2%)	13 (8,3%)	45 (28,8%)	54 (34,6%)	-
АГ без БОД	87	33 (37,9%)	4 (4,6%)	30 (34,5)	20 (23%)	<0,01
АГ с БОД	69	11 (15,9%)	9 (13,0%)	15 (21,7%)	34 (49,3%)	
АГ с БА	49	10 (20,4%)	8 (16,3%)	11 (22,4%)	20 (40,8%)	н/д
АГ с ХОБЛ	20	1 (5%)	1 (5%)	4 (20%)	14 (70%)	

Примечания: СКАД – самоконтроль артериального давления, АГТ – антигипертензивная терапия, СНЛ – скрытая неэффективность лечения, АГ – артериальная гипертензия, ГБХ – гипертония белого халата, БОД – болезни органов дыхания, БА – бронхиальная астма, ХОБЛ – хроническая обструктивная болезнь легких, *p* – сравнение между фенотипами на первом визите.

Индивидуальная воспроизводимость фенотипов АД при оценке их методом СМАД и СКАД

При сравнении у каждого обследованного характера фенотипа АД с учетом данных как СМАД, так и СКАД, оказалось, что фенотип совпал при применении обоих методов измерения амбулаторного АД на визите 1 у 108 пациентов (у 69,2% из 156), через год – у 86 пациентов (61,4% из 140). Наиболее воспроизводимым фенотипом на визите 1 оказался фенотип неэффективная АГТ (87,2%), менее всего – ГБХ на лечении (36,2%); на визите 2 наиболее воспроизводим был фенотип эффективная АГТ (76,5%), наименее также – ГБХ на лечении (44,7%) (таблица 3).

Таблица 3 - Индивидуальная воспроизводимость фенотипов АД при сопоставлении результатов клинического АД с данными и СМАД, и СКАД

		Эффективная АГТ	СНЛ АГ	ГБХ на лечении	Неэффективная АГТ
Визит 1, <i>n</i> =156	Частота фенотипа с учетом данных СМАД	50 (32,1%)	9 (5,8%)	58 (37,2%)	39 (25%)
	Частота фенотипа с учетом данных СКАД	44 (28,2%)	13 (8,3%)	45 (28,8%)	54 (34,6%)
	Воспроизводимость фенотипа обоими методами	41 (82%)	7 (77,8%)	21 (36,2%)	34 (87,2%)
Визит 2, <i>n</i> =140	Частота фенотипа с учетом данных СМАД	34 (24,3%)	19 (13,6%)	38 (27,1%)	49 (35%)
	Частота фенотипа с учетом данных СКАД	35 (25%)	18 (12,9%)	33 (23,6%)	54 (38,6%)
	Воспроизводимость фенотипа обоими методами	26 (76,5%)	10 (52,6%)	17 (44,7%)	33 (67,3%)

Примечания: АГТ – антигипертензивная терапия, СНЛ – скрытая неэффективность лечения, АГ – артериальная гипертензия, ГБХ – гипертония белого халата, СМАД – суточное мониторирование артериального давления, СКАД – самоконтроль артериального давления. За 100% брали количество пациентов с тем или иным фенотипом при учете данных СМАД («золотого стандарта» для оценки амбулаторного АД).

Обсуждение

Хорошо известно, что неконтролируемая АГ ассоциирована с плохим прогнозом – риском инфаркта миокарда, мозгового инсульта, смерти. Диагностика prognostически неблагоприятного фенотипа АД у больного, получающего АГТ, также чрезвычайно важна. Достижение целевого уровня АД не только клинического, но и амбулаторного АД при помощи АГТ позволяет снизить риск ССО и улучшить прогноз больного [1,6]. Результаты проведенного исследования демонстрируют, что у больных АГ с ХБОД более чем в 2 раза чаще выявляются неэффективная АГТ и скрытая неэффективность лечения АГ. Поскольку ранее фенотипы АД у больных с БА и ХОБЛ не изучались, представленные данные свидетельствуют о необходимости их более широкого изучения у данной когорты больных АГ, как в практическом здравоохранении, так и в научных работах.

Исследований по оценке воспроизводимости фенотипов АД не много. Наши данные по визиту 1 оказались примерно сопоставимы с исследованием Viera A.J. и соавт. [15], в котором воспроизводимость фенотипа скрытая АГ при использовании СМАД, и СКАД составила около 70% при первом обследовании и при повторном (с интервалом 7 дней, n=420). Однако, как представлено в данной статье, через год у обследованных пациентов воспроизводимость фенотипа скрытая АГ (скрытая неэффективность АГТ) методом СКАД относительно СМАД может снизиться до 52%. Данное обстоятельство подтверждает необходимость при длительном наблюдении больных, получающих АГТ, периодического использования СМАД с целью лучшей диагностики такого prognostически неблагоприятного фенотипа АД.

Конфликт интересов.

Исследование проводилось без спонсорской поддержки. Все авторы заявляют об отсутствии конфликта интересов.

Материалы статьи были доложены на Пленарном заседании XIV МНК ФРЭМЭ-2020.

Библиографический список

1. Williams B. et al. 2018 ESC/ESH Guidelines for the management of arterial hypertension // European heart journal. 2018. № 33 (39). С. 3021–3104
2. Чазова И.Е., Жернакова Ю.В. Клинические рекомендации. Диагностика и лечение артериальной гипертонии. Системные гипертензии. 2019; 16 (1): 6–31
3. Fagard R.H., Cornelissen V.A. Incidence of cardiovascular events in white-coat, masked and sustained hypertension versus true normotension: a meta-analysis // 2007. 2193–2198 с
4. Карпов Ю.А. Новые рекомендации по артериальной гипертензии РМОАГ/ВНОК 2010 г.: вопросы комбинированной терапии. Русский медицинский журнал. 2010;22:1290-1297
5. Drawz P.E. et al. Masked hypertension and elevated nighttime blood pressure in CKD: prevalence and association with target organ damage // Clinical Journal of the American Society of Nephrology. 2016. № 4 (11). С. 642–652
6. Stergiou G.S. et al. Prognosis of White-Coat and Masked Hypertension. International Database of Home Blood Pressure in Relation to Cardiovascular Outcome. Hypertension. 2014;63:675-682
7. Pierdomenico S.D. et al. Prognostic Value of Masked Uncontrolled Hypertension. Hypertension. 2018 Oct;72(4):862-869.
8. Franklin S.S. et al. Masked Hypertension in Diabetes MellitusNovelty and Significance // Hypertension. 2013. № 5 (61). С. 964–971
9. Global Initiative for Asthma. GINA 2019. [Электронный ресурс], 05.07.2019. URL: <https://ginasthma.org>.
10. Chuchalin A.G., et al. Chronic respiratory diseases and risk factors in 12 regions of the Russian Federation // International Journal of COPD 2014;9 963–974
11. Чазова И.Е. и др. Артериальная гипертония и хроническая обструктивная болезнь легких: клиническая характеристика и эффективность лечения (по данным Национального регистра артериальной гипертонии. Терапевтический архив, Том 91 №3 (2019)
12. Задионченко В.С. и др. Артериальная гипертензия и хроническая обструктивная болезнь легких—проблемы выбора терапии // Журнал Лечебный Врач. 2018. № 7–2012 (10). С. 77
13. Рогоза А.Н.и др. Суточное мониторирование артериального давления при гипертонии. Метод. рекоменд. М., 1997.
14. Смирнова М.И. и др. Различные виды вариабельности артериального давления у больных артериальной гипертонией и хроническими болезнями нижних дыхательных путей. Рациональная фармакотерапия в кардиологии. 2018;14(6).
15. Viera A.J. et al. Reproducibility of masked hypertension among adults 30 years or older. 2014 Aug;19(4):208-

**PREVALENCE AND INDIVIDUAL REPRODUCIBILITY OF BLOOD PRESSURE PHENOTYPES BY
COMPARISON OF AMBULATORY AND HOME BLOOD PRESSURE MONITORING RESULTS
IN HYPERTENSION AND CHRONIC RESPIRATORY DISEASES**

Smirnova M.I., Kurekhyan A.S., Gorbunov V.M., Kosheleyaevskaya Y.N.

Federal State Institution «National Medical Research Center for Therapy and Preventive Medicine» of the Ministry of Healthcare of the Russian Federation, Moscow, smirnova.m.i@mail.ru, arminesar@mail.ru, vmgorbunov@gmail.com, clariss.starling@gmail.com

Keywords: ambulatory blood pressure monitoring, antihypertensive therapy, hypertension, asthma, blood pressure, blood pressure phenotypes, COPD, home blood pressure monitoring, masked uncontrolled hypertension, reproducibility, chronic respiratory diseases, uncontrolled hypertension, white coat hypertension.

Running title: Reproducibility of blood pressure phenotypes in hypertension, asthma and COPD.

Annotation. The determination of blood pressure (BP) phenotype is an important factor in the management of arterial hypertension (HT), because BP phenotype is associated with cardiovascular complications and death. The assessment of BP phenotype allows to avoid excessive antihypertensive therapy (AHT) in white coat hypertension (WCH) and timely prescribed or corrected AHT in masked or sustained HT. BP phenotypes are studied less in hypertensive patients with concomitant chronic respiratory diseases (CRD; asthma and chronic obstructive pulmonary disease [COPD]). The aim of our prospective study was to investigate prevalence and reproducibility of BP phenotypes evaluated by clinical measurements, ambulatory (ABPM) and home BP monitoring (H BPM) in hypertensive patients, taking into account CRD (asthma and COPD).

Material and Methods: The prospective cohort study of ambulatory patients with II-III stages HT (1-2 degree) was performed in routine practice. All patients received regular AHT for at least 2 weeks before start of the study. The standard examination, clinical BP measurements, ABPM, and H BPM were done at baseline and in 12 months. BP phenotypes were diagnosed by the comparison of clinical and ambulatory BP with their threshold values estimation. BP phenotypes reproducibility was determined at both visits: phenotype agreement by both ambulatory methods (ABPM and H BPM). ABPM was considered the reference. We used standard statistical methods.

Results: 156 patients were included: age 63.5 ± 8.9 years, female gender 72.4%, 69 patients with asthma or COPD. The frequency of prognostically unfavorable BP phenotypes (uncontrolled HT [UHT] and masked UHT) in patients with CRD by ABPM assessment was 44.8%, by H BPM evaluation – 61.3%, in patients without CRD – 21.2% and 27.6%, respectively. Individual reproducibility of BP phenotypes by using H BPM relative to the ABPM results was in general: 66% initially (n=156) and 61.4% in 12 months (n=140). The most reproducible BP phenotype was UHT (87.2%) and controlled HT (76.5%) at the first and the second visits, respectively. The least reproducible BP phenotype was WCH in treated patients – 36.2% and 44.7%. The masked UHT was reproduced by both methods in 77.8% and 52.6% of cases on the first and the second visits, and controlled HT – in 82% and 76.5%, respectively.

Conclusion: The prevalence of prognostically unfavorable BP phenotypes is twice as common in treated hypertensive patients with CRD. The use of ABPM or H BPM is acceptable to evaluate the efficiency of AHT in patients with CRD in addition to clinical BP measurements. However, approximately a half of patients with masked UHT may not be detected when using only H BPM. Further investigations of the cohort of hypertensive patients with CRD are needed to study BP phenotypes and approaches to improving BP control.

◆

**ИССЛЕДОВАНИЕ ВЛИЯНИЯ ИНГИБИТОРА МОНОАМИНОКСИДАЗЫ НА ФУНКЦИОНАЛЬНОЕ
СОСТОЯНИЕ СОСУДОВ ГОЛОВНОГО МОЗГА**

¹Ставцев Д.Д., ¹Долгих А.И., ¹Горлин П.М., ¹Маковик И.Н., ^{1,2}Жеребцов Е.А., ¹Дунаев А.В., ^{1,3}Абрамов А.Ю.

¹Федеральное государственное бюджетное образовательное учреждение высшего образования «Орловский государственный университет имени И.С. Тургенева», г. Орел, stavtsev.dmitry@gmail.com,

²Optoelectronics and Measurement Techniques Unit, University of Oulu, Oulu,

³UCL Queen Square Institute of Neurology, London

Ключевые слова: астроциты, внутриклеточный кальций, ингибитор моноаминоксидазы, селегилин, адреналин, регуляция кровотока, сосуды головного мозга

Аннотация. Изучено влияние ингибитора моноаминоксидазы на функциональное состояние сосудов головного мозга при воздействии адреналина. Было выявлено, что действие адреналина, помимо возбуждения α -адренорецепторов, может запускать рецепторно-независимый механизм регуляции кровотока, осуществляемый под контролем глиальных клеток (астроцитов). Показана методика оценки потенциала веществ, механизм действия которых сводится к ингибированию МАО.

Головной мозг является одним из главных органов центральной нервной системы (ЦНС), функционирование которого наиболее сильно зависит от уровня энергетического обмена, который идёт главным образом по пути аэробного гликолиза и сильно зависит от поступления с кровотоком кислорода и глюкозы, при этом конечный продукт аэробного гликолиза является одним из сырьевых источников для цикла

Кребса и последующего митохондриального дыхания. На долю потребления мозгом у взрослого человека приходится 20-25% от всего потребляемого организмом кислорода [1], что объясняется его необходимостью для функционирования митохондрий клеток головного мозга и последующего производства АТФ. Нарушение кровоснабжения и газообмена в головном мозге под действием факторов различной этиологии приводит к запуску процесса гибели клеток нервной ткани, в том числе к гибели наиболее восприимчивых и чувствительных даже к кратковременному периоду ишемии нейронов, что провоцирует развитие острых патологических состояний, таких как инсульт, инфаркт, постреанимационная болезнь, а также развитие нейродегенеративных заболеваний [2-4].

Регуляция кровотока в головном мозге человека чрезвычайно сложна и осуществляется под действием множественных механизмов контроля (нейрогенного, гуморального, миогенного и собственной системы ауторегуляции) [5]. Особую роль в регуляции мозгового кровотока отводят и глиальным клеткам нервной ткани астроцитам, которые в совокупности с нейронами и церебральными эндотелиоцитами формируют нейроваскулярную единицу, участвующую в формировании гематоэнцефалического барьера, благодаря которому обеспечивается избирательная проницаемость из крови в мозговую ткань необходимых компонентов [6-7]. Различные механизмы регуляции мозгового кровообращения функционируют не изолированно, а в различных сочетаниях друг с другом [5, 7]. В связи с этим изучение механизмов формирования нарушений мозгового кровоснабжения, а также поиск потенциальных мишеней и путей для эффективного и безопасного лечения и профилактики поражений ЦНС вследствие нарушения кровоснабжения в головном мозге являются актуальной задачей.

Кратковременное снижение кровоснабжения клеток нервной ткани ЦНС наиболее часто обусловлено уменьшением просвета сосудов в результате вазоконстрикции. Вазоконстрикторный ответ со стороны сосудистого русла может быть как следствием активации в гладкой мускулатуре сосудов постсинаптических α -адренорецепторов под действием нейротрансмиттера адреналина [8, 9], так и результатом контроля сосудов астроцитами, вследствие близкого расположения окончания их отростков к сократительным элементам сосудистой стенки, гладким мышцам артериол, благодаря чему выделяющийся астроцитами внутриклеточный кальций Ca^{2+} может приводить в том числе к вазоконстрикции [10, 11].

С целью изучения механизмов регуляции кровоснабжения головного мозга в процессе вазоконстрикции и определения потенциальных мишеней и путей для эффективной и безопасной коррекции возникающих нарушений в данной работе проведена оценка функционального состояния сосудов головного мозга и его изменения в процессе вазоконстрикции под действием нейротрансмиттера адреналина, а также исследовано влияние ингибитора моноаминооксидазы, как одного из возможных путей коррекции сосудистых изменений. Поскольку адреналин является субстратом для фермента моноаминооксидазы-А (MAO-А), в работе изучено влияние необратимого ингибитора моноаминооксидазы селегилина, который при повышенных концентрациях снижает активность MAO-А [12, 13].

Объектом исследования являлись срезы коры головного мозга крысы линии Wistar (самец, возраст – 2 месяца), содержащие функционально активные кровеносные сосуды. Экспериментальные исследования проводились в соответствии с принципами надлежащей лабораторной практики. Исследования были одобрены Комитетом по этике Орловского государственного университета имени И.С. Тургенева (протокол № 18 от 21.02.2020).

Для мониторинга динамики внутриклеточного кальция (Ca^{2+}) использовался индикатор кальция Fluo-3 AM (Molecular Probes, Inc., США). Загрузка индикатора кальция в клетки срезов проводилась в течение 15 минут при рабочей концентрации 5 мкМ. Во время загрузки срезы находились в 500 мкл сбалансированного солевого раствора Хенкса (HBSS) при комнатной температуре с периодическим проведением оксигенации. После загрузки индикатора кальция срезы трижды промывались в HBSS для удаления не проникшего в клетки Fluo-3.

Все срезы были разделены на две группы. В первой группе регистрация данных проводилась сразу после загрузки Fluo-3 AM. Во второй группе все срезы после загрузки индикатора кальция выдерживались в 500 мкл HBSS с ингибитором MAO селегилином в течение 7-8 минут. Рабочая концентрация селегилина составляла 20 мкМ.

Для проведения измерений срезы фиксировались на предметном стекле с углублением, содержащим 150 мкл HBSS. Запись проводилась в течение 5 минут при выдержке 2 с. После первой минуты записи на образец капали 5 мкл рабочего раствора адреналина и продолжали регистрацию данных в течение 4 минут. Концентрация рабочего раствора адреналина составляла 60 мкМ. Концентрация адреналина в углублении предметного стекла со срезом составляла 2 мкМ.

Использованная для исследования срезов коры головного мозга экспериментальная установка (рисунок 1) включала планарный апохроматический объектив Mitutoyo M Plan APO 5X (Thorlabs, Inc. США) и двояковыпуклую линзу LB1945-A (Thorlabs, Inc. США) с фокусным расстоянием 200 мм. Канал возбуждения включал светодиод M455F1 (Thorlabs, Inc. США) с длиной волны 455 нм, излучение от которого, проходя через полосовой фильтр MF445-45 (Thorlabs, Inc. США), направлялось на образец при помощи дихроичного фильтра MD480 (Thorlabs, Inc. США). Изображение регистрировалось с помощью монохромной ПЗС-камеры 340M-USB (Thorlabs, Inc. США) с размещённым в приёмном канале длинноволновым фильтром FGL495 (Thorlabs, Inc.

США), который блокировал излучение с длиной волны менее 495 нм. Поле зрения экспериментальной установки составляло $1,04 \times 0,78$ мм (высота \times ширина) на рабочем расстоянии 34 мм. Обработка полученной серии изображений выполнялась в программе ImageJ. Для оценки изменения диаметра кровеносных сосудов использовался плагина Vessel Diameter [14].

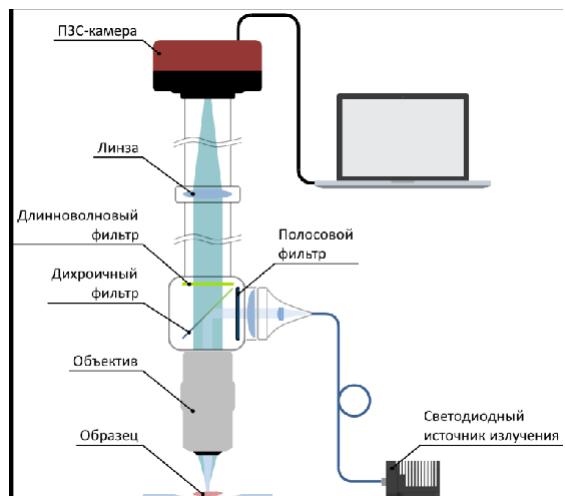


Рисунок 1 – Схема экспериментальной установки

На рисунке 2 представлены изображения срезов коры головного мозга, предварительно не обработанных (рисунок 2а, 2б) и обработанных (рисунок 2в, 2г) селегилином, до (рисунок 2а, 2в) и после (рисунок 2б, 2г) добавления адреналина. Для каждого из срезов показаны области интереса, для которых производилась оценка изменения диаметра кровеносных сосудов. Результаты измерения диаметра (нормированные на среднее значение диаметров до введения адреналина) кровеносных сосудов срезов коры головного мозга в выбранных областях интереса представлены на рисунках 2д и 2е.

Результаты оценки изменения интенсивности флуоресценции для срезов коры головного мозга, предварительно не обработанных и обработанных селегилином, представлены на рисунке 3. Для каждого из срезов показаны области интереса вдоль стенок кровеносного сосуда (рисунок 3а, 3в) и значения интенсивности флуоресценции нормированные на среднее значение до введения адреналина (рисунок 3б, 3г).

Результаты экспериментальных исследований, представленные на рисунке 2, наглядно демонстрируют результат непосредственной взаимосвязи необратимого ингибитора МАО селегилина с МАО-А (фермент, осуществляющий катаболизм моноаминов), вследствие которой МАО-А оказывается неспособен выполнять свои функции по окислительному дезаминированию адреналина. Нарушение взаимосвязи фермента с субстратом под действием необратимого ингибитора МАО приводит к уменьшению вазоконстрикторного ответа на адреналин со стороны сосудов головного мозга, что хорошо видно на срезе, предварительно обработанном селегилином (рисунок 2г).

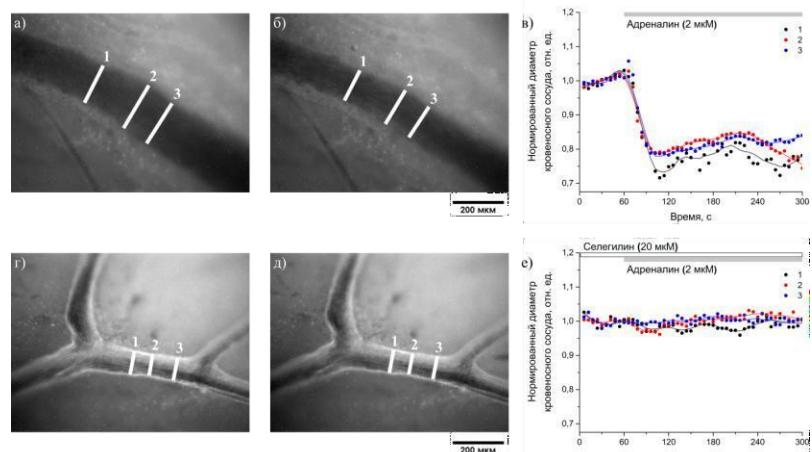


Рисунок 2 – Изменения просвета сосудов в ответ на введение адреналина. Изображения кровеносных сосудов на срезах коры головного мозга, предварительно не обработанных (а, б) и обработанных (в, г) селегилином, до (а, в) и после (б, г) добавления адреналина, и соответствующие относительные изменения диаметров кровеносных сосудов срезов не обработанных (д) и обработанных (е) селегилином

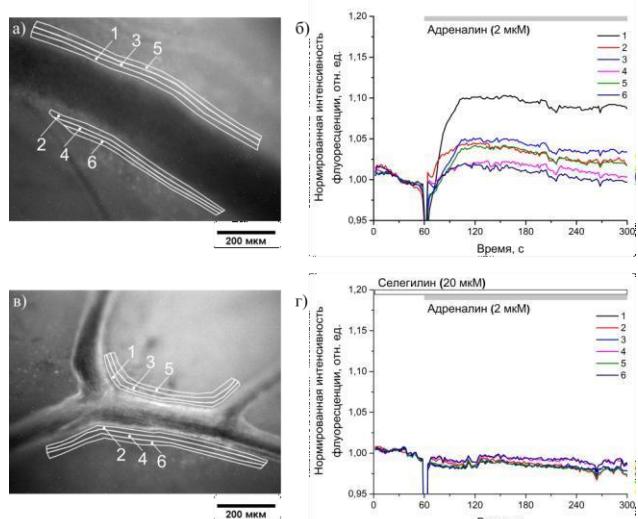


Рисунок 3 – Области интереса вдоль стенок кровеносного сосуда (а, в) и относительные изменения интенсивности флуоресценции (б, г) для срезов не обработанных (а, б) и обработанных (в, г) селегилином

Анализ изменения интенсивности флуоресценции срезов головного мозга вдоль стенок кровеносного сосуда позволяет сделать вывод о том, что воздействие адреналина помимо возбуждения α -адренорецепторов может запускать независимый от рецепторов механизм регуляции кровотока, осуществляемый под контролем глиальных клеток астроцитов. Увеличение интенсивности флуоресценции вблизи стенок кровеносного сосуда для среза, предварительно не обработанного селегилином (рисунок 3б), свидетельствует об изменении концентрации внутриклеточного кальция Ca^{2+} в результате активации астроцитов, а именно об увеличении уровня внутриклеточного кальция Ca^{2+} , что приводит к вазоконстрикции сосуда (рисунок 2в). Отсутствие аналогичного увеличения уровня внутриклеточного кальция Ca^{2+} для обработанного селегилином среза (рисунок 3г) подтверждает возможность использования необратимого ингибитора МАО селегилина в регулировании кровотока, а именно в регулировании вазоконстрикторного ответа, вызванного в том числе рецепторно-независимым механизмом регуляции кровотока.

Таким образом, в работе исследовано влияние ингибитораmonoаминооксидазы на функциональное состояние сосудов головного мозга при воздействии нейротрансмиттера адреналина. Выявлено, что воздействие адреналина помимо возбуждения α -адренорецепторов может запускать независимый от рецепторов механизм регуляции кровотока, осуществляемый под контролем глиальных клеток астроцитов. Показана методология оценки потенциала веществ, механизм действия которых сводится к ингибированию МАО.

Работа выполнена при поддержке гранта Правительства Российской Федерации № 075-15-2019-1877.

Библиографический список

1. Угрюмов В.М. и др. Регуляция мозгового кровообращения / В.М. Угрюмов – Л.: Медицина, 1984. – 134 с.
2. Судаков Н.П. Механизмы участия митохондрий в развитии патологических процессов, сопровождающихся ишемией и реперфузией / Н.П. Судаков, С.Б. Никифоров, Ю.М. Константинов, Н.А. Новикова, А.Н. Карамышева // Бюллетень ВСНЦ СО РАМН, 2006. – 51. – №5. – 332-336.
3. Pekny M. Astrocytes: a central element in neurological diseases / M. Pekny, M. Pekna, A. Messing, C. Steinhäuser, J.M. Lee, V. Parpura, E.M. Hol, M.V. Sofroniew, A. Verkhratsky // Acta Neuropathologica, 2016. – 31(3). – 323-45.
4. Peers C. Hypoxia and Neurodegeneration / C. Peers, M.L. Dallas, H.E. Boycott, J.L. Scragg, H.A. Pearson, J.P. Boyle // Annals of the New York Academy of Sciences, 2009. – 1177. – 169–177.
5. Peterson E.C. Regulation of cerebral blood flow / E.C. Peterson, Z. Wang, G. Britz // International journal of vascular medicine, 2011 – 823525.
6. Чехонин В.П. Фундаментальные и прикладные аспекты изучения гематоэнцефалического барьера / В.П. Чехонин, В.П. Баклаушев, Г.М. Юсубалиева, Н.Е. Волгина, О.И. Гурина // Вестник Российской академии медицинских наук, 2012. – 67. – №8. – 66-78.
7. Горяйнов С.А. О роли астログлии в головном мозге в норме и патологии / С.А. Горяйнов, С.В. Процкий, В.Е. Охотин, Г.В. Павлова, А.В. Ревицин, А.А. Потапов // Анналы клинической и экспериментальной неврологии, 2013. – 7. – № 1. – 45-51.
8. Goldstein D.S. Adrenaline and Noradrenaline // Encyclopedia of Life Sciences (ELS). John Wiley & Sons, Ltd:Chichester, 2010

9. Naftalin L.W. Vasoconstrictors: Indications and precautions/ L.W. Naftalin, J.A. Yagiela // Dental Clinics of North America, 2002. – №46. – 733-746.
10. Sofroniew M.V. Astrocytes: biology and pathology / M.V. Sofroniew, H.V. Vinters // Acta Neuropathologica, 2010. – №119. – 7-35
11. Горбачёва Л.Р. Астроциты и их роль в патологии центральной нервной системы / Л.Р. Горбачёва, И.А. Помыткин, А.М. Сурин, Е.А. Абрамов, В.Г. Пинелис // Российский педиатрический журнал, 2018. – 21. – №1. – 46-53.
12. Volz H.P. Monoamine oxidase inhibitors. A perspective on their use in the elderly / H.P. Volz, C.H. Gleiter // Drugs & Aging, 1998. – 13. – №5. – 341-355
13. Antoniades C. Effects of (-)deprenyl (selegiline) on acetylcholinesterase and Na(+), K(+)-ATPase activities in adult rat whole brain / C. Antoniades, H. Carageorgiou, S. Tsakiris // Pharmacological Research, 2002. – 46. – №2. – 165-169.
14. Fischer M. J. M. Measurement of meningeal blood vessel diameter in vivo with a plug-in for ImageJ/ S. Uchida, K. Messlinger //Microvascular research, 2010. – 80. – №. 2. – 258-266.

THE STUDY OF THE INFLUENCE OF MONOAMINE OXIDASE INHIBITOR ON THE FUNCTIONAL CONDITION OF THE BRAIN VESSELS

¹Stavtsev D.D., ¹Dolgikh A.I., ¹Gorlin P.M., ¹Makovik I.N., ^{1,2}Zherebtsov E.A., ¹Dunaev A.V., ^{1,3}Abramov A.Yu.

¹Orel State University named after I.S. Turgenev, Orel, stavtsev.dmitry@gmail.com,

²Optoelectronics and Measurement Techniques Unit, University of Oulu, Oulu,

³UCL Queen Square Institute of Neurology, London

Keywords: astrocytes, intracellular calcium, monoamine oxidase inhibitor, selegiline, epinephrine, blood flow regulation, brain vessels

Annotation. The effect of a monoamine oxidase inhibitor on the functional state of brain vessels under the influence of epinephrine was studied. It was found that the action of epinephrine, in addition to the excitation of α -adrenoreceptors, can trigger a receptor-independent mechanism for regulating blood flow, carried out under the control of glial cells (astrocytes). A method for evaluating the potential of substances whose mechanism of action is reduced to MAO inhibition is shown.

ЭЛЕКТРОКАРДИОГРАФИЧЕСКИЕ ПРЕДИКТОРЫ СЕРДЕЧНОСОСУДИСТЫХ СОБЫТИЙ. ОБЗОР

Муромцева Г. А.

ФГБУ «Национальный медицинский исследовательский центр профилактической медицины» Минздрава России, г. Москва, gmuromtseva@gnicpm.ru

Ключевые слова: электрокардиография, удлиненный комплекс QRS, желудочковый градиент, пространственный угол QRS-T, фронтальный угол QRS-T предикторы сердечнососудистой заболеваемости и смертности

Аннотация: Электрокардиография является одним из старейших и до сих пор широко используемых инструментальных методов клинической диагностики. Этот метод также хорошо зарекомендовал себя в многоцентровых эпидемиологических исследованиях, в которых унификация ЭКГ-выводов достигается применением Миннесотского кодирования. Как клиническая электрокардиография, так и Миннесотское кодирование работают со строгим набором параметров и показателей. Однако в последние 20 лет, во многом благодаря расширению проспективных исследований, появились научные сообщения о новых прогностических показателях ЭКГ, являющихся предикторами сердечно-сосудистых событий. Большинство из этих показателей еще не получили широкого признания в медицинском сообществе, или врач не имеет доступных инструментов для измерения или расчета этих сложных показателей. Целью настоящего доклада является обзор показателей, которые, согласно научной литературе, являются перспективными для раннего распознавания патологических изменений в миокарде и называются предикторами сердечно-сосудистой смертности и заболеваемости.

Обзор охватывает такие ЭКГ-показатели, как удлиненная длительность QRS, пространственный угол QRS-T, интервалы Tp-Te (Tpeak-Tend), QT и QTc, желудочковый градиент и другие. Обсуждается, какие из новых показателей ЭКГ, называемых предикторами сердечно-сосудистых событий и смерти, следует рекомендовать для включения в автоматические программы анализа ЭКГ с акцентом на их применение в рутинной медицинской практике.

Подводя итоги обзора, прогнозные показатели ЭКГ желудочковый градиент пространственной и фронтальной Θ (ко|СТТ) углов электрических осей QRS и T векторов, а также пространственной и фронтальной Θ (ТП|Треф) и Θ (Tinit|Tterm) углы, Qta интервал в дополнение к Qt и Qtc; QT_р и QT_{ра}, QT_о и QT_{то}, TpTe интервалов и (TpTe)коэффициент; соотношения длительностей интервала QT и ко, TpTe/Qt, и TpTe/Qtc; соотношение начальных и максимальных векторных амплитуд (тоб/ТПВ). Сделать эти ЭКГ-показатели

доступными для общей медицинской практики означает увеличить выявление людей с высоким риском неблагоприятных сердечно-сосудистых событий и внезапной сердечной смерти.

Заболеваемость и смертность от сердечно-сосудистых заболеваний (ССЗ) в мире и в России по-прежнему велика. В мире, по оценкам ВОЗ в 15-20% случаев общей смертности или у половины умерших от ССЗ причиной является внезапная сердечная смерть (ВСС) [1]. ВСС имеет, как правило, аритмическую природу [2]. Предикторы ВСС логично искать среди показателей электрической активности сердца, проявляющейся в характеристиках де- и реполяризации миокарда. Методом регистрации электрической активности сердца вот уже второе столетие является электрокардиография (ЭКГ), обычно регистрируемая от 12 отведений, реже (в России) от ортогональной системы отведений XYZ по Франку или Макфи-Парунга. Поиск простых и недорогих способов и показателей тестирования с целью выявления жизнеугрожающих аритмий, а также лиц с высоким риском ВСС является одним из краеугольных камней современной медицины.

Цель работы заключается в обзоре прогностических возможностей ЭКГ-показателей электрической активности сердца при оценке риска неблагоприятного исхода.

Прогностическое значение ЭКГ-показателей. По литературным источникам в число прогностически значимых ЭКГ-показателей входят показатели периодов деполяризации и реполяризации, а также показатели, включающие в себя оба эти процессы, интегральные и расчетные индексы.

Уширенный комплекс QRS – показатель изменений процесса деполяризации. В исследовании Multiple Risk Factor Arrhythmia Trial длительность QRS ≥ 120 мс была названа предиктором ВСС с относительном риском (hazard ratio, HR) 1.7 и предиктором аритмических явлений с HR 2.2 [3]. В Финляндии в популяции мужчин риск ВСС, ассоциированный с длительностью QRS ≥ 110 мс, был выше в 2,5 раза по сравнению с теми, кто имел длительность QRS в самой низкой квинтили [4]. В когорте без признаков блокады ножек из средневозрастной общей популяции этот показатель ассоциировался с повышенным риском ВСС, общей и сердечно-сосудистой смертности, а после коррекции на другие факторы, риск ВСС, оставался увеличенным в 3 раза [5]. На финской мужской популяции с 20 летним периодом наблюдения показано, что длительность QRS в пределах 110-119 мс по сравнению с QRS<110 мс также была значимым предиктором ВСС [6]. В исследовании Rautaharju P.M., et al (2014) [7] для длительности QRS использован иной порог нормы, но и длительность QRS ≥ 100 мс у женщин исходно без ССЗ повышала риск смерти от ИБС на 64%, а у женщин с ССЗ – на 45%, практически не изменяясь после коррекции на множественные факторы риска.

Реполяризацию анализируют по интервалами, углами и амплитудными показателями периода Т на ЭКГ.

Удлиненный интервал ТрТе (или Tpeak-Tend) – интервал, измеряемый от вершины (Tpeak) до конца зубца Т (Tend), характеризует состояние конечной фазы реполяризации миокарда желудочков. По результатам работы [8], увеличенный интервал ТрТе рекомендован как полезный показатель для предсказания желудочковых тахиаритмий и сердечно-сосудистой смерти. Удлиненный интервал ТрТе регистрировали у пациентов с заболеванием Фабри еще до развития ГЛЖ [9]. Интервал ТрТе > 89 мс включен в состав балльной системы оценки электрического риска (electrical risk score, ERS) [10]. Этот показатель был единственным показателем из ERS-набора, ассоциированным с более высоким риском смерти у лиц после 65 лет в краткосрочной перспективе [11]. В группе пожилых старше 60 лет независимо от пола, принимаемых лекарств и сопутствующих ССЗ величина интервала ТрТе была больше, чем в остальных возрастных группах ($p<0,001$), как и умерших по сравнению с выжившими за 2 года наблюдения (117 ± 15 vs 93 ± 21 мс, $p<0,05$). Авторы заключают, что у людей этой возрастной группы интервал ТрТе следует рассматривать, как маркер общей смертности. А вот корректированный интервал (ТрТе)а (интервал от QTра до QTеа) с порогом $>90^\circ$ и $>92^\circ$ у женщин без и с ССЗ, соответственно, не был полезен для оценки риска смерти от ИБС ($p>0,05$) [7].

Увеличенный пространственный угол $\Theta(\text{Tp}|\text{Tref})$ (°) – угол между вектором Тр (Tpeak) и вектором референсного Т в норме (Tref), характеризует степень отклонения максимального вектора реполяризации от его нормального положения. По данным исследования Women's Health Initiative Study [7], самыми сильными предикторами смерти у женщин исходно с и без ССЗ были $\Theta(\text{Tp}|\text{Tref})>42^\circ$ и амплитуда Т aVR >100 мкВ, оба имели повышенный риск смерти от ИБС более чем в 2 раза. Поскольку при отборе контингента в данное исследование были исключены другие факторы, ассоциированные с ССЗ, то названные показатели реполяризации можно считать изолированными независимыми предикторами смерти от ИБС.

Увеличенный пространственный угол $\Theta(\text{Tinit}|\text{Tterm})$ (°) – угол между начальным (средний из квинтилей с 1 по 3) и конечным (средним из квинтилей с 4 по 5) векторами периода реполяризации. $\Theta(\text{Tinit}|\text{Tterm})$ был назван вторым, после $\Theta(\text{Tp}|\text{Tref})$ пространственным углом в качестве важного независимого предиктора смерти от ИБС: у женщин без ССЗ $\Theta(\text{Tinit}|\text{Tterm})>30^\circ$ повышал риск смерти от ИБС на 49% [7]. Угол $\Theta(\text{Tinit}|\text{Tterm})$ отражает увеличенное расхождение пространственных начального и конечного векторов реполяризации и, следовательно, напрямую связан с изменением формой петли Т (ее уширением и ротацией). Таким образом, вывод о роли $\Theta(\text{Tinit}|\text{Tterm})$ не противоречит выводу других исследователей, утверждавших, что усложнение морфологии петли Т является индикатором доклинической ишемии миокарда у асимптомных взрослых [12].

Показатели изменения ST-T, конечной части реполяризации желудочков. В отличие от угловых и интегральных показателей ЭКГ изменения ST-T доступны врачу для анализа с помощью рутинных профессиональных инструментов. Очевидно поэтому эта группа ЭКГ-отклонений изучена довольно хорошо.

Ассоциации депрессии STJ и/или инверсии зубца Т в отведениях aVR, aVL, V1, V6 со смертью от ИБС и ВСС показаны неоднократно, как в популяционных [6, 13, 14], так и клинических исследованиях [15]: в зависимости от пола, возраста и исходного состояниям обследованных относительный риск может составлять от 1,6 до 3,2. Кроме того, характеристики ST-T в отведениях ЭКГ плотно коррелируют с характеристиками пульса QRS и Т ($r \geq 0.4$) [7]. Таким образом, использование для оценки риска амплитуд ST-T в одном наборе с угловыми и интегральными показателями может оказаться избыточным.

Электрическая систола. Из числа показателей ЭКГ, называемых предикторами ССЗ или смертности, наиболее изучен **удлиненный QT интервал**, включающий в себя оба процесса, де- и реполяризации желудочков. QT интервал измеряют от начала зубца Q до конца зубца Т, в мс. По сути, этот интервал представляет сумму длительностей желудочковых потенциалов действия. Поскольку он является частотно-зависимым показателем, то для анализа используются и его корректированные на ЧСС формы: QTc (с коррекцией по формуле Базетта) и QTa (с использованием иного способа коррекции [16]). Возможности этого показателя проверены и в клинических группах с ССЗ, и общей популяции [17, 18]. Удлиненный QT интервал связывают с повышенным риском желудочковых аритмий, синкопальными состояниями и ВСС. Критериями удлиненного QT интервала считаются QTc >450 мс для мужчин и >460 мс для женщин [19]. QT интервал зависит от многих факторов, он удлиняется даже у курильщиков [20], но клинически важными причинами его удлинения являются влияние QT-удлиняющих лекарственных препаратов и генетически обусловленный синдром удлиненного QT (LQTS). LQTS является аритмогенным нарушением в структурно нормальном сердце. Однако, и в когорте без LQTS удлинение интервала QTc было ассоциировано с более чем двукратным риском ВСС [21]. В группе пожилых старше 60 лет независимо от пола, принимаемых лекарств и сопутствующих ССЗ величина QTc интервала была выше, чем в остальных возрастных группах ($p < 0,001$) [11]. По результатам исследования [22], у лиц после 55 лет, имеющих QTc >440 мс, за 6,7 лет наблюдения риск смерти от ССЗ при коррекции на пол и возраст составил HR 1.7 (95% ДИ 1.4-2.2), оставаясь высоким и после коррекции на факторы риска – HR 1.5 (95% ДИ 1.2-1.9). Причем, наличие на одной ЭКГ и удлиненного QT, и ГЛЖ несет более высокий риск, чем любой из этих предикторов в отдельности [23]. А вот **интервал QT_{ea}** ($QT_{ea} = QT_e + 184x(1-RR)$), по данным ARIC Study, является независимым предиктором смерти от ИБС у мужчин, но не у женщин [24]. Прогностически значимым оказался и иной интервал в период электрической систолы, а именно, интервал, измеряемый от начала Q до вершины зубца Т (Tpeak) с коррекцией на ЧСС, **QT_{ra}** ($QT_{ra} = QT_p + 135x(1-RR)$), у женщин без ССЗ QT_{ra} ≥ 360 мс повышал риск смерти от ИБС на 49%, у женщин с ССЗ – на 29%. Можно ожидать близких значений относительного риска смерти от ИБС и для интервала **QT_{oa}**, регистрируемого от начала зубца Q до начального вектора реполяризации с коррекцией на ЧСС ($QT_{oa} = QT_o + 113x(1-RR)$), поскольку и QT_{ra}, и QT_{oa} в другой модели, скорректированной на большинство факторов риска и ЭКГ-переменных, демонстрировали близкие значения [7].

В противоположность удлиненному интервалу QT, очень короткие интервалы QTc в большинстве ситуаций не ассоциируются с неблагоприятными исходами в общей популяции, за исключением наследственного синдрома **укороченного QT (SQTS)**, который ассоциирован с быстрой желудочковой реполяризацией, вследствие врожденных каналопатий, и также с повышенным риском ВСС [25].

Менее ясная ситуация с показателем, называемым, **дисперсия QT**. Дисперсия QT – разница между максимальным и минимальным значениями длительности интервала QT в 12 отведениях ЭКГ. В некоторых популяционных исследованиях дисперсия QT, наравне с QT и QTc интервалами, продемонстрировала связь с риском желудочковых аритмий или ВСС [9]. Другие исследователи считают прогностические способности этого показателя сомнительными: в Multiple Risk Factor Arrhythmia Trial для дисперсии QT >90 мс риск смерти от ВСС составил HR 1.0, – хотя при выявлении аритмических событий он действительно был в 2.0 раза выше [3]. Учитывая отсутствие ясности с электрофизиологическим смыслом этого показателя [26] и наличие корреляции с другими ЭКГ-предикторами неблагоприятных событий, например, ГЛЖ, данный показатель не стоит включать в число первоочередных показателей для скрининга лиц с высоким риском ВСС, предполагая необходимость его дальнейшего изучения.

Расчетные (относительные) показатели. Относительные показатели, получаемые путем деления разных временных интервалов или амплитуд друг на друга, кажутся достаточно перспективными и по своему электрофизиологическому смыслу, и по результатам, полученным другими исследователями. Так, отношение электрической систолы к продолжительности деполяризации **QT/QRS** было предложено с целью дифференцировать вклад де- и реполяризации [27]. При первичном удлинении деполяризации величина QT/QRS уменьшается, а при удлинении реполяризации – увеличивается. Этим, вероятно, и объясняется факт, описанный Robyns et al (2016) [28]: увеличение отношения QT/QRS было ассоциировано с предрасположенностью к желудочковой тахикардии torsades de pointes, часто являющейся предвестником фибрилляции желудочков. Высокие значения отношения конечной части реполяризации желудочков к их электрической систоле, **TrTe/QT**, наблюдаются у больных с угрозой злокачественных аритмий, а именно, у больных с синдромами удлиненного или укороченного QT, Бругада [29]. Увеличенное отношение **TrTe/QTc**, как и удлиненный интервал TrTe, нашли у пациентов с болезнью Фабри, отличающихся высоким риском ВСС, еще до развития ГЛЖ [9]. Относительные амплитудные индексы предложены в гораздо меньшем количестве. Самым сильным предиктором смерти от ИБС считаются отношение амплитуд начального и максимального векторов Т, **ToV/TrV**:

у женщин после менопаузы исходно без ССЗ, но имеющих аномальные значения этого отношения, риск составил HR 1.93 (95% ДИ 1.42-2.63), $p<0.001$ [7].

Желудочковый градиент и угловые показатели ЭКГ, как интегральные показатели де- и реполяризации, заслуживают особого внимания. Наиболее полный обзор по ним сделан авторами работы [30]. **Желудочковый градиент** вычисляется как сумма площадей комплекса QRS и зубца Т. Хотя концепция желудочкового градиента была впервые предложена в 1934 году, его оценка, как и пространственного угла QRS-T, пока не получили широкого внедрения в клиническую практику. Являясь обобщенным показателем различий потенциалов действия в разных участках миокарда, желудочковый градиент характеризует степень его электрической гетерогенности. Это позволяет ожидать от желудочкового градиента высокой прогностической значимости. Однако, исследований, подтверждающих это ожидание, не так много. Отчасти это может быть связано с трудностью вычисления этого показателя вручную. В основе желудочкового градиента и пространственного угла QRS-T лежат общие электрофизиологические механизмы, потому эти показатели следует рассматривать, как взаимосвязанные и взаимодополняющие.

Увеличенный пространственный угол $\Theta(QRS|STT)$ является показателем одновременно изменения в обоих процессах, де- и реполяризации желудочков, характеризуя расхождение их векторов в пространстве. Этот угол называют показателем высокого риска ССЗ и смерти от ССЗ или ВСС, что подтверждено при обследовании финской общей популяции – $\Theta(QRS|STT) \geq 100^\circ$ ассоциирован с более чем двукратным риском ВСС [31]; а также выводом другого проекта – $\Theta(QRS|STT) > 50^\circ$ входит в число отобранных маркеров аритмий [3]. Еще в одном финском популяционном исследовании исходно уширенный $\Theta(QRS|STT)$ у мужчин указывал на более высокий риск ВСС (в 3 раза) через 20 лет наблюдения [6]. За 6,7 лет наблюдения за популяцией мужчин и женщин старше 55 лет из исследования Rotterdam Study показано, что аномальный пространственный угол QRS-T создает значительно более высокий относительный риск для всех конечных точек, достигая с коррекцией на пол и возраст HR 5.2 в случае смерти от сердечных причин; 5.6 – в случае ВСС; – в случае смерти от несердечных причин; 2.3 – смерти от всех причин. После коррекции на факторы риска ассоциации с фатальными событиями остались высокими: HR 3.7 или 2.8 – в случае смерти от ССЗ; 4.4 или 3.3 – в случае ВСС, соответственно модели, – а связь с нефатальными конечными точками не подтвердилась. Ни один из традиционных факторов риска или ЭКГ-показателей, по мнению авторов, не имел более высокого относительного риска, чем увеличенный угол QRS-T. Выявленные ассоциации этого ЭКГ-показателя были независимы от других факторов риска [22]. Женщины с пограничным или аномальным углом QRS-T имели в 2,0 раза (95% ДИ 1,0-4,1) чаще кальциноз коронарных артерий, чем женщины с нормальным значением этого показателя в период менопаузы [32]. Несколько меньшие значения относительного риска показали результаты мета-анализа включающего 22 исследования (n=164171): с увеличением $\Theta(QRS|STT)$ было связано увеличение общей смертности (HR 1.40 (95% ДИ 1.32-1.48)) и смертности от ССЗ (HR 1.71 (95% ДИ 1.54-1.90)) [33].

Относительно пространственного угла **фронтальный QRS-T** более прост для расчета. Фронтальный угол QRS-T ($^\circ$) рассчитывается из фронтальных осей QRS и Т, как абсолютная величина разницы между осями этих векторов. Прогностические возможности этого показателя также неоднократно изучались. Фронтальный угол QRS-T был важным предиктором общей смертности и ВСС в общей популяции [31], аритмий у больных со сниженной функцией ЛЖ [34], сниженной выживаемостью при хронической сердечной недостаточности [35] и при миокардите [36]. У больных амилоидозом фронтальный угол $QRS-T > 102^\circ$ был важным независимым предиктором повышенной смертности, судя по анализу выживаемости Kaplan-Meier'a ($71.6 \pm 11.1\%$ vs. $45.7 \pm 11.1\%$, $p=0.02$) и регрессионному анализу Cox (HR 3.00, 95% ДИ 1.01-8.89; $p<0.05$) [37]. Фронтальный угол QRS-T имеет широкую вариабельность нормы в зависимости от возраста и пола, он может недооценивать пространственный угол QRS-T, но доказано, что с целью оценки риска этот показатель является доступным клиническим заменителем своего пространственного аналога [5].

Электрическая ось вектора Т (пространственного или фронтального). Отклонение от нормального положения электрической оси вектора Т часто приводит к изменению значения угла QRS-T. Поэтому некоторые исследователи считают, что большая часть риска ВСС, ассоциированного с углом QRS-T, может быть обусловлена изменениями именно в этом показателе [6]. Фронтальная ось з.Т $> 105^\circ$ или $< -15^\circ$ с коррекцией на пол и возраст имела высокий HR, равный 4.1 (95% ДИ 3.1-5.4), который существенно снижался после коррекции на факторы риска и другие ЭКГ показатели, оставаясь, однако, повышенным на 30% [20]. Женщины в период менопаузы с пограничной или аномальной осью Т имели в 3,8 раз (95% ДИ 1,4-10,2) чаще кальциноз коронарных артерий, чем женщины с нормальной осью Т на ЭКГ [32].

Планируя анализ пространственного угла QRS-T, сталкиваешься с проблемой выбора способа его расчета. Угол может быть рассчитан из ортогональной системы XYZ отведений или ортогональных отведений, предварительно синтезированных из традиционных 12 отведений. Следует иметь в виду, что угол, полученный из синтезированных ортогональных отведений, по данным [38], может быть завышен на 20-30 $^\circ$ по сравнению с измерениями на реальных кривых. Независимо от использованной системы ортогональных отведений (реальной или синтезированной), расчет пространственного угла может быть осуществлен между максимальными, интегральными векторами, векторами площадей или собственных плоскостей пространственных QRS и Т петель. Проецируя пространственные вектора на плоскость, можно получить соответствующие фронтальные углы. Есть мнение, что результаты оценки риска будут сходными при

использовании разных методов расчета угла [33], как в общей популяции, так и среди лиц с подозрением на ИБС. Однако, такие сравнительные исследования пока немногочисленны. Какой из способов расчета, как пространственных, так и фронтальных углов QRS-T позволит получить наиболее прогностически информативный показатель – предстоит ответить будущим исследованиям.

Решение, по каким векторам или площадям петель проводить расчет угла QRS-T, видимо, должны определять задачи исследователей и их возможности для расчета показателя. К сожалению, в настоящее время в практическом здравоохранении отсутствуют программы анализа ЭКГ, позволяющие по желанию врача или исследователя выбирать показатели и способы их расчета, если известны несколько вариантов.

Заключение

На основании обзора прогностических возможностей показателей ЭКГ можно рекомендовать для включения в компьютерные программы анализа электрокардиограмм следующие информативные предикторы неблагоприятного исхода, отсутствующие на текущий момент в широкой врачебной практике.

Необходимые показатели:

- желудочковый градиент;
- пространственные и фронтальные углы $\Theta(QRS|STT)$, электрические оси соответствующих векторов QRS и T.

Хотя величина пространственного угла QRS-T включена в автоматические заключения, выдаваемые некоторыми современными ЭКГ-системами, угол не является общедоступным показателем в клинической практике. Пространственный угол QRS-T и желудочковый градиент являются важными взаимодополняющими показателями. Их совместное использование может быть полезным для оценки электрической гетерогенности миокарда и, соответственно, стратификации риска желудочковых аритмий и ВСС. Известна связь этих двух показателей со структурно-функциональным состоянием желудочков сердца, с метаболическими и биохимическими изменениями. Однако, точные механизмы этого влияния в норме и при патологии не ясны. Другими словами, заинтересованность медицины в появлении этих показателей в арсенале врача-исследователя и практического врача велика.

Желательные показатели:

- пространственные и фронтальные углы $\Theta(Tp|Tref)$, $\Theta(Tinit|Tterm)$;
- интервалы QTa в дополнение к обычно имеющимся QT и QTc; QTp и QTpa, QTo и QToa, TpTe и (TpTe)a;
- отношения длительностей интервалов QT/QRS, TpTe/QT и TpTe/QTc;
- отношения амплитуд начального и максимального векторов ToV/TpV, плюс характеристики векторов To и Tp.

Перечисленные ЭКГ-показатели будут полезны для скринирования как популяции, так и клинических групп для выявления лиц с высоким риском неблагоприятных сердечно-сосудистых событий и ВСС.

Библиографический список:

1. WHO Global Health Workforce Statistics [online database]. Health workforce. 2018 Geneva: World Health Organization ([https://www.who.int/en/news-room/fact-sheets/detail/cardiovascular-diseases-\(cvds\)](https://www.who.int/en/news-room/fact-sheets/detail/cardiovascular-diseases-(cvds))). Ссылка активна на 01.04.2020.
2. Al-Khatib S.M., Stevenson W.G., Ackerman M.J., et al. 2017 AHA/ACC/HRS Guideline for Management of Patients With Ventricular Arrhythmias and the Prevention of Sudden Cardiac Death. A Report of the American College of Cardiology/American Heart Association Task Force on Clinical Practice Guidelines and the Heart Rhythm Society. Journal of the American College of Cardiology. October 2018;Volume 72, Issue 14. DOI: 10.1016/j.jacc.2017.10.054
3. Engel G, Beckerman JG, Froelicher VF, et al.. Electrocardiographic Arrhythmia Risk Testing. Curr Probl Cardiol. 2004;29(7):365-432. <https://doi.org/10.1016/j.cpcardiol.2004.02.007>
4. Kurl S, Makikallio T., Rautaharju P., et al. Duration of QRS complex in resting electrocardiogram is a predictor of sudden cardiac death in men. Circulation 2012;125(21):2588-2594. doi: 10.1161/CIRCULATIONAHA.111.025577
5. Aro A.L., Huikuri H.V.. Electrocardiographic predictors of sudden cardiac death from a large Finnish general population cohort. J Electrocardiol. (2013); 46(5): 434-438]. <https://doi.org/10.1016/j.jelectrocard.2013.06.016>
6. Laukkanen JA, Di Angelantonio E, Khan H, et al.. T-wave inversion, QRS duration, and QRS/T angle as electrocardiographic predictors of the risk for sudden cardiac death. Am J Cardiol. 2014;113(7):1178-1183. doi: 10.1016/j.amjcard.2013.12.026.
7. Rautaharju PM, Zhang Z-M, Vitolins M, et al.. Electrocardiographic Repolarization-Related Variables as Predictors of Coronary Heart Disease Death in the Women's Health Initiative Study. J Am Heart Assoc. 2014;3:e001005 doi:10.1161/JAHA.114.001005
8. Akcay M. The effect of moderate altitude on Tp-e interval, Tp-e/QT, QT, QTc and P-wave dispersion. J. Electrocardiol 2018; 51(6):929-33 <https://doi.org/10.1016/j.jelectrocard.2018.07.016>
9. Yenerçag M, Arslan U. Tp-e interval and Tp-e/QT ratio and their association with left ventricular diastolic dysfunction in Fabry disease without left ventricular hypertrophy. J Electrocardiol. 2020 Mar - Apr;59:20-24. doi: 10.1016/j.jelectrocard.2019.12.007.

10. Aro AL, Reinier K, Rusinaru C, et al.. Electrical risk score beyond the left ventricular ejection fraction: prediction of sudden cardiac death in the Oregon Sudden Unexpected Death Study and the Atherosclerosis Risk in Communities Study. *Eur Heart J.* 2017 Oct 21;38(40):3017-3025. <https://doi.org/10.1093/eurheartj/ehx331>
11. Piccirillo G, Moscucci F, Fabietti M, et al.. Age, gender and drug therapy influences on Tpeak-Tend interval and on electrical risk score. *J Electrocardiol.* 2020;59:88-92 <https://doi.org/10.1016/j.jelectrocard.2020.01.009>
12. Al-Zaiti SS, Runco KN, Carey MG. Increased T wave complexity can indicate subclinical myocardial ischemia in asymptomatic adults. *J Electrocardiol.* 2011;44(6):684-8. <https://doi.org/10.1016/j.jelectrocard.2011.07.017>
13. Rautaharju PM, Menotti A, Blackburn H, et al.. Isolated negative T waves as independent predictors of short-term and long-term coronary heart disease mortality in men free of manifest heart disease in the Seven Countries Study. *J. Electrocardiol.* 2012;45(6):717-722. <http://dx.doi.org/10.1016/j.jelectrocard.2012.07.006>
14. Antilla I, Nikus K, Nieminen T, et al. Relation of positive T wave in lead aVR to risk of cardiovascular mortality. *Am J Cardiol.* 2011;108(12):1735-1740. doi: 10.1016/j.amjcard.2011.07.042
15. Chou R, Arora B, Dana T, et al. Screening asymptomatic adults with resting or exercise electrocardiography: a review of the evidence for the U.S. Preventive Services Task Force. *Ann. Intern Med.* 2011;155(6):375-385. <http://dx.doi.org/10.7326/0003-4819-155-6-201109200-00006>
16. Horacek BM, Warren JW, Field DO, Feldman CL. Statistical and deterministic approaches to designing transformations of electrocardiographic leads. *J Electrocardiol.* 2002;35(Issue 4 Part B):41-52. <https://doi.org/10.1054/jelc.2002.37154>
17. Zhang Y, Post WS, Blasco-Colmenares E, et al.. Electrocardiographic QT interval and mortality: a meta-analysis. *Epidemiology.* 2011;22(5):660-670. doi: 10.1097/EDE.0b013e318225768b
18. Niemeijer MN, van der Berg ME, Eijgelsheim M, et al. Short-term QT variability markers for the prediction of ventricular arrhythmias and sudden cardiac death: A systematic review. *Heart.* 2014 Dec;100(23):1831-1836. doi: 10.1136/heartjnl-2014-305671.
19. Rautaharju PM, Surawicz B, Gettes LS, et al; American Heart Association Electrocardiography and Arrhythmias Committee, Council on Clinical Cardiology; American College of Cardiology Foundation; Heart Rhythm Society. AHA/ACCF/HRS recommendations for the standardization and interpretation of the electrocardiogram: part IV: the ST segment, T and U waves, and the QT interval: a scientific statement from the American Heart Association Electrocardiography and Arrhythmias Committee, Council on Clinical Cardiology; the American College of Cardiology Foundation; and the Heart Rhythm Society. Endorsed by the International Society for Computerized Electrocardiology. *J Am Coll Cardiol.* 2009 Mar 17;53(11):982-91. doi: 10.1016/j.jacc.2008.12.014.
20. Athikari C., Nallapoo D. Electrocardiographic changes in smokers. *IOSRJournal of Dental and Medical Sciences (IOSR-JDMS)* e-ISSN:2279-0853, p-ISSN:2279-0861.v.17,Issue 8 Ver.4 (August. 2018), PP.48-50. www.oirjournals.org
21. Straus SM, Kors JA, De Bruin ML, et al. Prolonged QTc interval and risk of sudden cardiac death in a population of older adults. *J Am Coll Cardiol.* 2006;47(2):362-367. <https://doi.org/10.1016/j.jacc.2005.08.067>
22. Kors JA, Kardys I, van der Meer I.M., et al.. Spatial QRS-T Angle as a Risk Indicator of Cardiac Death in an Elderly Population. *J Electrocardiol.* 2003;v.36 Supplement:113-114 doi:10.1016/S0022-0736(03)00121-3
23. Soliman E.Z, Shah A.J., Boerkircher A, et al. Inter-Relationship Between Electrocardiographic Left Ventricular Hypertrophy and QT Prolongation as Predictors of Increased Risk of Mortality in the General Population. *Circ Arrhythm Electrophysiol.* 2014;7:400-406. doi: 10.1161/CIRCEP.113.001396
24. Rautaharju PM, Zhang Z-M, Warren J., et al. Electrocardiographic Predictors of Coronary Heart Disease Death and Sudden cardiac deaths in men and women free from cardiovascular disease in the Atherosclerosis Risk in Communities (ARIC) study. *J Am Heart Assoc.* 2013; 2:e000061 doi:10.1161/JAHA.113.000061.
25. Anttonen O, Junttila MJ, Rissanen H, et al. Prevalence and prognostic significance of short QT interval in a middle-aged Finnish population. *Circulation.* 2007;116:714. DOI:10.1161/CIRCULATIONAHA.106.676551
26. Baum O.V., Popov L.A., Voloshin V.I., Muromtseva G.A. QT dispersion: models and measurements. In Journal: *Vestnik aritmologiy.* 2000, №20, p.6-17. (in Russ.). Baum O.B., Popov L.A., Волошин В.И., Муромцева Г.А. QT-дисперсия: Модели и измерения. - Вестник Аритмологии, 2000, 20, 6-17. <http://www.vestar.ru/issue.jsp?id=1668> Ссылка активна на 10.04.2020
27. Bacharova L. Missing Link Between Molecular Aspects of Ventricular Arrhythmias and QRS Complex Morphology in Left Ventricular Hypertrophy. *Int J Mol Sci.* 2019;21:48; doi:10.3390/ijms21010048
28. Robyns T, Lu HR, Gallacher DJ, et al. Evaluation of index of cardio-electrophysiological balance (iCEB) as a new biomarker for the identification of patients at increased arrhythmic risk. *Ann. Noninvasive Electrocardiol.* 2016, 21(3), 294-304. <http://dx.doi.org/10.1111/anec.12309>
29. Castro Hevia J., Antzelevitch C., Tornés Bárzaga F., et al. Tp-Te and Tp-Te dispersion as risk factors for ventricular tachycardia/ventricular fibrillation in patients with the Brugada syndrome. *J Am Coll Cardiol.* 2006; 47(9):1828-34. DOI: 10.1016/j.jacc.2005.12.049
30. Sakhnova TA, Blinova EV, Yurasova EU. A spatial QRS-T angle and ventricular gradient: diagnostic and prognostic values. *Russian Cardiology Bulletin/Kardiologicheskij vestnik.* 2017; №2:70-75. (in Russ.) Сахнова ТА, Блинова ЕВ, Юрасова ЕС. Пространственный угол QRS-T и желудочковый градиент: диагностическое и прогностическое значение. Кардиологический вестник. 2017; №2:70-75. www.cardioweb.ru

31. Aro AL, Huikuri HV, Tikkannen JT, et al. QRS-T angle as a predictor of sudden cardiac death in a middle-aged general population. *Europace*. 2012 Jun;14(6):872-6. doi: 10.1093/europace/eur393.
32. Sabour S, Grobbee D, Rutten A, et al. Electrocardiogram abnormalities and coronary calcification in postmenopausal women. *J Tehran Heart Cent*. 2010;5(1):19–24.
33. Zhang X, Zhu Q, Zhu L, et al. Spatial/Frontal QRS-T Angle Predicts All-Cause Mortality and Cardiac Mortality: A Meta-Analysis. *PLoS One*. 2015;10(8):e0136174. Doi: 10.1371/journal.pone.0136174.
34. Borleffs CJ, Scherptong RW, Man SC, et al. Predicting ventricular arrhythmias in patients with ischemic heart disease: clinical application of the ECG-derived QRS-T angle. *Circ Arrhythm Electrophysiol*. 2009;2(5):548–554. doi:10.1161/CIRCEP.109.859108
35. Gotsman I, Keren A, Hellman Y, et al. Usefulness of electrocardiographic frontal QRS-T angle to predict increased morbidity and mortality in patients with chronic heart failure. *Am J Cardiol*. 2013;111(10):1452–1459. doi:10.1016/j.amjcard.2013.01.294
36. Chen S, Hoss S, Zeniou V, et al. Electrocardiographic Predictors of Morbidity and Mortality in Patients With Acute Myocarditis: The Importance of QRS-T Angle. *J Card Fail*. 2018;24(1):3–8. doi:10.1016/j.cardfail.2017.11.001
37. Medvedovsky AT, Pollak A, Shuvy M., Gotsman I. Prognostic significance of the frontal QRS-T angle in patients with AL cardiac amyloidosis. *J Electrocardiol*. 2018. <https://doi.org/10.1016/j.jelectrocard.2020.02.001>
38. Cortez DL, Schlegel TT. When deriving the spatial QRS-T angle from the 12-lead electrocardiogram, which transform is more Frank: Regression or inverse Dower? *J Electrocardiol*. 2010;43(4):302-309. Doi:10.1016/j.jelectrocard.2010.03.10

ELECTROCARDIOGRAPHIC PREDICTORS OF CARDIOVASCULAR EVENTS. REVIEW

Muromtseva G. A.

Federal State Institution «National Medical Research Center for Therapy and Preventive Medicine» of the Healthcare Ministry of the Russian Federation, Moscow, gmuromtseva@gnicpm.ru

Keyword: electrocardiography, the elongated QRS duration, the ventricular gradient, the spatial QRS-T angle, the frontal QRS-T angle, predictors of cardiovascular mortality and morbidity

Annotation. Electrocardiography is one of the oldest and still widely used instrumental methods of clinical diagnosis. This method has also proved itself well in multicenter epidemiological studies, in which the unification of ECG-conclusions is achieved by applying the Minnesota coding. Both clinical electrocardiography and Minnesota coding operate with a strict set of parameters and indicators. However, in recent 20 years, largely due to the expansion of prospective studies, there have been scientific reports about new prognostic ECG indicators that are cardiovascular event predictors. Most of these indicators are not yet widely accepted by the medical community or a physician has not the available tools to measure or calculate of these complex indicators. The purpose of the report is to review indicators that, according to scientific literature, are promising for early recognition of pathological changes into the myocardium and are called predictors of cardiovascular mortality and morbidity.

The review covers such ECG indicators as elongated QRS duration, QRS-T spatial angle, Tp-Te intervals (Tpeak-Tend), QT and QTc, ventricular gradient, and others. It discusses which of the new ECG indicators, called predictors of cardiovascular events and death, should be recommended for inclusion in automatic ECG analysis programs with a focus on their application in routine medical practice.

Summarizing the review, prognostic ECG indicators are the ventricular gradient, spatial and frontal $\Theta(QRS|STT)$ angles, electric axes of the QRS and T vectors, as well as spatial and frontal $\Theta(Tp|Tref)$ and $\Theta(Tinit|Tterm)$ angles, QTa interval in addition to QT and QTc; QTp and QTpa, QTo and QToa, TpTe intervals and the (TpTe)a ratio; ratios of interval durations QT/QRS, TpTe/QT, and TpTe/QTc; the ratio of the initial and maximum vector amplitudes (ToV/TPV). Making these ECG indicators available to the common medical practice means increasing the detection of people at high risk of adverse cardiovascular events and sudden cardiac death.

РАЗРАБОТКА МЕТОДОВ И СРЕДСТВ МЕДИЦИНСКОЙ ДИАГНОСТИКИ В ЮГО-ЗАПАДНОМ ГОСУДАРСТВЕННОМ УНИВЕРСИТЕТЕ

Стародубцева Л. В., Медников Д. А.

ФГБОУ ВО Юго-Западный государственный университет, г. Курск, lilja-74@inbox.ru

Ключевые слова: медицинские приборы, диалоговые системы, диагностика, прогнозирование, искусственный интеллект

Аннотация. В работе рассматривается вклад ученых и инженерно-технических работников Юго-Западного государственного университета в развитие медицинского приборостроения и систем поддержки принятия решений для медицины, экологии, психологии и других смежных областей.

История становления и развития медицинского приборостроения в Юго-Западном государственном университете началась в 1973-1980годах, когда по заказу Всесоюзного научно-исследовательского и

испытательного института медицинской техники - координатора стран СЭВ (г. Москва) в Юго-Западном государственном университете (ЮЗГУ) (тогда КПИ) были разработаны первые опытные образцы искусственных нейронных сетей медицинского назначения. Они были успешно испытаны и переданы заказчику [1,2].

Развивая методы обучения искусственных нейронных сетей в 80-х годах был разработан оригинальный подход к построению диалоговых систем распознавания образов для прогнозирования и медицинской диагностики, в которых были совмещены процедуры анализа многомерных данных с классификацией в двумерных классификационных пространствах. Такой подход позволил значительно упростить структуру распознавающих систем, сократить время и повысить качество обучения, что было доказано на решении множества разноплановых медицинских задач (дифференциальная диагностика нарушений работы сердца, оценка стадий виброболезни, оценка степени психоэмоционального напряжения и утомления, дифференциальная диагностика острых патологий в условиях подводной лодки и др.) [3,4,5].

Метод синтеза диалоговых систем распознавания, разработанные в 80-ые годы широко используется в современной медицинской практике для решения новых задач. Приборы этого класса демонстрировались и получили высокую оценку на международных выставках в Финляндии, Чехословакии, Франции.

В середине 80-х годов начались работы по созданию нового класса оборудования для психологических и психофизиологических исследований. Отличительной особенностью разработанных методов и средств являлось то, что психические функции раскладывались на их базовые составляющие с получением соответствующих количественных характеристик [6].

Это позволило с привлечением диалоговых систем распознавания решить широкий спектр задач: по оценке функционального состояния человека; прогнозированию, ранней и дифференциальной диагностике психосоматических заболеваний; по оценке когнитивных функций человека включая прогнозирование и раннюю диагностику когнитивных нарушений; по оценке работоспособности человека-оператора включая операторов РЛС, летчиков выполняющих операции посадки в сложных условиях и дозаправку в воздухе; по профессиональному отбору и профессиональной ориентации; по оценке эргономики информационно и энергонасыщенных систем и др. [7,8].

Работы в этом направлении широко ведутся в настоящее время. Они получили высокую международную оценку в частности в США.

С середины 80-х до середины 90-х годов по заказу Главного управления здравоохранения г. Ленинграда коллектив ученых и инженерно-технических работников ЮЗГУ (тогда КГТУ) совместно с Ленинградским концерном «Автоматизированных медико-информационных систем» (АМИС) разрабатывал медицинские информационные системы с программными модулями интеллектуальной поддержки для типовых лечебно-профилактических учреждений. В плане стояло создание локальных медицинских сетей взаимодействующих с глобальной сетью интернет. В качестве базовых медицинских учреждений были выделены четыре взрослых и четыре детских поликлиники г. Ленинграда. Близкая к завершению работа была прервана в связи с прекращением финансирования и началом перестройки, но в ЮЗГУ сохранились кадры и документация которая может быть легко адаптирована к современным условиям на новом качественном уровне [9].

В начале 2000 годов на кафедре биомедицинской инженерии ЮЗГУ (БМИ ЮЗГУ) начали разрабатываться теоретические основы биофизики акупунктуры которые были профинансированы немецким фондом DEG [10].

В результате проведенных исследований были разработаны методы и средства прогнозирования, ранней и дифференциальной диагностики различных заболеваний различных органов и систем человека по энергетическому разбалансу биологически активных точек (БАТ) и целых меридианных структур.

На различных задачах было показано, что использование электрических характеристик БАТ позволяет для целого ряда медицинских применений значительно повысить качество решаемых задач прогнозирования и ранней диагностики. Показана перспективность их использования при решении задач: прогнозирования и оценки функционального состояния и функционального резерва организма в целом и отдельных его систем; оценки влияния экологии на состояние здоровья человека; оценки эргономичности технических систем; профессионального отбора и профессиональной расстановки кадров; уровня спортивной готовности и др. [10]

Достижения в области биофизики акупунктуры широко освещались и получили высокую оценку на международных конференциях в Китае, Южной Корее, США.

Обобщая накопленный опыт в области биомедицинских исследований ученые кафедры БМИ ЮЗГУ пришли к выводу, что для решения сложных, плохоформализуемых задач, которые характерны для современной медицины, экологии, психологии и эргономики целесообразно использовать гибридные интеллектуальные технологии объединяющие квалифицированное клиническое мышление с достоинствами искусственного интеллекта.

Работы в этом направлении завершились разработкой методологии синтеза гибридных нечетких решающих правил эффективность использования которой была показана: в урологии при решении задач прогнозирования ранней и дифференциальной диагностики и выбора рациональных схем профилактики и лечения простатита, мочекаменной болезни, пиелонефрита, закрытых травм почек; в дерматовенерологии при решении задач прогнозирования, ранней и дифференциальной диагностики и выбора рациональных схем

лечения акне, атопического дерматита, генитального герпеса; при прогнозировании рецидивов инфаркта миокарда и инсультов головного мозга; при решении задач прогнозирования и ранней диагностики заболеваний вызываемых воздействием смешанных экологических, эргономических и индивидуальных факторов риска (ведущие факторы: сельскохозяйственные ядохимикаты, промышленные ядохимикаты гальванических цехов, электромагнитные поля различной частоты включая промышленные сети (50 Гц), радиолокационные станции, компьютерные сети), геомагнитное поле Курской магнитной аномалии, психоэмоциональные перегрузки и утомление обучающихся и операторов человеко-машинных систем и т.д.); в спортивной педагогике и спортивной медицине; при оценке эргономики информационно насыщенных и энергонасыщенных технических систем; при прогнозировании и ранней диагностике нарушений когнитивных функций; при решении задач прогнозирования, ранней и дифференциальной диагностики и выбора рациональных схем лечения сердечно-сосудистой системы, включая ведение пациентов с системным сочетанием патологическим поражением сосудов центральной гемодинамической системы, нижних конечностей, сердца и головного мозга и др. [11].

В отдельном направлении развивается использование гибридных интеллектуальных технологий при обработке биомедицинских сигналов и изображений. В частности при обработке медицинских изображений разрабатывается двухкомпонентная система в которой параллельно одну и туже задачу решает врач специалист и гибридная система искусственного интеллекта с последующим объединением их решений (мамография, флюорография). Предварительные исследования показали, что такое объединение позволит значительно улучшить раннюю и дифференциальную диагностику онкологических заболеваний.

Библиографический список

1. Долгополов В.Н., Кореневский Н.А., Мальцев М.В. Устройство распознавания по табличным признакам СРТ-5П инф.л.№405-78 Курского ЦНТИ, г.Курск, 1978. -4с.
2. Долгополов В.Н., Кореневский Н.А. Распознавающий комплекс по табличным данным СРТК-30П. инф.л.№402-78, г.Курск, 1978. -4с.
3. Долгополов В.Н., Кореневский Н.А., Грошков А.Н. Об одном способе обработки информации в диалоговых системах распознавания образов // Известия ВУЗов. Приборостроение, №3. Том XXI, 1978.- С.47-52.
4. Кореневский Н.А. Метод динамической оценки состояния объекта в диалоговых системах распознавания // Известия ВУЗов. Приборостроение, №12. Том XXX, 1987.- С.37-41.
5. Кореневский Н.А. Классификация двумерных отображений в многоальтернативных диалоговых системах на примере задач, медицинской диагностики [Текст]: автореферат докторской диссертации кандидата технических наук: 05.13.01. / Н.А. Кореневский; научный руководитель В.Н. Звягинцев. – Ленинград 1983.-17с.
6. Плотников В.В., Кореневский Н.А., Забродин Ю.М. Автоматизация методик психологического исследования: принципы и рекомендации. Орел , ВНИИОТ Госагропрома СССР, 1989. – 327 с.
7. Конева Л.В. Оценка уровня психоэмоционального напряжения и утомления по показателям, характеризующим состояние внимания человека / Л.В. Конева, С.Н. Кореневская, С.В. Дегтярев // Системный анализ и управление в биомедицинских системах, 2012. – Т.11, №4. – С.993-1000.
8. Кореневский Н.А. Оценка и управление состоянием здоровья обучающихся на основе гибридных интеллектуальных технологий: монография / Н.А. Кореневский, А.Н. Шуткин, С.А. Горбатенко, В.И. Серебровский. – Старый Оскол: ТНТ, 2016. – 472 с.
9. Кореневский Н.А. Принципы и методы построения интерактивных систем диагностики и управления состоянием здоровья человека на основе полифункциональных моделей / Н.А. Кореневский // автореферат докторской диссертации на соискание ученой степени доктора технических наук. – Санкт-Петербург, 1993 -32с.
10. Кореневский Н.А. Теоретические основы биофизики акупунктуры с приложениями в медицине, психологии и экологии на основе нечетких сетевых моделей [Текст] / Н.А. Кореневский, Р.А. Крупчаников, Р.Т. Аль-Касасбех. – Старый Оскол: ТНТ, 2018. – 528 с.
11. Кореневский Н.А., Родионова С.Н., Хрипина И.И. Методология синтеза гибридных нечетких решающих правил для медицинских интеллектуальных систем поддержки принятия решений: Монография / Старый Оскол.: ТНТ, 2019. 472 с.

DEVELOPMENT OF METHODS AND MEANS OF MEDICAL DIAGNOSTICS AT SOUTHWESTERN STATE UNIVERSITY

Starodubtseva L. V., Mednikov D. A.

Of the South-Western state University, Kursk, lila-74@inbox.ru

Keywords: medical devices, dialog systems, diagnostics, forecasting, artificial intelligence

Annotation. The paper considers the contribution of scientists and engineers of Southwestern state University to the development of medical instrumentation and decision support systems for medicine, ecology, psychology and other related fields.

ОЦЕНКА ДИНАМИЧЕСКИХ ИЗМЕНЕНИЙ МИКРОЦИРКУЛЯЦИИ КРОВИ И ОКИСЛИТЕЛЬНОГО МЕТАБОЛИЗМА У ПАЦИЕНТОВ С САХАРНЫМ ДИАБЕТОМ С ИСПОЛЬЗОВАНИЕМ ТЕМПЕРАТУРНЫХ ПРОБ

^{1*}Жарких Е.В., ¹Локтионова Ю.И., ¹Козлов И.О., ¹Жеребцов Е.А., ¹Жеребцова А.И., ¹Дунаев А.В.,

²Сидоров В.В., ³Крупинин А.И.

¹Орловский Государственный Университет имени И.С. Тургенева, г. Орел, *e.zharkikh@oreluniver.ru,

²ООО НПП «ЛАЗМА», г. Москва,

³Национальный медицинский исследовательский центр травматологии и ортопедии

имени Н.Н. Приорова, г. Москва

Ключевые слова: неинвазивная диагностика, лазерная допплеровская флюометрия, флуоресцентная спектроскопия, микроциркуляция, сахарный диабет

Аннотация. В статье представлены результаты оценки динамических изменений перфузии и состояния окислительного метаболизма биологических тканей у пациентов с сахарным диабетом с использованием локальных температурных воздействий (охлаждение и нагрев). Показано, что предлагаемый подход в виде совместного применения лазерной допплеровской флюометрии и флуоресцентной спектроскопии с использованием локальных температурных тестов имеет перспективы в анализе функционального состояния биологических тканей. Зарегистрированное увеличение микроциркуляции и окислительного метаболизма при использовании локальной тепловой пробы значительно менее выражено у пациентов с диабетом по сравнению со здоровым контролем.

Осложнения сахарного диабета (СД) в настоящее время рассматриваются как одни из наиболее серьезных проблем современного здравоохранения, поскольку распространенность данного заболевания увеличивается с каждым годом и в настоящий момент насчитывает порядка полутора миллиона людей по всему миру. СД является хроническим заболеванием, приводящим с течением времени к нарушениям во всех частях организма при отсутствии адекватной терапии. Осложнения СД разделяют на острые и хронические. Продолжительность и качество жизни пациентов с СД зависит в первую очередь от своевременной диагностики и правильной терапии его хронических осложнений [1]. Отсутствие этих условий может вести к угрожающим для организма последствиям, таким как потеря зрения, развитие сердечно-сосудистых заболеваний, почечной недостаточности, необходимость в гемодиализе или трансплантации почки, ампутация нижних конечностей и даже к смертельному исходу.

Развитие диабетических осложнений характеризуется прежде всего сосудистыми и метаболическими нарушениями. Микроциркуляция играет важную роль в развитии осложнений СД, поскольку изменения в микрососудистой стенке, механизмах регуляции гемодинамики и перераспределение кровотока приводят к снижению метаболизма капилляров и, следовательно, к нарушению питания тканей. Диагностика нарушений микроциркуляции и метаболических процессов при СД может быть осуществлена посредством различных оптических неинвазивных методов, поскольку оптические свойства биологических тканей подвержены значительным изменениям при развитии патологических состояний [2].

Одним из наиболее перспективных методов оптической неинвазивной диагностики состояния микроциркуляции крови является метод лазерной допплеровской флюометрии (ЛДФ). ЛДФ позволяет оценить функциональное состояние микроциркуляции крови и ее патологические изменения, а также диагностировать механизмы регуляции гемомикроциркуляции. ЛДФ имеет значительную историю применения в клинической практике различных патологических состояний, связанных с нарушениями состояния микроциркуляции крови, в том числе в практике СД. Принцип метода основан на эффекте Доплера, возникающем при рассеянии зондирующего лазерного излучения с поверхности эритроцитов, движущихся в биологической ткани. Колебательный процесс, регистрируемый этим методом является наложением колебаний, обусловленных активными и пассивными факторами. В настоящее время выделяют несколько частотных диапазонов колебаний кровотока, регистрируемых методом ЛДФ: диапазон 0,005–0,02 Гц – осцилляции, обусловленные влиянием эндотелия; 0,02–0,046 Гц – осцилляции, вызванные низкочастотной ритмикой импульсации нервных 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 [3]. Для более качественной оценки состояния регуляторных механизмов применяют различные функциональные нагрузочные пробы. В качестве функциональных проб может применяться оказание локальных тепловых (локальная тепловая пробы) и холодовых (локальная холодовая пробы) воздействий, так как они позволяют оценивать состояние местных регуляторных механизмов микроциркуляции по степени прироста или снижения перфузии, соответственно.

Искрывающаяся информация о функциональном состоянии биологических тканей может быть получена путем применения мультимодального подхода, реализованного в форме одновременного измерения нескольких диагностических параметров разными оптическими неинвазивными диагностическими методами [4, 5]. Известно, что при развитии микрососудистых осложнений у пациентов с СД также поражается дыхательная

цепь митохондрий. Оценить эти нарушения возможно, регистрируя изменения коферментов NADH и FAD. Возможностью регистрации данных изменений обладает метод флуоресцентной спектроскопии (ФС). Оценивая интенсивность флуоресценции ткани, можно судить о ее жизнеспособности, оценивая функцию митохондрий. Значительный вклад в общую флуоресценцию кожи также вносят конечные продукты гликирования (КПГ), которые, как известно, накапливаются в тканях при диабете. Накопление КПГ считается маркером развития и тяжести диабетических осложнений [6].

Целью данной работы является оценить изменения интенсивности флуоресценции и показателя микроциркуляции крови у пациентов с СД с использованием локальных температурных тестов.

Экспериментальные исследования проводились с участием 20 пациентов с СД 2 типа и 20 здоровых людей, входящих в контрольную группу. В исследовании использовался лазерный многофункциональный комплекс «ЛАЗМА-СТ» (ООО НПП «ЛАЗМА», Россия). В состав комплекса входят каналы регистрации ЛДФ с одномодовым лазером ближнего инфракрасного диапазона (1064 нм) и канал флуоресцентной спектроскопии с источниками УФ (365 нм) и синего (450 нм) излучения. Прибор «ЛАЗМА-ТЕСТ», предназначенный для функционального нагрева, использовался для обеспечения температурного воздействия. Пациенты находились в положении лежа на спине с зондом устройства, расположенным на подошвенной поверхности большого пальца ноги. Исследование включало 3 последовательных этапа: запись базового сигнала в течение 8 минут (БТ), локальное охлаждение ткани до 10 °C и запись сигнала в течение 1 минуты и локальное нагревание до 35 °C с регистрацией сигнала в течение 4 минут. Пара спектров флуоресценции регистрировалась на каждой стадии экспериментального исследования. На рисунке 1 приведена схема изменения сигнала ЛДФ в процессе проведения экспериментального исследования и расположение датчика на стопе пациента.

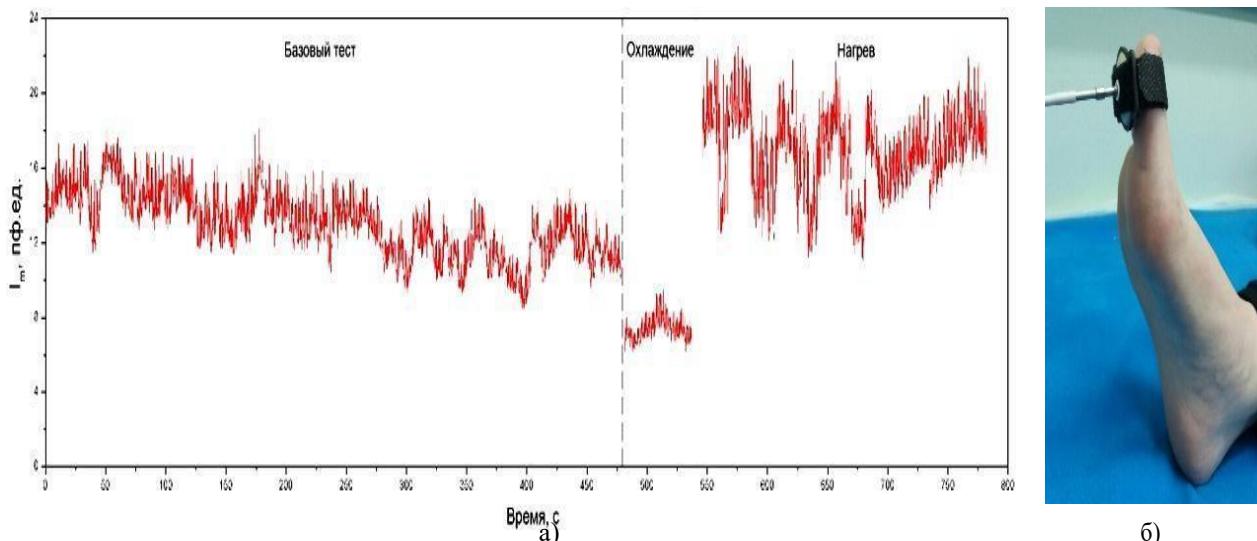


Рисунок 1 – Типовой пример динамических изменений сигнала ЛДФ во время проведения эксперимента (а) и расположение датчика на стопе во время исследования (б)

В ходе исследования регистрировался показатель микроциркуляции (I_m) и амплитуды флуоресценции, возбуждаемой на длинах волн 365 нм (A_{365}) и 450 нм (A_{450}), нормированные на интенсивность обратно отраженного света. Для анализа механизмов регуляции микроциркуляторного кровотока полученные сигналы ЛДФ были подвергнуты вейвлет-анализу с помощью вейвлета Морле. Были проанализированы амплитуды эндотелиальных, нейрогенных, миогенных, дыхательных и сердечных колебаний. Впоследствии по полученным данным рассчитывали показатель шунтирования (ПШ) и нутритивный кровоток (I_{mn}) по известным формулам [7, 8].

Для комплексной оценки взаимосвязи между состоянием микроциркуляторного русла и окислительного метаболизма в ткани, рассчитывали показатель окислительного метаболизма (ПОМ) по следующей формуле:

(1)

Параметр ПОМ позволяет оценить взаимосвязь между поступлением оксигенированной крови в капиллярное русло и ее утилизацией в тканях.

Для оценки динамических изменений изучаемых параметров при применении локальных температурных тестов рассчитывался их относительные изменения (прирост или уменьшение) по сравнению с данными базового теста. Результаты расчета показателя микроциркуляции и показателя окислительного метаболизма представлены на рисунке 2.

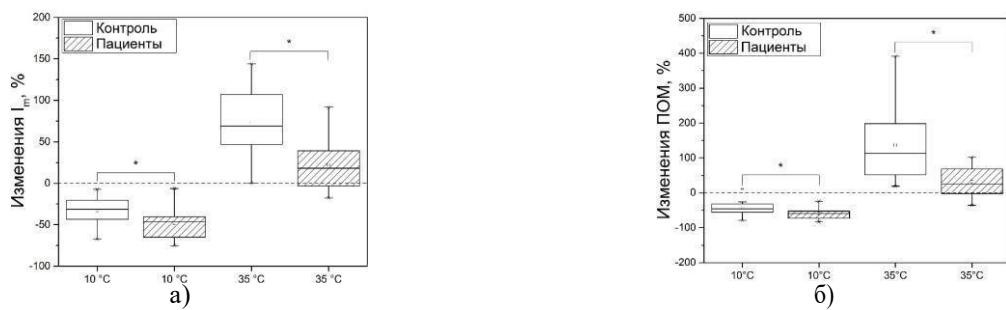


Рисунок 2 – Диаграммы размаха относительного прироста показателя микроциркуляции (а) и показателя окислительного метаболизма (б) при применении локальных температурных тестов; * - статистическая значимость различий значений параметров контрольной группы по отношению к группе пациентов с СД с $p<0,05$ по критерию Манна-Уитни

В базовом тесте в группе пациентов наблюдались немногим более высокие значения показателя микроциркуляции и температуры ног. Локальное охлаждение тканей в обеих группах вызывало значительное снижение показателя микроциркуляции. При этом более выраженное снижение этого параметра наблюдалось в группе пациентов, возможно, из-за более высоких начальных значений.

На стадии применения локального теплового теста сигнал ЛДФ значительно увеличивался при нагреве как в группе пациентов, так и в контрольной группе, превышая значения, полученные при базовом тесте. Такое изменение параметра может быть объяснено вазодилатацией, вызванной локальным нагревом тканей. Стоит отметить тот факт, что среди пациентов в 20% случаев не наблюдалось восстановления исходного уровня индекса микроциркуляции. В контрольной группе при локальном тепловом тесте показатель микроциркуляции увеличился в среднем в 2 раза по сравнению с исходным уровнем. У пациентов увеличение перфузии в течение этой стадии исследования было значительно менее выраженным. При СД происходит обеднение микрососудистого русла, уменьшение числа микрососудов, в том числе капилляров. Таким образом, при локальном нагревании тканей преимущественно реагируют более крупные сосуды (например, мелкие артерии и артериолы), а перфузия микрососудов не изменяется или даже уменьшается.

Оценка ПОМ показала аналогичные анализу изменения перфузии результаты. Значения параметра значительно уменьшились во время стадии локального охлаждения с более значимыми изменениями в группе пациентов с СД. Увеличение параметра во время применения локального теплового теста наблюдалось в обеих группах, однако данное увеличение было значительно более выраженным в контрольной группе по сравнению с пациентами. Более того, в группе пациентов наблюдалось отсутствие роста или снижение этого показателя в 30% случаев.

Исследование показало, что предлагаемый подход в виде применения локальных температурных тестов с последовательными стадиями охлаждения и нагрева и одновременной регистрации сигналов ЛДФ и ФС имеет перспективы применения для анализа состояния окислительного метаболизма биологических тканей. Было показано, что увеличение показателя микроциркуляции и ПОМ при применении локального теплового теста значительно менее выражено у пациентов с СД по сравнению со здоровым контролем.

Исследование выполнено за счет гранта Российского научного фонда (проект № 18-79-00237), И.О. Козлов и А.В. Дунаев (сбор и обработка данных) благодаря РФФИ (грант №19-32-90253) за финансовую поддержку.

Библиографический список:

1. Wexler D.J. et al. Correlates of health-related quality of life in type 2 diabetes // Diabetologia. – 2006. – Т. 49. – №. 7. – С. 1489-1497.
2. Тучин, В.В. Оптическая биомедицинская диагностика: в 2 т.: учебное издание/ В.В. Тучин. – М.: Физматлит, 2007.
3. Крупаткин, А.И. Функциональная диагностика состояния микроциркуляторно-тканевых систем: колебания, информация, нелинейность: руководство для врачей. – М.: Книжный дом «ЛИБРОКОМ», 2013. – 496 с.
4. Потапова Е.В. и др. Комплексный подход к неинвазивной оценке микроциркуляторно-тканевых нарушений в стопах пациентов с сахарным диабетом методами спектроскопии //Оптика и спектроскопия. – 2017. – Т. 123. – №. 6. – С. 946-956.
5. Жарких Е.В. и др. Оптическая неинвазивная диагностика функционального состояния микроциркуляторного русла пациентов с нарушением периферической микрогемодинамики //Регионарное кровообращение и микроциркуляция. – 2018. – Т. 17. – №. 3. – С. 23-32.
6. Gerrits E.G. et al. Skin autofluorescence: a tool to identify type 2 diabetic patients at risk for developing microvascular complications // Diabetes care. – 2008. – Т. 31. – №. 3. – С. 517-521.

7. Dunaev A.V. et al. Investigating tissue respiration and skin microhaemocirculation under adaptive changes and the synchronization of blood flow and oxygen saturation rhythms // Physiological Measurement. – 2014. – Т. 35. – № 4. – С. 607-621.

8. Филина М.А. и др. Функциональные изменения микроциркуляции крови в коже стопы при тепловых пробах у пациентов с сахарным диабетом //Физиология человека. – 2017. – Т. 43. – №. 6. – С. 95-102.

ESTIMATION OF DYNAMIC CHANGES IN BLOOD MICROCIRCULATION AND OXIDATIVE METABOLISM IN PATIENTS WITH DIABETES MELLITUS USING TEMPERATURE TESTS

¹Zharkikh E.V., ¹Loktionova Y.I., ¹Kozlov I.O., ¹Zherebtsov E.A., ¹Zherebtsova A.I., ¹Dunaev A.V., ²Sidorov V.V.,
³Krupatkin A.I.

¹Orel State University named after I.S. Turgenev, Orel, *e.zharkikh@oreluniver.ru,

²SPE «LAZMA» Ltd, Moscow,

³National Medical Research Center of Traumatology and Orthopaedics, Moscow

Keywords: non-invasive diagnostics, laser Doppler flowmetry, fluorescence spectroscopy, microcirculation, diabetes mellitus

Annotation. The article presents the results of evaluating dynamic changes in perfusion and the state of oxidative metabolism of biological tissues in patients with diabetes mellitus using local temperature influences (cooling and heating). It is shown that the proposed approach in the form of joint application of laser Doppler flowmetry and fluorescence spectroscopy using local temperature tests has prospects in the analysis of the functional state of biological tissues. The registered increase in microcirculation and oxidative metabolism when using a local heat sample is significantly less pronounced in patients with diabetes compared to healthy controls.



АНАЛИЗ И ДЕКОМПОЗИЦИЯ ЛАЗЕРНОГО ДОППЛЕРОВСКОГО СПЕКТРА ДЛЯ ОЦЕНКИ МИКРОСОСУДИСТЫХ ОСЛОЖНЕНИЙ ПРИ САХАРНОМ ДИАБЕТЕ ВТОРОГО ТИПА

¹Козлов И.О., ^{1,2}Жеребцов Е.А., ¹Жеребцова А.И., ¹Дунаев А.В.

¹ Научно-технологический центр биомедицинской фотоники, ФГБОУ ВО «ОГУ имени И.С. Тургенева», г. Орел, *igor_57_orel@mail.ru,

² Optoelectronics and Measurement Techniques, University of Oulu, Oulu

Ключевые слова: лазерная допплеровская флуориметрия, неинвазивная диагностика, сахарный диабет 2 типа

Аннотация. Статья описывает новый подход к анализу допплеровский спектров, зарегистрированных от кожи пациентов с сахарным диабетом 2 типа. Для обработки зарегистрированных данных было применено вычисление кривых кумулятивных сумм, записанных в течение базовой записи и реакции на нагрев. Результатом данной работы является введение нового параметра – значения площади между кривыми кумулятивных сумм. Данный подход показал свою эффективность в выявлении различий между пациентами и здоровыми добровольцами при проведении теплового теста.

Проблема растущей заболеваемости сахарным диабетом второго типа является вызовом для мировой системы здравоохранения и, по некоторым оценкам, затронет около 17 процентов населения к 2030 году [1]. На сегодняшний день разработано множество подходов к диагностике сосудистых осложнений при сахарном диабете [2][3]. В области диагностики микротоков хорошо зарекомендовали себя методы из области биофотоники: флуоресцентная спектроскопия [4], фотоплетизмография [5], видеокапилляроскопия [6], а также методы регистрации рассеянного в коже лазерного излучения [7]. Методы флуоресцентной спектроскопии направлены на анализ параметров клеточного дыхания с помощью анализа эндогенных флуорофоров NADH/FAD, регистрации уровня гликированного гемоглобина и гликированного коллагена. Методы, основанные на регистрации рассеянного света, часто используются для регистрации динамических параметров кровотока кожи: объема крови в диагностическом объеме (фотоплетизмография), а также перфузии (спектр-контрастная визуализация и лазерная допплеровская флуориметрия (ЛДФ)). Данная работа посвящена развитию метода ЛДФ в области обработки зарегистрированного сигнала и его применения в работе эндокринологического отделения городской больницы для анализа состояния микроциркуляции в коже верхней части стоп пациентов с сахарным диабетом 2 типа.

Метод ЛДФ основан на регистрации обратно рассеянного в коже рук лазерного излучения, претерпевшего допплеровский сдвиг [8]:

$$I_m = \int_{f_1}^{f_2} f \cdot S(f) df, \quad (1)$$

где I_m – перфузия крови f – частота допплеровского уширения лазерного излучения, $S(f)$ – спектр мощности фототока. В методе ЛДФ регистрируется параметр перфузии крови – интегральный показатель, характеризующий скорость и концентрацию кровотока в диагностическом объеме. В серии публикаций обосновано [9,10], что данный параметр несет информацию о естественных активных ритмах работы микрососудов. Также была выявлена природа связи этих колебаний с активностью гладкомышечных клеток сосудов, работой нервных сенсорно-пептидергических волокон, а также эндотелиальной активности стенок венул и артериол. Одним из распространенных способов исследовать микроциркуляцию кровотока с помощью метода лазерной допплеровской флюметрии является применение специализированных тестов: холодовых, тепловых, электростимуляционных и др. Такие тесты позволяют выявить и оценить адаптационные возможности микрокровотока в ответ на внешние воздействия. В работе [11] представлен метод оценки состояния микрокровотока методом лазерной допплеровской флюметрии в сосудах больных ревматоидными заболеваниями при воздействии высоких и низких температур. Для оценки состояния микрокровотока в стопах пациентов с сахарным диабетом 2 типа в работе [12] был рассмотрен мультимодальный подход, сочетающий лазерную допплеровскую флюметрию, спектроскопию диффузного отражения и флуоресцентную спектроскопию в анализе данных при применении теплового теста. В целом, температурное воздействие на микрокровоток в коже конечностей у здоровых добровольцев и пациентов позволяет выявить соответствующие нарушения при различных нозологиях, затрагивающих работу системы микроциркуляции.

В данной работе предлагается анализировать микрокровоток с точки зрения распределения регистрируемого сигнала по частотам допплеровского уширения спектра лазерного излучения в ответ на тепловое воздействие. Были проведены эксперименты на условно-здоровых добровольцах и пациентах с сахарным диабетом второго типа с длительностью заболевания более 10 лет. В качестве области интереса была выбрана зона дорсальной поверхности стоп ниже большого пальца (рис. 1). Выбор данной зоны обусловлен тем, что наиболее часто именно поражения стоп приводят к инвалидизации пациентов из-за развития язв, некроза мягких тканей и гангрены при неспецифических и нерегенерирующих повреждений поверхности кожи [13]. Каждый эксперимент был разбит на следующие три стадии: регистрация фонового кровотока в течение 10 минут при температуре 33°C, пятиминутный плавный нагрев зоны исследования до 42°C, и запись в течение 5 минут перфузии крови [14]. Нагрев до 33°C области интереса обусловлен выравниванием температуры верхнего слоя кожи стопы у всех пациентов и добровольцев и призван исключить влияние разброса температуры кожи от пациента к пациенту. Участники исследования были разделены на три группы. Группа 1 включала в себя 7 молодых условно- здоровых добровольцев с возрастом 22±0.5 лет, группа 2 – 6 волонтеров с возрастом 51±6, и группа пациентов, включающая 10 волонтеров (61±7) с сахарным диабетом 2 типа и стажем заболевания более 10 лет. Регистрация перфузии производилась с помощью лазерного допплеровского флюметра с возможностью сохранения зарегистрированных спектров фототока для постобработки сигнала.



Рисунок 1 – Участок кожи стопы, используемый для проведения измерений. 1 – Зонд ЛДФ; 2 – Нагревательный зонд ЛАКК-ТЕСТ

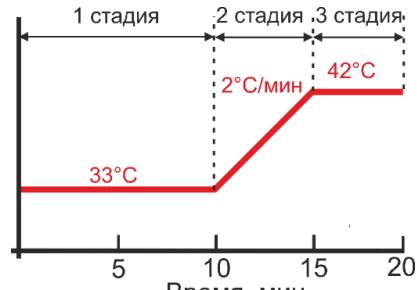


Рисунок 2 – Основные стадии протокола исследований

Нагревание осуществлялось с использованием устройства ЛАКК-ТЕСТ («ЛАЗМА», г. Москва) с возможностью коаксиально совмещать зонд ЛДФ и нагревательный элемент на основе элемента Пельтье. Контроль прибора и запись эксперимента осуществлялось в разработанной программе в среде визуального программирования LabVIEW. Регистрация фототока производилась на частоте дискретизации 50 кГц. Частота записи сигнала перфузии крови – 20 Гц.

Зарегистрированные спектры допплеровского уширения для всех экспериментов анализировались следующим образом. На первом этапе, частотный диапазон разбивался на 64 поддиапазона по 200 Гц с вычислением значения перфузии крови на каждом частотном поддиапазоне. Далее, для каждого спектра вычислялся график нормированных кумулятивных сумм – подход к обработке сигнала в лазерной допплеровской флюметрии, ранее практически не применявшийся. Такой график позволяет оценивать в процентных долях суммарную мощность сигнала до определенной частотной полосы. Тем самым, при проведении диагностических процедур (тепловой тест, холодовой тест и т.д.) такой метод позволяет наглядно

оценить распределение мощности сигнала по частотам допплеровского уширения. Каждая кумулятивная сумма рассчитывается по следующей формуле:

$$C = C + \frac{A_n}{\sum_{i=1}^{n-1} A_i}, \quad (2)$$

где n – порядковый номер данной частоты в спектре мощности; C_n – кумулятивная сумма последовательности от единицы до n ; A_n – амплитудное значение спектра мощности на частоте с порядковым номером n ; m – максимальный порядковый номер. Для дальнейшего анализа строились следующие две кривые: усреднённый по времени график кумулятивных сумм для стадии 1 эксперимента и усреднённый по времени график кумулятивных сумм для периода так называемого «аксон-рефлекса» – локального повышения кровотока при достижении температуры 42 С. Чтобы оценить разницу между этими графиками оценивался специально введённый параметр который рассчитывается путём вычисления площади между кривыми двух графиков усреднённых кумулятивных сумм до первого пересечения этих графиков (рис. 3). Данная оценка позволяет объективно и наглядно выразить перераспределение спектра мощности сигнала допплеровского уширения лазерного излучения в область более высоких частот в связи с изменением скоростных компонент микрокровотока. Другой оцениваемый параметр был выбран на основе методики вычисления разницы между средней перфузией во время проявления аксон-рефлекса (стадия 3) и средней перфузией при базовой записи (стадия 1). Для данных двух параметров был выполнен линейный дискриминантный анализ между группами 2 и пациентами, и группами 1 и 2 (рис. 4).

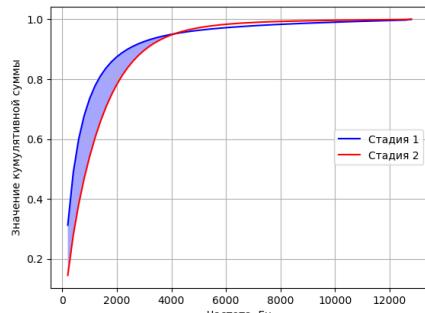


Рисунок 3 – Пример графиков усреднённых кумулятивных сумм для двух стадий эксперимента и выделение площади между двумя графиками

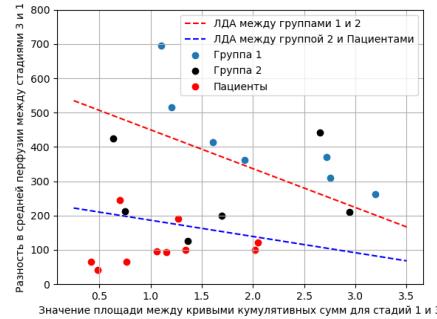


Рисунок 4 – Результат применения линейного дискриминантного анализа для разделения групп пациентов и 1 и 2 группами условно-здоровых добровольцев

Для оценки точности линейного дискриминантного анализа была проведена её оценка методом вычисления площади под кривой (AUC) для ROC-кривых. В таблице 1 показаны сравнительные характеристики точности классификаторов, построенных на основе анализируемых пар параметров.

Таблица 1 – Анализ площади под ROC-кривой для анализируемых классификаторов

Параметр	AUC
Группа 1/Группа 2	
Разница между средним уровнем перфузии крови стадии 1	0.76
Значение площади между графиками кумулятивных сумм	0.64
Линейный дискриминантный анализ	0.86
Группа 2/Пациенты	
Разница между средним уровнем перфузии крови на стадии 3 и стадии 1	0.92
Значение площади между графиками кумулятивных сумм	0.86
Линейный дискриминантный анализ	0.9

Использование значений площади между графиками кумулятивных сумм усреднённых спектров мощности фототока является перспективным направлением в анализе результатов измерений методом лазерной допплеровской флюметрии. Полученные результаты (рис. 3) показали, что выбранные оценки не являются

зависимыми, хотя и описывают одно и тоже явление – усреднённый по времени спектр мощности фототока. Таким образом, перераспределение мощности в сигнале может происходить за счёт разных частотных диапазонов, однако, разница между параметрами перфузии крови на стадии 3 и стадии 1 будут неразличимы для разных пациентов. Исходя из этого, применение новой предложенной группы параметров позволяет разделять случаи с близкими значениями увеличения перфузии в ответ на нагревание. В перспективе, предполагается разработка диагностических критериев, разделяющих подгруппы по тяжести поражения микрососудистой системы внутри группы пациентов на основе критериев площади между графиками кумулятивных сумм и увеличению перфузии в ответ на тепловое воздействие на кровоток.

И.О. Козлов и А.В. Дунаев благодарят РФФИ (грант №19-32-90253) за финансовую поддержку.

Библиографический список

1. Rowley W.R. Diabetes 2030: Insights from Yesterday/ Rowley, W., Bezold, C., Arikant, Y., Byrne, E., Krohe, S.// Popul. Health Manag, 2017. – 20. – № 1. – 6-12.
2. Vaidya V. Impact of cardiovascular complications among patients with Type 2 diabetes mellitus: a systematic review/ Vaidya V., Gangan N., Sheehan J. // Expert Rev. Pharmacoecon. Outcomes Res, 2015. – 15. – № 3. – 487–497.
3. Lotfy, M. Chronic Complications of Diabetes Mellitus: A Mini Review/ Lotfy, M., Adeghate, J., Kalasz, H., Singh, J., & Adeghate, E. // Curr. Diabetes Rev. 2017. – 13. – № 1 – 3-10.
4. Дрёмин В.В. Возможности применения сочетанных методов оптической неинвазивной диагностики при исследовании жизнеспособности тканей нижних конечностей пациентов с сахарным диабетом/ Дрёмин, В. В., Дрёмина, Е.В., Жарких, Е.В., Потапова, Е.В., Алимичева, Е.А., Масалыгина, Г.И., Дунаев, А.В.// Фундаментальные и прикладные проблемы техники и технологии, 2016. – 1 – № 315. – 136.
5. Калакутский Л.И. Фотоплетизмограф для клинического мониторинга сердечного ритма/ Калакутский Л.И., Молчков Е.В., Бахтинов П.И // Известия Южного федерального университета. Технические науки, 2012. – 136. – № 11. – 136.
6. Волков М.В. Исследование параметров капиллярного кровотока методом видеокапилляроскопии/ Волков, М.В., Кострова, Д.А., Маргарянц, Н.Б., Пименов, А.Ю // Физика и радиоэлектроника в медицине и экологии-ФРЭМЭ'2016. – 2016. – 77–80.
7. Козлов В.И. ЛДФ-метрия кожного кровотока в различных областях тела/ Козлов В.И., Морозов М.В., Гурова О.А. // Регионарное кровообращение и микроциркуляция., 2012. – 11 – № 1. – 58–61.
8. Bonner R., Model for laser Doppler measurements of blood flow in tissue/ Bonner R., Nossal R. // Appl. Opt. OSA, 1981. – 20. – 12. – 2097–2107.
9. Bračić M. Wavelet-based Analysis of Human Blood-flow Dynamics/ Bračić M., Stefanovska A. // Bull. Math. Biol., 1998. – 60. – № 5. – 919–935.
10. Lancaster G. Dynamic markers based on blood perfusion fluctuations for selecting skin melanocytic lesions for biopsy/ Lancaster, G., Stefanovska, A., Pesce, M, Marco Vezzoni, G., Loggini, B., Pingitore, R., Ghiara, F., Barachini, P., Cervadoro, G., Romanelli, M., Rossi, M. // Sci. Rep., 2015. – 5. – 12825.
11. Zherebtsova A.I. Multimodal Optical Diagnostics of the Microhaemodynamics in Upper and Lower Limbs/ Zherebtsova, A. I., Dremin, V., Makovik, I., Zherebtsov, E. A., Dunaev, A., Goltsov, A., Sokolovsky, S., Rafailov, E. // Front. Physiol., 2019. – 10. – 416.
12. Potapova E. V A Complex Approach to Noninvasive Estimation of Microcirculatory Tissue Impairments in Feet of Patients with Diabetes Mellitus using Spectroscopy/ Potapova, E. V., Dremin, V.V., Zherebtsov, E.A., Makovik, I.N., Zharkikh, E.V., Dunaev, A.V., Pilipenko O.V., Krupatkin, A.I. // Opt. Spectrosc. 2017. – 123. – № 6. – 955–964.
13. Gale L. Patients perspectives on foot complications in type 2 diabetes: a qualitative study/ Gale, L., Vedhara, K., Searle, A., Kemple, T., & Campbell, R. // Br. J. Gen. Pract. Royal College of General Practitioners, 2008., – 58,– № 553. – 555–563.
14. Mizeva I. Spectral analysis of the blood flow in the foot microvascular bed during thermal testing in patients with diabetes mellitus/ Mizeva, I., Zharkikh, E., Dremin, V., Zherebtsov, E., Makovik, I., Potapova, E., & Dunaev, A. // Microvasc. Res., 2018. – 120. – 13–20.

ANALYSIS AND DECOMPOSITION OF LASER DOPPLER SPECTRUM FOR EVALUATION OF MICROVASCULAR COMPLICATIONS IN DIABETES MELLITUS TYPE 2

¹Kozlov I.O., ^{1,2}Zherebtsov E.A., ¹Zherebtsova A.I., ¹Dunaev A.V.

¹ Research and Development Center of Biomedical Photonics, Orel State University, Orel,

*igor57_orel@mail.ru,

² Optoelectronics and Measurement Techniques Unit, University of Oulu, Oulu

Keywords: laser Doppler flowmetry, non-invasive diagnostics, type 2 diabetes mellitus

Annotation. The article describes a new approach to the analysis of Doppler spectra recorded from the skin of patients with type 2 diabetes. To process the registered data, the calculation of curves of cumulative sums recorded during the base record and the reaction to heating was applied. The result of this work is the introduction of a new

parameter – the value of the area between the curves of cumulative sums. This approach has been shown to be effective in identifying differences between patients and healthy volunteers when performing a heat test.

МЕТОД ДИАГНОСТИКИ КРИТИЧЕСКИХ СОСТОЯНИЙ НА ОСНОВЕ БИОИМПЕДАНСНЫХ ИССЛЕДОВАНИЙ В АНОМАЛЬНЫХ ЗОНАХ ЭЛЕКТРОПРОВОДНОСТИ

Протасова З.У., Шаталова О.В., Стадниченко Н.С.

Федеральное государственное бюджетное образовательное учреждение высшего образования «Юго-Западный государственный университет», г. Курск, Shatolg@mail.ru

Ключевые слова: биоимпедансные исследования, аномальные зоны электропроводности, биологическая активная точка, нейронная сеть, интеллектуальный агент

Аннотация. Исследование направлено на создание интеллектуальных технологий, позволяющих прогнозировать критические состояния организма человека. Прогноз осуществляется путем анализа реакции платы на тестовые последовательности электрических импульсов напряжения, подаваемые на соответствующие критическому состоянию биологически активную точку или группы точек.

В качестве метода прогнозирования критических состояний используется анализ «реакции платы» на тестовые воздействия на биологически активные точки в виде спадающего или нарастающего напряжения, приложенного к биоматериалу. В процессе тестовых воздействий на биоматериал в качестве «реакции первичного ответа» исследовались показатели силы тока в биоматериале, а в качестве «реакции платы» – изменения пассивных электрических свойств биоматериала в окрестности биологически активной точки, вызванные тестовым воздействием. Континuum полученных таким образом вольтамперных характеристик оцифровывается и классифицируется нейронной сетью. Метод основан на изменении электрического сопротивления биоматериала (реакция платы), которое обусловлено прогнозируемым критическим состоянием, в процессе тестового воздействия в окрестности биологически активной точки,

В качестве апробации метода исследовалась интеллектуальная система прогнозирования успешности хирургического лечения доброкачественной гиперплазии предстательной железы. Информативные признаки формировались на основе анализа пяти вольтамперных характеристик и классифицировались посредством обучаемых нейронных сетей различной структуры. Массив исходных данных представлял набор из 27 дескрипторов, подаваемых на входы классификатора. Максимальная диагностическая чувствительность классификатора успешности хирургической операции на контрольной выборке составила 86%, диагностическая специфичность – 93%, диагностическая эффективность – 90%.

Апробация нейросетевых классификаторов успешности хирургической лечения ПЖ показывает, что аналогичные алгоритмические и методические решения могут быть использованы для прогнозирования других критических состояний. В перспективе результаты проведенных исследований возможно использование для бипперов для донозологической диагностики инфекционных заболеваний.

В настоящее время пристальное внимание привлекает контроль текущего функционального состояния (ФС) человека, которое может достаточно быстро изменяться под действием различных экзогенных и эндогенных факторов. Следить за состоянием здоровья можно посредством различных носимых приборов – бипперов, которые умеют не просто хранить, но и анализировать данные о ФС конкретного пациента. К наиболее универсальным и наиболее доступным средствам получения информации о текущем состоянии организма относятся энергетические характеристики биологически активных точек (БАТ) [1, 2].

Одним из недостатков энергетических показателей БАТ является их высокая чувствительность к изменению неконтролируемых экзогенных и эндогенных факторов и как следствие, высокий динамический диапазон фоновых значений этих показателей. Поэтому основным направлением в усовершенствовании методов контроля ФС на основе энергетических показателей БАТ, является переход от абсолютных значений показателей к относительным значениям.

Получение относительного показателя предусматривает выбор схемы нормирования абсолютных значений измеряемой величины. Схемы основаны на нормировании по статистическим показателям или по выбранным шкалам (например, по максимальному отклонению). Однако, в случае с БАТ использование таких схем нормирования не представляется возможным в связи с зависимостью статистических показаний не только от состояния экзогенной и эндогенной среды, но и от конституционных особенностей самого индивидуума.

Предлагаемая схема нормирования основана на контроле динамики энергетических характеристик БАТ в процессе периодического управляемого воздействия на БАТ экзогенным фактором.

В качестве экзогенного воздействия на БАТ использовались токовые посылки ступенчатой формы, эпюры которых представлены в правой нижней части рисунка 1. Реакцией первичного ответа служит ток в БАТ, который откладывается по оси ординат на графике вольтамперной характеристики (ВАХ), представленной на рисунке 1.

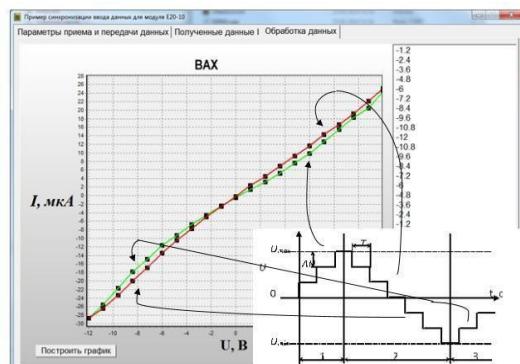
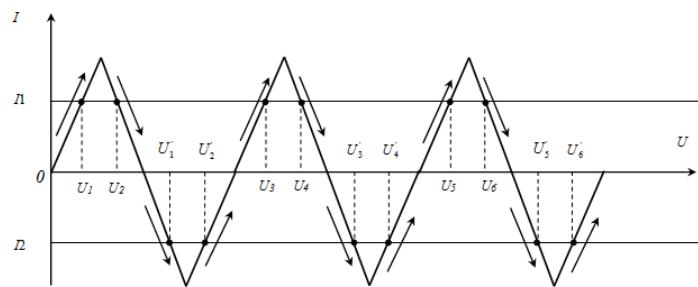


Рисунок 1 – Интерфейсное окно для построения графика ВАХ

Для определения «реакции платы» следует рассмотреть нисходящую ветвь ВАХ, которая на рисунке 1 показана красным цветом. Реакция платы – это разность ординат восходящей ВАХ (зеленой) и нисходящей ВАХ (красной) при общей для обеих ВАХ абсциссе. От абсолютных значений тока переходим к нормированным значениям путем деления его на соответствующую абсциссу (напряжение), то есть оперируем уже с электрическим сопротивлением БАТ.

Формирование пространства информативных признаков, предназначенного для классификации критических состояний человека, осуществлялось посредством анализа континуума реверсивных ВАХ БАТ. Каждая реверсивная ВАХ (рисунок 1) состояла из восходящей и нисходящей ветвей [3, 4, 5, 6, 7, 8]. Пространство информативных признаков строится для каждой информативной абсциссы и состоит из пар двухкомпонентных векторов. Для принятия решения в таком классификационном пространстве используется автономный интеллектуальный агент. Число автономных интеллектуальных агентов соответствует числу информативных абсцисс, используемых для формирования пространства информативных признаков.

Каждая пара векторов соответствует информативной абсциссе, примеры которых показаны на рисунке 2. На этом рисунке показаны две информативные абсциссы, соответствующие ординатам I_1 и I_2 . Число информативных абсцисс и их координаты подбираются эмпирически. Число информативных абсцисс и их координаты подбирались эмпирически.



Предложенным методом решалась задача прогнозирования хирургического риска. В данном случае под критическим состоянием понималось не готовность пациента успешно перенести хирургическое лечение с минимальными осложнениями и без назначения дополнительного лечения. Исследования оперативного риска проводились на протяжении 2017-2019 годов на базе больницы скорой медицинской помощи г. Курска. В урологических отделениях наблюдались пациенты, которым было рекомендовано хирургическое лечение доброкачественной гиперплазии предстательной железы (ПЖ). При проведении предоперационных мероприятий, помимо лабораторно - клинических исследований, проводились исследования БАТ согласно вышеизложенной методики.

Дескрипторы формировались по каждому пациенту из оцифрованных ВАХ БАТ путем выбора информативных абсцисс $I_1=20$ мкА и $I_2=-20$ мкА. (рисунок 2). Значения ΔR_i и ΔR_j находили по формулам (1), (2).

У каждого пациента экспериментальной группы исследовались ВАХ БАТ трех меридианов: меридиан сердца – С7, меридиан легких – Р9, меридиан перикарда – МС7 [9]. На основе этих исследований была создана база данных обучающих выборок. Для прогнозирования хирургического риска по одной БАТ в базе данных использовалось 9 дескрипторов, а по трем БАТ - 27 дескрипторов.

По итогам изучения историй болезней пациентов экспериментальной группы определялась степень успешности хирургического лечения ПЖ, показатель которой использовался как функция цели при обучении классификатора (интеллектуального агента) медицинского риска. Функция цели была представлена тремя классами: С1 - операция проведена успешно, С2 - жалобы больных, которые были скорректированы медикаментозной терапией, С3 - повторное лечение, связанное с послеоперационными осложнениями.

Из 120 пациентов экспериментальной группы, среди которых у 62 операция прошла успешно, 30 пациентам потребовалось медикаментозное корректирующее лечение и у 28 пациентов были выявлены осложнения, требующие дополнительного лечения, было сформировано множество, включающее в себя обучающие и контрольные выборки по трем выделенным классам.

Прогностическая эффективность метода исследовалась на автономных интеллектуальных агентах, построенных на основе искусственных нейронных сетей прямого распространения (ИНСПР). При построении ИНСПР использовались различные сочетания БАТ, различное количество векторов информативных признаков (информационных абсцисс) и различное количество ВАХ в континууме. Программная реализация ИНСПР осуществлялась посредством программного обеспечения, разработанного на кафедре биомедицинской инженерии ЮЗГУ, выполненного в среде MATLAB [10, 11].

В качестве расчетных показателей качества построенных нейросетевых моделей использовались: диагностическая чувствительность (ДЧ), диагностическая специфичность (ДС), диагностическая эффективность решающего правила (ДЭ), прогностическая значимость положительных результатов (ПЗ⁺), прогностическая значимость отрицательных результатов (ПЗ⁻) [12].

В таблице 1 приведены результаты работы нейросетевой модели для определения послеоперационного риска, в которой в качестве БАТ использовалась точка I - Тань-юань.

Таблица 1 - Показатели качества классификации рисков хирургического лечения при работе автономных агентов с использованием информации, получаемой с одной БАТ

Для класса С1				
Обследуемые	Положительные	Отрицательные	Всего	
$n_{\text{ор}} (C1)$	45	17	62	ДЧ=71%, ДС=78%, ДЭ=75%, ПЗ ⁺ =78%, ПЗ ⁻ =73%
$n_{\text{вс}} (C2+C3)$	13	45	58	
Всего	58	62	120	
Для класса С2				
Обследуемые	Положительные	Отрицательные	Всего	
$n_{\text{ор}} (C2)$	18	12	30	ДЧ=60%, ДС=88%, ДЭ=81%, ПЗ ⁺ =62%, ПЗ ⁻ =87%
$n_{\text{вс}} (C1+C3)$	11	79	90	
Всего	29	91	120	
Для класса С3				
Обследуемые	Положительные	Отрицательные	Всего	
$n_{\text{ор}} (C3)$	23	5	28	ДЧ=82%, ДС=89%, ДЭ=88%, ПЗ ⁺ =70%, ПЗ ⁻ =94%
$n_{\text{вс}} (C1+C2)$	10	82	92	
Всего	33	87	120	

Максимальная диагностическая чувствительность исследованных моделей автономных интеллектуальных агентов на контрольной выборке составила 84%, диагностическая специфичность – 93%, диагностическая эффективность – 90%, причем включение в прогностический процесс одной дополнительной БАТ повышает показатели качества классификации, в среднем, на 6%.

Полученные сравнительные диагностические характеристики работы интеллектуальных агентов по определению хирургического риска на примере прогнозирования послеоперационных осложнений при хирургическом лечении предстательной железы, позволяют рекомендовать предложенные технологии анализа реакции биологически активных точек на последовательности тестовых импульсов электрического напряжения для практического использования в системах диагностики урологических заболеваний. В перспективе дальнейших исследований возможно использование бипперов на основе мониторинга состояния БАТ для донозологической диагностики инфекционных заболеваний.

Исследование выполнено при финансовой поддержке РФФИ в рамках научного проекта № 19-38-90116.

Acknowledgments: The reported study was funded by RFBR, project number 19-38-90116.

Библиографический список

1. Киселев, А.В. Виртуальные потоки в гибридных решающих модулях классификации сложноструктуримых данных / А.В. Киселев, Д.Ю. Савинов, С.А. Филист, О.В. Шаталова, В.В. Жилин // Прикаспийский журнал: управление и высокие технологии. - 2018. - № 2 (42). - С. 137-149.
2. Кореневский, Н.А. Диагностические системы на основе анализа вольтамперных характеристик биоактивных точек / Н.А. Кореневский, С.А. Филист, О.В. Шаталова, К.Д.А. Кассим, В.В. Руденко // Биотехносфера. - 2013. - № 5 (29). - С. 33-38.
3. Дегтярев, С.В. Моделирование биоимпедансных исследований средствами MATLAB / С.В. Дегтярев, О.В. Шаталова, А.Ф. Рыбочкин, А.А. Кузьмин // Медицинская техника. - 2013. - № 4 (280). - С. 27-29.
4. Мохаммед, А.А. Моделирование импеданса биоматериалов в среде MATLAB / А.А. Мохаммед, С.А. Филист, О.В. Шаталова // Известия Юго-Западного государственного университета. Серия: Управление, вычислительная техника, информатика. Медицинское приборостроение. - 2013. - № 4. - С. 73-78.
5. Шаталова, О.В. Применение автоматизированной системы для исследования вольтамперных характеристик биоматериалов / О.В. Шаталова, С.Е. Суржикова, А.С. Богданов // Биомедицинская радиоэлектроника. - 2014. - № 9. - С. 43-46.
6. Филист, С.А. Модели биоимпеданса при нелинейной вольтамперной характеристике и обратимом пробое диэлектрической составляющей биоматериала / С.А. Филист, О.В. Шаталова, А.С. Богданов // Бюллетень сибирской медицины. - 2014. - Т. 13, № 4. - С. 129-135.
7. Суржикова, С.Е. Программно-аппаратный комплекс для анализа вольтамперных характеристик биоактивных точек на основе модуля L-CARD E20-10 / С.Е. Суржикова, О.В. Шаталова, В.В. Федягин // Прикаспийский журнал: управление и высокие технологии. - 2015. - № 2 (30). - С. 150-161.
8. Суржикова, С.Е. Исследование проводимости биоматериалов в биоактивных точках при циклических воздействиях токами различной полярности / С.Е. Суржикова, Ю.Б. Мухатаев, Л.В. Плесканос, О.В. Шаталова // Биомедицинская радиоэлектроника. - 2016. - № 9. - С. 32-37.
9. Кассим, К.Д.А. Параметрические модели биоимпеданса для идентификации функционального состояния живой системы / К.Д.А. Кассим, И.А. Ключиков, О.В. Шаталова, З.Д. Яа // Биомедицинская радиоэлектроника. – 2012. - № 4. - С. 50-56.
10. Филист, С.А. Гибридная нейронная сеть с макрослоями для медицинских приложений / С.А. Филист, О.В. Шаталова, М.А. Ефремов // Нейрокомпьютеры: разработка, применение. - 2014. - № 6. - С. 35-69.
11. Киселев, А.В. Нейросетевые модули с виртуальными потоками для классификации и прогнозирования функционального состояния сложных систем / А.В. Киселев, Т.В. Петрова, С.В. Дегтярев, А.Ф. Рыбочкин, С.А. Филист, О.В. Шаталова, В.Н. Мишустин // Известия Юго-Западного государственного университета. - 2018. - № 4 (79). - С. 123-134.
12. Кармазановский, Г.Г. Оценка диагностической значимости метода (“чувствительность”, “специфичность”, “общая точность”)/ Г.Г. Кармазановский //Анналы хирургической гепатологии – 1997 - Т 2 - С. 139-142.

METHOD FOR DIAGNOSTICS OF CRITICAL STATES BASED ON BIOIMPEDANCE RESEARCHES IN ABNORMAL ZONES OF ELECTRICAL CONDUCTIVITY

Protasova Z.U., Shatalova O.V., Stadnichenko N.S.

Federal State Budgetary Educational Institution of Higher Education «Southwest State University», Kursk,
Shatolg@mail.ru

Keywords: bioimpedance studies, abnormal zones of electrical conductivity, biological active point, neural network, intelligent agent

Annotation. The research is aimed at creating intelligent technologies that allow predicting critical conditions of the human body. The forecast is carried out by analyzing the reaction of the board to test sequences of electrical voltage pulses supplied to a biologically active point or group of points corresponding to a critical state.

As a method for predicting critical conditions, an analysis of the “reaction of the board” on test effects on biologically active points is used in the form of a decreasing or increasing voltage applied to the biomaterial. In the process of test actions on the biomaterial, as a “reaction of the primary response”, the current indicators in the biomaterial were studied, and as the “reaction of the board”, changes in the passive electrical properties of the biomaterial in the vicinity of the biologically active point caused by the test effect were studied. The continuum of the current-voltage characteristics thus obtained is digitized and classified by the neural network. The method is based on a change in the electrical resistance of the biomaterial (board reaction), which is caused by the predicted critical state, during the test exposure in the vicinity of the biologically active point.

As an approbation of the method, we studied the intellectual system for predicting the success of surgical treatment of benign prostatic hyperplasia. Informative features were formed on the basis of the analysis of five current-voltage characteristics and were classified by means of trained neural networks of various structures. The source data array was a set of 27 descriptors supplied to the classifier inputs. The maximum diagnostic sensitivity of the classifier of success of a surgical operation in the control sample was 86%, diagnostic specificity - 93%, diagnostic efficiency - 90%.

Testing of neural network classifiers of the success of surgical treatment of pancreas shows that similar algorithmic and methodological solutions can be used to predict other critical conditions. In the future, the results of the researches may be used for bippers for prenosological diagnosis of infectious diseases.

СРАВНИТЕЛЬНЫЙ АНАЛИЗ МЕТОДОВ ОЦЕНКИ ЭЛЕКТРИЧЕСКОЙ ОСИ СЕРДЦА

Бритин С.Н., Бритина М.А., Власенко Р.Я.

ФГБОУ ВО «Новгородский Государственный Университет имени Ярослава Мудрого», г.

Великий Новгород, sergey.britin@novsu.ru, maria.britina@yandex.ru, romex@mail.ru

Ключевые слова: электрическая ось сердца, аналитические методы расчета

Аннотация. Авторами рассмотрены подходы к определению электрической оси сердца (оси QRS), как к одному из множества параметров, оцениваемых по электрокардиограмме человека. Данна общая характеристика графическим, табличным и визуальным методам оценки ЭОС. Основное внимание в работе уделено аналитическим методам расчета, базирующимся на теории Эйтховена и свойствах равностороннего треугольника. Приводятся соотношения для расчета угла α на основе электрокардиограммы стандартных отведений по Эйтховену и усиленных отведений по Гольдбергеру. Даются примеры таких расчетов, сравниваются результаты и делаются соответствующие выводы.

Электрическая ось сердца (ЭОС), или иначе - ось QRS, это один из множества параметров, оцениваемых по электрокардиограмме человека. Как сама ЭКГ, так и ЭОС объясняются теорией Эйтховена, основанной на теории электрического диполя, представляющего собой систему двух разноименных зарядов или эквивалентного им источника тока, создающих в окружающем пространстве электрическое поле, характеризующееся соответствующими электрическими потенциалами. При этом, электрическое поле сердца представляется как электрическое поле точечного токового диполя с дипольным моментом, называемым *интегральным электрическим вектором сердца* ХЕ "интегральным электрическим вектором сердца" } (ИЭВС), который каждый момент времени складывается из множества элементарных диполей соответствующих частей миокарда и находится в однородной изотропной проводящей среде, которой являются ткани организма. ИЭВС каждый момент времени изменяется по величине и направлению. Его центр расположен во фронтальной плоскости в центре равностороннего треугольника с вершинами, находящимися в основаниях левой руки, правой руки и левой ноги, которые служат электрическими проводниками (рис. 1, вектор Е). Для проекций **мгновенного** значения интегрального вектора, например максимального, с учетом выбранного направления обхода, справедливо уравнение для суммы векторов по замкнутому контуру $\mathbf{E}_1 + \mathbf{E}_2 + \mathbf{E}_3 = 0$.

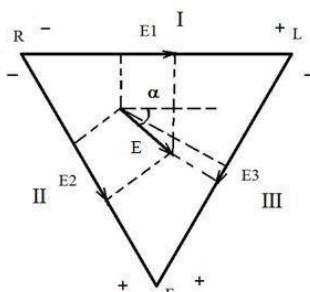


Рисунок 1 Треугольник Эйтховена. Интегральный электрический вектор Е (*мгновенное значение*) и его проекции во фронтальной плоскости на стороны треугольника. Знаки + и - показывают полярность подключения гальванометра (электрокардиографа) к конечностям R, L и F.

Разности потенциалов в отведениях I, II, III соответственно U_I , U_{II} , U_{III} с точностью до постоянных множителей равны E_1 , E_2 , E_3 .

Часто полагают, что начало ИЭВС неподвижно и находится в атриовентрикулярном узле в центре треугольника [1]. Тогда конец вектора описывает сложную пространственную кривую, проекция которой на фронтальную плоскость образует за цикл сердечной деятельности в норме три петли соответствующие возбуждению предсердий, желудочков и реполяризации желудочков: P, QRS и T. На электрокардиограмме в каждом отведении этот процесс отображается в виде кривой с пятью основными зубцами (волнами): P, Q, R, S, T и тремя интервалами нулевого потенциала.

Рисунок 2 [2] демонстрирует последовательное изменение направления и длины электрического вектора сердца на интервале деполяризации (возбуждения) желудочков и соответствующее изменение электрокардиограммы (QRS комплекса) во II отведении (фрагменты A, B, C, D, точки ЭКГ 1,2, 3, 4). При этом следует учитывать, что на подобных рисунках электрический вектор сердца условно для наглядности отображают линиями конечной длины, и это только при определенных допущениях не противоречит эквивалентному точечному диполю сердца принятому в модели Эйтховена [1]. Подразумевается, что размеры точечного диполя много меньше размеров треугольника.

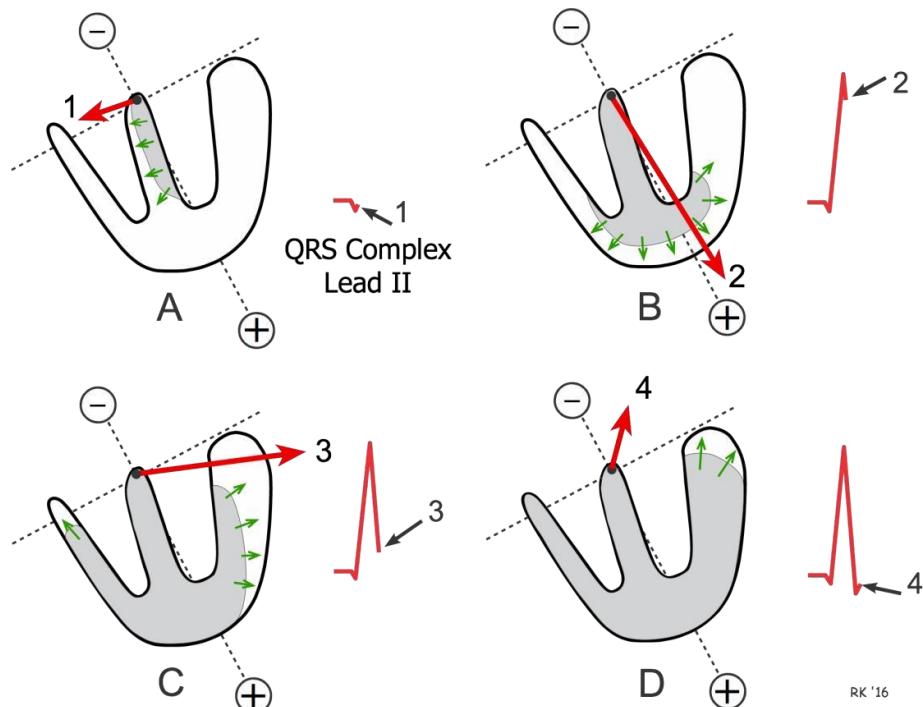


Рисунок 2 Изменение направления и длины электрического вектора сердца на интервале деполяризации желудочков и регистрация комплекса QRS электрокардиограммы во втором стандартном отведении (фрагменты A, B, C, D, точки ЭКГ 1,2, 3, 4).

Учитывая свойства равностороннего треугольника и зная мгновенные значения зубцов ЭКГ, можно определить углы, образованные вектором дипольного момента сердца с линиями отведений в каждый произвольный момент времени и далее при необходимости с учетом правила сложения векторов определить среднее значение угла для любой фазы ЭКГ, например для QRS комплекса. Корректное решение такой задачи возможно при цифровой обработке данных.

Наиболее же часто находят некоторое среднее направление волны деполяризации желудочков во фронтальной плоскости по отношению к линии первого отведения, обозначают его углом α и выражают в градусах. Это направление называют электрической осью сердца (ЭОС), либо осью QRS (осью или углом QRS комплекса). На практике нашли широкое применение графические, табличные и визуальные методы оценки ЭОС [3,4]. Графические методы используют треугольник Эйтховена и связанные с ним шестиосевую систему координат Бейли и диаграмму Дьеда. Для определения угла α в них вносятся в соответствующем масштабе амплитудные значения R зубцов двух отведений, или же нередко алгебраической суммы амплитуд зубцов Q, R, S этих комплексов. По такому же принципу работают с табличными методами. Что касается суммирования амплитуд зубцов QRS комплекса, то такой подход не является бесспорным, поскольку зубцы Q и S обусловлены начальной и конечной фазой деполяризации желудочков и их вклад в суммарный вектор сердца относительно невысокий. При использовании визуальных методов для определения положения ЭОС обращают

внимание на отношение амплитуд зубцов R в разных отведениях и на комплексы RS типа. Точность отмеченных методов оценивается примерно 10 %.

Из основополагающих концепций теории Эйтховена и свойств равностороннего треугольника вытекают аналитические методы расчета ЭОС.

Отметим сначала, что максимум R зубца соответствует, по крайней мере, в двух QRS комплексах, максимуму волны деполяризации желудочков. Это направление в основном определяет ЭОС в представлении средней электрической оси с учетом того, что максимальный вектор вносит наибольший вклад в среднее значение. Дополнительным аргументом в пользу такого вывода является то, что в окрестности максимума вплоть до изолинии QRS комплексы имеют при отсутствии явно выраженных патологий симметричный характер. Суммирование попарно двух симметричных векторов условно из левой и правой части QRS комплекса дает вектор, совпадающий по направлению с центральным вектором.

Исходя из этого, запишем: $U_I = E \cos \alpha$, $U_{II} = E \cos(60^\circ - \alpha)$. Не теряя общности, примем $E = 1$, а U_{II} представим как $U_{II} = \cos 60^\circ \cos \alpha + \sin 60^\circ \sin \alpha = 0.5 \cos \alpha + 0.5 \sin \alpha$.

С учетом данных соотношений получаем

$$\alpha = \frac{U_{II} - U_I}{U}. \quad (1)$$

Таким образом, если в качестве U_I и U_{II} взять максимальную высоту (амплитуду) зубцов R электрокардиограммы соответственно в отведениях I и II в момент максимума волны возбуждения желудочков, то можно определить направление дипольного момента α , которое принимается в качестве электрической оси сердца. На многоканальной записи ЭКГ хорошо видно, что эти максимумы соответствуют одним и тем же моментам времени. Для нахождения угла α удобно воспользоваться сервисом расчета $\arctg \alpha$ [5]. По графическим построениям или по соотношениям R зубцов легко устранить возможную неоднозначность расчетов по данной формуле, связанную со свойствами функции \arctg .

Следует отметить, что аналогично могут быть определены углы (**оси**) дипольных моментов для зубцов P и T электрокардиограммы.

Если обозначить потенциалы вершин треугольника L, R, и F соответственно φ_L , φ_R и φ_F , то можно записать разности потенциалов в стандартных отведениях в виде:

$$U_I = \varphi_L - \varphi_R, \quad U_{II} = \varphi_F - \varphi_R, \quad U_{III} = \varphi_F - \varphi_L.$$

Из этих соотношений непосредственно видно, что алгебраическая сумма мгновенных значений напряжений зубцов ЭКГ первого и третьего отведений равняется мгновенному значению напряжения второго отведения

$U_{II} = U_I + U_{III}$. Это выражение, известное под названием, как «формула Эйтховена», не противоречит равенству нулю суммы векторов E1, E2, E3 и объясняется тем, что первое и третье отведения включены, рассматривая замкнутый контур (*например, по часовой стрелке*) синфазно, а второе отведение по отношению к ним – противофазно. По этому равенству можно всегда уточнить (найти) одно из отведений по двум другим, в том числе использовать его при расчете угла α . Например, в формуле 1 вместо U_I можно использовать $U_I = U_{II} - U_{III}$.

Рассмотрим теперь возможность оценки ЭОС по отведениям от конечностей по Гольдбергеру (1942 г.) (aVR, aVL, aVF), которые получили название усиленных отведений. Они относятся к униполярным отведениям вследствие того, что положительный полюс электрокардиографа всегда подключается к электроду соответствующей конечности, а отрицательный одновременно к электродам двум других конечностей, создающим опорный «усредненный» потенциал.

Запишем связь между усиленными и стандартными отведениями.

По определению $U_{aVR} = \varphi_R - (\varphi_L + \varphi_F) / 2$. Подставляя сюда $\varphi_R = \varphi_R / 2 + \varphi_R / 2$, получим $U_{aVR} = -(U_I + U_{II}) / 2$.

/ 2.

Аналогично: $U_{aVL} = \varphi_L - (\varphi_R + \varphi_F) / 2 = (U_I - U_{III}) / 2$ и

$$U_{aVF} = \varphi_F - (\varphi_L + \varphi_R) / 2 = (U_{II} + U_{III}) / 2.$$

Отсюда вытекает важное свойство для отведений по Гольдбергеру. Сумма мгновенных значений разности потенциалов таких отведений всегда равна нулю:

$$U_{aVR} + U_{aVL} + U_{aVF} = 0. \quad (2)$$

Решая обратную задачу, можно выразить разности потенциалов стандартных отведений, через разности потенциалов усиленных отведений:

$$U_I = 2(U_{aVL} - U_{aVR}) / 3,$$

$$U_{II} = 2(U_{aVF} - U_{aVR}) / 3,$$

$$U_{III} = 2(U_{aVF} - U_{aVL}) / 3.$$

Хорошо видно, что уровни потенциалов стандартных и усиленных отведений примерно совпадают. Следовательно, приведенные соотношения показывают, что усиленные отведения служат, прежде всего, для уточнения информации получаемой по стандартным отведениям, что особенно важно с учетом принятых допущений в модели Эйтховена.

На основе (1), используя последние соотношения, нетрудно получить:

$$\alpha = \frac{\overline{3} U_{aVF} - U_{aVR} - U_{aVL}}{U_{aVL} - U_{aVR} + U_{aVR} - U_{aVL}} \quad (3)$$

В качестве значений напряжений для расчета α в этих выражениях берутся их максимальные (амплитудные) значения с соответствующим знаком плюс или минус.

Рассмотрим несколько примеров оценки ЭОС на основе реальных электрокардиограмм.

Амплитуды зубцов R будем выражать для простоты расчетов в условных единицах, не переходя к напряжению в мВ.

Пример 1. $U_I = 17$, $U_{II} = 5$, $U_{III} = -12$; $U_{aVR} = -11$, $U_{aVL} = 15$, $U_{aVF} = -4$. Результаты расчетов ЭОС по выражению (1) $\alpha_1 = -13.4^\circ$, по выражению (3) $\alpha_2 = -14.9^\circ$. Видно, что результаты различаются незначительно. Таким образом, усиленные отведения с успехом могут быть использованы для оценки ЭОС как независимо от

расчетов на основе стандартных отведений, так и для уточнения этих расчетов. В данном примере среднее значение $\alpha = (\alpha_1 + \alpha_2)/2 = -14.15^\circ$. Нетрудно проверить, что результаты расчетов α_1 и α_2 полностью совпадут, если в качестве значений для U_{aVR} , U_{aVL} , U_{aVF} взять следующие значения: $U_{aVR} = -11$, $U_{aVL} = 14.5$, $U_{aVF} = -3.5$.

Пример 2. $U_I = 3$, $U_{II} = 15$, $U_{III} = 12$; $U_{aVR} = -8$, $U_{aVL} = -5$, $U_{aVF} = 13$. Результаты расчетов по выражению (1) $\alpha_1 = 79.1^\circ$, по выражению (3) $\alpha_2 = 82.4^\circ$. Различие результатов несущественное. В качестве окончательной оценки в этом случае можно взять среднее значение $\alpha = (\alpha_1 + \alpha_2)/2 = 80.75^\circ 81^\circ$.

Пример 3. $U_I = 3$, $U_{II} = 7$, $U_{III} = 4$; $U_{aVR} = -5$, $U_{aVL} = 0$, $U_{aVF} = 5$. Заметим, что здесь значение U_{aVL} уточнено на основе соотношения (2). Результаты расчетов по выражению (1) $\alpha_1 = 64.7^\circ$, по выражению (3) $\alpha_2 = 60.0^\circ$. Различие результатов также непринципиальное. В качестве окончательной оценки в этом случае можно взять среднее значение $\alpha = (\alpha_1 + \alpha_2)/2 = 62.35^\circ 62^\circ$, или же результат представить в виде более достоверной интервальной оценки $\alpha = (62.35 \pm 2.5)^\circ$.

Отличие результатов расчетов α по выражениям (1) и (3) объясняется неизбежными погрешностями измерений ЭКГ и не идеальностью модели Эйтховена. При «ручном» анализе неизбежно присутствуют субъективные ошибки считывания значений амплитуд с записи ЭКГ. При цифровом автоматическом анализе эти ошибки отсутствуют, и точность оценки значений амплитуд, а значит точность расчетов ЭОС будет всецело определяться только уровнем помех при регистрации ЭКГ. То, что касается модели Эйтховена, то она не является строгой с точки зрения электропроводности среды и свойств вектора сердца E , который не возможно точно представить изменением момента одного точечного диполя. В более точных мультипольных моделях учитываются конечные размеры миокарда и детальный характер распространения возбуждения в нем [1,6], но, несмотря на это, модель Эйтховена остается базовой моделью, и, следовательно, проведенный анализ будет полезным для практической электрокардиографии.

Библиографический список

1. Биофизика для инженеров: учеб.пособие в 2-х томах. Том 1. – Биоэнергетика, биомембранология и биологическая электродинамика/ Е.В. Бигдай, С.П. Вихров, Н.В. Гриненая и др. Под ред. С.П. Вихрова и В.О. Самойлова.- М.: Горячая линия - Телеком, 2008 .- 496с., ил.
2. Klabunde Richard E. Cardiovascular Physiology Concepts. Ventricular Depolarization and the Mean Electrical Axis - <https://www.cvphysiology.com/Arrhythmias/A016>
3. Мурашко, В. В. Электрокардиография: учеб. пособие / В. В. Мурашко, А. В. Струтынский. – 5-е издание. - М.: МЕДпресс-информ, 2001. - 312 с.
4. Горячев С.Ф., ЭКГ на догоспитальном этапе / С.Ф. Горячев, Л.В. Горячева. - Кисловодск: КМК, 2011. – 243с.
5. <https://calculat.ru/arktangens>
6. Моделирование и визуализация электрической активности сердца / О. Н. Бодин, В. Г. Полосин, А. Г. Убиеных, Ф. К. Рахматуллов, А. С. Сергеенков, М. Н. Крамм // Измерение. Мониторинг. Управление. Контроль. – 2017. – № 2 (20). – С. 85–93.

COMPARATIVE ANALYSIS OF METHODS FOR ASSESSING THE ELECTRIC AXIS OF THE HEART

Britin S.N., Britina M.A., Vlasenko R.Ya.

Yaroslav the Wise Novgorod State University, Veliky Novgorod, sergey.britin@novsu.ru, maria.britina@yandex.ru, romex@mail.ru

Keywords: electrical axis of the heart, analytical calculation methods

Annotation. The authors considered approaches to determining the electrical axis of the heart (the QRS axis), as one of the many parameters evaluated by a person's electrocardiogram. A general assessment of graphical, tabular and visual methods for assessing the electrical axis of the heart is given. The main attention is paid to analytical methods of calculation based on the Einthoven theory and properties of an equilateral triangle. Relations for calculating the angle α based on the electrocardiogram of standard leads according to Einthoven and augmented leads according to Goldberger

are given. Examples of such calculations are given, the results are compared, and the corresponding conclusions are made.

ЭХОГРАФИЧЕСКАЯ ИНФОРМАЦИЯ ПРИ ВЫЯВЛЕНИИ РАКА ПРЕДСТАТЕЛЬНОЙ ЖЕЛЕЗЫ

¹Зинченко И.В., ²Попов С.В., ²Титова Л.А., ³Попов И.В., ²Попова В.П.

¹Россошанский межрайонный урологический центр, г. Россошь, iv_zinchenko84@mail.ru,

²Воронежский государственный медицинский университет им. Н.Н.Бурденко, г. Воронеж
sergeyuporov@rambler.ru,

³Воронежский государственный аграрный университет им. императора Петра I, г. Воронеж
iblackmore68@gmail.com

Ключевые слова: медицинская помощь, межрайонный урологический центр, ультразвуковое исследование, эхография, рак предстательной железы

Аннотация. В настоящей статье освещены вопросы организации региональной системы оказания медицинской урологической помощи в России, основанной на принципах профилактики и активного раннего выявления заболеваний. Отмечено, что особую значимость для обеспечения корректной и эффективной организации данной системы оказания медицинской помощи приобретают межрайонные урологические центры. В них сосредоточены квалифицированные специалисты, располагающие достаточной инструментальной базой для проведения необходимых диагностических мероприятий. Приведены данные, обобщающие результаты диагностической работы, проведенной на базе Россошанского межрайонного урологического центра в течение 2018 года. Охарактеризован контингент обследованных с учётом их возраста и места жительства. Обращено внимание на то, что важнейшее место в алгоритме обследования пациентов урологического профиля отводится ультразвуковому исследованию, которое позволяет корректно оценить зональную архитектонику предстательной железы. Представлен опыт использования эхографии для выявления болезней предстательной железы у мужчин различных возрастных групп. Приведены сводные значения выявленных ультразвуковых изменений, ассоциированных с различными нозологическими формами. Освещены методологические трудности эхографического выявления рака предстательной железы. Проведен анализ значимости трансректального ультразвукового метода исследования, позволивший определить пути повышения его информативности для обеспечения эффективной эхографической диагностики рака предстательной железы. Рост онкологической заболеваемости и высокая смертность от злокачественных поражений различных органов и систем организма представляют собой актуальную медицинскую и социальную проблему. В 2018 году в России зарегистрировано 624 709 новых случаев заболевания раком (мужчины - 285 949; женщины - 338 760).

Отмечен прирост на 1,2% в сравнении с 2017 годом и 23,1% по отношению к уровню 2008 года. Онкологическая заболеваемость составила 425,4 человек на 100 тысяч населения. В 2018 году в России было зарегистрировано более 3,76 миллиона пациентов с онкологическими заболеваниями, или 2,6% всего российского населения (в 2017 году - 3,63 миллиона, 2016 году - 3,51 миллиона). 18,4% онкологических больных страдают заболеваниями молочных желез, 7% - матки, 6,3% - предстательной железы, 5,8% - ободочной кишки, 5,7% - лимфатической и кроветворной тканей. Таким образом, рак предстательной железы (РПЖ) видится важной проблемой современной онкологии и урологии. А вопросы организации борьбы с этой грозной болезнью заболеванием актуальна для соответствующих врачей-специалистов. Есть данные, что в настоящее время РПЖ является вторым в мире по частоте среди всех злокачественных новообразований мужчин и шестым в списке причин смертей от рака [1].

Давней издержкой организации медицинской помощи при РПЖ в России является позднее его выявление, что обуславливает значительный удельный вес запущенных случаев болезни. Красноречиво сопоставление: в США пациенты с III и IV стадиями РПЖ составляют 19% от общего числа онкобольных, у кого данное заболевание выявлено впервые, а в Российской Федерации их значительно больше – 52%. Очевидна необходимость тщательного эпидемиологического анализа заболевания и рационального мониторинга развития предраковых процессов. Необходимость раннего выявления РПЖ диктует целесообразность оптимального структурирования диагностических и лечебных мероприятий для наиболее эффективного использования кадровых ресурсов и возможностей медицинских учреждений. В связи с этим приобрела особую актуальность проблема организации современной системы медицинской помощи, направленной на значительное улучшение выявления РПЖ на ранних стадиях его развития и обеспечивает эффективную алгоритмизацию лечебных мероприятий[2].

Необходимо отметить, что уровень заболеваемости РПЖ в Воронежской области в последние годы превосходит этот показатель по Российской Федерации в целом, что свидетельствует о напряженной онкоэпидемиологической ситуации в регионе, требующей принятия действенных мер. НИИ урологии и интервенционной радиологии им. Н.А. Лопаткина, совместно с правительством и медицинскими учреждениями

Воронежской области, разработана и с 2011 года реализуется многоуровневая программа оказания медицинской помощи в урологии, основанная на принципах профилактики и активного раннего выявления болезней. Для раннего и наиболее полного выявления РПЖ все диагностические мероприятия на четыре группы (уровня). Их реализацией на первом уровне занимаются врачи первичного звена. Действия медицинского персонала направлены на определение группы риска формирования РПЖ.

С этой целью осуществляется следующее:

- целенаправленное обучение врачей применительно к раннему выявлению РПЖ;
- формирование реестра пациентов в возрасте более 45 лет;
- определение алгоритма и реализация анкетирования пациентов данной возрастной группы;
- определение группы риска возникновения РПЖ.

На диагностические мероприятия на втором уровне помочь реализуются в межрайонных урологических центрах (МУЦ). Это видится необходимым для уточнения группы риска с учётом данных соответствующих исследований. В МУЦ специалист-уролог знакомится с первичными данными и направляет если это необходимо, на анализ крови для определения простатического специфического антигена (ПСА). По показателям ПСА, данным пальцевого ректального осмотра, результатам эхографического исследования определяются показания к биопсии простаты. И лишь после верификации РПЖ по морфологическим данным определяется контингент обследуемых, подлежащих направлению на последующий уровень.

Оказание медицинской помощи на третьем этапе предусматривает её реализацию в урологическом центре регионального уровня. Она нацелена на определение стадии болезни посредством дополнительного обследования и выбор окончательного лечебного алгоритма ведения, том числе и радикального оперативного лечения. Для необходимой эффективности мероприятий на данном этапе важнейшим условием является стандартизация подготовки профильных специалистов, диагностических и лечебных методик под руководством НИИ урологии и интервенционной радиологии им. Н.А. Лопаткина. В сложных клинических случаях пациентов направляются на четвертый уровень.

Четвертым уровнем является центр высокотехнологичной медицинской помощи - НИИ урологии и интервенционной радиологии им. Н.А. Лопаткина.

Целями направления на данный уровень как правило были:

- лечение больных пациентов в трудных случаях и борьба с возникшими осложнениями;
- оценка корректности, объёма, качественности ранее предоставленной врачебной помощи;
- оперативное руководство диагностической и лечебной помощью на предыдущих её этапах[3].

Особую значимость для обеспечения корректной и эффективной организации данной системы оказания медицинской помощи приобретают МУЦ. В них сосредоточены квалифицированные специалисты, они располагают достаточной инструментальной базой для проведения необходимых диагностических мероприятий. Важнейшее место в алгоритме обследования пациентов урологического профиля отводится ультразвуковому исследованию, которое позволяет корректно оценить анатомические особенности предстательной же лёзы учётом её деления на различные зоны. Для каждой из этих зон характерна своя частота формирования РПЖ. Самые массивными составляющими предстательной железы являются центральная, а также периферическая зоны. Суммарно они занимают 95% объёма ткани органа. Центральной зоной окружены семявыносящие протоки - от основания предстательной железы до семенного бугорка. Собственно эта зона занимает примерно 20% объема органа, при этом на неё приходится примерно 10% выявляемых случаев РПЖ. Отдел предстательной железы, который определяется при пальцевом исследовании – это периферическая зона. Данный отдел окаймляет центральную зону, состоит из железистой ткани примерно на 70%. Считается, что 70% аденокарцином предстательной железы развивается именно здесь. Переходная зона – это симметрично расположенные фрагменты простаты, локализованные на уровне семенного бугорка и составляющие около 5% объёма простаты. Наиболее распространённое патологическое изменение, определяемое здесь - доброкачественная гиперплазия предстательной железы (ДГПЖ), обуславливающая разрастание данных локусов, которое по объему зачастую превосходит все другие зоны железы. Здесь злокачественные очаги обнаруживаются менее часто – в 20% случаев. Между простатической уретрой и проксимальным гладкомышечным сфинктером мочевого пузыря локализуются периуретральные железы. Передняя поверхность простаты представлена фибромукулярной стромой, которая выполнена в основном мышечной тканью. Аденокарциномы в двух В этих двух описанных выше зонах злокачественные очаги не формируются. Наиболее частым эхографическим проявлением РПЖ является гипоэхогенный участок в периферической зоне простаты [4 ÷ 9].

Следует подчеркнуть, что эхография занимает уникальное место в диагностическом арсенале методов, посредством которых выявляются урологические заболевания. Относительная простота, безболезненность, неинвазивность, высокая информативность, сравнительная низкая стоимость диагностической манипуляции делает её неотъемлемой составляющей современного алгоритма обследования пациентов урологического профиля.

Необходимо отметить, для эффективного эхографического выявления РПЖ следует применять трансректальное ультразвуковое исследование (ТРУЗИ). Оно имеет существенные отличия от

трансабдоминального ультразвукового осмотра простаты через переднюю брюшную стенку. Использование высокочастотных трансдьюссеров даёт возможность получать детализированную картину органа. Это важно прежде всего для оценки участков, расположенных в периферических зонах. Преимуществом этой методики является возможность проведения исследования при затруднениях в достижении адекватного наполнения мочевого пузыря (недержание мочи, нейрогенный мочевой пузырь и др.). При этом важно понимать, что ультразвуковой метод исследования не позволяет выявлять все случаи РПЖ. Согласно ряду наблюдений ориентировочно 25% очагов при РПЖ сравнимы по акустической плотности с прилежащей паренхимой и неудовлетворительно контурируются на её фоне. Ещё в четверти случаев злокачественный процесс развивается в переходных зонах, где диагностирование его проблематично [10 ÷ 13]. Уролог должен быть осведомлён об особенностях эхографической информации, получаемой посредством данной диагностической манипуляции, и учитывать их при определении оптимальной схемы последующего обследования и лечения [14]. Однако, данные ограничения нисколько не ставят под сомнение тот факт, что на современном этапе развития инструментальной диагностики ТРУЗИ является важнейшей составляющей диагностического алгоритма при заболеваниях предстательной железы.

В настоящей работе представлены данные, обобщающие опыт работы специалиста по ультразвуковой диагностике Россосанского МУЦ по выявлению заболеваний предстательной железы за 2018 год. Россосанский МУЦ оказывает медицинскую помощь населению Россосанского района (92 924 человека), Ольховатского района (22 711 человек), Кантемировского района (33 999 человека), Петропавловского района (17 152 человека). Центр функционирует на базе БУЗ ВО «Россосанская районная больница». В Россосанском МУЦ работают 3 профильных специалиста-уролога, использующие эхографическую информацию от ультразвуковых сканеров Logic 3, Vivid 3, Ecube 15, оснащённых внутриполостными датчиками.

Всего в течение 2018 года было обследовано 835 пациентов, в их числе – 543 сельских жителя и 292 городских жителя.

Если рассматривать различные возрастные группы пациентов, то необходимо отметить, что преобладают мужчины в возрасте 50-59 лет- 300 человек (36%), далее следует возрастная группа от 60 до 69 лет - 233 человека (28%), затем - мужчины от 39 до 49 лет- 192 человека (23%), и последняя группа мужчин в возрасте от 70 лет и старше - 70 человек (13%).

Впервые ТРУЗИ предстательной железы было проведено у 653 человек (78%), повторно - у 182 человек (22%). Результатом реализации данной диагностической процедуры стало выявление широкого спектра патологических изменений предстательной железы (таблица 1):

Таблица 1 – Патологические изменения предстательной железы.

НОРМА	ПАТОЛОГИЯ									
	ДГПЖ			Хронический простатит			Очаговые образования (NEO)			Состояние после оперативного лечения
65	537			182			23			28
	I ст.	II ст.	III ст.	кисты	кальцинаты	фиброз	Подтверждены PSA	Подтверждены PSA и биопсией	по поводу ДГПЖ	по поводу NEO
	288	183	66	36	62	84	15	8	22	6

Помимо выявления случаев злокачественного поражения предстательной железы, что представляется задачей первостепенной важности, ТРУЗИ позволяет получить информацию (табл. 2), уточняющую параметры других патологических изменений органа, прежде всего – доброкачественной гиперплазии (ДГПЖ). Первоочередное значение при этом имеют степень увеличения предстательной железы и тип её роста. Среди обследованных ДГПЖ была выявлена в 537 случаях. Из них ДГПЖ I степени – 288 случая, II степени – 183 случая, III степени – 66 случаев. При этом у пациентов с ДГПЖ I степени в 88 случаях (30%) определялся её среднедолевой тип, в 108 (37,5%) – билатеральный тип и в 92 (32,5%) – смешанный тип. У пациентов с ДГПЖ II степени в 26 случаях (14%) определялся её среднедолевой тип, в 113 (62%) – билатеральный тип и в 45 (24%) – смешанный тип. У пациентов с ДГПЖ III степени в 8 случаях (12%) определялся её среднедолевой тип, в 43 (65%) – билатеральный тип и в 15 (23%) – смешанный тип. Таким образом, у пациентов, в результате обследования которых была выявлена ДГПЖ, преобладал билатеральный тип, далее следовали смешанный и среднедолевой типы роста. Клинически значимой была информация, полученная посредством ТРУЗИ предстательной железы при обследовании пациентов, страдающих хроническим простатитом. Соответствующие изменения были выявлены у 182 мужчин.

При этом превалирующим ультразвуковым эквивалентом патологического процесса в 36 случаях явилось кистозное поражение железы, в 62 случаях – наличие кальцификатов, в 84 случаях – фиброзные изменения.

Необходимо особо отметить, что у 23 мужчин при ТРУЗИ был выявлен рак предстательной железы, впоследствии клинически подтверждённый в результате диагностических мероприятий, осуществлённых в

рамках внедрённой в Воронежской области региональной системы оказания медицинской помощи в урологии. Данная система позволила реализовать и корректные лечебные мероприятия. Следует указать, что 6 пациентам было произведено контрольное ТРУЗИ предстательной железы после адекватного для каждого конкретного случая успешного оперативного вмешательства. Это свидетельствует о высокой значимости данного диагностического метода для обеспечения эффективности оказания урологической помощи.

Таблица 2 – Доброкачественная гиперплазия ДГПЖ.

ДГПЖ								
ВСЕГО 537								
I ст.			II ст.			III ст.		
288			183			66		
Среднедолевая ДГПЖ	Билатеральная ДГПЖ	Смешанный тип ДГПЖ	Среднедолевая ДГПЖ	Билатеральная ДГПЖ	Смешанный тип ДГПЖ	Среднедолевая ДГПЖ	Билатеральная ДГПЖ	Смешанный тип ДГПЖ
88 (30%)	108 (37,5%)	92 (32,5%)	26 (14%)	113 (62%)	45 (24%)	8 (12%)	43 (65%)	15 (23%)

В процессе практической работы были отмечены пути возможного повышения информативности ТРУЗИ предстательной железы - в первую очередь, применительно к решению задач по наиболее полному выявлению её злокачественных образований. Представляется целесообразным оснащение МУЦ ультразвуковыми сканерами с опциями энергетического и цветового картирования, что позволит оценивать характер кровоснабжения очаговых изменений предстательной железы, подозрительных на злокачественные образования. Также информативность исследований позволит повысить использование диагностических приборов с возможностью проведения эластографии предстательной железы. Это даёт возможность выявления участков с повышенной жёсткостью, ассоциирующихся с зонами злокачественного поражения. Видится перспективным оснащение диагностических приборов специальными биплановыми трансректальными датчиками для урологических исследований, что позволяет оценивать ультразвуковую картину железы в различных эхографических срезах. Всё вышеизложенное даст возможность вывести диагностическую работу в МУЦ на новый качественный уровень и повысить эффективность оказания урологической помощи в регионах Российской Федерации.

Библиографический список

1. Состояние онкологической помощи населению России в 2018 году. Под ред. А.Д. Каприна, В.В. Степанского, Г.В. Петровой. М.: ФГБУ «МНИОИ им. П.А. Герцена» Минздрава России, 2019. - 236 с.
2. Организация трёхуровневой системы организации медицинской помощи в урологии / О.И. Аполихин [и др.] – М.: Уромедиа, 2017. – 122 с.
3. Дистанционные образовательные технологии в урологии: перспективы, тенденции развития. Опыт «ФГБУ НИИ Урологии» Минздрава России / О.И. Аполихин [и др.] // Экспериментальная и клиническая урология. – 2013. - № 4. - С. 4-8.
4. Аляев Ю.Г. Болезни предстательной железы / Ю.Г. Аляев. - М.: ГЭОТАР-Медиа, 2012. – 159 с.
5. Аляев Ю.Г. Урология. Российские клинические рекомендации / Ю.Г. Аляев, П.В. Глыбочки, Д.Ю. Пушкарь. - М, 2017. - 544с.
6. Аничкин В. Диагностика доброкачественной гиперплазии и рака предстательной железы / В. Аничкин, Э.Повелица, В.Мартынюк - Lambert Academic Publishing, 2014. – 140 с.
7. Ефимов Е. Аспекты ранней диагностики рака предстательной железы: монография / Е. Ефимов – Lambert Academic Publishing, 2012. - 183 с.
8. Изранов В.А. Ультразвуковая анатомия предстательной железы / В.А.Изранов. - М.:ГЭОТАР - Медиа, 2016. – 256 с.
9. Кирк Д. Заболевания предстательной железы / Д.Кирк - М.: АСТ, 2013 -240 с.
10. Назаренко Г.И. Ультразвуковая диагностика предстательной железы в современной урологической практике / Г.И. Назаренко, А.Н. Хитрова. – Москва: Видар М, 2012. – 288 с.
11. Пушкарь Д.Ю. Диагностика и лечение локализованного рака предстательной железы / Д.Ю. Пушкарь - М.: МЕДпресс-информ, 2018. – 385 с.
12. Родоман В.Е. Заболевания предстательной железы. Руководство для врачей / В.Е. Родоман. - М.: Медицинское Информационное Агентство, 2011. - 176 с.
13. Тиктинский О.Л. Заболевания предстательной железы / О.Л. Тиктинский, С.Н. Калинина. - М.: Питер, 2018. – 213 с.
14. Цыб А.Ф. Лучевая терапия рака предстательной железы. Руководство для врачей / А.Ф. Цыб. - М.:Медицинская книга, 2010. – 207 с.

ECHOGRAPHIC INFORMATION IN IDENTIFICATION OF PROSTATE CANCER

¹Zinchenko I.V., ²Popov S.V., ²Titova L.A., ³Popov I.V., ²Popova V.P.

¹Rossosh Interdistrict Urological Center, iv_zinchenko84@mail.ru,

²Voronezh State Medical University named after N.N. Burdenko, sergeyvpopov@rambler.ru,

³Voronezh State Agrarian University named after Emperor Peter the Great, iblackmore68@gmail.com

Keywords: medical care, inter-district urological center, ultrasound, echography, prostate cancer

Annotation. This article covers the organization of a regional system of medical urological care in Russia, based on the principles of prevention and active early detection of diseases. It is noted that inter-district urological centers are of particular importance for ensuring the correct and effective organization of this system of medical care. They contain qualified specialists who have sufficient tools to carry out the necessary diagnostic measures. The data summarizing the results of diagnostic work carried out on the basis of the rossoshansky Interdistrict urology center during 2018 are presented. The population of the surveyed was characterized taking into account their age and place of residence. Attention is drawn to the fact that the most important place in the algorithm of examination of urological patients is given to ultrasound examination, which allows to correctly assess the zonal architectonics of the prostate. The experience of using echography to detect prostate diseases in men of different age groups is presented. Provides a summary of the values identified ultrasound changes associated with different noticetime forms. Methodological difficulties of echographic detection of prostate cancer are highlighted. The analysis of the significance of transrectal ultrasound method of research, which allowed us to determine ways to increase its informativeness to ensure effective echographic diagnosis of prostate cancer.



ЛАБОРАТОРНО-ОБЛАЧНЫЙ КОМБАЙН МЕДИЦИНСКОЙ МИКРОСКОПИИ МЕКОС

Медовый В.С., Стрела Н.М.

ООО «Медицинские компьютерные системы (МЕКОС)», г. Москва, info@mecos.ru

Ключевые слова: комбайн микроскопии, телемедицинские консультации, облачный сервер

Аннотация. Лабораторная компонента является сканирующим комбайном микроскопии для производства полного состава типов цифровых образов препаратов (ЦОП). Сканирующий комбайн является платформой для автоматических анализаторов ЦОП (АА), выполняющих этапы специализированной автоматической методики анализа препарата. Общая облачная компонента популяции эксплуатирующихся лабораторных комбайнов выполняет функции сервера ЦОП с контуром интерактивной обратной связи локальных и удаленных врачей-консультантов, осуществляющих штатный контроль анализов АА или телемедицинские консультации ЦОП. Накапливающаяся в облачном сервере интегрированная выборка интерактивных контролей/консультаций популяции лабораторных комбайнов используется для самообучения/испытаний АА.

Основной объем микроскопических анализов биоматериалов для диагностики различных патологий выполняется в медицинских лабораториях в основном визуально при остром дефиците персонала необходимой квалификации, со значительной вероятностью пропуска патологий при массовых обследованиях. Мировое сообщество более 50 лет предпринимает усилия для автоматизации этих незаменимых видов анализа, однако для большинства из них эффективные автоматические анализаторы медицинского класса до сих пор отсутствуют. В последние годы в практику медицинских лабораторий внедряются важные промежуточные решения, улучшающие качество микроскопических анализов:

- применяется производство цифровых копий препаратов («виртуальных слайдов», ВС) на медицинских сканирующих микроскопах (МСМ). Использование врачами ВС улучшает эргономику визуального анализа, позволяет контролировать качество препаратов и визуальных анализов, получать удаленные телемедицинские консультации сложных случаев через Интернет;

- применение ВС внедряет в методически отсталую область визуальной микроскопии современные информационные стандарты электронного документооборота;

- создаются тематические архивы ВС для исследований и обучения ранее недоступного доступа и объема;

- возможна разработка автоматических анализаторов ВС с применением современных технологий, таких как обучаемые нейронные сети;

- созданы эффективные узкоспециализированные медицинские анализаторы относительно простых типов препаратов (мазков крови, спермы, осадка мочи).

Хотя МСМ и имеющиеся анализаторы способны улучшить качество анализов в лаборатории, их внедрение не решило основную проблему медицинской микроскопии – острую нехватку квалифицированных гистологов, цитологов, гематологов, паразитологов. Поэтому задачи создания автоматических микроскопов –

анализаторов, тиражирующих медицинские знания для широкой группы анализов, остаются весьма актуальными.

Причины отсутствия на рынке автоматических микроскопов-анализаторов (AMA) для сложных типов анализов связаны с нерешенными методологическими и технологическими проблемами:

- отдельным центрам не удается создать полноценную весьма объемную экспериментальную базу для разработки AMA;

- современные специализированные МСМ ведущих производителей несмотря на внедрение современной информатики не обладают достаточной функциональностью, позволяющей МСМ стать объединяющей платформой для создания автоматических анализаторов;

- затруднены полноценные медицинские испытания AMA из-за слабой стандартизации производства препаратов и обилия особенностей применения в практических лабораториях.

На российском рынке представлены модели МСМ и AMA основных мировых производителей. Рынок МСМ и AMA в 2019 г. составил ориентировочно 400 млн рублей с ростом за год примерно в 2 раза.

Есть ли у российского производителя МСМ-AMA МЕКОС-Ц2 [1] шансы конкурировать с иностранными аналогами [2-5], таблица 1, на этом бурно развивающемся сегменте рынке лабораторного оборудования?

Таблица 1 - Сравнительная характеристика МСМ и AMA группы производителей.

Производитель	Aperio	Pannogramic	Hammamatsu	Cellavision	МЕКОС
ВС для гистологии	Да	Да	Да	Нет	Да
ВС для цитологии	Нет	Нет	Нет	Да	Да
ВС для влажных препаратов	Нет	Нет	Нет	Нет	Да
Медицинские анализаторы	Нет	Нет	Нет	Типы клеток в мазках крови	Типы клеток в мазках крови; яйца гельминтов во влажных препаратах
Автономное обслуживание препаратов штук	5,400	1,5,12,150, 250,1000	1,60,210,360	1,12,96	1,4,8,50,200
Скорость анализа, % от лидера отрасли	60-70	50-80	50-100	70-100	60-100
Сервер телемедицины	Опция	Опция	Опция	Опция	Опция
Удаленный контроль качества	Нет	Нет	Нет	Нет	Опция
Компактный дизайн в общем корпусе	Да	Да	Да	Да	Нет
Цена млн. рублей	6-18	6-29	5-23	7-16	2-8

Из представленных в таблице 1 МСМ только семейство МЕКОС-Ц2 относится к классу многофункциональных МСМ-комбайнов, производящих ВС на всем диапазоне разрешений световой микроскопии для препаратов всех типов. Интегрированный функционал МСМ-AMA МЕКОС-Ц2 имеет более широкую область применений, чем функционал аналогов. Сопоставимые функциональные характеристики МЕКОС-Ц2 находятся на уровне лидеров. Важным преимуществом является более низкая цена.

В качестве базовой технологии, способной создать широкую кооперацию и стать опорным стандартом для разработки многочисленных специальных AMA целесообразно использовать, на наш взгляд, технологию МСМ-комбайна. При этом различные анализаторы становятся приложениями в составе автоматического сканирующего микроскопа-анализатора (АСМА). Полнофункциональные рабочие органы АСМА способны кроме ВС создавать другие типы цифровых образов препаратов (ЦОП), необходимых для выполнения более интеллектуальных по сравнению с МСМ задач АСМА. Это могут быть карты всего стекла для определения внешних границ материала, характерные элементы ткани или области мазка с материалов необходимого качества, скопления клеток, отдельные клетки, внутриклеточные структуры. Состав типов ЦОП и их разрешений специфичны для каждого типа препаратов, реализация производства каждого ЦОП осуществляется в зависимости от особенностей каждого конкретного препарата. Создавая необходимую гибкость для производства всех необходимых типов ЦОП, АСМА сохраняет для каждого ЦОП возможность применения стандартизованных информационных технологий МСМ, необходимых для использования современных методов разработки анализаторов ЦОП, таких как нейронные сети.

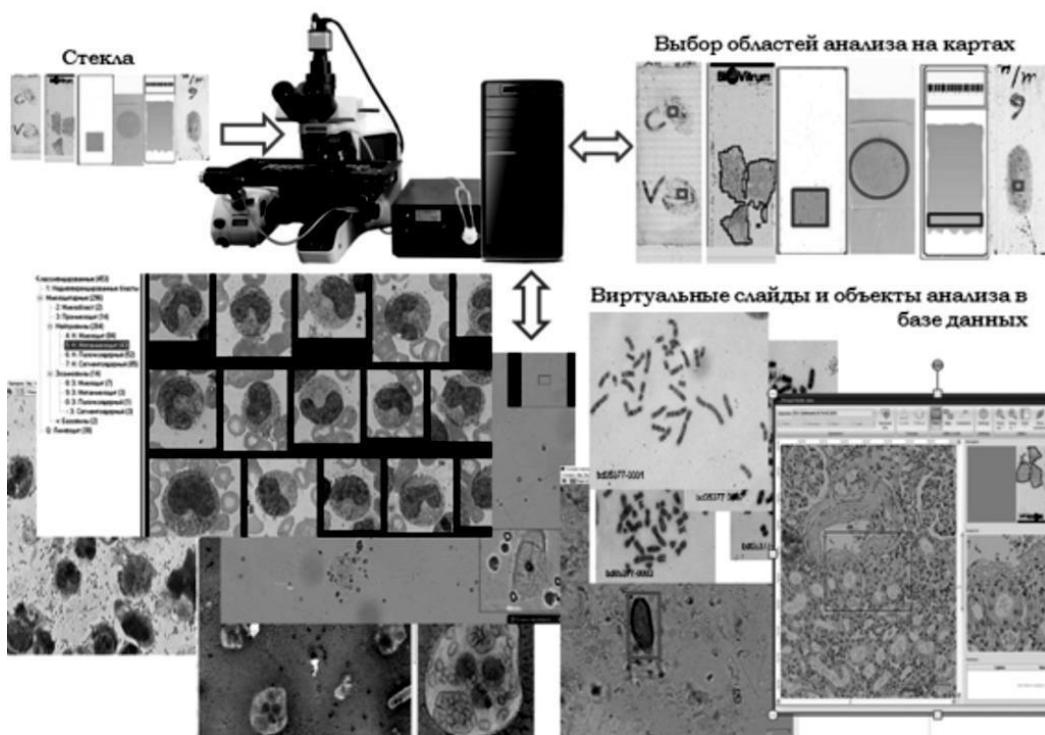


Рисунок 1 - Схема лабораторной компоненты комбайна МЕКОС-Ц2

Сама по себе архитектура многофункционального сканирующего комбайна, разумеется, не нова, соответствующие ей автоматизированные универсальные исследовательские микроскопы с моторизованной турелью объективов и с другими моторизованными органами производят все основные производители. Однако непосредственно применить такой микроскоп в составе АСМА нельзя из-за отсутствия правил выбора параметров сканирования на разных разрешениях, что может приводить к скоростям, неприемлемо уступающим скоростям специализированных МСМ. Эта проблема решена в АСМА МЕКОС-Ц2 с помощью технологии [6], позволившей обеспечить в МСМ-комбайне сопоставимые со специализированными МСМ скорости сканирования на всей группе заданных разрешений. В зависимости от потребностей конкретной автоматизируемой методики анализа возможна реализация в процессе микроскопии препарата различных способов производства, взаимодействия и применения ЦОП. Каждый ЦОП меньшего разрешения может использоваться в качестве навигационной карты для формирования ЦОП более высокого разрешения, разные типы ЦОП могут быть как 2D так и 3D. Эффективное использование в АСМА МЕКОС-Ц2 соотношения разрешение/площадь обзора, подобное применению в РЛС с ФАР, обеспечивает высокую скорость производства ЦОП и необходимую точность анализа. В конкурирующих МСМ таблицы 1 соответствующие функции представлены только ЦОП макросъемки для определения внешних границ препарата и ЦОП типа ВС на двух разрешениях.

Функциональные возможности МЕКОС-Ц2 позволили реализовать на его платформе несколько анализаторов класса АСМА (гематология, паразитология, [7,8]), создать не имеющий аналогов МСМ для гинекологических мазков ручного приготовления, занимающий промежуточное положение между МСМ и АСМА и решающий задачу выбора области сканирования в неоднородном мазке. В анализаторе мазков крови группа ЦОП позволяет определить область для анализа эритроцитов и обнаруживать координаты лейкоцитов. В поисковике метафазных пластинок разные ЦОП используются для выбора области мазка и для поиска координат пластинок. В других приложениях ЦОП малого разрешения используется для определения области покровного стекла и площади влажных препаратов. Применение различных ЦОП позволяет избавиться от интерактивных интервенций и сэкономить время съемки на основном высоком разрешении. На одной и той же платформе оборудования комбайна МЕКОС-Ц2 может выполняться до 8 методик микроскопии класса МСМ или АСМА препаратов различных типов (рисунок 1).

Хотя дизайн комбайна МЕКОС-Ц2 из-за большого числа рабочих органов уступает в компактности дизайну узкоспециализированных конкурентов, многофункциональность рабочего места позволяет экономить пространство лаборатории. Автоматическую навигацию, поиск и анализ объектов препарата в ЦОП МЕКОС-Ц2 выполняют нейронные сети, обученные на представительных выборках препаратов, аттестованных опытными экспертами.

На рисунке 2 представлена флагманская модель комбайна МЕКОС-Ц2 8-О9max с загрузкой 8 стекол. В состав семейства МЕКОС-Ц2 входят также модели с автономным обслуживанием 1,4,50 и 200 стекол.

Комбайны МЕКОС-Ц2 интегрированы с облачным ресурсом mecosvirt.ru [9,10] для удаленного доступа к формируемым МЕКОС-Ц2 ЦОП (рис. 3). В качестве ЦОП помимо ВС на mecosvirt.ru могут размещаться карты и галереи изображений объектов анализа. Ресурс поддерживает услуги телемедицины, контроля качества, обучения, создания и доступа к облачным архивам ЦОП.



Рисунок 2 - Модель 8-О9max комбайна МЕКОС-Ц2 с автоматической настройкой микроскопа, условий съемки, навигации и сканирования индивидуально для каждого загруженного препарата.

Сайт-сервер <http://mecosvirt.ru> предоставляет заказчикам средства экспорта, размещения, удаленного доступа и анализа принадлежащих им ЦОП. Посетители получают при просмотре ВС навигацию по карте препарата, измерения, чат, обратную связь с формированием заключения. Для просмотра галерей объектов анализа предоставляются специализированные средства визуализации, включающие возможность сравнения с атласами.

Сервис <http://mecosvirt.ru> может использоваться в качестве хаба формирования и экспорта заданных выборок ЦОП в различные аналитические, исследовательские, производственные ресурсы. ВС для mecosvirt.ru могут быть произведены на сканирующих микроскопах производства МЕКОС или других производителей. Для размещения своих ЦОП заказчик использует предоставляемый mecosvirt.ru канал экспорта на mecosvirt.ru. Заказчик может определить круг доступа к своим ЦОП на mecosvirt.ru через пароли.

Второй базовой технологией АСМА МЕКОС-Ц2, позволяющей рекомендовать его в качестве платформы для разработки семейства анализаторов микроскопических препаратов, является дистанционный автоматический контроль качества и сопровождение автоматических функций, выполняемый облачной системой производителя АСМА-МЕКОС (рис. 3). Контролируя в штатном режиме эксплуатации результаты автоматических функций МЕКОС-Ц2, врач локально на МЕКОС-Ц2 или дистанционно через mecosvirt.ru (во время телемедицинской консультации) при необходимости вносит уточняющие корректировки в базу данных МЕКОС-Ц2 результатов медицинского анализа. Каждой проверяемой врачом автоматической функции в МЕКОС-Ц2 соответствует свой тип ЦОП. Корректировки врачей вместе с заранее автоматически зафиксированными ЦОП данного препарата через облачный ресурс mecosvirt.ru анонимно поступают в облачную базу данных разработки, испытаний и сопровождения АСМА-МЕКОС. В результате в базе данных АСМА-МЕКОС может накапливаться весьма ценная информация о качестве работы МЕКОС-Ц2 в реальных условиях практических лабораторий. В БД АСМА-МЕКОС могут накапливаться данные из сотен лабораторий с различными контингентами больных в течение значительного времени, образуя уникальный по представительности экспериментальный материал. При этом врачи не подвергаются никакой дополнительной нагрузке. База данных АСМА-МЕКОС используется разработчиками для улучшения характеристик функций МСМ и АСМА с учетом значительно более представительного материала ЦОП, чем это было практически осуществимо на этапе разработки и медицинских испытаний. Такой тип медицинских испытаний функций АСМА значительно эффективней и дешевле, чем в соответствии с классической методикой параллельного ручного микроскопического анализа [11]. Могут решаться различные задачи контроля, такие как качество препаратов, представительность собранных в препарате выборок объектов анализа, фактический объем анализа и т. п. Могут решаться задачи сопоставления результатов диагностики препаратов разных типов, например верификация цитологического анализа по результатам гистологического анализа, что создает возможность разрабатывать более эффективные АСМА не только на основе визуальных цитологических знаний. Разработка разных анализаторов в общей интегрированной среде АСМА-МЕКОС увеличивает интеллект применяемых инструментов разработки и возможности использования общих подходов. Реализованный в АСМА-МЕКОС контур обратной связи с лабораториями позволяет организовать постоянно действующий цикл автоматического самообучения и испытаний нейронных сетей и других интеллектуальных элементов анализаторов АСМА, превращая АСМА-МЕКОС в постоянно действующий ресурс искусственного интеллекта лабораторного микроскопического анализа.

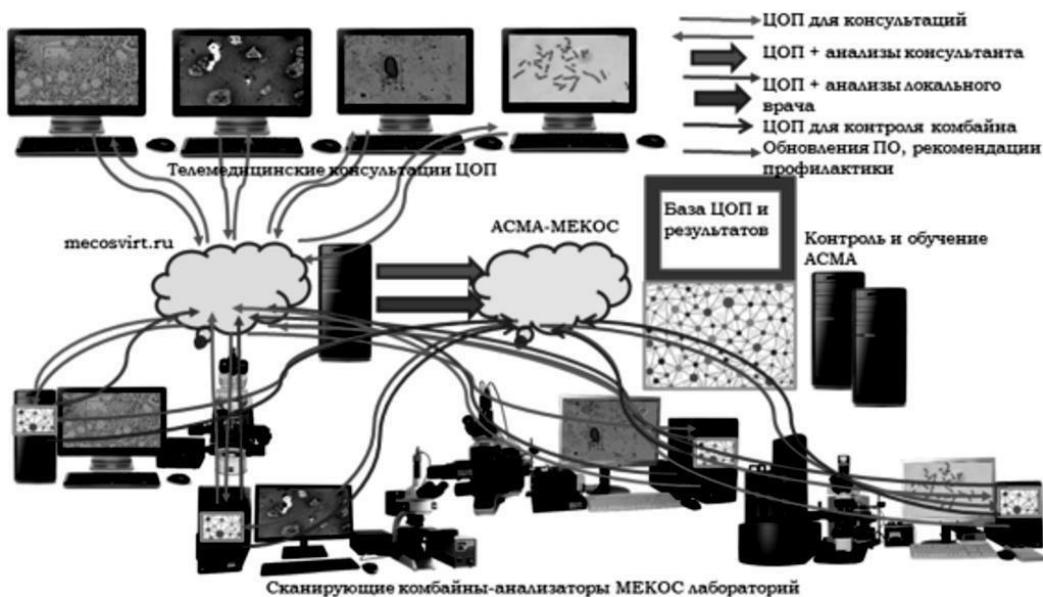


Рисунок 3 - Схема облачной компоненты комбайна МЕКОС-Ц2

Таким образом, архитектура МСМ-АСМА МЕКОС-Ц2 лабораторно-облачной реализации предоставляет инструмент интеграции на базе единой технологии процессов накопления экспериментальных данных, разработки, документирования, испытаний, сопровождения, модернизации систем анализа биоматериалов различной природы.

Библиографический список

1. <https://www.mecos.ru/products>
2. <http://www.leicabiosystems.com/digital-pathology/aperio-digital-pathology-slide-scanners/products/aperio-at2/>
3. http://www.hamamatsu.com/resources/pdf/sys/SBIS0043E_NanoZoomers.pdf
4. <https://www.3dhistech.com/systems>
5. <https://www.cellavision.com/en/our-products/products/cellavision-dm9600>
6. Медовый В.С., Пятницкий А.М., Соколинский Б.З., Волков Г.Д. Способ выбора комплектации и режимов сканирования адаптируемого многофункционального сканирующего микроскопа. Патент РФ на изобретение № 2703106.
7. Плясунова С.А., Р.Ш. Балугян, К.Е. Хмельницкий, В.С. Медовый, А.А. Парпара, А.М. Пятницкий, Б.З. Соколинский, В.Л. Демьянов, Д.С. Николаенко. Автоматизированные методики микроскопических анализов мазков крови - медицинские испытания комплекса МЕКОС-Ц2. Клиническая лабораторная диагностика, №10, 2006, стр. 22-24, 33-39.
8. Кузнецова К.Ю., Асланова М.М., Шихбабаева Ф.М., Панов С.А. Система цифровой микроскопии МЕКОС - информационный источник мониторинга за биогельминтозами на территории Российской Федерации. Медицина и высокие технологии, 2016, № 2, стр. 79-82.
9. Медовый В.С., А.М.Пятницкий, Б.З.Соколинский, Г.Д.Волков. Автоматические анализаторы морфологии клеток и тканей с применением технологий нейроморфных вычислителей, обучающихся нейронных сетей, сканирующих микроскопов, телемедицинских консультаций. Медицина и высокие технологии, 3' 2019, стр. 61-67.
10. <http://www/mecosvirt.ru>
11. Медовый В.С., Пятницкий А.М., Соколинский Б.З., Маркеллов В.В., Федорова Д.С., Федоров И.В. Разработка и испытания автоматизированного комплекса микроскопии. Оптический журнал, 78, 1, 2011, стр. 66-73.

LABORATORY-CLOUD MEDICAL MICROSCOPY COMBINE MECOS

Medovy V.S., Strela N.M.

Medical computer systems (MECOS) Ltd, Moscow, info@mecos.ru

Keywords: microscopy combain, telemedicine consultations, cloud server

Annotation. The laboratory component is a scanning microscopy combine for the production of a complete set of types of digital images of drugs (PSC). The scanning combine is a platform for automatic PSC (AA) analyzers that

perform the stages of a specialized automatic drug analysis technique. The General cloud component of the population of operating laboratory combines serves as a PSC server with an interactive feedback loop of local and remote consulting physicians who perform regular monitoring of AA tests or telemedicine consultations of PSC. The integrated sample of interactive controls/consultations of the laboratory harvester population accumulated in the cloud server is used for self-training/testing of AA.



ПЕРСПЕКТИВЫ ДИСТАНЦИОННОГО КОНТРОЛЯ ХРОНИЧЕСКОЙ ОБСТРУКТИВНОЙ БОЛЕЗНИ ЛЁГКИХ И БРОНХИАЛЬНОЙ АСТМЫ

Антипушина Д.Н., Смирнова М.И.

ФГБУ «Национальный медицинский исследовательский центр терапии и профилактической медицины»
Минздрава России, г. Москва, DAntipushina@gnicpm.ru

Ключевые слова: дистанционный контроль, ХОБЛ, бронхиальная астма

Аннотация. Развитие информационно-коммуникационных технологий расширило клинические возможности телемедицины. Телемедицинские технологии могут быть полезны для дистанционного мониторинга хронической обструктивной болезни легких (ХОБЛ) и астмы. В данной статье освещаются возможности телемедицины в дистанционном ведении больных ХОБЛ и бронхиальной астмой, методы телемедицинского контроля, дается краткий обзор некоторых технических средств, используемых для телемедицинского мониторинга.

Введение. Телемедицина (ТМ) имеет несколько определений, и все они подчеркивают её возможности в обеспечении медицинской помощи на расстоянии. В частности, Bashur R.L., определяет ТМ как интегрированную систему оказания медицинской помощи, которая использует телекоммуникационные и компьютерные технологии вместо личного контакта между поставщиком и клиентом [1, 2].

Благодаря развитию информационно-коммуникационных технологий (ИКТ) увеличились клинические возможности ТМ (рис.1). Значимость телемониторинга особенно выросла в 2020 г. в связи с необходимостью соблюдения условий эпидкарантина по коронавирусной инфекции. В сложившихся условиях ТМ-информация важна не только для диагностики, лечения и последующего наблюдения различных неинфекционных хронических заболеваний [3], но и позволяет предупредить распространение высоковирулентной и контагиозной инфекции, снизить риски заражения населения, а также сделать работу медперсонала более безопасной. Необходимо отметить, что последний тезис имеет большое значение в обеспечении работоспособности поликлиник и стационаров при массовом поступлении больных.

Методы дистанционного наблюдения больных хронической обструктивной болезнью лёгких (ХОБЛ) и бронхиальной астмой (БА). Целью ТМ при наблюдении пациентов с ХОБЛ и астмой является минимизация числа обострений заболевания и числа госпитализаций [2, 3]. Для достижения указанных интенций используют следующие методы дистанционного контроля: оценка симптомов, качества жизни, показателей спирометрии и пульсоксиметрии, мониторинг и контроль физической активности пациентов, телереабилитационные программы [3, 4]. Следует сказать, что разработаны и внедрены валидизированные опросники контроля астмы (ACT, ACQ) и ХОБЛ (CAT – тест), удобные для удалённого опроса и ведения больных. В целом, можно подчеркнуть важное преимущество дистанционного контроля - потенциал выявлять ранние признаки тяжелых обострений, что позволяет не допустить дальнейшего снижения функции лёгких и сокращения выживаемости пациентов.

В данной статье отдельно хотелось бы остановиться на некоторых технических приборах, позволяющих дистанционно контролировать различные параметры у пациентов с ХОБЛ и БА.

Так, например, в настоящий момент возможно проведение «домашней спирометрии» - пациент самостоятельно выполняет исследование показателей функции внешнего дыхания в домашних условиях, не обращаясь в поликлинику [3, 5]. Такой вид индивидуального обследования стал реальностью благодаря удобству и портативности современных спирометров: обладают компактными размерами, понятным дисплеем, на котором отображаются результаты теста, памятью измерений, не требуют ежедневной калибровки или обновления программного обеспечения, автоматически качественно оценивают результат и выявляют технические ошибки дыхательного манёвра [6]. К сожалению, солидный список преимуществ данных устройств сопровождается существенным недостатком - высокой стоимостью, что обуславливает недоступность для большого круга пациентов по экономическим причинам. Целесообразно не только дальнейшее техническое совершенствование спирометров, но и удешевление их конечной стоимости в целях обеспечения широкого охвата больных.

Более демократичными по цене и, соответственно, доступными являются индивидуальные пикфлюометры, которые позволяют оценивать пиковую скорость выдоха (ПСВ) и дистанционно контролировать течение БА. Они просты в использовании, компактны, практически не имеют недостатков. Целесообразно оснащение пикфлюометров программным обеспечением для записи, хранения и передачи данных в медцентры.

Пульсоксиметр - ещё один прибор для дистанционного контроля течения хронических заболеваний органов дыхания [5]. К его преимуществам можно отнести доступную цену, малые размеры, высокую точность получаемых результатов, удароустойчивость, нечувствительность к перепадам температур. Эти характеристики позволяют использовать прибор в экстренной медицине. Пульсоксиметр снабжён электронным дисплеем, на котором отображаются цифровые значения сатурации кислорода в крови и частоты сердечных сокращений. Несущественным недостатком является необходимость замены элемента питания (в моделях с автономным источником питания), а также снижение точности измерений при нарушениях периферического кровообращения.

Перспективным способом улучшения контроля ХОБЛ и БА представляется *совершенствование устройств доставки ингаляционных препаратов*, а также оснащение их программными приложениями для дистанционного контроля. В настоящий момент разрабатываются электронные устройства, контролирующие правильность и своевременность ингаляции лекарственных препаратов. Это важно, так как 24% обострений астмы и 60% госпитализаций, связанных с астмой, вызваны плохой приверженностью к лечению [7]. В исследовании Van Sickle et al. использование дозированного аэрозольного ингалятора (ДАИ) пациентами контролировалось путем прикрепления прибора, известного как пропеллер [8]. Пропеллерное устройство, оснащенное GPS, контролировало частоту, дату, время и местоположение приёма ингаляционного препарата, который использовался в течение 4 месяцев. После первого месяца мониторинга пациентам по электронной почте стали приходить еженедельные отчеты об указанных критериях использования ингалятора. Стоит отметить, что в результате данного исследования наблюдалось значительное улучшение контроля над симптомами заболевания (снижение дневной и ночной симптоматики), а также повышение осведомленности пациентов об уровнях контроля и о течении астмы в целом [8].

«Шагом в будущее» также можно назвать и *T-Haler* – приспособление, находящееся в разработке, которое представляет собой тренировочное дозирующее аэрозольное устройство с возможностью регистрации встряхивания ингалятора, времени срабатывания и потока вдоха [8]. Тренажёр предназначен для улучшения техники ингаляции лекарственного препарата и формирования приверженности пациента к терапии. *T-Haler* отображает обратную связь с пользователем в виде интерактивной видеогигиры.

Безусловно, нужно отметить и имеющиеся на данный момент *мобильные приложения*. Они информируют о загрязнении воздуха и помогают оценить риски для здоровья [3]. Так, экологические мобильные приложения предназначены для предоставления сведений о факторах окружающей среды, влияющих на здоровье в соответствии с местом нахождения пациента (например, об уровне промышленного загрязнения, уровне аллергенов) [9, 10]. Получение актуальных данных об окружающей среде крайне важно для астматиков, поскольку помогает предотвратить обострение заболевания, приступ астмы, утрату контроля над симптомами. Вместе с тем, значительна роль и других типов мобильных приложений, главной функцией которых является самообучение пациентов (информирование о клинических проявлениях ХОБЛ и БА, обучение технике вдоха ингаляруемых препаратов, обучение методике выполнения спирометрии и пр.), облегчение управления своим заболеванием, мониторинг клинических симптомов. Все эти инструменты призваны улучшить ситуацию в вопросе контроля ХОБЛ и БА. Недостатком рассмотренных приложений, затрудняющим использование их пациентами и ухаживающими лицами, может быть сложный интерфейс.

Заключение. Таким образом, на данный момент существует ряд технических приспособлений для дистанционного контроля течения хронических заболеваний лёгких. Однако одни из них обладают рядом недостатков и нуждаются в доработке, другие – в настоящий момент не доступны в массовом производстве и рассматриваются как перспектива будущего, третьи имеют высокую стоимость, что ограничивает их широкое внедрение. Ценовой фактор зачастую определяет вопрос доступности того или иного вида ТМ-контроля [11] и является одной из главных причин плохой приверженности пациентов [12]. Соответственно следующие шаги совершенствования технических средств ТМ, вероятно, должны быть направлены не только на модернизацию интерфейса, облегчение взаимодействия пользователя с приложением (либо с техническим устройством, компьютерной программой и т.д.), оптимизацию технической части, но и на создание более дешевых технологий, что позволит повысить эффективность их эксплуатации пациентами.

Библиографический список

1. Bashur RL. On the definition and evaluation of telemedicine. *J. Telemed. Telecare.* 1995;1:19–30.
2. Segrelles-Calvo G., López-Padilla D. *Telemedicine Programs in Respiratory Diseases. Mobile Health Technologies - Theories and Applications*, Wilfred Bonney, Intech; 2016 <http://doi.org/10.5772/64705>. Available from: <https://www.intechopen.com/books/mobile-health-technologies-theories-and-applications/telemedicine-programs-in-respiratory-diseases>
3. Смирнова М.И., Антипушина Д.Н., Драпкина О.М. Дистанционные технологии ведения больных бронхиальной астмой (обзор данных научной литературы). Профилактическая медицина. 2019; 22(6): Вып. 1:125-132.
4. Ambrosino N., Vagheggi G., Mazzoleni S, Vitacca M. *Telemedicine in chronic obstructive pulmonary disease*. *Breathe* 2016;12:350-356; DOI: 10.1183/20734735.014616

5. Tomasic I., Tomasic N., Trobec R., Krpan M., Kelava T. Continuous remote monitoring of COPD patients-justification and explanation of the requirements and a survey of the available technologies. *Med Biol Eng Comput.* 2018;56(4):547–569. doi:10.1007/s11517-018-1798-z
6. Компьютерный спирометр MIR Spirodoc с опцией оксиметрии. Доступно на 31.03.2020: [http://salusmed.spb.ru/телемедицинскый-спирометр-mir-spirodoc](http://salusmed.spb.ru/телемедицинский-спирометр-mir-spirodoc)
7. Barnes C, Ulrik C. Asthma and adherence to inhaled corticosteroids: current status and future perspectives. *Respir Care.* 2015;60:455–68.
8. Van Sickle D, Magzamen S, Truelove S, Morrison T. Remote monitoring of inhaled bronchodilator use and weekly feedback about asthma management: an open-group, short-term pilot study of the impact on asthma control. *PLoS One.* 2013;8(2):e55335.
9. Roghaye Khasha et al. Mobile GIS-based monitoring asthma attacks based on environmental Factors.. *Journal of Cleaner Production.* 2018; 179: 417-428. <https://doi.org/10.1016/j.jclepro.2018.01.046>
10. Larkin A., Williams D.E., Kile M.L., Baird W.M.. Developing a smartphone software package for predicting atmospheric pollutant concentrations at mobile locations. *Comput. J.* 2015;58(6):1431-1442. <https://doi.org/10.1093/comjnl/bxu067>
11. Yawn B., Colice G., Hodder R. Practical aspects of inhaler use in the management of chronic obstructive pulmonary disease in the primary care setting. *Int J Chron Obstr Pulm Dis.* 2012;7:495–502.
12. Patel M., Wheeler J. Physician–patient communication on cost and affordability in asthma care. Who wants to talk about it and who is actually doing it. *Ann Am Thorac Soc.* 2014;11(10):1538–44.

PROSPECTS FOR REMOTE CONTROL OF CHRONIC OBSTRUCTIVE PULMONARY DISEASE AND ASTHMA

Antipushina D.N., Smirnova M.I.

National Medical Research Center for Therapy and Preventive Medicine, Moscow, dn.doc@bk.ru

Keywords: remote control, COPD, bronchial asthma

Annotation. The development of information and communication technologies has expanded the clinical capabilities of telemedicine. Telemedicine technologies can be useful for remote monitoring of chronic obstructive pulmonary disease (COPD) and asthma. This article highlights the possibilities of telemedicine in remote management of patients with COPD and bronchial asthma, methods of telemedicine control, and provides a brief overview of some technical tools used for telemedicine monitoring.

МЕТОДЫ ЛАБОРАТОРНОЙ ДИАГНОСТИКИ НОВОЙ КОРОНАВИРУСНОЙ ИНФЕКЦИИ

Романова М.А.

ГБУЗ ВО «Областная клиническая больница», г. Владимир

Ключевые слова: коронавирус, инфекция, лабораторная диагностика, методы.

Аннотация. В данной статье представлен обзор лабораторных методов выявления новой коронавирусной инфекции. Рассмотрены их специфические свойства, особенности и возможности применения для диагностики коронавируса-19.

В декабре 2019 г. новый коронавирус, первоначально названный 2019-nCoV (англ. – 2019 novel coronavirus – новый коронавирус 2019 г.) вызвал вспышку острой респираторной инфекции в г. Ухань (Китай) и в короткие сроки распространился по миру. Официальное название новой коронавирусной инфекции COVID-19 (Coronavirus disease 2019) ВОЗ присвоила 11 февраля 2020 г., а Международный комитет по таксономии вирусов присвоил официальное название возбудителю инфекции – SARS-CoV-2. 11 марта 2020 г. ВОЗ признала инфекцию COVID-19 пандемией.

В настоящее время известно о круглогодичной циркуляции среди населения 4-х коронавирусов, которые присутствуют в структуре ОРВИ и вызывают поражение верхних дыхательных путей легкой и средней тяжести: HCoV-229E, OC43, NL63, HKU1. До 2002 года коронавирусы рассматривались в качестве агентов, вызывающих нетяжелые заболевания верхних дыхательных путей (с крайне редкими летальными исходами). Появившийся в конце 2002 года коронавирус (SARS-CoV), возбудитель атипичной пневмонии, вызывал у людей тяжелый острый респираторный синдром (TOPC). Всего за период эпидемии в 37 странах по миру было зарегистрировано более 8000 случаев, из них 774 со смертельным исходом. С 2004 года новых случаев атипичной пневмонии, вызванной SARS-CoV, не зарегистрировано.

В 2012 году мир столкнулся с новым коронавирусом MERS (MERS-CoV), возбудителем ближневосточного респираторного синдрома. С 2012 по 31 января 2020 г. зарегистрировано 2519 случаев коронавирусной инфекции, вызванной вирусом MERS-CoV, из которых 866 закончились летальным исходом.

Входными воротами возбудителя являются эпителий верхних дыхательных путей и эпителиоциты желудка и кишечника. Начальным этапом заражения является проникновение вируса SARS-CoV-2 в клетки-

мишени, имеющие рецепторы ангиотензинпревращающего фермента II типа (ACE2). Данные представлены на клетках дыхательного тракта, почек, пищевода, мочевого пузыря, подвздошной кишки, сердца, ЦНС. Однако основной и быстро достижимой мишенью являются альвеолярные клетки II типа (AT2) легких, что определяет развитие пневмонии. Установлено, что диссеминация SARS-CoV-2 из системного кровотока или через пластинку решетчатой кости (Lamina cribrosa) может привести к поражению головного мозга. Этим объясняются изменения обоняния (гипосмия) у больного на ранней стадии заболевания. По клиническому течению и особенностям коронавирусной инфекции выраженность клинических проявлений делят на бессимптомное, легкое, средне-тяжелое и тяжелое течение.

Лабораторный диагностический процесс на выявление коронавирусной инфекции сегодня существует в двух направлениях. Во-первых, **тесты непосредственного выявления антигена SARS-CoV-2**, с помощью которых устанавливается наличие компонентов самого вируса (например, белковой оболочки). Во-вторых, **тесты выявления антител**, которые вырабатываются иммунной системой организма в ответ на вторжение коронавируса.

Основным специфическим тестом на COVID-19 является выявление РНК SARS-CoV-2 методом ПЦР (полимеразная цепная реакция). Материалом служит мазок из носа и ротоглотки. В качестве дополнительного материала для исследования могут использоваться мокрота (при наличии), промывные воды бронхов. От одного больного отбирают материал не менее 3-х раз. Больных при положительном 1-ом результате на COVID-19 (ПЦР), обследуют на 10-й и 12-й день с момента госпитализации.

ПЦР-диагностики отличается от других методов лабораторного исследования:

- нацеленностью на выявление самого возбудителя;
- универсальностью: для обнаружения возбудителей нескольких заболеваний достаточно только одного биологического образца больного;
- высокой чувствительностью и не сопровождается другими перекрестными реакциями.

ПЦР - Тест-системы бывают двух видов. Первый и основной метод исследования на SARS-CoV-2, используемый в России сейчас, — это ПЦР, определяющий генетический материал вируса. На сегодняшний день разработано несколько комплектов для определения вируса Covid-19, каждый из которых направлен на поиск своего уникального участка его генетического кода.

Суть метода ПЦР заключается в том, что с помощью специальной методики и реагентов генетическая информация вируса многократно копируется в лабораторных условиях специальным прибором — амплификатором, увеличивая свою концентрацию в два раза в каждом цикле копирования. В данных тестах на Covid-19 реализуется ОТ-ПЦР (обратная транскрипция полимеразной цепной реакции). Одноцепочечную молекулу РНК в ходе реакции обратной транскрипции превращают в комплементарную ДНК и амплифицируют уже одноцепочечную молекулу ДНК.

Есть и другая разновидность ПЦР - изотермальная ПЦР- технология петлевой изотермальной амплификации нуклеиновых кислот (LAMP). Благодаря упрощенной процедуре подготовки образца и уменьшения количества этапов анализа, время выявления возбудителя составляет менее часа. Это позволяет повысить пропускную способность лабораторного оборудования и увеличить количество выполняемых исследований более чем в 3 раза, по сравнению с действующими методиками ОТ-ПЦР. В текущей эпидемической ситуации для полной и объективной диагностики коронавирусной инфекции решающее значение имеет производительность действующих лабораторий. Поэтому метод петлевой изотермальной амплификации успешно применяется сейчас во многих странах мира.

В некоторых случаях ПЦР диагностика может выдать отрицательный результат даже при инфицировании пациента. Это объясняется продвижением вируса COVID-19 в нижние дыхательные пути из места его изначального внедрения — нос и ротоглотка. В этом случае рекомендуется использовать тесты для выявления антител к COVID-19. Тест на антитела показывает ответ организма на вирус (даже если самого вируса там уже нет), а не присутствие его частей в теле. Организм реагирует на вирус через производство антител разных типов.

Иммуноглобулины Ig M и Ig G — синтезируются В-лимфоцитами. Они образуется на ранних стадиях инфекционного процесса, активируют фагоцитоз и фракции комплемента, нейтрализуют вирусы, формируют длительный гуморальный иммунитет после перенесенных инфекционных заболеваний. Тесты на наличие антител IgM могут применяться уже с 7-10 дня заболевания, а тесты на наличие антител IgG - с 10-14 дня заболевания.

Понять, точно болен ли на данный момент человек и способен ли он заразить других, можно только с помощью ПЦР-теста. А узнать, была ли та простуда в марте из-за COVID-19, можно только с помощью антител. Вариантами методов, на которых базируются тесты на антитела, сейчас являются иммунохроматографический анализ (ИХА) и иммуноферментный анализ (ИФА). С помощью определения антител возможно решить несколько задач:

- а) скрининг популяции на наличие коллективного иммунитета;
- б) оценка индивидуального иммунного ответа;
- в) скрининг для оценки необходимости вакцинации;
- г) скрининг на наличие иммунного ответа для возвращения к работе.

В основе ИХА и ИФА методов лежит реакция между соответствующим антителом и антигеном в биологических материалах. Методы различаются способами лабораторной оценки результатов. Маркёрами реакции АТ-АГ являются различные вещества. В ИХА применяются красители (частицы крашеного латекса, или наночастицы углерода, или коллоидного золота). Такой вариант позволяет визуально отслеживать результат или определить колориметрическим прибором. Биолюминесцентные, фосфоресцентные и флуоресцентные метки применяются лишь в приборных способах ИХА. Ферментные метки, применяемые по принципу ИФА, регистрируют реакцию посредством окрашивания субстратов. В итоге получается визуальный результат, который считывается ридером.

Иммунологические тесты на антитела, представленные различными производителями, различаются, прежде всего, по скорости выполнения. Кроме того, эти тесты делятся по выходным данным на качественные и количественные. Могут выполняться на тест-полосках, тест-кассетах или анализаторах. Не все тесты, определяющие антитела к IgG, идентичны по антигенным белкам. Оболочка вириона состоит из четырех белков: Спайк белки (S), Белки оболочки (E), Белки мембранны (M), Нуклеокапсид (N). На каждый из четырех белков вириона вырабатываются антитела. Исследования, проведенные TAI, W., HE, L., ZHANG, X. показали, что именно белок S служит мишенью для разработки антител иммунного ответа в организме человека. Это связано с тем, что спайк-белки, используются вирусом для связывания с белками на клетке-хозяине, с целью дальнейшего проникновения в клетку. При блокировании этого белка, вирус не может проникнуть в клетку. Тесты ряда производителей (Roche, Abbott) используют IgG антитела против нуклеокапсида. Эти антитела не показывают нейтрализующей активности или блокирования проникновения вируса в клетку.

Экспресс-тесты, дают предварительные результаты за 10–15 минут, являются качественными. Удобство и простота позволяют получить результат (первичное представление и анализ причины болезни) без специальных навыков и оборудования. Надежность и достоверность тестов достигает 99,8 %. При этом каждый тест имеет внутренний встроенный контроль. Кроме того происходит накопление антител с красителем вокруг антител, жестко иммобилизованных в тест-зоне ИХА-полоски, что проявляется в виде яркой окрашенной полосы, как экспресс тест на наличие беременности. Таким тестам не нужны нормы. Их задача сказать только «есть» или «нет». Данные тесты можно использовать в приемных отделениях, на скорой помощи, для принятия быстрых решений о маршрутизации пациента, госпитализации в ковидный госпиталь.

Количественные тесты дают ответ в числовом выражении. Для таких тестов определены диапазоны значений у здоровых людей, болеющих и перенесших коронавирус титр антител к SARS-CoV-2, который позволяет определять силу иммунного ответа в числовом выражении. В результатах выдаётся цифра, по которой можно ориентироваться идет ли увеличение количества антител или нет. При организации тестирования необходимо выбрать вариант исследования: отдельно IgM и IgG или общий тест. Общий тест, на оба класса антител (IgG+IgM) обладает более высокой чувствительностью по сравнению с тестом на один класс антител. Такой тест нужен для понимания: болеет ли, или болел пациент вирусом, был ли контакт. Использование раздельных тестов на IgG и IgM антитела, обладающих большей специфичностью, чем общие тесты, способствует повышению клинической значимости для врачей, особенно при прогнозировании и выборе алгоритма ведения пациентов.

При наличии диагностически значимых цифр, расчета коэффициента позитивности, показатели IgM и IgG могут интерпретироваться как: IgM-, IgG- = иммунитет отсутствует, нужна прививка; IgM-, IgG+ = иммунитет, в настоящий момент прививка не нужна; IgM+, IgG- = острая стадия, ранний период; IgM+, IgG+ = острая стадия.

На сегодняшний день более десятка российских и иностранных компаний в ускоренном порядке уже зарегистрировали или находятся в процессе регистрации в Росздравнадзоре тест-систем на коронавирусную инфекцию. По состоянию на 26.05.2020 уже успешно прошли регистрацию и допущены к использованию в государственных медицинских учреждениях: 19 - диагностических наборов реагентов для выявления РНК SARS-CoV-2, 12 - диагностические наборы реагентов для выявления иммуноглобулинов к SARS-CoV-2, 13 – экспресс-тестов для выявления иммуноглобулинов к SARS-CoV-2. Выбор тест-систем и методов диагностики в медицинских организациях зависит от поставленных задач, имеющегося лабораторного оборудования и финансовых средств.

Библиографический список

1. Notomi T., Okayama H., Masubuchi H., Yonekawa T., Watanabe K., Amino N., Hase T. Loop-Mediated Isothermal Amplification Of DNA // Nucleic Acids Re— 2000. — Vol. 28, No. 12. — P. E63.
2. Saharan P., Dhingolia S., Khatri P., Duhan J.S., Gahlavat S.K. Loop-mediated isothermal amplification (LAMP) based detection of bacteria: Review // African Journal of Biotechnology. — 2014. — 13. — P. 1920-1928
3. The [SARS-CoV-2] S protein plays the most important roles in viral attachment, fusion and entry, and it serves as a target for development of antibodies, entry inhibitors and vaccines. TAI, W., HE, L., ZHANG, X. ET AL. CELL MOL IMMUNOL (2020)
4. Пивовар О. И. «Клиническая и лабораторная диагностика

коронавирусной инфекции COVID-19» - ФГБОУ ВО Кемеровский государственный медицинский университет МЗ РФ- 04.2020

5. Временные методические рекомендации: профилактика, диагностика и лечение новой коронавирусной инфекции (COVID-19). Версия 7 (03.06.2020).

6. Гончарова Е.В. , Донников А.Е. , Кадочникова В.В. , Морозова С.А. , Болдырева М.Н. , Галкина И.С. , Блинов Д.В. - Диагностика вируса, вызывающего COVID-19, методом ПЦР в реальном времени – Фармакоэкономика – 2020 - № 1 – с.52-63

METHODS OF LABORATORY DIAGNOSTICS OF A NEW CORONAVIRUS INFECTION

Romanova M. A.

Regional clinical hospital, Vladimir

Key words: coronavirus, infection, laboratory diagnostic, methods.

Annotation. This article provides an overview of laboratory methods for detecting a new coronavirus infection. Their specific properties, features and application possibilities for diagnostics of coronavirus-19 are considered.



ИССЛЕДОВАНИЕ ПЕРЕВИТОЙ ГЕПАТОЦЕЛЛЮЛЯРНОЙ КАРЦИНОМЫ МЫШЕЙ МЕТОДАМИ ФЛУОРЕСЦЕНТНОЙ И ДИФФУЗНО-ОТРАЖАТЕЛЬНОЙ СПЕКТРОСКОПИИ

¹Кандурова К.Ю., ¹Потапова Е.В., ¹Шуплецов В.В., ¹Серёгина Е.С., ^{1,2}Дрёмин В.В., ^{1,3}Жеребцов Е.А.,

⁴Алексеев А.Г., ^{1,5}Мамошин А.В., ¹Дунаев А.В.

¹ Научно-технологический центр биомедицинской фотоники, ФГБОУ ВО «ОГУ имени И.С. Тургенева», г. Орел, *kandkseniya@gmail.com,

² Aston Institute of Photonic Technologies, Aston University, Birmingham, UK,

³ Optoelectronics and Measurement Techniques Unit, University of Oulu, Oulu,

⁴ Медицинский институт, ФГБОУ ВО «ОГУ имени И.С. Тургенева», г. Орел,

⁵ БУЗ Орловской области «Орловская областная клиническая больница», г. Орел

Ключевые слова: оптическая биопсия, флуоресцентная спектроскопия, спектроскопия диффузного отражения, гепатоцеллюлярная карцинома

Аннотация. В статье описаны результаты экспериментальных исследований с использованием специально разработанной системы для оптической биопсии, предназначенной для диагностики *in vivo* при пункционной биопсии диффузных и очаговых новообразований печени. Экспериментальные исследования проводились на лабораторных мышах с перевитыми клетками гепатоцеллюлярной карциномы. Используемыми оптическими методами являлись флуоресцентная и диффузно-отражательная спектроскопия. Полученные результаты демонстрируют количественные различия максимальных интенсивностей флуоресценции и формы спектров диффузного отражения здоровых и злокачественных тканей, свидетельствующие о наличии метаболических и морфологических изменений. Разработанный многопараметрический подход представляется перспективным для дальнейшего развития, апробации и внедрения в клиническую практику.

Рак печени занимает четвертое место в структуре смертности от онкозаболеваний. Первичные опухоли печени возникают как из гепатоцитов (гепатоцеллюлярный рак), так и из клеток внутрипеченочных желчных протоков (холангiocеллюлярный рак). Большая часть диагностированных опухолей не являются первичными, а представляют собой метастазы из очагов, расположенных в других частях тела (поджелудочная железа, толстая кишка, желудок, грудь и др.) [1]. Новые подходы к более ранней и точной диагностике рака печени могут положительно сказаться на результатах лечения и прогнозе при данной патологии.

Решение вопросов о показаниях и противопоказаниях к оперативному лечению и его объему в основном зависит от гистологической структуры и распространенности опухолевого процесса. В связи с этим значительно возрастает роль пункционной биопсии (ПБ) для предоперационной верификации объемных образований печени [2]. Во время ПБ игла для биопсии вводится в новообразование под контролем таких методов визуализации, как ультразвуковое исследование, компьютерная или магнитно-резонансная томография. ПБ является мининвазивной атравматичной процедурой, однако получение результата гистологического исследования занимает 5-10 дней и требует наличия компетентного врача-патоморфолога, в то время как хирурги заинтересованы в скорейшем получении информации о характере изменений в патологическом очаге и состоянии тканей пораженного органа для определения тактики дальнейшего лечения. При выполнении ПБ высоки риски получения неинформативного материала и ложноотрицательных результатов исследования из-за непроизвольных движений пациента, несовершенства методов визуализации, используемых для локализации опухоли во время введения иглы, неоднородности самой опухоли и др. Указанные факторы обеспечивают уровень получения неинформативных проб, достигающий 29% [3,4]. Отрицательные и неинформативные результаты морфологического исследования биоптата обуславливают

необходимость повторного выполнения ПБ, что приводит к затягиванию обследования пациента во времени, отсрочке начала специализированного лечения, а также требует дополнительного финансирования.

Одним из возможных решений повышения качества диагностики рака печени является использование методов оптической биопсии, которые не требуют изъятия образца ткани из области исследования и ожидания результатов в течение нескольких дней. В частности, использование методов спектроскопии позволяет не только получить информацию о различных параметрах метаболизма и морфологии биологических тканей *in vivo* в режиме реального времени, но и повысить точность выбора области забора образца ткани биопсийной иглой.

Среди оптических методов, используемых для изучения метаболической активности клеток в норме и патологии, можно выделить флуоресцентную спектроскопию (ФС). Этот метод основан на возбуждении флуоресценции в биологической ткани под действием ультрафиолетового или видимого излучения, регистрации полученного спектра, сравнении его формы и интенсивности между здоровыми и патологически измененными тканями. ФС позволяет обнаруживать метаболические сдвиги, выражющиеся в изменениях содержания определенных флуорофоров. Важными коферментами, определяющими энергетический метаболизм клеток, являются никотинамидадениндинуклеотид (НАД) и флавинадениндинуклеотид (ФАД), обладающие спектрами аутофлуоресценции, изменения в которых, можно регистрировать *in vivo* [5]. НАД и ФАД участвуют в синтезе аденоинтрифосфата, обеспечивающего энергией другие биохимические реакции. Оба кофермента подвергаются окислительно-восстановительным реакциям, в результате которых восстановленная форма НАД (НАДН) и окисленная форма ФАД вносят наибольший вклад в спектр флуоресценции ткани. Изменения интенсивности флуоресценции НАДН и ФАД, а также их соотношение, связаны с возникновением и развитием патологических процессов, в том числе онкологических [6].

Другим широко используемым оптическим методом диагностики является спектроскопия диффузного отражения (СДО). СДО используется для оценки архитектурных изменений на клеточном и внутриклеточном уровнях путем анализа поглощения света различными хромофорами ткани. В частности, этот метод чувствителен к содержанию крови в тканях и степени её насыщения кислородом. Недостаток кислорода в крови влияет на обменные процессы, что также отражается на интенсивности флуоресценции. Данные, полученные с использованием метода СДО, можно использовать для компенсации влияния поглощения света на спектры флуоресценции при высоком кровенаполнении [7].

Совместное применение нескольких диагностических методов в одном инструменте представляется перспективным подходом для получения комплексной разносторонней диагностической информации о взаимосвязанных параметрах состояния тканей. Распространенным направлением является сочетание метода СДО именно с ФС, т.к. нарушения кровенаполнения и степени насыщения крови кислородом сопровождаются метаболическими нарушениями [8]. Такой многопараметрический подход используется для диагностических целей, в том числе в онкологии [9,10].

Разработка технологий многопараметрической оптической биопсии для выявления злокачественных новообразований требует предварительного проведения надежных и воспроизводимых оптических измерений параметров нормальных и патологически измененных тканей. Для дальнейшего внедрения спектроскопических технологий в клиническую практику их можно протестировать с использованием оптических фантомов и тест-объектов [11], клеточных культур и срезов тканей [12], а также проводя измерения на лабораторных животных. В данном исследовании для тестирования ранее разработанных методологии и устройства оптической биопсии были выбраны измерения на смоделированном раке печени у лабораторных мышей.

Таким образом, целью работы являлось изучение возможности проведения оптической диагностики рака печени *in vivo* с использованием специально разработанной системы оптической биопсии во время процедуры ТПАБ у лабораторных животных с привитой опухолью печени.

Измерения проводились с использованием устройства оптической биопсии [13], включающего в себя измерительные каналы ФС и СДО (рис. 1). Для возбуждения аутофлуоресценции НАДН и ФАД в качестве источников излучения использовались светодиод с длиной волны 365 нм и лазерный диод 450 нм. Для регистрации спектров флуоресценции и диффузного отражения в диапазоне 350-1000 нм использовался ПЗС-спектрометр. Фильтры с длинами волн среза 400 нм и 495 нм использовались перед спектрометром для ослабления обратного рассеянного излучения от источников при регистрации спектров флуоресценции. В канале СДО в качестве источника использовалась широкополосная (360-2400 нм) вольфрамовая галогенная лампа.

Доставка излучения от источников к ткани и сбор вторичного оптического излучения от ткани к спектрометру осуществлялись с использованием специально разработанного тонкоигольного оптического зонда диаметром 1 мм, совместимого со стандартной тонкой иглой 17,5G. Зонд содержит 10 оптических волокон с числовой апертурой 0,22. Центральное волокно (200 мкм) используется для сбора излучения и передачи его на спектрометр. 9 волокон (100 мкм), расположенных вокруг центрального (по 3 волокна для каждого источника), обеспечивают освещение области исследования во время измерений. Конец волоконного зонда имеет скос 20° для обеспечения плотного контакта с тканями.

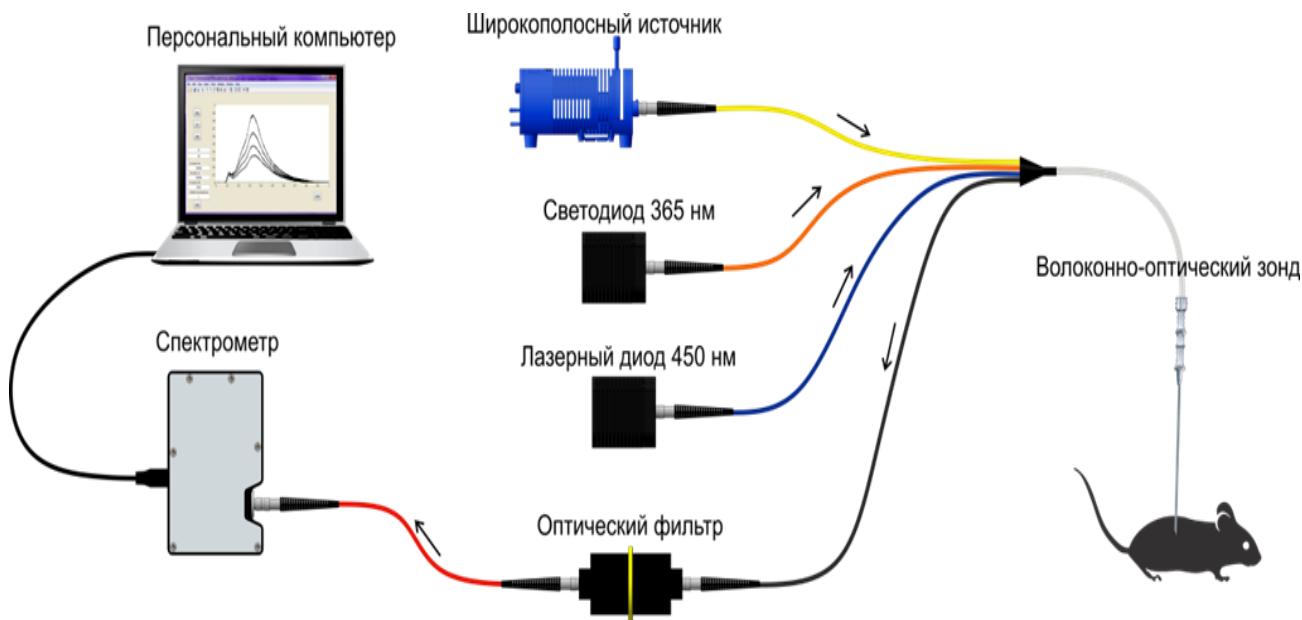


Рисунок 1 – Схематическое изображение экспериментальной установки

Экспериментальные исследования проводились на 3 самцах лабораторных мышей BDF (C57Bl6xDBA) в возрасте 20 недель. Экспериментальные исследования были одобрены Этическим комитетом Орловского государственного университета (протокол № 10 от 16.10.2017 г.) в соответствии с принципами GLP. Клетки гепатоцеллюлярной карциномы мыши H33 (100 мкл/мышь, 50000 клеток/мкл) имплантировались путем инъекции суспензии клеток через шприц в среднюю долю печени. Экспериментальные исследования проводились через 3 месяца после операции привития опухоли при увеличении массы тела мыши более чем на 15% от нормы и общем ухудшении состояния животного.

Перед измерениями животное анестезировали Золетилом (Vibrac, Франция) в стандартной дозировке. Животное закреплялось на специальной платформе в положении на спине, затем проводилась лапаротомия, во время которой визуально оценивалось общее состояние брюшной полости и наличие опухолевых узлов в печени и других органах. В дальнейшем проводилась серия оптических измерений (регистрировались 20 спектров флуоресценции и 100 спектров диффузного отражения) в нескольких областях макроскопически неизмененных участков печени и опухоли. Спектры диффузного отражения нормировались на спектр, зарегистрированный при освещении эталона диффузного отражения тем же источником.

Полученные спектры флуоресценции и диффузного отражения, усредненные для дальнейшего анализа, показаны на рисунке 2. В процессе роста опухоли у двух из трех мышей имели место множественные узлы в печени и брюшине. Инокуляция опухолевых клеток у третьего животного привела к формированию крупного опухолевого узла в печени (16x8 мм). Последующее морфологическое исследование показало наличие комплексов низкодифференцированной аденокарциномы. Опухолевые клетки обладают высокой митотической активностью, что привело к значительному инфильтративному росту. Солидные скопления злокачественных клеток сформировали опухолевые узлы. Таким образом, у двух мышей были показаны сходные различия между спектрами, полученными в тканях печени и опухоли.

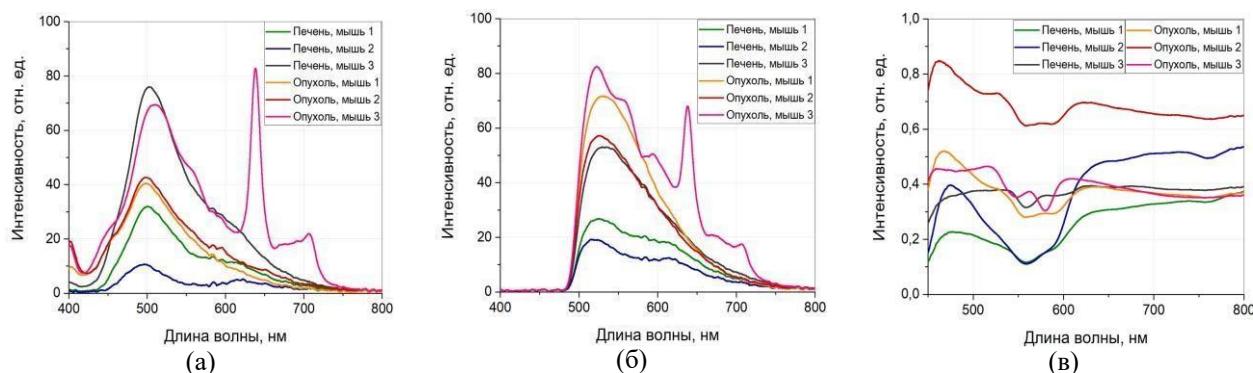


Рисунок 2 – Усредненные спектры флуоресценции при возбуждении излучением 365 нм (а) и 450 нм (б); спектры диффузного отражения (в) тканей печени и опухолей мышей.

Было отмечено, что в целом интенсивность флуоресценции в опухолевых тканях увеличилась по сравнению с нормальной паренхимой печени. Отличительной особенностью спектров флуоресценции, полученных при исследовании третьей мыши, является значительный уровень порфиринов, в частности протопорфирина IX, который обладает максимумом флуоресценции в диапазоне 635-640 нм. Накопление порфиринов может служить одним признаком активного развития опухоли [14]. Спектр флуоресценции представляет собой суммарный вклад спектров ряда флуорофоров помимо НАДН и ФАД (коллаген, билирубин, порфирин, липофусцин и др.), а также зависит от наличия других веществ, поглощающих оптическое излучение, таких как гемоглобин и желчь.

В целом, наблюдаемый результат может быть обусловлен не только атипичной метаболической активностью злокачественных клеток, но и изменениями в условиях кровоснабжения. Спектры диффузного отражения первых двух мышей показывают уменьшение поглощения в опухолевых узлах в диапазоне 500-800 нм, что указывает на повышенное кровенаполнение опухолевой ткани, которое в свою очередь может влиять на значения абсолютных интенсивностей флуоресценции. Обе исследованные области демонстрировали уменьшение коэффициента диффузного отражения на длинах волны 560 и 760 нм, связанных с поглощением света дезоксигемоглобином. На спектрах опухоли также наблюдался пик оксигемоглобина 580 нм, в то время как в тканях печени более выраженным являлся пик дезоксигемоглобина 560 нм, что может свидетельствовать о более низком насыщении кислородом тканей паренхимы печени. Это связано с дополнительным притоком венозной крови из воротной вены от других органов брюшной полости. Наличие злокачественных очагов печени может изменить кровоток и увеличить долю артериальной крови в их тканях за счет роста дополнительных сосудов, питающих опухоль из артерий [15]. Данный эффект наблюдался в большей степени при исследовании третьей мыши, спектры диффузного отражения опухоли которой имеют выраженные пики поглощения оксигемоглобина (540 и 580 нм).

Результаты измерений показали, что изменения в спектрах флуоресценции могут указывать на метаболические изменения, вызванные активным ростом злокачественной опухоли. В свою очередь, спектры диффузного отражения предоставляют информацию о кровенаполнении тканей, что также может служить дополнительным критерием идентификации опухолевых и нормальных тканей благодаря принципиальным различиям в кровоснабжении паренхимы печени без патологии и при наличии злокачественной опухоли. Полученные результаты указывают на то, что процессы канцерогенеза проходили с индивидуальными особенностями у каждого животного. Предположительно, опухоль в случае третьей мыши находилась на более поздней стадии развития. Размеры и степень распространения опухолевых узлов также могут влиять на результаты исследования. Спектры диффузного отражения крупного опухолевого узла показали признаки более значительных морфологических изменений в ходе роста опухоли, для которого потребовалась кровь из артерий, более насыщенная кислородом, в то время как опухолевые узлы в печени других мышей могли не достигнуть такой же степени прогрессирования.

Таким образом, результаты предварительных исследований с использованием методов ФС и СДО на лабораторных животных с перевиваемой опухолью печени демонстрируют возможность дифференциации неизменных и злокачественных тканей на основе многопараметрического подхода. Полученные результаты также указывают на необходимость проведения дальнейших исследований с целью более детального изучения влияния фаз канцерогенеза на данные, регистрируемые обоими методами. Эти измерения вместе с другими методами испытаний разработанной установки будут учтены при планировании и проведении дальнейших экспериментальных исследований, в том числе клинических. Предлагаемый подход планируется принять за основу для сбора базы данных результатов оптической биопсии, включающей результаты гистологического и цитологического исследований, на которых будет базироваться разработка автоматического классификатора для анализа различных стадий и типов опухолей, что позволит повысить качество диагностики онкологических заболеваний, а следовательно, улучшить качество лечения.

Исследование выполнено при поддержке Российского научного фонда в рамках проекта № 18-15-00201.

Библиографический список

1. Mahvi, D.A. Liver Metastases/ D.A. Mahvi, D.M. Mahvi // Abeloff's Clinical Oncology, 2020. – 846–862.
2. Tam, A.L. Image-guided biopsy in the era of personalized cancer care: proceedings from the Society of Interventional Radiology Research Consensus Panel / A.L. Tam, H.J. Lim, I.I. Wistuba, A. Tamrazi, M.D. Kuo, E. Ziv, S. Wong, A.J. Shih, R.J. Webster III, G.S. Fischer, S. Nagrath, S.E. Davis, S.B. White, K. Ahrar // J. Vasc. Interv. Radiol. JVIR., 2016. – 27. - № 1. – 8-19.
3. Al-Marzooq, Y.M. Comparison of specimen adequacy in fine-needle aspiration biopsies performed by surgeons and pathologists / Y.M. Al-Marzooq, R. Chopra, A.T. Al-Bahrani, M. Younis, A.S. Al-Mulhim, M.I. Al-Mommatten // Ann. Saudi Med., 2004. – 24. – №2. – 124–126.
4. Gomez-Macias, G.S. Inadequate fine needle aspiration biopsy samples: pathologists versus other specialists / G.S. Gomez-Macias, R. Garza-Guajardo, J. Segura-Luna, O. Barboza-Quintana // Cytojournal, 2009. – 6. – 9.
5. Тучин, В.В. Оптическая биомедицинская диагностика: в 2-х т. / В.В. Тучин. – М.: ФИЗМАТЛИТ, 2007. – Т. 1. – 559 с.

6. Croce, A.C. Autofluorescence spectroscopy and imaging: A tool for biomedical research and diagnosis / A.C. Croce, G. Bottioli // Eur. J. Histochem., 2014. – 58. – № 4. – 320–337.
7. Dremin, V.V. The development of attenuation compensation models of fluorescence spectroscopy signals / V.V. Dremin, E.A. Zherebtsov, I.E. Rafailov, A.Y. Vinokurov, I.N. Novikova, A.I. Zherebtsova, K.S. Litvinova, A.V. Dunaev // Proc. SPIE. 2016. – 9917. – 99170Y.
8. Shi, H. Early identification of acute hypoxia based on brain NADH fluorescence and cerebral blood flow / H. Shi, N. Sun, A. Mayevsky, Z. Zhang, Q. Luo // J. Innov. Opt. Health Sci., 2014. – 7. – № 2. – 1450033.
9. Du Le, V.N. Dual-modality optical biopsy of glioblastomas multiforme with diffuse reflectance and fluorescence: ex vivo retrieval of optical properties / V.N. Du Le, J. Provi, N. Murty, M.S. Patterson, Z. Nie, J.E. Hayward, T.J. Farrell, W. McMillan, W. Zhang, Q. Fang // J. Biomed. Opt., 2017. – 22. – № 2. – 27002.
10. Volynskaya, Z.I. Diagnosing breast cancer using diffuse reflectance spectroscopy and intrinsic fluorescence spectroscopy / Z.I. Volynskaya, A.S. Haka, K.L. Bechtel, M. Fitzmaurice, R. Shenk, N. Wang, J. Nazemi, R.R. Dasari, M.S. Feld // J. Biomed. Opt., 2008. – 13. – № 2. – 24012.
11. Pogue, B.W. Review of tissue simulating phantoms for optical spectroscopy, imaging and dosimetry / B.W. Pogue, M.S. Patterson // J. Biomed. Opt., 2006. – 11. – № 4. – 41102.
12. Weissig, V. Mitochondrial Medicine / V. Weissig, M. Edeas. – Humana Press, 2015. – T. 1. – 480 c.
13. Kandurova, K.Y. Approbation of fine needle optical probe for registration of changes in cell respiration coenzymes fluorescence / K.Y. Kandurova, E.V. Potapova, E.A. Zherebtsov, V.V. Dremin, E.S. Seryogina, A.Y. Vinokurov, A.V. Mamoshin, A.V. Borsukov, Y.V. Ivanov, A.V. Dunaev // Opt. Spectrosc., 2020. – 128. – 6.
14. Sachar, M. Protoporphyrin IX: the good, the bad, and the ugly / M. Sachar, K.E. Anderson, X. Ma // J. Pharmacol. Exp. Ther., 2016. – 356. – № 2. – 267–275.
15. Lewis, M.A. Hepatic artery embolization for neuroendocrine tumors: postprocedural management and complications / M.A. Lewis, S. Jaramillo, L. Roberts, C.J. Fleming, J. Rubin, A. Grothey // Oncologist, 2012. – 17. – № 5. – 725–731.

THE STUDY OF INOCULATED HEPATOCELLULAR CARCINOMA IN MICE USING FLUORESCENCE AND DIFFUSE REFLECTANCE SPECTROSCOPY

¹Kandurova K.Y., ¹Potapova E.V., ¹Shupletsov V.V., ¹Seryogina E.S., ^{1,2}Dremin V.V., ^{1,3}Zherebtsov E.A., ⁴Alekseyev A.G., ^{1,5}Mamoshin A.V., ¹Dunaev A.V.

¹ Research and Development Center of Biomedical Photonics, Orel State University, Orel, *kandkseniya@gmail.com,

² Aston Institute of Photonic Technologies, Aston University, Birmingham,

³ Optoelectronics and Measurement Techniques Unit, University of Oulu, Oulu,

⁴ Medical Institute, Orel State University, Orel,

⁵ Orel Regional Clinical Hospital, Orel

Keywords: optical biopsy, fluorescence spectroscopy, diffuse reflection spectroscopy, hepatocellular carcinoma

Annotation. The article describes the results of experimental studies using a specially developed system for optical biopsy, designed for in vivo diagnosis of puncture biopsy of diffuse and focal liver neoplasms. Experimental studies were conducted on laboratory mice with intertwined hepatocellular carcinoma cells. The optical methods used were fluorescence and diffuse-reflective spectroscopy. The obtained results demonstrate quantitative differences in the maximum intensity of fluorescence and the form of diffuse reflection spectra of healthy and malignant tissues, indicating the presence of metabolic and morphological changes. The developed multiparametric approach is promising for further development, testing and implementation in clinical practice.



СРАВНЕНИЕ СКОРОСТИ ВЫРАБОТКИ NADH В ТКАНЯХ РАЗЛИЧНЫХ ОТДЕЛОВ ГОЛОВНОГО МОЗГА КРЫС

¹*Горлин П.М., ^{1,2}Палалов А.А., ¹Стельмащук О.А., ¹Жеребцов Е.А., ^{1,2} Абрамов А.Ю.

¹ФГБОУ ВО «ОГУ им. И.С. Тургенева», г. Орёл, * gorlin23@yandex.ru, **d.alexanderpalalov@yandex.ru,

²Department of Clinical and Movement Neurosciences, UCL Queen Square Institute of Neurology, London

Ключевые слова: митохондрии, нейродегенеративные заболевания, NADH, нейрон

Аннотация. Изучение работы митохондрий в нервной ткани является одним из перспективных направлений современной нейробиологии. Дисфункция митохондрий приводит к необратимым патологическим процессам и является ключевым звеном патогенеза нейродегенеративных заболеваний. Оценить работу митохондрий возможно с помощью определения NADH – субстрата цепи переноса электронов, генерирующей митохондриальный потенциал для синтеза АТФ. При этом интенсивность метаболических процессов и активность митохондрий в клетках различных областей головного мозга отличается. Мы исследовали скорость образования и пул NADH в с помощью флуоресцентной спектроскопии в нервной ткани головного мозга крыс в пяти областях: коре, среднем мозге, гиппокампе, мозжечке и стволе. Согласно результатам исследования,

скорость синтеза и совокупная концентрация NADH в тканях указанных областей головного мозга достоверно отличаются. Полученные данные, вероятно, позволят в некоторой степени объяснить селективность поражения различных отделов центральной нервной системы при развитии нейродегенерации.

Нейродегенеративные заболевания – гетерогенная группа прогрессирующих, разрушительных и неизлечимых заболеваний, распространенных в пожилом и старческом возрасте, исходом которых часто является развитие деменции. Так, по данным Всемирной Организации Здравоохранения (ВОЗ), в мире насчитывается 50 млн человек с деменцией, и каждый год выявляется 10 млн новых случаев. Наиболее часто встречающимися нейродегенеративными заболеваниями являются болезнь Альцгеймера (БА) и болезнь Паркинсона (БП), поражающие 5% (БА) и 1% (БП) людей в возрасте 65 лет и старше [1,2]. Ежегодные расходы на уход в домах престарелых при основных нейродегенеративных заболеваниях в европейских странах оцениваются в сотни миллионов евро [3]. Несмотря на активное изучение, этиология нейродегенеративных заболеваний все еще не выяснена. Одна из наиболее перспективных гипотез предполагает ключевую роль митохондрий в развитии нейродегенерации.

Митохондрии были впервые описаны немецким анатомом и гистологом Рихардом Альтманом в 1894 году, а название этой органелле предложил другой немецкий гистолог – К. Бенд в 1897 году. Но только в 1920 году биохимик Отто Вагбург доказал, что митохондрии являются главными энергетическими станциями клетки и тесно связаны с процессами клеточного дыхания. В дальнейшем выяснилось, что функции митохондрий включают не только энергетическое обеспечение клеток, но также регуляцию кальциевого гомеостаза, жизненного цикла клетки, продукцию активных форм кислорода (АФК) [4].

Митохондрии – двумембранные органеллы, имеющие матрикс и крипты. В матриксе митохондрий происходит совокупность биохимических реакций, получивших название цикл трикарбоновых кислот, или цикл Кребса. В процессе последовательных окислительных реакций выделяется энергия в виде восстановленных молекул NADH, FADH₂, которые, в свою очередь, являются донорами электронов для комплексов цепи переноса электронов (ЦПЭ), расположенной на мембране митохондрий [5].

ЦПЭ состоит из ферментных комплексов, которые, используя энергию NADH и FADH₂, генерируют митохондриальный мембранный потенциал ($\Delta\psi_m$), являющийся движущей силой для синтеза АТФ – основного источника энергии в живых организмах. Поскольку митохондрии являются регуляторами множества витальных

клеточных процессов, их дисфункция напрямую связана с развитием ряда патологических процессов [6]. Так, нарушение работы митохондрий является одним из ключевых патогенетических составляющих нейродегенеративных заболеваний [7,8]. Увеличение синтеза АФК, окислительный стресс – облигатные звенья патогенеза нейродегенерации, исходом которых является гибель нейронов центральной нервной системы [9,10].

Интенсивность общего энергетического обмена, плотность распределения митохондрий в клетках различных областей головного мозга неодинакова. Так, ткани гиппокампа, мозжечка, среднего мозга и коры больших полушарий обладают различной активностью ферментов гликолиза, уровнем продукции АФК, активностью митохондрий [11,12]. Также в различных областях ЦНС отличается уровень NADH – основного субстрата ЦПЭ митохондрий [13].

Вместе с тем отмечается определенная селективность в поражении различных отделов головного мозга при нейродегенерации, что, вероятно, связано с морфофункциональными особенностями данных отделов. В начальных стадиях заболевания страдают преимущественно черная субстанция, энторинальная кора (часть формации гиппокампа), пирамидальные клетки гиппокампа (поле CA₁), клетки голубого пятна, позднее поражаются обширные участки коры и других отделов центральной нервной системы [14,15]. Причиной подобной уязвимости одних и относительной устойчивости других структур, предположительно, является различная активность митохондрий в данных областях головного мозга.

Оценить работу митохондрий возможно путем измерения уровня NADH – основного донора электронов в ЦПЭ. Его определение *in vitro* может быть осуществлено с помощью флуоресцентной спектроскопии (ФС) – неинвазивного метода, основанного на регистрации эндогенных флуорофоров. Измерение уровня флуоресценции NADH в клетке позволяет сделать вывод о ее метаболической активности, о сохранности или нарушении работы митохондрий, что особенно актуально в связи с высокой распространностью нейродегенеративных заболеваний.

Таким образом, цель данной работы является измерение скорости выработки NADH в тканях различных отделов головного мозга крыс для сравнения митохондриальной активности в данных областях.

Все экспериментальные протоколы соответствовали этическим нормам по гуманному обращению с животными, принятым в Орловском государственном университете (одобрены Этическим комитетом Орловского государственного университета имени И.С. Тургенева № 12 от 06.09.2018). Эксперименты по сравнению скорости выработки NADH в тканях различных отделов головного мозга проводились на крысах линии Wistar возраста 12 недель (n=4). Эвтаназию проводили путем дислокации шейного отдела позвоночника. После выделения головной мозг крыс помещался в охлажденную среду Хенкса. Горизонтальные срезы мозга толщиной 500 мкм нарезались ручным методом из различных областей: кора больших полушарий, средний мозг, мозжечок, гиппокамп и ствол.

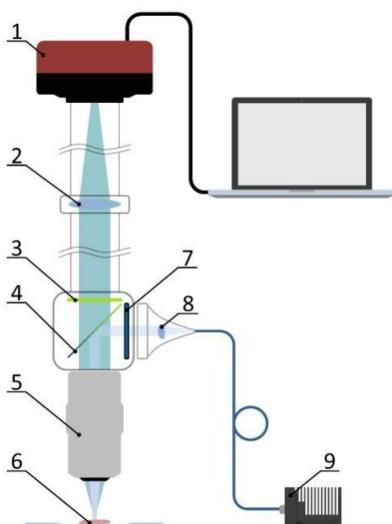


Рисунок 1 – Схема экспериментальной установки для измерения эндогенной флуоресценции:
 1 – ПЗС-камера, 2 – линза $f=200$ мм, 3 – длинноволновый светофильтр, 4 – дихроичный фильтр, 5 – планарный апохроматический объектив, 6 – образец, 7 – светофильтр, 8 – коллиматор, 9 – источник излучения

Для определения верхних и нижних значений пула митохондриального NADH, использовались растворы FCCP (5 мкМ) и NaCN (5 мМ). Перед проведением измерений свежие подготовленные срезы помещались в стеклянную ячейку со средой Хенкса и фиксировались механически для устранения их движения в ходе эксперимента. Затем проводилась регистрация базового уровня эндогенной флуоресценции, добавление FCCP для достижения в ячейке концентрации 5 мкМ с последующей регистрацией изменений флуоресценции, и, затем, добавление NaCN до концентрации 5 мМ с последним этапом регистрации вызванных изменений флуоресценции. Каждый этап регистрации эндогенной флуоресценции длился 3 минуты с интервалом в 2 с между кадрами.

Примеры расчета изменений эндогенной флуоресценции NADH представлены на рисунке 2.

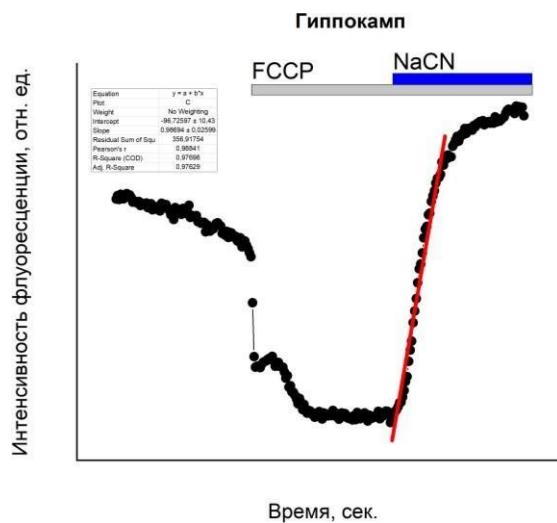


Рисунок 2 – Пример расчета скорости роста NADH

Скорость роста NADH в мозжечке составило $1,35 \pm 0,22$ отн. Ед., коре $1,67 \pm 0,66$ отн. Ед., в гиппокампе $2,43 \pm 0,61$ отн. Ед., в среднем мозге $2,43 \pm 0,77$ отн. Ед. и в стволе мозга $1,11 \pm 0,54$ отн. Ед. Статистически значимые различия были получены у гиппокампа с мозжечком ($p \leq 0,01$) и стволом ($p \leq 0,001$), так же у среднего мозга с корой ($p \leq 0,01$) и с мозжечком и стволом ($p \leq 0,001$).

При обработке данных было выявлено, что гиппокамп и средний мозг имеет более высокую активность по сравнению с другими областями мозга.

Структура, наиболее часто затрагиваемые при синдроме Ли и других митохондриальных расстройствах, это средний мозг. Учитывая эту избирательную чувствительность нейронов среднего мозга и ствола головного мозга к ингибированию или разрушению комплекса I, можно объяснить высокую активность производства NADH [16].

Можно предположить, что в гиппокампе данная скорость реакции NADH связана с более высокими когнитивными функциями мозга млекопитающих, где функции сильно зависят от продукции митохондриальной АТФ и особенно от функции I комплекса.

Работа выполнена в рамках проекта «Митохондрии как мишени в механизме нейродегенеративных заболеваний» на основании подписанного соглашения № 075-15-2019-1877 от 03.12.2019 г.

Библиографический список

1. Masters C.L. et al. Alzheimer's disease // Nat. Rev. Dis. Prim. Macmillan Publishers Limited, 2015. Vol. 1. P. 1–18.
3. Vossius C., Nilsen O.B., Larsen J.P. Parkinson's disease and nursing home placement: the economic impact of the need for care // Eur. J. Neurol. Wiley Online Library, 2009. Vol. 16, № 2. P. 194–200.
4. Angelova P.R., Abramov A.Y. Role of mitochondrial ROS in the brain: from physiology to neurodegeneration // FEBS Letters. 2018.
5. Cracan V. et al. A genetically encoded tool for manipulation of NADP+/NADPH in living cells // Nat. Chem. Biol. Nature Publishing Group, 2017. Vol. 13, № 10. P. 1088–1095.
6. Titov D. V et al. Complementation of mitochondrial electron transport chain by manipulation of the NAD+/NADH ratio // Science (80-.). 2016. Vol. 352, № 6282. P. 231 LP –235.
7. Erkkinen M.G., Kim M., Geschwind M.D. Clinical neurology and epidemiology of the major neurodegenerative diseases // CHS Perspctives Biol. 2018.
8. Niedzielska E. et al. Oxidative Stress in Neurodegenerative Diseases // Mol. Neurobiol. 2016. Vol. 53, № 6. P. 4094–4125.
9. Zewen Liu et al. Oxidative stress in neurodegenerative diseases: from molecular mechanisms to clinical applications // Oxid. Med. Cell. Longev. 2017. P. 1–11.
10. Angelova P.R., Abramov A.Y. Functional role of mitochondrial reactive oxygen species in physiology // Free Radical Biology and Medicine. 2016.
11. McNair L.F. et al. Metabolic Characterization of Acutely Isolated Hippocampal and Cerebral Cortical Slices Using [U-13C]Glucose and [1,2-13C]Acetate as Substrates // Neurochem. Res. Springer US, 2017. Vol. 42, № 3. P. 810–826.
12. Andersen J. V. et al. Distinct differences in rates of oxygen consumption and ATP synthesis of regionally isolated non-synaptic mouse brain mitochondria // J. Neurosci. Res. 2019. Vol. 97, № 8. P. 961–974.
13. Christian A.R. et al. NADH-linked mitochondrial respiration in the developing mouse brain is sex-, age- and tissue-dependent // Respir. Physiol. Neurobiol. Elsevier, 2019. Vol. 266, № May. P. 156–162.
14. Snyder B. et al. Chronic intermittent hypoxia induces oxidative stress and inflammation in brain regions associated with early-stage neurodegeneration // Physiol. Rep. 2017. Vol. 5, № 9. P. 1–13.
15. Fu H., Hardy J., Duff K.E. Selective vulnerability in neurodegenerative diseases // Nat. Neurosci. Springer US, 2018. Vol. 21, № 10. P. 1350–1358.
16. Wirtz S., Schuelke M. Region-specific expression of mitochondrial complex I genes during Murine Brain development // PLoS One. 2011. Vol. 6, № 4.

COMPARISON OF NADH PRODUCTION SPEED IN TISSUES OF VARIOUS RATBRAIN REGIONS

¹*Gorlin P.M., ^{1**}Palalov A.A., ¹Stelmashchuk O.A., ¹Zherebtsov E.A., ^{1,2}Abramov A.Y.

Orel State University named after I.S. Turgenev, Orel, ^{*}gorlin23@yandex.ru, ^{**}d.alexanderpalalov@yandex.ru,

²Department of Clinical and Movement Neurosciences, UCL Queen Square Institute of Neurology, London

Keywords: mitochondria, neurodegenerative diseases, NADH, neuron

Annotation. The study of mitochondria in neural tissue is one of the most promising areas of modern neuroscience. Mitochondrial dysfunction leads to irreversible pathological processes and is a key link in the pathogenesis of neurodegenerative diseases. It is possible to evaluate the work of mitochondria by determining the NADH substrate of the electron transfer chain that generates the mitochondrial potential for ATP synthesis. At the same time, the intensity of metabolic processes and mitochondrial activity in cells of different regions of the brain differs. We studied the rate of formation and pool of NADH b using fluorescence spectroscopy in rat neural tissue in five regions: the cortex, midbrain, hippocampus, cerebellum, and stem. According to the results of the study, the rate of synthesis and the total concentration of NADH in the tissues of these areas of the brain significantly differ. The obtained data will probably help to explain to some extent the selectivity of various parts of the Central nervous system in the development of neurodegeneration.

КОМПЛЕКСНАЯ ОЦЕНКА ОКИСЛИТЕЛЬНОГО СТРЕССА В ТКАНЯХ ОТДЕЛОВ ГОЛОВНОГО МОЗГА КРЫС ПО СОДЕРЖАНИЮ ВОССТАНОВЛЕННОГО ГЛУТАТИОНА И СКОРОСТИ ПРОДУКЦИИ АКТИВНЫХ ФОРМ КИСЛОРОДА

¹Тагунов П.А., ¹Микенькина М.А., ¹Винокуров А.Ю., ^{1,2}Абрамов А.Ю.

¹Федеральное государственное бюджетное образовательное учреждение высшего образования «Орловский государственный университет имени И.С. Тургенева», г. Орел, pavel.tagunov@tuta.io,

²UCL Queen Square Institute of Neurology, London, a.abramov@ucl.ac.uk

Ключевые слова: активные формы кислорода, эндогенные антиоксиданты, окислительный стресс, митохондриальная дисфункция

Аннотация. Активные формы кислорода (АФК) в последнее время привлекают пристальное внимание ученых. Являясь необходимыми для реализации множественных биологических процессов при физиологических концентрациях АФК в условиях сверхпродукции могут быть причиной развития ряда патологий, среди которых значительное место занимают нейродегенеративные заболевания. Исследование такой взаимосвязи возможно только на основе комплексной оценки уровня окислительного стресса в тканях головного мозга, включающей определение скорости продукции АФК и содержание эндогенного антиоксиданта восстановленного глутатиона.

Активными формами кислорода (АФК) называют совокупность взаимопревращающихся реакционноспособных радикалов кислорода, большинство из которых имеет короткое время жизни. С точки зрения последовательности образования различают три типа АФК: 1) первичные (индуцированные), к которым относят супероксиданион и оксид азота; 2) вторичные, являющиеся продуктом атаки первичными АФК других молекул. К ним относят гидроксильный радикал, пероксинитрит-анион, а также радикалы липидов; 3) третичные, образующиеся в реакциях соединения вторичных радикалов с молекулами легко окисляемых соединений [1].

Общепринято рассматривать АФК как вещества с высокой биологической активностью. В целом, они выступают регуляторами апоптоза, обновления биологических мембран, участвуют в процессах старения организма, клеточной сигнализации, в стимуляции клеточного деления, принимают участие в реакции организма на образование злокачественных опухолей, в развитии иммунных процессов [1]. Так, например, NO является нейромедиатором и выступает в роли регулятора сосудистого тонуса, расслабляя гладкую мускулатуру сосудов, а также снижает агрегацию тромбоцитов и адгезию нейтрофилов к эндотелию [2]. Образующийся из пероксида водорода и хлорид-ионо под действием фермента миелопероксидазы слюны гипохлорит-ион реагирует с аминогруппами белков бактерий с образованием хлораминов. В реакции с супероксиданионом гипохлорит-ион способен генерировать гидроксильный радикал, обладающий наибольшей цитотоксичностью среди АФК [2]. Известно стимулируемое антигенами образование супероксидамиона под действием НАДФН-оксидазы мембран фагоцитов и его участие в нейтрализации возбудителей заболеваний [1]. Однако высокий уровень генерации АФК может приводить к негативным последствиям. К ним относятся прежде всего необратимые повреждения биомолекул (липидов, ДНК, белков) [2]. В целом, негативные процессы, протекающие при избыточном образовании в организме АФК, носят название окислительного стресса.

Необходимость регуляции содержания АФК привело к формированию комплексной стратегии с участием эндо- и экзогенных антиоксидантных агентов, к которым относят ферменты и другие вещества пептидной природы, витамины, а также ряд микроэлементов. Важнейшими представителями первой группы выступают ферменты, катализирующие реакции превращения АФК – супероксиддисмутаза (СОД), каталаза и глутатионпероксидаза [3]. Принцип действия СОД заключается в обеспечении дисмутации супероксидамиона в молекулярный кислород и перекись водорода. Последняя разлагается на воду и молекулярный кислорода под действием каталазы. Роль глутатионпероксидазы заключается в восстановлении пероксида водорода или органических пероксидов до воды или спирта соответственно с участием восстановленной формы глутатиона (GSH). К витаминам с антиоксидантной активностью можно отнести бета-каротин, витамин А, аскорбиновую кислоту [4, 5]. Помимо витаминов к небелковым антиоксидантам относят альфа-липоевую кислоту, проявляющую защитный эффект как в окисленной, так и восстановленной форме; коэнзим Q, который вследствие гидрофобности играет большую роль в защите мембран; мочевую кислоту, наряду с альбумином, выступающую основным антиоксидантом плазмы крови [3].

Несмотря на то, что окислительный стресс имеет отрицательное значение для всего организма в целом, сегодня выделяют ряд патологий, в развитии которых АФК выступает в качестве одного из спусковых механизмов. В частности, к ним относят нейродегенеративные заболевания (НДЗ). Это связано в том числе с тем, при сравнительно невысокой доле от массы тела (порядка 2 %) клетки центральной нервной системы потребляют около 20 % кислорода, 95 % которого в митохондриях (МХ) расходуется на дыхание, а 5 % – образование АФК [6]. В случае МХ источниками АФК могут служить электронтранспортная цепь (ЭТЦ), некоторые ферменты цикла Кребса (аконитаза, пируватдегидрогеназа и α -кетоглутаратдегидрогеназа), а также катализируемыеmonoаминооксидазой и цитохром- $b5$ -редуктазой реакции [7]. Существенное увеличение содержания АФК в клетке может приводить к изменению митохондриального мембранныго потенциала в

результате открывании Ca^{2+} -зависимой митохондриальной поры [8], что имеет место при болезни Паркинсона (БП) [9, 10], болезни Альцгеймера (БА) [11] и большого перечня других заболеваний [12]. Показано возникновение митохондриальной дисфункции при развитии заболеваний с накоплением аномально агрегированных белков – β -амилоида, тау-белка, α -синуклеина и гентингтина при БП, БА, болезни двигательных нейронов и прионной болезни [13]. Следствием развития окислительных процессов является также активация поли (АДФ-рибоза)-полимеразы, участвующей в репарации ДНК, и соответствующее снижение пула митохондриального НАДН, что, в конечном счете, ведет к снижению скорости образования АТФ и потере нейрональной активности. Такой механизм был показан в случае развития БА [11], БП [14], а также при эксайтотоксичности [15, 16]. При развитии БП окислительный стресс может стать причиной снижения транспорта глюкозы в клетку и пула НАДН и, как следствие, уменьшения интенсивности окислительного фосфорилирования и образования АТФ [20-22]. При развитии прогрессирующего супрануклеарного паралича увеличение образования АФК и снижение продуцирования АТФ является причиной уменьшения способности мезенхимальных стволовых клеток к дифференцировке [23]. Влияние окислительного стресса при дисфункции МХ показано при развитии спорадической, а также семейной формы БАС. Во втором случае это связано с мутациями в гене митохондриальной супероксиддисмутазы и, следовательно, аномальным накоплением супероксидамиона [25].

Принципиальное значение АФК для развития НДЗ делает актуальной задачу по комплексной оценке окислительного стресса в тканях головного мозга, которая может быть решена при рассмотрении вопроса с двух позиций: 1) определения уровня АФК; 2) определения уровня антиоксидантной защиты. С учетом описанного выше многообразия АФК и нейтрализующих их веществ, экспериментальный анализ всех параметров может быть весьма трудоемким. Поэтому оправданным является подход по выбору нескольких параметров оценки окислительного стресса, имеющих наибольшее значение для рассматриваемой системы.

Первым в цепи АФК в результате утечки электронов с I и III комплексов ЭТЦ генерируется супероксидамион [1]. Его количество значительно зависит от активности дыхания и изменений парциального напряжения кислорода. В дальнейшем расходование супероксидамиона может происходить по нескольким направлениям с образованием различных АФК [2]. Митохондриальный глутатион (mGSH) выступает в качестве основной линии защиты для поддержания соответствующей митохондриальной окислительно-восстановительной среды, помогая избежать или восстановить окислительные модификации, приводящие к митохондриальной дисфункции и гибели клеток. Важность mGSH основана не только на его количестве, но и на универсальности за счет химического взаимодействия с синглетным кислородом, супероксидамионом и гидроксильным радикалом; стабилизации мембранный структуры перемещением ацилпероксидов, образующихся в результате перекисного окисления липидов (ПОЛ); выполнения роли кофермента ряда ферментов, активность которых основана на изменении редокс-потенциала глутатиона; обеспечения рециклирования аскорбиновой кислоты от окисленной до восстановленной формы с помощью фермента дегидроаскорбатредуктазы [26]. Интересно, что одним из самых ранних биохимических нарушений, наблюдавшихся у пациентов с БП, является потеря общего уровня GSH, что может способствовать прогрессирующей гибели клеток. Было показано, что связанное с повреждением МХ, наблюдаемым у пациентов с БП, полное истощение GSH предшествует снижению как активности митохондриального комплекса I, так и уровня дофамина, что говорит о влиянии mGSH на эту патологию.

С нашей точки зрения, именно первичность супероксидамиона, а также весомый вклад GSH в антиоксидантную защиту клеток головного мозга могут объяснить их выбор его в качестве интегральных показателей содержания АФК и эндогенных антиоксидантов в исследуемой системе.

В настоящей работе была предпринята попытка по сравнительному комплексному анализу уровня окислительного стресса в отделах головного мозга крыс по параметрам скорости продукции супероксидамиона и содержания GSH. Для этого в качестве объектов исследования выступали срезы среднего мозга, коры, гиппокампа и мозжечка головного мозга крыс линии Wistar (самцы возрастом 2 месяца). Исследования соответствовали этическим нормам по гуманному обращению с животными и одобрены Этическим комитетом Орловского государственного университета имени И.С. Тургенева (протокол № 18 от 21.02.2020). Для обеспечения максимального сохранения функциональности все манипуляции со срезами осуществляли в охлажденном сбалансированном растворе солей Хенкса (HBSS).

Для оценки содержания GSH использовали флуоресцентный зонд monochlorbimane (mBCl), который в результате взаимодействия с GSH приобретает способность к флуоресценции (максимум поглощения – 394 нм, максимум флуоресценции – 490 нм). При проведении эксперимента срезы выдерживали в течение 30 мин в HBSS, содержащим mBCl в концентрации 2 мкМ, после чего переносили в лунку предметного стекла, куда приливали свежий HBSS. В трех точках среза проводили фиксацию уровня флуоресценции с помощью установки, схема которой приведена на рисунке 1. Анализ результатов проводили с учетом прямопропорциональной зависимости между интенсивностью флуоресценции и содержанием GSH в образце.

Для оценки скорости продукции супероксидамиона использовали флуоресцентный зонд dihydroetidium (dHE), который при взаимодействии с супероксидамионом образует продукт, приобретающий в результате интеркаляции в ДНК способность к флуоресценции (максимум поглощения – 500 нм, максимум эмиссии – 590 нм). При выполнении эксперимента срезы помещали в лунку предметного стекла, куда также приливали свежий

HBSS. С помощью установки, схема которой приведена на рисунке 1, в течение 3 мин проводили запись последовательности кадров с интервалом в 1 с для определения базового уровня флуоресценции. Затем в лунку вносили раствор dHE для обеспечения рабочей концентрации 300 мкМ и продолжали запись последовательности кадров в том же режиме в течение еще 3 мин. При обработке с помощью специального программного обеспечения были получены кривые изменения уровня флуоресценции, по которым определяли скорость прироста флуоресценции продукта окисления dHE, прямопропорциональную скорости образования супероксидамиона. Для расчета использовали начальный участок кривой возрастания флуоресценции, полученный в условиях избытка dHE в измерительной ячейке.

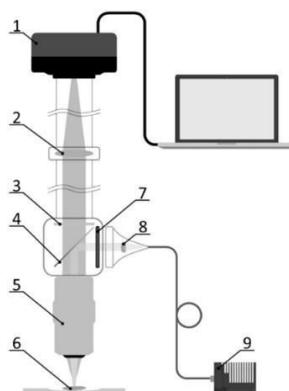


Рисунок 1 – Схема экспериментальной установки для измерения флуоресценции:

1 – ПЗС-камера 340M-USB; 2 – линза $f=200$ мм; 3 – длинноволновый светофильтр FGL455 для возбуждения на 365 нм либо FGL495 для возбуждения на 455 нм; 4 – дихроичный фильтр MD416 для возбуждения на 365 нм либо MD480 для возбуждения на 455 нм; 5 – планарный апохроматический объектив Mitutoyo M Plan APO 5X; 6 – образец; 7 – светофильтр MF445-45 для выделения полосы возбуждения на 455 нм; 8 – коллиматор Thorlabs CVH100-COL с линзой LB1945-A; 9 – источник излучения BDL-SMN-375 для регистрации флуоресценции продукта восстановления mBCl либо M455F1 для регистрации продукта окисления dHE

На рисунках 2 и 3 приведены результаты сравнительной оценки содержания GSH и скорости продукции супероксидамиона в срезах отделов головного мозга крыс.

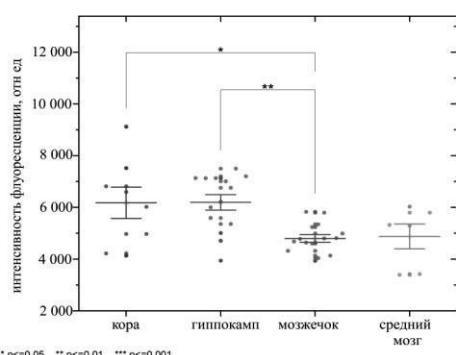


Рисунок 2 – Интенсивность флуоресценции продукта взаимодействия mBCl с GSH по отделам головного мозга крыс (значимость распределения оценивали по критерию Манна-Уитни)

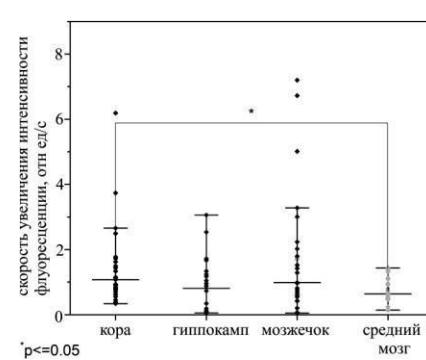


Рисунок 3 – Скорость увеличения флуоресценции продукта взаимодействия dHE с супероксидамионом по отделам головного мозга крыс

Как видно, соотношения двух рассматриваемых параметров в разных отделах головного мозга крыс различно. Если по содержанию GSH имеют место статистически значимые различия в парах «кора-мозжечок» и «гиппокамп-мозжечок» (рисунок 2), то в случае продукции супероксидамиона это отмечено только в паре «кора-средний мозг» (рисунок 3). Важно отметить, что при наибольшем уровне скорости продукции супероксидамиона в коре головного мозга отмечается и самое высокое содержание GSH. С другой стороны, наименьший уровень скорости продукции контролируемого АФК в среднем мозге наблюдается также при низком содержании эндогенного антиоксиданта. По нашему мнению, это не позволяет сделать выводы как о более высоком уровне окислительного стресса в коре головного мозга, так и о более низком – в среднем мозге, которые могли бы быть сформулированы только по результатам эксперимента с использованием dHE. Аналогичные соотношения по содержанию GSH позволяют говорить скорее о нормальном физиологическом состоянии исследуемых образцов, что можно было бы ожидать в случае исследованных в ходе эксперимента здоровых лабораторных животных.

Таким образом, совместное определение параметров содержания АФК (по скорости продукции супероксидамиона) и эндогенной антиоксидантной защиты (по содержанию GSH) позволяет проводить комплексный анализ уровня окислительного стресса в образцах мозга для цели выявления возможности развития обусловленных этим состоянием патологий.

Работа выполнена при поддержке гранта Правительства Российской Федерации для государственной поддержки научных исследований, проводимых под руководством ведущих учёных в российских образовательных организациях высшего образования, научных учреждениях и государственных научных центрах Российской Федерации № 075-15-2019-1877.

Библиографический список

1. Донцов В. И. Активные формы кислорода как система: значение в физиологии, патологии и естественном старении / В.И. Донцов и др. // Труды ИСА РАН. – 2006. – Т.19. – С. 50-65.
2. Пожилова Е.В. Активные формы кислорода в физиологии и патологии клетки / Е.В. Пожилова, В.Е. Новиков, О.С. Левченкова // Вестник Смоленской государственной медицинской академии. – 2015. – Т.14. – №2. – С. 13-22.
3. Endogenous Antioxidants: A Review of their Role in Oxidative Stress / T. Aguilar, B. Navarro, J. Perez // InTech. – 2016. – Р. 3-11.
4. Сергеев Ю. В. Принципы применения бета-каротина в дерматологии / Ю. В. Сергеев, М. О. Переверзев //Иммунопатология, аллергология, инфектология. – 2006. - №3. – С. 21-25.
5. Vitamins as Antioxidants / M. Manela-azulay [et al.] // Daily Routine in Cosmetic Dermatology. – 2016. – №2. – Р. 1-13.
6. Mechanism of neurodegeneration of neurons with mitochondrial DNA mutations / A. Y. Abramov [et al.] // Brain. – 2010. – №133. – Р. 797-807.
7. Abramov A.Y. Three distinct mechanisms generate oxygen free radicals in neurons and contribute to cell death during anoxia and reoxygenation / A.Y. Abramov, A. Scorziello, M.R. Duchen // Journal of Neuroscience. – 2007. – №27. – Р. 1129-1138.
8. Bernardi P. Mitochondrial transport of cations: Channels, exchangers, and permeability transition // Physiological Reviews. - 1999. – Vol.79, №4. – Р. 1127-1146.
9. The mitochondrial permeability transition pore: Channel formation by F-ATP synthase, integration in signal transduction, and role in pathophysiology / P. Bernardi [et al.] // Physiological Reviews. – 2015. – №95. – 1111-1155.
10. Cozzolino M. Mitochondrial dysfunction in ALS / M. Cozzolino, M.T. Carrì // Progress in Neurobiology. – 2012. – №97. – Р. 54-66.
11. Abeti R. Beta-amyloid activates PARP causing astrocytic metabolic failure and neuronal death / R. Abeti, A. Abramov, M. Duchen // Brain. – 2011. – №134. – Р. 1658-1672.
12. Mitochondrial hyperpolarization in iPSC-derived neurons from patients of FTDP-17 with 10+16 MAPT mutation leads to oxidative stress and neurodegeneration / N. Esteras [et al.] // Redox Biology. - 2017. – №12. – Р. 410-422.
13. Vossius C. Parkinson's disease and nursing home placement: the economic impact of the need for care / C. Vossius, O.B. Nilsen, J.P. Larsen // European Journal of Neurology. – 2009. – №16. – Р. 194-200.
14. PINK1-Associated Parkinson's Disease Is Caused by Neuronal Vulnerability to Calcium-Induced Cell Death / S. Gandhi [et al.] // Molecular Cell. – 2009. – №33. – Р. 627-638.
15. Duan Y. Ca²⁺-dependent generation of mitochondrial reactive oxygen species serves as a signal for poly (ADP-ribose) polymerase-1 activation during glutamate excitotoxicity / Y. Duan, R.A. Gross, S. Sheu // The Journal of Physiology. – 2007. – №585. – Р. 741-758.
16. Abramov A.Y. Mechanisms underlying the loss of mitochondrial membrane potential in glutamate excitotoxicity / A.Y. Abramov, M.R. Duchen // Biochimica et Biophysica Acta – Bioenergetics. - 2008. – №1777. – Р. 953-964.
17. PINK1 cleavage at position A103 by the mitochondrial protease PARL / E. Deas [et al.] // Human Molecular Genetics. – 2011. – №20. – Р. 867-879.
18. Cell metabolism affects selective vulnerability in PINK1-associated Parkinson's disease / Z. Yao [et al.] // Journal of Cell Science. – 2011. – №124. – Р. 4194-4202.
19. Mitochondrial dysfunction in Parkinsonian mesenchymal stem cells impairs differentiation / P.R. Angelova [et al.] // Redox Biology. – 2018. – №14. – Р. 474-484.
20. Esteras N. Nrf2 activation in the treatment of neurodegenerative diseases: A focus on its role in mitochondrial bioenergetics and function / N. Esteras, A.T. Dinkova-Kostova, A.Y. Abramov // Biological Chemistry. – 2016. – №397. – Р. 383-400.
21. Shibata N. Transgenic mouse model for familial amyotrophic lateral sclerosis with superoxide dismutase-1 mutation // Neuropathology. – 2001. – №21. – Р. 82-92.
22. Толпигина О. А. Роль глутатиона в системе антиоксидантной защиты (обзор) // Бюллетень ВСНЦ СО РАМН. – 2012. - №2. – С. 178-180.

**COMPREHENSIVE ASSESSMENT OF OXIDATIVE STRESS IN RAT BRAIN TISSUES BASED
ON THE CONTENT OF REDUCED GLUTATHIONE AND THE RATE OF
PRODUCTION OF REACTIVE OXYGEN SPECIES**

¹Tagunov P.A., ¹Mikenkina M.A., ¹Vinokurov A.Yu., ^{1,2}Abramov A.Yu.

¹Orel State University named after I.S. Turgenev, Orel, pavel.tagunov@tuta.io,

²UCL Queen Square Institute of Neurology, London, a.abramov@ucl.ac.uk

Key words: reactive oxygen species, endogenous antioxidants, oxidative stress, mitochondrial dysfunction
Annotation. Reactive oxygen species (ROS) have recently attracted the attention of scientists. Being necessary for the implementation of multiple biological processes at physiological concentrations of ROS in the conditions of overproduction can cause the development of a number of pathologies, among which a significant place is occupied by neurodegenerative diseases. The study of this relationship is possible only on the basis of a comprehensive assessment of the level of oxidative stress in brain tissues, including the determination of the rate of ROS production and the content of the endogenous antioxidant reduced glutathione.

**ИССЛЕДОВАНИЕ СОДЕРЖАНИЯ МИХОНДРИАЛЬНЫХ ФОРМ НАДН В ТКАНЯХ ОТДЕЛОВ
ГОЛОВНОГО МОЗГА КРЫС**

¹*Серёгина Е.С., ¹Волтов А.А., ¹Ветров И.А., ¹Шуплецов В.В., ¹Брянская Е.О., ^{1,2}Абрамов А.Ю.

¹Лаборатория клеточной физиологии и патологии, ФГБОУ ВО «Орловский государственный университет имени И.С. Тургенева», г. Орел, *e.s.seryogina@gmail.com,

²UCL Queen Square Institute of Neurology, London

Ключевые слова: митохондриальные формы НАДН, ткани головного мозга, модельные животные, оптическая визуализация, нейродегенеративные заболевания

Аннотация. На сегодняшний день нейродегенеративные заболевания (НДЗ) занимают одно из лидирующих мест среди заболеваний по всему миру и главной проблемой их ранней диагностики является сложность и необратимость процессов, которым подвержены нейрональные клетки в головном мозге после нарушения энергетического баланса дыхательной цепи митохондрий. Целью работы является изучение динамики изменения содержания митохондриальных форм НАДН в тканях различных отделов головного мозга. Результаты данной работы лягут в основу разработки путей восстановления параметров митохондриальной биоэнергетики для реализации ранней диагностики и лечения НДЗ.

На сегодняшний день нейродегенеративные заболевания (НДЗ) занимают одно из лидирующих мест среди заболеваний по всему миру. Данная патология приводит к значительным нарушениям в организме человека, которые в первую очередь сказываются на качестве жизни. Главной проблемой НДЗ является отсутствие ранней диагностики, из-за сложности и необратимости процессов, которым подвержены нейрональные клетки в головном мозге [1,2].

Известно, что развитие НДЗ обусловлено нарушением нормальной работы митохондрий. К основным проявлениям митохондриальной дисфункции относят снижение синтеза АТФ, продукцию активных форм кислорода, активизацию механизмов программируемой гибели клетки, аутофагию и некрозоподобные изменения [3–5]. Следствием этих процессов являются подавление энергетических процессов в нейронах, повреждение свободными радикалами мембранных структур клеток, гибель функциональных нервных клеток и др. К тому же, нарушения, вызванные НДЗ, снижают работоспособность отдельно взятых частей дыхательной цепи митохондрий. Так, комплекс I и комплекс III повреждаются при болезнях Паркинсона и Гентингтона, комплекс III – при болезнях Паркинсона и Альцгеймера, комплекс IV перестает полноценно функционировать при болезни Альцгеймера. Стоит отметить, что из-за нарушения работы одного комплекса происходит сбой работы всей дыхательной цепи.

Окисление НАДН комплексом I происходит на внутренней стороне мембранных, а в матриксе в результате цитратного цикла и β -окисления происходит восстановление НАД. В матриксе протекают восстановление O_2 и образование АТФ. Поскольку НАДН служит донором электронов и водорода, он переносит их мембранным белкам внутренней митохондриальной мембранны [6]. Эти электроны используются в производстве АТФ посредством окислительного фосфорилирования.

Клеточное соотношение НАД⁺/НАДН является ключевым параметром, который отражает общее окислительно-восстановительное состояние клеток. В связи с отсутствием подходящих методов изучения долгое время считалось, что основная функция молекулы НАД заключается в ее участии в клеточных процессах энергетического обмена. Но оказалось, что функции этой молекулы гораздо разнообразнее и затрагивают широкий спектр проблем. От соотношения НАД⁺/НАДН зависят многие важные клеточные процессы, в том числе клеточная смерть [7,8], экспрессия некоторых генов [9–11] и др. Другим немаловажным вопросом является транспорт НАД⁺ и НАДН между внутриклеточными компонентами. Внутренняя мембрана митохондрий непроницаема для обоих форм НАД, в то же время в клетке происходит их постоянный обмен

между цитоплазмой и митохондриями.

Помимо всего выше сказанного, соотношение НАД⁺/НАДН регулирует работу митохондрий не только на уровне цикла трикарбоновых кислот и электрон-транспортной цепи, но и на уровне регуляции проницаемости митохондриальной мембранны[12]. В частности, НАДН может напрямую взаимодействовать и ингибиовать некоторые потенциал зависимые анионные каналы, контролирующие транспорт некоторых анионов, регулируя тем самым активность всей органеллы[13,14]. Кроме того, соотношение НАД⁺/НАДН также является одним из важных факторов регуляции проницаемости митохондрий, критические изменения которой могут способствовать неспецифической проницаемости митохондрий [12,15]. Изменение проницаемости митохондриальной мембранны приводит к ее деполяризации, снижается синтез АТФ. На заключительной стадии из митохондрий происходит высвобождение апоптозиндуцирующего фактора и происходит гибель клетки[7,8].

Целью данной работы является изучение динамики изменения содержания митохондриальных форм НАДН при моделировании блокады дыхательной цепи в тканях различных отделов головного мозга крыс.

Для измерения содержания митохондриальных форм НАДН была собрана экспериментальная установка с лазерным источником BDL-SMN-375 (Becker&Hickl, Германия) для возбуждения флуоресценции НАДН на длине волны 375 нм. Схема установки представлена на рисунке 1. В данной системе излучение возбуждения через оптическое волокно проходит через коллиматор 5 и полосовой фильтр 4 (при использовании LEDM455F1), и далее, через светофильтр-пластины 6 и 3 и объектив 8 направляется на исследуемую область. В канале флуоресцентной визуализации обратно-отраженное излучение источника проходит через светофильтры 6 и 3, и регистрируется высокочувствительной охлаждаемой CCD-камерой DCC 3260C (Thorlabs etc, США). Поле зрения камеры на образце составляет прямоугольный участок с площадью порядка 1 мм².

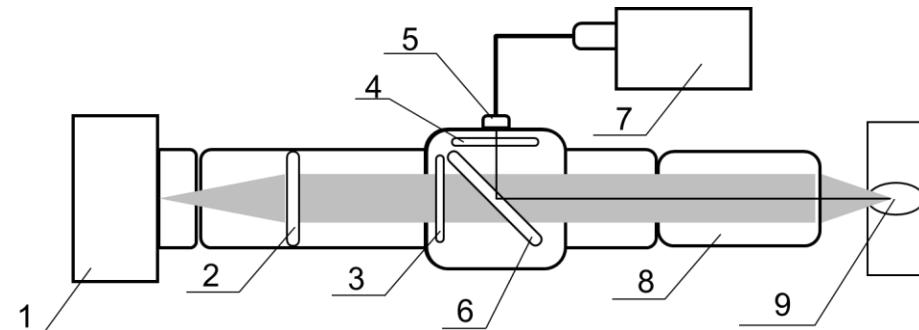


Рисунок 1 – Схема экспериментальной установки для измерения эндогенной флуоресценции в острый срезах мозга: 1 – ПЗС-камера 340M-USB (Thorlabs etc, США); 2 – линза f=200 мм (Thorlabs etc, США); 3 – длинноволновый светофильтр FGL455 (Thorlabs etc, США); 4 – светофильтр MF445-45 (Thorlabs etc, США); 5 – коллиматор Thorlabs CVH100-COL (Thorlabs etc, США) с линзой LB1945-A; 6 – дихроичный фильтр MD416 (Thorlabs etc, США); 7 – источник излучения BDL-SMN-375 (Becker&Hickl, Germany); 8 – планарный апохроматический объектив Mitutoyo M Plan APO 5X (Thorlabs etc, США); 9 – образец

В качестве объекта исследования были выбраны препараты отделов головного мозга (кора, средний мозг, мозжечок, гиппокамп) самцов крыс линии Wistar (n=2, возраст 2 месяца). Вывод животного из эксперимента и все экспериментальные работы соответствовали этическим нормам по гуманному обращению с животными и одобрены Этическим комитетом Орловского государственного университета имени И.С. Тургенева (протокол № 18 от 21.02.2020). Все процедуры по приготовлению препаратов проводились в строгом соответствии с температурным режимом и с использованием питательной среды Хенкса. После процедур приготовления, отдельный срез помещался на стекло с питательной средой, фиксировался и переносился в экспериментальную установку. Для измерения окислительно-восстановительный индекса, были использованы раствор FCCP (5 мкМ), для максимального увеличения дыхания и минимизации пула НАДН, и раствор NaCN (5 мМ), для блокировки митохондриального дыхания и максимального ответа при флуоресценции НАДН. Выбор воздействующих веществ обусловлен тем, что НАДН является донором электронов для комплекса I, и, следовательно, уровни НАДН обратно коррелируют с активностью дыхательной цепи. Проводилась запись последовательности кадров с интервалом 2 с. Первоначально регистрировался базовый уровень эндогенной флуоресценции в течении 1 минуты, затем добавление FCCP и NaCN с последующей регистрацией изменений в течении 3 минут после каждого воздействия.

Для оценки содержания митохондриальных форм НАДН, серии кадров с каждого среза были обработаны при помощи специального программного обеспечения с дальнейшей статистической обработкой. На каждом кадре выбиралось несколько точек и проводилась оценка динамики интенсивности флуоресценции в зависимости от времени путем построения графика, на котором указывались моменты времени добавления воздействующих веществ. Пример одного из графиков представлен на рисунке 2.

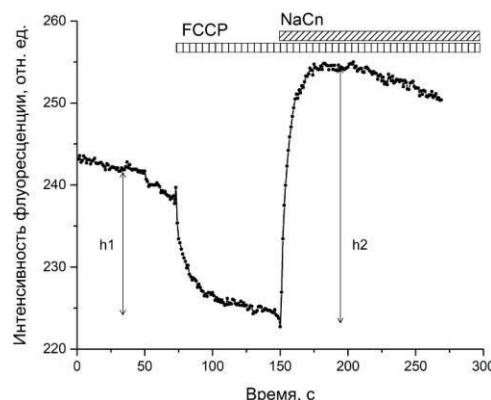


Рисунок 2 – Пример реакции среза на воздействие FCCP и NaCN

Из рисунка 2 можно заметить, что при добавлении FCCP происходит резкое снижение интенсивности флуоресценции НАДН до минимального значения, что вероятно свидетельствует о нарушении выработки АТФ митохондриями и, как следствие, об увеличении дыхания клеток. Величина $h1$ соответствует разнице флуоресценции между базовым тестом и минимальным значением после воздействия FCCP. При введении NaCN происходит обратный процесс – резкое увеличение интенсивности флуоресценции НАДН и блокировка дыхания, что ведет за собой выход на максимальный уровень флуоресценции, обусловленный переводом всего митохондриального пула кофермента в восстановленную форму. Величина $h2$ соответствует разнице флуоресценции между максимальным ответом после воздействия NaCN и минимальным значением после воздействия FCCP. Соотношение $h1/h2$ показывает долю восстановленного НАДН от общего количества кофермента, участвующего в метаболизме митохондрий.

Искомым параметром было выбрано соотношение $h1/h2$, при помощи статистического анализа была вычислена медиана выборки из серии результатов с каждого отдела головного мозга и ее процентное распределение. Значимость распределения оценивалась по критерию Манна-Уитни ($p<0,05$ и $p<0,01$). Диаграммы размаха представлены на рисунке 3.

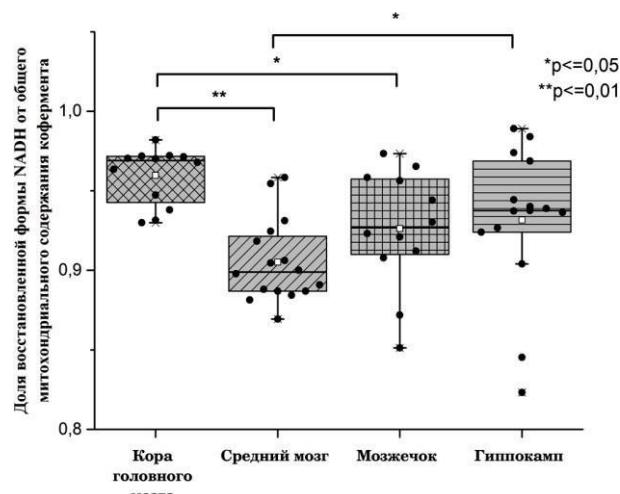


Рисунок 3 – Результаты статистической обработки измерений доли восстановленной формы НАДН от общего митохондриального содержания коферментов разных отделах головного мозга крыс

Исходя из полученных данных видно, что в различных отделах мозга доля восстановленной формы НАДН от общего митохондриального содержания кофермента статистически различна. Этот анализ позволяет выявить, что соотношение $h1/h2$ у всех исследуемых отделов мозга близко к 1, что показывает способность к достижению первоначального базового уровня содержания метаболических коферментов и нормализации работы биоэнергетических механизмов клетки. Но, исходя из рисунка 3, заметно что кора и гиппокамп обладают большими ресурсами для быстрого достижения первоначального уровня флуоресценции коферментов. Напротив, исходя из экспериментальных исследований, соотношение $h1/h2$ для среднего мозга располагается ниже остальных, что свидетельствует о малой способности клеточных механизмов к восстановлению первоначального базового уровня и, следовательно, о высоком риске нарушения биоэнергетики митохондриальных клеток, что ведет за собой предрасположенности к возникновению НДЗ.

Таким образом, изучение ответной реакции на нарушение биоэнергетического баланса клеток, различных по своей структуре и расположению в головном мозге, является перспективным для дальнейшего

развития методов ранней диагностики и терапии не только НДЗ, но и других заболеваний, связанных с нарушением энергетического обмена.

В дальнейшем, на основании полученных данных митохондриальных метаболических процессов посредством регистрации автофлуоресценции НАДН, предполагается разработка путей восстановления параметров биоэнергетики митохондрий до контрольных значений путем применения различных воздействий, способных защитить нейроны и индуцированные стволовые клетки.

Работа выполнена при поддержке гранта Правительства Российской Федерации для государственной поддержки научных исследований, проводимых под руководством ведущих учёных в российских образовательных организациях высшего образования, научных учреждениях и государственных научных центрах Российской Федерации № 075-15-2019-1877.

Библиографический список:

1. Gao J. et al. Abnormalities of mitochondrial dynamics in neurodegenerative diseases // *Antioxidants*. 2017.
2. Manole A. et al. Clinical, pathological and functional characterization of riboflavin-responsive neuropathy // *Brain. Department of Molecular Neuroscience and Neurogenetics Laboratory, UCL Institute of Neurology, Queen Square, London, WC1N 3BG, United Kingdom: Oxford University Press*, 2017. Vol. 140, № 11. P. 2820–2837.
3. Keane P.C. et al. Mitochondrial dysfunction in Parkinson's disease // *Parkinson's Disease*. 2011.
4. Dolgacheva L.P. et al. Alpha-synuclein and mitochondrial dysfunction in Parkinson disease // *Biol. Membr. Institute of Cell Biophysics of Russian Academy of Sciences, ul. Institutskaya 3, Pushchino Moscow oblast, 142290, Russian Federation: Russian Academy of Sciences*, 2017. Vol. 34, № 5. P. 4–14.
5. Agrawal M., Biswas A. Molecular diagnostics of neurodegenerative disorders // *Frontiers in Molecular Biosciences*. 2015.
6. Pollak N., Dölle C., Ziegler M. The power to reduce: Pyridine nucleotides - Small molecules with a multitude of functions // *Biochemical Journal*. 2007.
7. Alano C.C., Ying W., Swanson R.A. Poly(ADP-ribose) Polymerase-1-mediated Cell Death in Astrocytes Requires NAD⁺ Depletion and Mitochondrial Permeability Transition // *J. Biol. Chem.* 2004.
8. Alano C.C. et al. NAD⁺ depletion is necessary and sufficient for poly(ADP-ribose) polymerase-1-mediated neuronal death // *J. Neurosci.* 2010.
9. Ying W. NAD⁺/NADH and NADP⁺/NADPH in cellular functions and cell death: Regulation and biological consequences // *Antioxidants and Redox Signaling*. 2008.
10. Rutter J. et al. Regulation of crock and NPAS2 DNA binding by the redox state of NAD cofactors // *Science* (80-.). 2001.
11. Ziegler M. New functions of a long-known molecule: Emerging roles of NAD in cellular signaling // *European Journal of Biochemistry*. 2000.
12. Zoratti M., Szabó I. The mitochondrial permeability transition // *BBA - Rev. Biomembr.* 1995.
13. Green D.R., Kroemer G. The pathophysiology of mitochondrial cell death // *Science*. 2004.
14. Abeti R., Abramov A.Y. Mitochondrial Ca²⁺ in neurodegenerative disorders // *Pharmacol. Res. Department of Molecular Neuroscience, UCL Institute of Neurology, London, United Kingdom: Academic Press*, 2015. Vol. 99. P. 377–381.
15. Davidovic L. et al. Importance of poly(adp-ribose) glycohydrolase in the control of poly(adp-ribose) metabolism // *Exp. Cell Res.* 2001.

THE STUDY OF MITOCHONDRIAL NADH CONTENT IN RAT BRAIN TISSUES

^{1*}Seryogina E.S., ¹Voltov A.A., ¹Vetrov I.A., ¹Shupletsov V.V., ¹Bryanskaya E.O., ^{1,2}Abramov A.Yu.

¹ Cell Physiology & Pathology Laboratory, Orel state University named after I. S. Turgenev, Orel,

*e.s.seryogina@gmail.com,

² UCL Queen Square Institute of Neurology, London

Keywords: mitochondrial forms of NADH, brain tissue, model animals, optical visualization, neurodegenerative diseases

Annotation. Today, neurodegenerative diseases (NDZ) occupy one of the leading places among diseases around the world and the main problem of their early diagnosis is the complexity and irreversibility of the processes that affect neuronal cells in the brain after a violation of the energy balance of the respiratory chain of mitochondria. The aim of this work is to study the dynamics of changes in the content of mitochondrial forms of NADH in the tissues of various parts of the brain. The results of this work will form the basis for the development of ways to restore the parameters of mitochondrial bioenergetics for the implementation of early diagnosis and treatment of PD.

АКТУАЛЬНОСТЬ РЕГИСТРАЦИИ ВЫЗВАННЫХ ПОТЕНЦИАЛОВ В КЛИНИЧЕСКОЙ ПРАКТИКЕ

Антипушина Е.С., Некрасова Ю.Ю.

Федеральное государственное бюджетное образовательное учреждение высшего образования «Московский авиационный институт» (национальный исследовательский университет), г. Москва,
ksaxon@inbox.ru

Ключевые слова: метод вызванных потенциалов, инструмент исследования фундаментальных аспектов сенсорной физиологии

Аннотация. Метод вызванных потенциалов широко распространен в клинической практике. Это особенно актуально в случаях обследования детей, больных с нарушениями сознания, а также при диагностике инвалидизирующих поражений центральной нервной системы (опухоли головного мозга, рассеянный склероз, демиелинизирующие заболевания, инсульт, последствия черепно-мозговой травмы). Кроме того, метод представляет большой интерес как инструмент для изучения фундаментальных аспектов сенсорной физиологии. В статье описана процедура регистрации соматосенсорных вызванных потенциалов, а также недостатки метода, устранение которых (техническое усовершенствование) имеет важное значение для дальнейшей перспективы использования.

Метод вызванных потенциалов (ВП) применяют для исследования функции сенсорных систем мозга и изучения когнитивных функций. Широкое распространение метода ВП в клинической практике связано с возможностью получить более точную информацию о состоянии сенсорных систем пациента (зрения, слуха и осязания), не опираясь на его словесное описание и жалобы. Данный аспект особенно актуален в случае обследования детей и больных с нарушениями сознания. Вместе с тем метод ВП эффективен для ранней диагностики таких инвалидизирующих поражений центральной нервной системы (ЦНС) как опухоль головного мозга, рассеянный склероз, демиелинизирующие заболевания, а также позволяет определить прогноз неврологических расстройств при инсульте и последствиях черепно-мозговой травмы [1].

Исследование ВП мозга осуществляется путем регистрации электрических ответов мозга на стимул. Различают следующие виды стимулов: 1) внешние стимулы - зрительный, слуховой, чувствительный; 2) внутренние, связанные с ожиданием, опознанием, принятием решения и инициацией двигательного ответа [2, 3].

Приемы выделения электрических ответов схожи с приемами радиолокации, которые используют для обнаружения слабых сигналов на шумовом фоне. Впервые методика детектирования сигналов мозга была использована в Англии в 50-х годах. Позднее американский ученый Джюст показал возможность регистрации ответов от структур мозга на поверхности головы – от слуховых стволовых ядер. В первую очередь это заинтересовало аудиологов. В дальнейшем данное открытие привлекло внимание нейрофизиологов, неврологов и нейрохирургов, поскольку появилась технология, позволяющая неинвазивно получать информацию о состоянии глубинных стволовых структур мозга.

Одним из видов ВП, вошедшим в клиническую практику, являются *соматосенсорные ВП* (ССВП). Данный вид потенциалов выделяется на скальпе при электрической или тактильной стимуляции различных нервов. Различают длиннолатентные и коротколатентные ССВП. Длиннолатентные потенциалы в настоящий момент находятся на стадии исследовательских разработок и не используются в клинической практике, вследствие чего гораздо бо льшее внимание уделяют коротколатентным ССВП [2].

Так, например, возможна регистрация коротколатентных потенциалов ССВП (КССВП) от верхних конечностей. КССВП при стимуляции верхних конечностей используют для диагностики рассеянного склероза, поражений плечевого нервного узла, травматических повреждений плечевого сплетения, повреждений шейных отделов спинного мозга, комы и смерти мозга, а также при оценивании нарушений сенсорных чувствительных функций и мониторировании состояния мозга и сенсорной коры. Стимуляция периферических нервов происходит чрезкожно, причем электрод устанавливается на коже над выбранным нервом. Наиболее отчетливые сигналы можно наблюдать при стимуляции срединного нерва. Обычно для выделения сигнала используется биполярная стимуляция монофазным прямоугольным импульсом тока с длительностью 100-300 мкс. При этом электрод фиксируют на запястье [1]. Частота стимуляции выбирается равной 3-5 Гц [3].

КССВП возможно снимать и с нижних конечностей. В клинической практике ССВП, снятые с большеберцового нерва, применяют при диагностике рассеянного склероза, оценивании травматических повреждений спинного мозга и нарушений сенсорных чувствительных функций у истерических больных, невропатии, позволяют осуществить мониторинг состояния мозга и сенсорной коры и пр. Метод регистрации аналогичен записи КССВП с верхних конечностей с той же частотой стимуляции и длительность импульса тока 100-300 мс. В данном случае наиболее четкие ответы регистрируются при стимуляции большеберцового нерва (фиксация электрода осуществляется на внутренней части лодыжки) [1].

Было установлено, что на параметры КССВП оказывает влияние следующие факторы: рост, возраст, гендерное различие, температура тела, наркоз и уровень сознания. Необходимо отметить, что ряд авторов выявляют прямую корреляционную зависимость амплитуды и латентности КССВП от показателей роста и возраста [2]. При этом влияния температуры тела, сна, наркоза и уровня сознания минимальны.

Таким образом, регистрация вызванных потенциалов востребована в клинической практике поскольку позволяет диагностировать тяжёлые заболевания ЦНС на ранней стадии. Однако методы по-прежнему нуждаются в совершенствовании. Существенным недостатком регистрации ССВП является необходимость их усреднения. Ответ ЦНС занимает от 30 секунд до 3-х минут. Задержка сбора данных и обнаружения изменений замедляет процесс внедрения корректирующих мер со стороны хирургов. Кроме того, в настоящий момент не осуществляется регистрация ответов кортикоспинального тракта, а только фиксируется информация о целостности спинного мозга и его задних столбов [4]. Также затрудняет процесс считывания сигнала наличие рубцов и шрамов на коже пациента. Тем не менее, метод представляет большой интерес как инструмент исследования фундаментальных аспектов сенсорной физиологии [1,2].

Библиографический список

1. Muengtaweepongsa S. General Principles of Somatosensory Evoked Potentials, 2019 Ссылка активна на 31.03.2020: <https://emedicine.medscape.com/article/1139906-overview#a1>
2. Гнездецкий В.В. Вызванные потенциалы мозга в клинической практике. М.: МЕДпресс-информ; 2003.
3. Passmore S.R., Murphy B., and Lee T.D. The origin, and application of somatosensory evoked potentials as a neurophysiological technique to investigate neuroplasticity, 2014. Ссылка активна на 31.03.2020: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC4025087/>
4. Park J.H., Hyun S.J. Intraoperative neurophysiological monitoring in spinal surgery, 2015. Ссылка активна на 31.03.2020: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC4568525/>

RELEVANCE OF EVOKED POTENTIALS REGISTRATION IN CLINICAL PRACTICE

Antipushina E.S., Nekrasov Yu.Yu.

Moscow Aviation Institute (National Research University), Moscow, ksaxon@inbox.ru

Keywords: evoked potentials method, a tool for research of fundamental aspects of sensory physiology

Annotation. The method of evoked potentials is widely used in clinical practice. This is especially true in cases of examination of children with impaired consciousness, as well as in the diagnosis of disabling lesions of the Central nervous system (brain tumors, multiple sclerosis, demyelinating diseases, stroke, the consequences of traumatic brain injury). In addition, the method is of great interest as a tool for studying fundamental aspects of sensory physiology. The article describes the procedure for registering somatosensory evoked potentials, as well as disadvantages of the method, the elimination of which (technical improvement) is important for the future prospects of use.



МЕДИКО-ДЕМОГРАФИЧЕСКАЯ ОБСТАНОВКА ВО ВЛАДИМИРСКОЙ ОБЛАСТИ

Буренков В.Н., Сушкова Л.Т.

«Владимирский государственный университет имени Александра Григорьевича и Николая Григорьевича Столетовых», г. Владимир, ludm@vlsu.ru

Ключевые слова: население, здоровье, демография, мониторинг

Аннотация. В докладе рассматривается состояние медико-демографической ситуации в Российской Федерации. Владимирской области на период 1999-2018. Население Владимирской области за период 1990-2018 годов сократилось почти на 300 тысяч человек. Рождаемость населения за 1981-2018 годы (в пересчете на 1000 населения) снизилась с 14 до 9, а смертность возросла с 6,5 до 16. Число родившихся в период с 2008 по 2018 год сократилось почти на 2,5 тысячи. Сложившаяся проблема заболеваемости и смертности населения по ряду нозологических форм, а также значительные колебания этих показателей по различным территориям Владимирской области подтверждают необходимость разработки и внедрения региональной системы мониторинга состояния здоровья населения. Сформулированы цели мониторинга, основные этапы и мероприятия по развитию и созданию региональной системы мониторинга здоровья населения.

Введение. Медико-демографические показатели населения Владимирской области на протяжении ряда лет являются одними из наиболее неблагополучных как в ЦФО, так и по России в целом. С 1990 года численность населения Владимирской области сократилось на 15,8%. Общая смертность населения за последние годы более чем на 20% превышает показатель по России, значительно превышая аналогичный показатель и по ЦФО. Такое же положение отмечается и по основным классами болезней.

В ближайшие годы улучшение ситуации ожидать трудно, поскольку Владимирская область вступила в очередной демографический провал (третий послевоенный, усиленный кризисными явлениями 90-х годов) и количество населения fertильного возраста, на которое приходится основное количество рождаемых детей

сокращается. Учитывая высокие показатели общей смертности, очевидно, что естественная убыль населения уменьшаться не будет. В то же время процент врачей предпенсионного и пенсионного возраста увеличивается.

Несмотря на то, что причины кризисных явлений в медико-демографической обстановке были заложены десятилетия назад, негативные оценки деятельности как отдельных врачей и медицинских учреждений, так и Департамента здравоохранения и Администрации Владимирской области неизбежны.

В связи с этим разработка и внедрение на территории Владимирской области региональной системы мониторинга здоровья населения является актуальной и социально-значимой.

Состояние проблемы.

Численность населения Владимирской области за период 1990-2018 годы упала почти на 300 тысяч человек. Рождаемость населения Владимирской области за 1981- 2018г.г. (в показателях на 1000 населения) снизилась от 14 до 9, а смертность увеличилась от 6,5 до 16. Число родившихся за период с 2008 по 2018 г. снизилось от 15176 чел. до 12 616 чел. (почти на 2,5 тысячи).

Проведением разведочного ретроспективного клинико-эпидемиологического анализа заболеваемости (1999-2018г.г.) и смертности (1990-2018г.г.) населения по данным официальной отчетности установлены значительные колебания, как по средне-многолетним показателям, так и по темпам роста (снижения) по различным территориям Владимирской области, даже имеющим относительно равные половозрастные характеристики населения и уровень оказания медицинской помощи.

Например, среднемноголетний показатель **общей смертности** населения за период 1990-2018 г.г. по Меленковскому району на 40% выше аналогичного показателя по Сузdalскому району; Гусь-Хрустальному району на 17% выше аналогичного показателя по Муромскому району. За 19 лет (1999-2017) среднемноголетний показатель **общей заболеваемости** по Гусь-Хрустальному району почти в 2 раза (1,96) выше аналогичного показателя по Александровскому району.

Среднемноголетние показатели **заболеваемости органов дыхания** за 19 лет показывают, что в Ковровском районе этот показатель в 2 раза выше, чем в Александровском районе.

Среднемноголетний показатель заболеваемости **системы кровообращения** за 19 лет по Гусь-Хрустальному району в 2 раза (1,99) выше аналогичного показателя по Александровскому району.

Среднемноголетний показатель заболеваемости **инфарктом миокарда** по Кольчугинскому району в 1,8 раза выше аналогичного показателя по Вязниковскому району.

Сложившееся неблагополучие по заболеваемости и смертности в отношении ряда нозологических форм, а также значительные колебания по этим показателям по различным территориям Владимирской области подтверждают необходимость разработки и внедрения региональной системы мониторинга здоровья населения, а также проведения дополнительных исследований клинико-эпидемиологических особенностей неинфекционной патологии, с использованием современных информационно-аналитических технологий и методов доказательной медицины.

Решение проблемы

Вопрос организации медико-экологического мониторинга здоровья населения поднимался в России, начиная с периода перестройки, неоднократно. В некоторых регионах России были реализованы пилотные проекты. Но системного подхода и решения этой проблемы так и не было реализовано по ряду причин, в том числе финансовых.

Цели мониторинга:

- проведение ретроспективного (не менее чем за 20 лет) разведочного клинико-эпидемиологического анализа заболеваемости и смертности населения;
- разработка и внедрение оперативного слежения за уровнем заболеваемости с целью принятия экстренных мер профилактики;
- определение групп, времени и территорий риска;
- разработка и внедрение мониторинга по наиболее актуальным нозологическим формам;
- разработка на основе данных мониторинга лечебно-профилактических, организационных и реабилитационных мероприятий в отношении групп риска.

Региональная система должна включать в себя такие подсистемы мониторинга, как: ургентной заболеваемости, заболеваемости детского населения, заболеваемости взрослого населения и смертности населения. На основании анализа полученных от указанных подсистем данных должны приниматься управленические решения: организационные, лечебно-профилактические и реабилитационные.

В последнее время Минздравом РФ разрабатываются рекомендации по созданию региональных и муниципальных программ укрепления здоровья населения. В разработке рекомендаций принимают участие 20 территорий Российской Федерации (без Владимирской области).

Очевидно, что разработка и внедрение Региональной системы мониторинга здоровья населения в регионе имеет непосредственное отношение и к реализации федерального проекта «Укрепление общественного здоровья» Национального проекта «Демография», а на региональном уровне не только отвечает основным рекомендованным направлениям, но и имеет целый ряд преимуществ.

Субъектами мониторинга на региональном уровне являются: Департамент здравоохранения Администрации Владимирской области, Департамент образования Администрации Владимирской области и Владимирский государственный университет.

На первом этапе привлечения больших кадровых и материальных затрат не потребуется, поскольку участие основных субъектов предполагается на функциональной основе. Необходимо создание рабочей группы по сбору, обработке и анализу данных (4-5 специалистов соответствующей квалификации) и создание подразделения в структуре Департамента здравоохранения.

За последние годы рядом специалистов во Владимирской области (как в системе здравоохранения, так и в области сбора, обработки и анализа данных) разрабатывались темы, близкие к организации систем мониторинга. Были защищены ряд диссертаций, как докторских, так и кандидатских.

Основными этапами и мероприятиями по формированию системы мониторинга здоровья населения являются:

разработка «Положения о региональной системе мониторинга» и его утверждение Администрацией области;

проведение разведочного клинико-эпидемиологического анализа за 20 лет по основным нозологическим формам в разрезе районов области; разработка методических подходов по анализу медико-демографических данных;

совершенствование методических подходов по анализу медико-демографических данных и разработка методов популяционного анализа;

организация мониторинга заболеваемости (смертности) по отдельным территориям риска и по наиболее актуальным нозологическим формам;

разработка и апробация методов реабилитации групп риска, в первую очередь на примере нескольких школ.

Назрел вопрос и о создании во Владимирском государственном университете кафедры по подготовке специалистов по направлению 34.03.01 «Сестринское дело» (уровень бакалавриата). Специалисты с таким образованием будут востребованы в лечебно-профилактических учреждениях области (главные, старшие медицинские сестры больниц с квалификацией академическая медицинская сестра, медицинские статистики с высшим образованием, специалисты в области медицинских информационных технологий).

Минздрав России разработал модуль образования для специальности «сестринское дело», бакалавриат, после освоения которого медсестры смогут брать на себя основную часть функций врачей в школах. Учитывая большое количество школ в регионе, наличие лицензированных медкабинетов в них, и, практически полное отсутствие в них медицинских работников, подготовка таких специалистов не только для Владимирской области особенно актуальна.

MEDICAL AND DEMOGRAPHIC SITUATION IN THE VLADIMIR REGION

Burenkov V. N., Sushkova L. T.

Vladimir State University named after Alexander and Nikolay Stoletovs, Vladimir, ludm@vlsu.ru

Keyword: population, health, demographics, monitoring

Annotation. The report examines the state of the medical and demographic situation in the Vladimir region for the period 1999-2018. Population of the Vladimir region for the period 1990-2018 it fell by almost 300 thousand people. Birth rate of the population for 1981 - 2018 (in terms of per 1000 population) decreased from 14 to 9, and the death rate increased from 6.5 to 16. Number of births between 2008 and 2018 decreased from almost 2,5 thousand.

The current problem of morbidity and mortality in relation to a number of nosological forms, as well as significant fluctuations in these indicators for various territories of the Vladimir region areas confirm the need for development and implementation regional health monitoring system. The goals of monitoring, the main stages and activities for the development and creation of a regional health monitoring system are formulated.

МЕТАМОРФОЗЫ РОССИЙСКОГО ЗДРАВООХРАНЕНИЯ В ЭПОХУ РЕФОРМ КОНЦА ХХ И НАЧАЛА ХХI СТОЛЕТИЯ

Ильин А.И.

Петровская академия наук и искусств, г. Владимир

Ключевые слова: здравоохранение, метаморфозы, реформ, модернизация, реструктуризация, демография, перспективы

Аннотация. В статье рассматриваются проблемы российского здравоохранения и стратегические цели, поставленные Президентом по увеличению продолжительности жизни до 78 лет к 2024 году, снижению смертности, повышению рождаемости и обеспечению роста численности населения. Но именно за последние десятилетия реформа здравоохранения в России, направленная на повышение эффективности отрасли,

укрепление ее материально-технической базы, улучшение условий пребывания пациентов в медицинских учреждениях, повышение качества медицинской помощи и улучшение здоровья населения, не достигла ожидаемой цели. В процессе исцеления был нарушен древний принцип лечения пациента, а не болезни.

В соответствии с Указом Президента РФ от 07.05.2018 г. № 204 «О национальных целях и стратегических задачах развития Российской Федерации на период до 2024 года» Правительством РФ была поставлена задача повышения ожидаемой продолжительности жизни к 2024 году до 78 лет и к 2030 году до 80 лет. Для достижения указанных целевых индикаторов необходимо было существенно снизить уровень смертности и повысить рождаемость, обеспечив положительный естественный прирост населения. Однако, как показывает практика, за минувшие тридцать лет добиться дореформенных демографических показателей, в частности, во Владимирской губернии, до настоящего времени не удается и Владимирская область остается вымирающей территорией (рисунок 1).

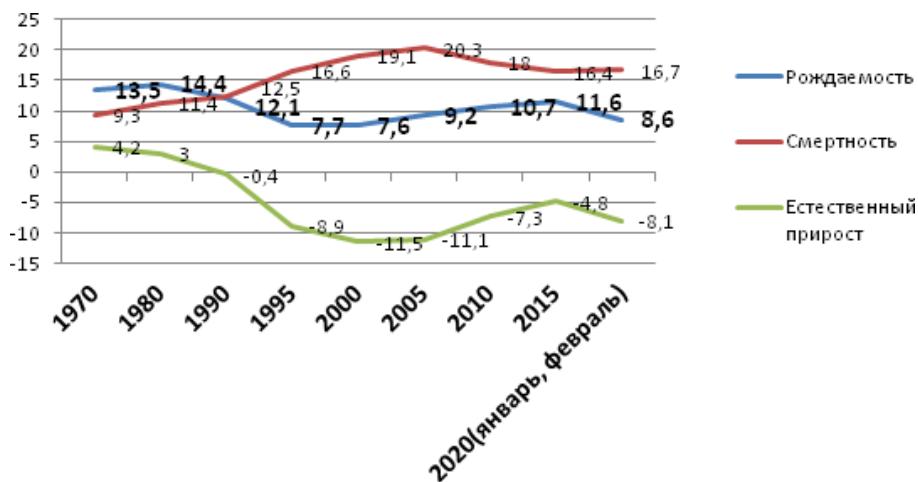


Рисунок 1 - Изменение показателей рождаемости, смертности и естественного прироста за период с 1970 по 2020 г.г.

По данным директора Института социально-экономических проблем народонаселения РАНН Н.М. Римашевской «такую демографическую турбулентность обусловили рыночные реформы, породившие неблагоприятные условия жизни, ослабление иммунной защиты населения, способствующее развитию патологических процессов...». Только за первые пять лет реформ показатели общей заболеваемости и смертности во Владимирской области обрели устойчивую тенденцию к росту: общая заболеваемость на одну тысячу населения возросла с 1597,8 (2000 г.) до 1814,5 (2005 г.), общая смертность увеличилась с 12,2 до 20,3 на одну тысячу населения (РФ 16,1). Уровень общей смертности населения Владимирской области (ВО) значительно превысил средне-российские показатели (20,3 против 16,1 на одну тысячу населения). К 2000 году в ходе проводимых реформ по социально-экономическому положению ВО была отнесена к средне-кризисным регионам, а по уровню развития человеческого потенциала (2001 г.), находилась на 61 месте среди других субъектов РФ. По данным Управления Роспотребнадзора по ВО (2006 г.) отмечалось, что существующая среда обитания населения в регионе может активно способствовать заболеваемости.

Повсеместно начавшаяся реструктуризация сети учреждений здравоохранения, ориентированная на сокращение стационарных коек круглосуточного пребывания и модернизацию амбулаторно - поликлинического звена не способствовали оздоровлению демографической ситуации. Напротив, заметно осложнилось льготное лекарственное обеспечение декретированных групп населения, годовой лимит финансирования на эти цели заканчивался в середине года и аптеки приостанавливали льготный отпуск лекарств. Нарушился синергизм в работе поликлинического врача и параклинической службы, лабораторные исследования в поликлиниках отставали по времени с момента назначения на 5-7 дней, что не способствовало своевременной и точной диагностике. Анонсированная на этапе реализации национальных проектов высокотехнологичная помощь на федеральном уровне нередко оставалась малодоступной. В СМИ не исчезали объявления о сборе средств на дорогостоящее лечение за пределами области. На фоне сокращения узких специалистов, например, гастроэнтерологов, возрастило количество обращений пациентов с желудочными кровотечениями непосредственно в скорую медицинскую помощь. Нагрузка на врачей первичного звена постоянно увеличивалась.

Анкетный скрининг, проведенный среди врачей общей практики и участковых терапевтов, отражал паническое настроение, складывающееся во врачебной среде. По материалам областного комитета государственной статистики (письмо от 21.10.2004 № 10-02-03/183) средняя зарплата в здравоохранении ВО (январь-август) составляла 3709,5 рубля, в то время как в промышленности – 5408,6 рубля. По отраслевым данным в 2003 году начинаящего терапевта составляла 1771 руб., а со стажем и высшей категорией

– 2888 руб.. Около 40 % опрошенных были готовы оставить медицинскую деятельность и перейти на любую другую, более оплачиваемую работу, даже не связанную с медициной. Выявленные тенденции настораживали, т.к. по данным департамента здравоохранения дефицит врачей составлял около 25 процентов всего штатного состава.

В период реформ произошли и другие многочисленные метаморфозы, негативно повлиявшие на состояние медицинской отрасли. В первую очередь центробежные процессы коснулись первичного звена в здравоохранении. Ликвидация крупных промышленных предприятий повлекла уничтожение сети медико-санитарных частей открытого типа. На их останках сформированные территориальные поликлиники лишились прежней финансовой и материально-технической поддержки промышленных предприятий. Граждане, работавшие на этих предприятиях, утратили возможность медицинской помощи, организованной непосредственно на прежних производствах.

Деформировалась ранее действовавшая система так называемого, сельского здравоохранения. В стройной цепочке учреждений здравоохранения – ЦРБ, сельская участковая больница, сельская врачебная амбулатория, ФАП в значительной мере были закрыты ФАПы, сельские участковые больницы и амбулатории. Нарушилась система функциональных взаимоотношений оставшихся объектов. Сельские жители, получавшие медицинскую помощь по месту проживания, вынуждены были обращаться непосредственно в ЦРБ. Доступность такой помощи существенно снизилась, а нагрузка на ЦРБ многократно возросла.

Негативно повлияла на существовавшую систему здравоохранения состоявшаяся административная реформа. Перевод медицинских учреждений сначала в муниципальную, а затем в государственную форму собственности породило множество вопросов и проблем. В новых условиях предстояло преодолеть возникающие противоречия между субъектами интеграции и создать заново приемлемые формы организационно-хозяйственного взаимодействия с местными органами власти. Субъекты интеграции столкнулись с таким явлением, как конфликт интересов. Органы местного самоуправления на основании новых законодательных актов отошли от решения тех вопросов здравоохранения, которые раньше считали своей кровной задачей.

Болезненно отразились на состоянии медицинской отрасли слияния-разъединения с такими отраслевыми ведомствами, как социальное обеспечение, медицинская промышленность и др. Не на пользу медицинской отрасли стала ликвидация Академии медицинских наук РФ, изменение статута и содержание научной практики НИИ, приписанных ранее к Академии. Калейдоскопическая смена руководства МЗ РФ препятствовала преемственности в формировании четкой, выверенной стратегии развития отрасли. С начала реформ до настоящего времени пять министров из двенадцати занимали должность не более одного года. Два министра управляли отраслью, не имея профильного медицинского образования. Их целеполагание фокусировалось, в основном, на финансово-экономических товарно-денежных отношениях в отрасли. Некоторые министры в силу личных амбиций не были заинтересованы в развитии отрасли.

На этапах перестройки, оптимизации и модернизации резко обострилась кадровая проблема. Дефицит врачей во Владимирской области составил около тысячи человек и более тысячи специалистов среднего звена. Санитарно-эпидемиологическая служба на этапе реформ дополнилась структурами, предназначенными для решения несвойственных ей задач. В субъектах федерации произошел отток профильных врачей – специалистов, особенно врачей – эпидемиологов, а образовавшиеся вакансии укомплектовались юристами и другими кадрами, не имеющими соответствующего медицинского образования. Заметно ослабли интегральные связи и конструктивное взаимодействие службы Роспотребнадзора с практическим здравоохранением. Медицинские работники все годы реформ с надеждой ожидали построения такой системы здравоохранения, принципы которой предлагали известные в России ученые, организаторы здравоохранения Комаров Ю.М., Стародубов В.И., Улумбекова Г.Э. Рошаль Л.М. и др.

В 2017 году на конгрессе «Российское здравоохранение сегодня: проблемы и пути решения» глубоко и всесторонне обсуждались вопросы технологии и тактики медицинской помощи населению. В программе Конгресса 30 октября 2017 г. ожидался доклад В.И. Стародубова на тему: « Какое здравоохранение мы строим. Стратегия организации здравоохранения». Однако, докладчик отказался от обсуждения названной темы. В результате обсуждение перспективы организации Российского здравоохранения было отложено на неопределенное время.

Спустя два года на совещании в Правительстве по модернизации первичного звена здравоохранения (Москва, 20 авг. 2019 г. - РИА Новости) из уст президента В.В. Путина прозвучала оценка реформ, коснувшихся первичного звена здравоохранения. ... "Если первичное звено здравоохранения у нас будет в том состоянии, в котором оно находится до сих пор, то количество инфарктов и инсультов не уменьшится. Потому что в первичном звене провал - вот в чем проблема".

Аналогичное признание сделала курирующий медицинскую отрасль вице-премьер Т. Голикова (25.12.19, программа «Вечер с Владимиром Соловьевым») сказав, что ... «оптимизация системы здравоохранения в России была проведена ужасно». При этом, качество и доступность медицинских услуг населению значительно ухудшились. По ее мнению в провале программы оптимизации виноваты и регионы, вводившие собственные нормативы, и центр, который не настоял на обобщенных требованиях. Глубокую, всестороннюю и достаточно полную оценку итогам реформирования Российского здравоохранения

за минувшие тридцать лет дал творческий коллектив ФГБУ «ЦНИИ организации и информатизации здравоохранения» Минздрава РФ в статье «Итоги реформирования здравоохранения» (29.12.2018, Руголь Л.В., Сон И.М., Стародубов В.И., Погонин А.В.).

Заключение. Результаты масштабного исследования позволяют сделать следующий вывод: проведенные на протяжении последних десятилетий реформы здравоохранения в РФ, направленные на повышение эффективности отрасли, укрепление ее материально-технической базы, улучшение условий пребывания пациентов в медицинских организациях, повышение качества медицинской помощи и улучшение здоровья населения не достигли ожидаемой цели. В процессе врачевания нарушился древний принцип – лечить больного, а не болезнь.

METAMORPHOSES OF RUSSIAN HEALTHCARE IN THE ERA OF REFORMS AT THE END OF THE XX CENTURY AND THE BEGINNING OF THE XXI CENTURY

Ilyin A. I.

Petrovskaya Academy of Sciences and arts, Vladimir

Keywords: healthcare, metamorphosis, reform, modernization, restructuring, demography, prospects

Annotation. The article discusses the problems of Russian healthcare and the strategic goals set by the President to increase life expectancy to 78 years by 2024, reduce the death rate, increase the birth rate and ensure population growth. But it has been for the past decades health care reform in Russia aimed at improving the sector's efficiency, strengthening its material-technical base, improvement of conditions of stay of patients in medical institutions, improving the quality of medical care and improve the health of the population has not reached the expected goal. In the process of healing, the ancient principle of treating the patient, not the disease, was violated.



ДЕЙСТВИЕ ИОНОВ ЦИНКА В УСЛОВИЯХ ЭЛЕКТРОМАГНИТНОГО ПОЛЯ НА ФУНКЦИОНАЛЬНУЮ АКТИВНОСТЬ ЛИМФОКИН-АКТИВИРОВАННЫХ КИЛЛЕРОВ

¹Лебединская О.В., ²Анисимова Н.Ю., ²Киселевский М.В.

¹ФГБОУ ВО «Пермский государственный медицинский университет имени академика Е.А. Вагнера» МЗ РФ, г. Пермь,

²ФГБУ «Российский онкологический научный центр им. Н.Н. Блохина» РАН, г. Москва

Ключевые слова: цинк, электромагнитное поле, лимфокин-активированные киллеры, функциональная активность

Аннотация. Изучалась функциональная активность лимфокин-активированных киллерных клеток (ЛАК) при воздействии электромагнитного поля в сочетании с электрофорезом ионов цинка. В качестве генератора электромагнитного поля (ЭМП) использовали автономный электростимулятор с эндогенным электрофорезом ионов цинка АЭС-Zn (НИИПП, Россия), генерирующий низкоэнергетические модулированные импульсы. Показано, что воздействие АЭС-Zn в течение 1 часа приводит к выраженному угнетению жизнеспособности опухолевых клеток. Через 3 часа инкубации с автономным генератором отмечается почти полная гибель клеток линии К-562. ЛАК в меньшей степени, чем опухолевые клетки, подвержены действию АЭС-Zn. При воздействии в течение 1 часа АЭС-Zn на ЛАК установлено снижение продукции ИЛ-2, ИЛ-10, ИЛ-12p70, ИФН γ , ФНО α и ИЛ-6, а также увеличение секреции клетками ИЛ-5 и ФНО β . При увеличении экспозиции АЭС-Zn до 3 часов в культуральной среде отмечено восстановление концентрации ИФН γ , которая, однако, остаётся в 2 раза меньше контрольных значений. В отношении изменения концентраций интерлейкинов и ФНО увеличение экспозиции АЭС-Zn на клетки приводит к усилению модулирующего эффекта ионов цинка. Учитывая различия в чувствительности к цитопатогенному действию электромагнитного поля с цинковым ионофорезом, следует определить и обосновать оптимальные режимы этих воздействий для реализации противоопухолевого действия без повреждения эффекторов иммунитета и нарушения их функциональных свойств.

В настоящее время накоплен значительный опыт практического применения миллиметровых волн в лечении многих заболеваний. Показана возможность лечебного использования данного излучения совместно с химиотерапией, ионизирующими лучами и хирургическим лечением для больных с онкологическими заболеваниями. В то же время длительное воздействие электромагнитных полей на клетки может вызвать изменения в митотическом процессе, а также опухолевый рост за счёт их стимулирующего действия. Иммунная система человека характеризуется высокой чувствительностью к электромагнитным факторам. Электромагнитные поля определённых частот способствуют восстановлению функциональной активности иммунокомпетентных клеток. Однако длительное воздействие данных факторов может подавлять активность некоторых клонов клеток иммунной системы, способствуя развитию иммунодефицитных состояний.

Известно, что дисбаланс микроэлементов в организме может явиться причиной нарушения функционирования иммунной системы. Существенное влияние на иммунную систему оказывают ионы цинка.

Так как этот минерал участвует в контроле экспрессии генов в процессе репликации и дифференцировки, то к его дефициту наиболее чувствительны клетки на ранних стадиях и фазах клеточного цикла. Кроме того, ионы цинка вовлечены в формирование чувствительности клеток к различным гормонам и факторам роста, а также усиливают клеточно-опосредованные иммунные реакции и оказывают влияние на процессы антителообразования.

Цель настоящей работы – оценка функциональной активности лимфокин-активированных киллерных клеток (ЛАК) при воздействии электромагнитного поля в сочетании с электрофорезом ионов цинка.

В качестве генератора электромагнитного поля (ЭМП) использовали автономный электростимулятор с эндогенным электрофорезом ионов цинка АЭС-Зн (НИИПП, Россия), генерирующий низкоэнергетические модулированные импульсы. Он выполнен в виде капсулы (11,5 на 22,5 мм), в которой генератор импульсов и источник питания размещены внутри, а электроды представляют собой части капсулы, изготовленной из биоинертного материала с покрытием, содержащим цинк. Данная конструкция АЭС-Зн позволяет оказывать на звесь клеток комбинированное электрическое и ионное воздействие, осуществляющее посредством эндогенного электрофореза микроэлемента.

МЛПК выделяли из стабилизированной гепарином (25 ЕД/мл) периферической крови 10 здоровых доноров на одноступенчатом градиенте фиколла плотностью 1,077 г/см³ (ПанЭко, Россия) центрифугированием при 400g в течение 30 минут. ЛАК получали из МЛПК здоровых доноров при культивировании в полной культуральной среде (ПКС) – питательной среде RPMI-1640 с 10%-ной эмбриональной телячьей сывороткой, с 2 мМ глютамина, со стрептомицином и пенициллином по 5000 МЕ/мл, с добавлением препарата интерлейкин-2 «Пролейкин» (Chiron, Голландия) в концентрации 1000 МЕ/мл. Клетки культивировали 72 часа при 37°C в атмосфере, содержащей 4,5% CO₂.

Воздействию АЭС-Зн в течение 1 или 3 часов подвергали клетки, ресусцинированные в растворе Хенкса (ПанЭко, Россия). В лунки 24-луночного планшета (Costar, США) вносили по 1,0 мл ЛАК или клеток линии миелобластного лейкоза человека К-562. В качестве контроля использовали клетки, которые не подвергали действию АЭС-Зн. Клетки инкубировали в течение 48 часов при 37°C в атмосфере с 4,5% CO₂. Затем отбирали по 200 мкл культуральной среды для последующего определения цитокинов.

Концентрацию цитокинов в культуральной среде определяли, используя набор для исследования концентрации цитокинов человека FlowCytomix human Th1/Th2 11plex BMS810 FF (Bender MedSystems, США), методом проточной цитофлюорометрии на приборе FACSCalibur Systems (Becton Dickinson, США).

Влияние изучаемого электрического поля на жизнеспособность клеток в клеточных культурах оценивали по степени угнетения митохондриальных ферментов клеток посредством МТТ-колориметрического теста, основанного на способности дегидрогеназ живых клеток восстанавливать жёлтый краситель до фиолетовых кристаллов формазана, растворимых в диметилсульфоксиде.

Воздействие ЭМП и ионов цинка на киллерную активность ЛАК оценивали в цитотоксическом МТТ-тесте. В качестве клеток-мишеней использовали клетки линии К-562. Соотношение клетки-мишени/клетки-эффекторы 1:5.

Статистическую обработку полученных данных осуществляли, используя параметрические критерии (Statistica 6.0). Достоверными считали различия при $p < 0,05$.

Результаты проведённых исследований показали, что воздействие АЭС-Зн в течение 1 часа приводит к выраженному угнетению жизнеспособности опухолевых клеток: это связано со значительным токсическим действием данных факторов. Через 3 часа инкубации с автономным генератором отмечается почти полная гибель клеток линии К-562.

ЛАК в меньшей степени, чем опухолевые клетки, подвержены действию АЭС-Зн: даже при 3-часовой экспозиции в культуре лимфокин-активированных киллеров остается 25% жизнеспособных клеток. При воздействии в течение 1 часа АЭС-Зн на ЛАК установлено статистически значимое ($p < 0,05$) снижение продукции ИЛ-2 (в 200 раз), ИЛ-10 (в 20 раз), ИЛ-12p70 (в 16 раз), ИФН γ (в 5 раз), ФНО α (в 5 раз) и ИЛ-6 (в 2 раза), а также увеличение секреции клетками ИЛ-5 (в 400 раз) и ФНО β (в 2 раза). Концентрации ИЛ-8, ИЛ-1 β и ИЛ-4 в среде культивирования и в контроле статистически значимо не различались ($p > 0,05$). При увеличении экспозиции АЭС-Зн до 3 часов в культуральной среде отмечено восстановление концентрации ИФН γ , которая, однако, остаётся в 2 раза меньше контрольных значений.

В отношении изменения концентраций интерлейкинов и ФНО увеличение экспозиции АЭС-Зн на клетки приводит к усилению модулирующего эффекта ионов цинка. Эксперименты показали статистически значимое снижение цитотоксической активности ЛАК при воздействии на них ионами цинка в ЭМП. Этот эффект имеет обратную зависимость от экспозиции: с увеличением срока инкубации снижается цитотоксическая способность ЛАК.

Анализ полученных результатов подтверждает целесообразность дальнейших исследований особенностей воздействия АЭС-Зн на опухолевые и иммунокомпетентные клетки. Учитывая различия в чувствительности к цитопатогенному действию электромагнитного поля с цинковым ионофорезом, следует определить и обосновать оптимальные режимы этих воздействий для реализации противоопухолевого действия без повреждения эффекторов иммунитета и нарушения их функциональных свойств.

THE EFFECT OF ZINC IONS IN AN ELECTROMAGNETIC FIELD ON THE FUNCTIONAL ACTIVITY OF LYMPHOKINE-ACTIVATED KILLERS

¹Lebedinskaya O.V., ²Anisimova N.Y., ²Kiselevsky M.V.

¹ E.A. Wagner Perm State Medical University, Perm,

² N N. Blokhin Scientific Russian Cancer Research Center, Moscow

Keywords: zinc, electromagnetic field, lymphokine-activated killers, functional activity.

Annotation. We studied the functional activity of lymphokine-activated killer cells (LAK) when exposed to electromagnetic fields in combination with electrophoresis of zinc ions. As a generator of electromagnetic field (EMF) are used standalone rheonome electrophoresis with endogenous zinc ions NPP-Zn (Russia), which generates low-energy modulated pulses. It is shown that the effects of NPP-Zn for 1 hour leads to a pronounced inhibition of tumor cell viability. After 3 hours of incubation with an independent generator indicated almost total loss of the cell line K-562. LAK to a lesser extent than the tumor cells are exposed to NPP-Zn. When exposed for 1 hour, NPP-Zn in the LAK established decrease in production of IL-2, IL-10, IL-12r70, IFN γ , TNF and IL-6, as well as increased secretion of IL-5 cells and TNF β . With increasing exposure NPP-Zn up to 3 hours in the culture medium had recovery of the concentration of IFN γ , which, however, remains a factor of 2 less than the control values. With regard to changes in the concentrations of interleukins and TNF increase the exposure to NPP-Zn cells leads to enhancement of the modulating effect of zinc ions. Given the differences in sensitivity to the cytopathogenic effect of the electromagnetic field with a zinc iontophoresis should identify and justify optimal modes of intervention for the implementation of an antitumor effect without damaging effector immune disorders and their functional properties.

АНАЛИЗ ПОЛИПРОГМАЗИИ В ПЕДИАТРИЧЕСКОМ СТАЦИОНАРЕ

¹Смирнова О. Н., ¹Смирнов А.А., ²Егорова С.А.

¹ФГАОУ ВПО «Северокавказский федеральный университет», г. Ставрополь,

² ГБУЗ СК «ГДКБ им. Г.К. Филиппского», г. Ставрополь, miss.smirnovaon@yandex.ru

Ключевые слова: полипрагмазия, педиатрический стационар, медикаментозная терапия

Аннотация. Много научных изданий акцентирует усиливающуюся проблему в использовании лекарственных средств (ЛС) у пациентов детского возраста. Полипрагмазия – одновременная рекомендация пациенту более 5 ЛС. Увеличение населения приводит к тому, что у пациентов данной возрастной группы возможна одновременная диагностика нескольких заболеваний, лечение которых требует заинтересованности со стороны различных специалистов, каждый из которых может назначить множество ЛС, что приводит к полипрагмазии.

Полипрагмазия встречается в фармакотерапии многих заболеваний, особенно у детей, может привести увеличению риска формирования нежелательных побочных реакций (ПР), снижению эффективности и повышению стоимости лечения[1,2,3]. Полипрагмазия бывает принужденной, когда ребенок с несколькими диагнозами вынужден одновременно получать несколько ЛС, что приводит к увеличению числа НПР[4,5]. Проблема полипрагмазии ведет к большим экономическим затратам, как для пациентов, так и в системе здравоохранения в целом.

Цель исследования: анализ возрастных групп детей, у которых наблюдалась полипрагмазия, оценка медикаментозной терапии, при наличии полипрагмазии, назначаемой педиатрами при лечении бронхолегочной патологии, инфекций мочевыводящей системы, аллергических заболеваний.

Материал и методы исследования.

В ходе исследования были проанализированы стационарные карты детей 2002–2020 гг. рождения. Для оценки медикаментозной терапии, назначаемой педиатрами при лечении бронхолегочной патологии, инфекций мочевыводящей системы, аллергических заболеваний было проанализировано 1267 эпизодов у детей, наблюдавшихся в детской больнице, педиатрическом отделении г. Ставрополь за период с 2014 по 2019 г.

Статистическую обработку данных проводили с привлечением методов параметрического и непараметрического изучения с использованием пакета Microsoft Excel. Определяли основные статистические характеристики: среднее (X), ошибку среднего (m) и стандартное отклонение (σ). Достоверность различия средних определяли по критерию Стьюдента (t) для коэффициентов вариации, уровень значимости (p) выбран менее 0,05.

Результаты и обсуждение

В исследовании принимали участие дети разных возрастных групп, вошли 1267 человек. В I группу – от 1 до 3-х лет включительно, вошли 216 человек. Группу II –4-6 лет, сформировали 204 человек. Группа III –7-10 лет, включает в себя 232 человека. Группа IV –11-14 лет, составила 301 человек. В V группу –15-18 лет, вошли 314 человек.

Также пациенты были поделены на группы в зависимости от бронхолегочной патологии, аллергической патологии, инфекции мочевыводящих путей. Распределение бронхолегочных и других заболеваний мы

определяли по следующим нозологиям, (где n - число детей): среди бронхолегочной патологии: острый бронхит ($n=362$), острые внебольничные пневмонии ($n=364$), инфекции мочевыводящей системы: острый пиелонефрит ($n=218$), аллергические заболевания – бронхиальная астма ($n=323$). К неосложненным обструктивным синдромом были отнесены эпизоды, которые в стационарных картах обозначены как острый бронхит, острые внебольничные пневмонии.

Анализ медикаментозной терапии, проводимой этим детям, показал, что специалисты-педиатры в детской больнице используют широкий спектр медикаментозных средств, оказывающих влияние при бронхолегочных заболеваниях, таких как острый бронхит: клацид, дексаметазон, беродуал, анальгин, димедрол, папаверин, дексаметазон, пульмикорт, полисорб: ($n=9,1 \pm 0,16$; $p < 0,05$), острые внебольничные пневмонии: цефтриаксон, амброксол, анальгин, димедрол, папаверин, смекта, атровент, нурофен, ксилометазолин, амикацин: ($n=10,2 \pm 0,34$; $p < 0,05$), аллергические заболевания (бронхиальная астма): синглон, спирива, вентолин, пульмикорт, цетрин, дезринит, ксилометазолин, атровент, амброксол: ($n=9,3 \pm 0,27$; $p < 0,05$), инфекции мочевыводящих путей: острый пиелонефрит: цефтриаксон, анальгин, димедрол, папаверин, диклофенак, зодак, энтерол, смета: ($n=8,1 \pm 0,17$; $p < 0,05$),

Выводы:

1. Большинство детей с полипрагмазией было от 15 до 18 лет (314 человек).
2. Детям с полипрагмазией, с диагнозом острые внебольничные пневмонии, наибольшее число ЛС по МНН было назначено: ($n=10,2 \pm 0,34$; $p < 0,05$), по сравнению с другими диагнозами, что вероятно, связано с большей распространенностью этого заболевания.

Библиографический список:

1. Балаклец Н. Р. Экспертная оценка острых бронхолегочных болезней в условиях поликлиники: Автореф. дис. ... канд. мед. наук. — М., 1982. — 18 с.
2. Лукина Т. Н. Современные подходы к терапии респираторных инфекций у детей: Автореф. дис. ... канд. мед. наук. — М., 1993. — 24 с.
3. Назарова Ф. И. Оценка антибактериальной терапии неосложненных форм ОРВИ у детей: Автореф. дис. ... канд. мед. наук. — М., 1985. — 24 с.
4. Стекольщикова И. А. Диагностические подходы и терапевтическая тактика на разных этапах течения ОРЗ: Автореф. дис. ... канд. мед. наук. — М., 1994. — 24 с.
5. Таточенко В. К., Романенко А. И., Цыгина Е. Н. Пути оптимизации лекарственных нагрузок при ОРВИ у детей // Педиатрия. — 1988. — № 7. — С. 63–68.

ANALYSIS OF POLYPRAGMASIE IN PEDIATRIC

¹Smirnova O.N., ¹Smirnov A.A., ²Egorova S.A.,

¹FGAOU VPO «North Caucasus Federal University», Stavropol,

²GBUZ SK «GDKB named after G. K. Filippsky», Stavropol, miss.smirnovaon@yandex.ru

Key words: polypharmacy, the pediatric ward, therapy

Annotation. Many scientific publications emphasize the growing problem in the use of medicines in children's patients. Polypragmasia-simultaneous recommendation to the patient of more than 5 drugs. The increase in the population leads to the fact that patients of this age group can simultaneously diagnose several diseases, the treatment of which requires the interest of various specialists, each of whom can prescribe a variety of drugs, which leads to polypragmasia.



ОЦЕНКА ВОЗРАСТНЫХ ИЗМЕНЕНИЙ ФОРМЫ ПУЛЬСОВОЙ ВОЛНЫ, РЕГИСТРИРУЕМОЙ МЕТОДОМ ФОТОПЛЕТИЗМОГРАФИИ

Лапитан Д.Г., Рогаткин Д.А.

ГБУЗ МО Московский областной научно-исследовательский клинический институт "МОНИКИ"

им. М.Ф. Владимиরского, г. Москва, lapitandenis@mail.ru

Ключевые слова: пульсовая волна, фотоплетизмография, возраст, индекс формы

Аннотация. В работе проведено исследование возрастных изменений формы пульсовой волны, регистрируемой методом фотоплетизмографии на отражение, на 32 здоровых добровольцах. Подтверждено, что с возрастом происходит затухание отраженной волны фотоплетизмограммы за счет снижения эластических свойств и тонуса сосудов. Данные изменения влияют на амплитудные и временные характеристики пульсовой волны. Разработан комплексный амплитудно-временной индекс формы пульсовой волны, не зависящий от наличия диастолического пика. Была выявлена корреляция индекса с возрастом испытуемого ($R = -0,66$).

Данный индекс может служить индикатором эластичности и тонуса сосудов периферического звена кровообращения.

Введение.

Сегодня активно развиваются оптические неинвазивные методы диагностики в медицине, в частности, состояния периферической микротоксикологии [1,2]. Одним из наиболее простых и легко реализуемых методов является фотоплетизмография (ФПГ), которая основана на регистрации изменений кровенаполнения в микрососудистом русле ткани [3]. Метод ФПГ реализуется путем зондирования ткани некогерентным оптическим излучением видимого или ближнего инфракрасного диапазона и регистрации прошедшего насквозь или обратно рассеянного от ткани сигнала, который состоит из постоянной и переменной компонент. Постоянная составляющая обусловлена поглощением света неподвижными структурами ткани и неизменным объемом крови, а переменная образуется за счет артериальных пульсаций кровотока [3]. Как правило, пульсовая волна (ПВ) выделяется из переменной компоненты ФПГ сигнала путем ее фильтрации в диапазоне частот от 0,5 до 1,5-5 Гц и инвертирования [3].

Известно, что с возрастом стенки сосудов, особенно периферического звена кровообращения, теряют свою эластичность, происходят изменения микроциркуляции крови за счет изменения тонуса сосудов, что в совокупности отражается на форме ПВ [4-7]. Сигнал оказывается разным для молодых и возрастных пациентов. Для оценки эластичности сосудов используют такие параметры, как индекс отражения (аугментации), определяемый как отношение амплитуды диастолического пика ПВ к амплитуде систолического пика, а также время отражения, определяемое как временная задержка между диастолическим и систолическим пиками [8, 9]. Однако, такой подход обладает недостатком, поскольку диастолический пик не всегда проявляется на спаде ПВ и не всегда удается точно вычислить вышеописанные индексы. Таким образом, разработка параметров формы ПВ, косвенно позволяющих оценивать состояние сосудов (эластичность, тонус, сопротивление и т.д.) и не зависящих от наличия диастолического пика, является актуальной задачей. Целью данной работы является разработка возраст-ассоциированного параметра формы ПВ при регистрации ФПГ сигнала в режиме отражения.

Материалы и методы.

Исследования были проведены при помощи разработанного ранее многофункционального прибора для неинвазивной оценки перфузии ткани кровью, работающего в режиме ФПГ [10, 11]. Прибор представляет собой небольшой электронный блок, к которому подключается оптический датчик, закрепляемый на руке или ноге обследуемого. Электронный блок подключается к компьютеру посредством интерфейса USB, что позволяет проводить цифровую обработку регистрируемых ФПГ сигналов. Внешний вид прибора и подключаемых к нему оптических датчиков представлен на рисунке 1. Для регистрации ФПГ сигнала использовался датчик со светодиодами, которые излучают свет в диапазоне длин волн изобистической точки 560-580 нм, поскольку зеленый свет наиболее чувствителен к пульсациям крови [12].

Исследования проводились в положении лежа испытуемого, на кончике указательного пальца которого крепился один из датчиков прибора. Всего было исследовано 32 здоровых человека (мужчины и женщины) без серьезных сердечно-сосудистых заболеваний, которые были поделены на три возрастные группы. Первую группу составили молодые люди в возрасте от 20 до 30 лет (средний возраст $25,2 \pm 2,2$ лет) ($n = 16$). Вторая группа состояла из людей в возрасте 30-40 лет (средний возраст $32,4 \pm 2,4$ лет) ($n = 8$). И в третью группу вошли люди в возрасте 40-70 лет (средний возраст $55,4 \pm 10$ лет) ($n = 8$).



Рисунок 1 – Внешний вид используемого прибора, подключенного к компьютеру (слева), и сменных оптических датчиков к нему (справа).

Запись сигналов проводилась в течение одной минуты, при этом ПВ выделялась из сырого сигнала путем его инвертирования и фильтрации в диапазоне частот 0,5-4 Гц при помощи фильтра Баттервортса 3-го порядка. Записанная ПВ сохранялась и далее обрабатывалась в среде LabView (National Instruments, USA) с вычислением соответствующих индексов (см. рисунок 2). Всего рассчитывалось три индекса, характеризующие форму пульсовой волны: индекс отражения (ИО), временной индекс (ВИ) и комплексный амплитудно-временной индекс (КИ).

ИО (отн. ед.) рассчитывался как отношение амплитуды отраженной волны A_2 к амплитуде прямой волны A_1 (см. рисунок 2):

$$IO = \frac{A_2}{A_1}.$$

В случае, когда отраженная волна слабая и четкого пика на спаде ПВ не наблюдалось, то A_2 определялась на одной трети от расстояния между максимумами амплитуд прямых волн.

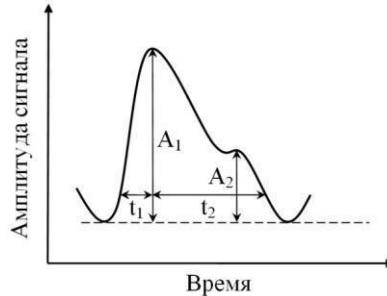


Рисунок 2 – Анализ формы пульсовой волны.

ВИ (отн. ед.) рассчитывался как отношение времени спада волны t_2 (длительность диастолы) к времени подъема t_1 (длительность систолы) и характеризует уширение ПВ:

$$VI = \frac{t_2}{t_1}.$$

Уровень, на котором вычислялись t_1 и t_2 , определялся как $0,15 \cdot A_1$.

И, наконец, КИ (отн. ед.) вычислялся как произведение амплитудного и временного индексов:

$$KI = IO \cdot VI.$$

Расчет индексов для каждого испытуемого был проведен за весь период записи и усреднен по всем импульсам.

Результаты. Анализ формы ПВ показал, что у возрастных испытуемых наблюдалась менее отчетливая отраженная волна по сравнению с молодыми. Примеры записи ПВ для молодого (27 лет) и взрослого (57 лет) мужчины представлены на рисунке 3. Как видно, у более взрослого обследуемого наблюдается менее выраженный диастолический пик и дикротический зубец, что может говорить о снижении эластичности периферических сосудов или их сниженном тонусе.

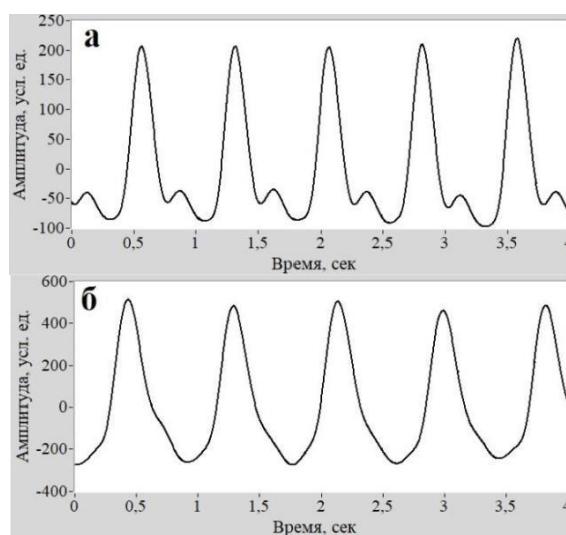


Рисунок 3 – Примеры записи пульсовой волны у мужчины 27 лет (а) и 57 лет (б).

Диаграммы распределения рассчитанных индексов ИО, ВИ и КИ по трем группам испытуемых представлены на рисунке 4. Статистическая значимость различий параметров между группами была рассчитана по непараметрическому U-критерию Манна–Уитни. Для ИО статистическая значимость была выявлена между группой 1 и группой 3 ($p = 0.0002$) и между группами 2 и 3 ($p = 0.0074$). Для ВИ была также получена статистическая значимость между группами 1 и 3 ($p = 0.0001$) и группами 2 и 3 ($p = 0.0019$). Для КИ

статистическая значимость различий была получена между всеми 3-мя группами: между группами 1 и 2 ($p = 0.0131$), 1 и 3 ($p = 0.0001$), 2 и 3 ($p = 0.0019$). Таким образом, КИ показал наибольшее различие между группами.

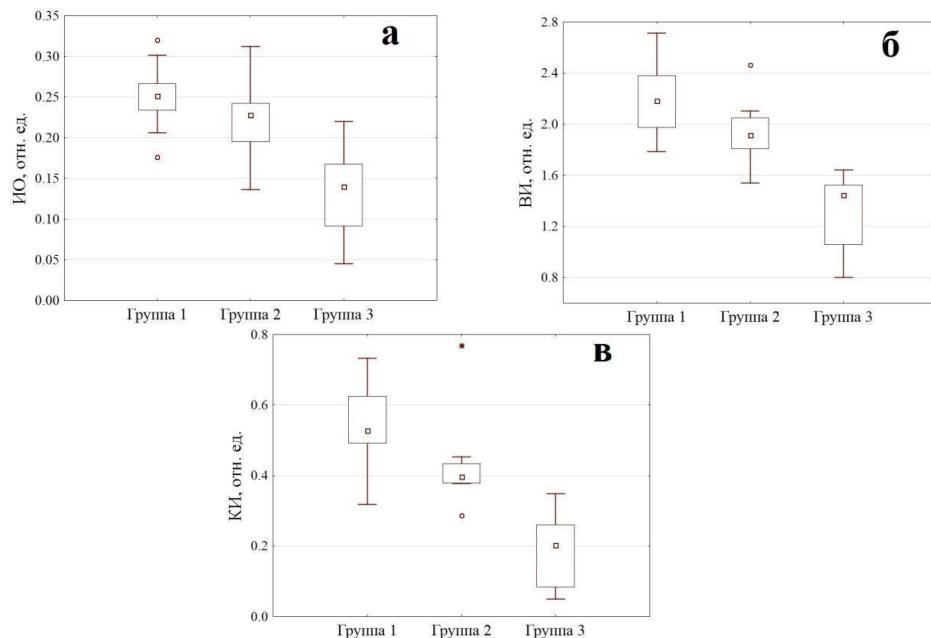


Рисунок 4 – Ящиковыe диаграммы распределения ИО (а), ВИ (б) и КИ (в) по группам испытуемых.

Интерес представляет зависимость вычисленных индексов от возраста испытуемых. На рисунке 5 представлены зависимости ИО, ВИ и КИ от возраста для всех 32-х обследуемых людей. Как видно, прослеживается четкая тенденция к уменьшению вычисляемых индексов с возрастом. Корреляция между индексами и возрастом испытуемого была рассчитана при помощи коэффициента Спирмена R. Он составил - для ИО, -0.6 для ВИ и -0.66 для КИ. Это пока говорит о невысокой корреляции и может быть объяснено либо небольшой выборкой испытуемых, либо нелинейным характером зависимости. Тем не менее, КИ показал наибольшую корреляцию с возрастом. Для более точной оценки корреляции параметров формы ПВ с возрастом необходимо проводить исследование для большего количества испытуемых и возрастных групп.

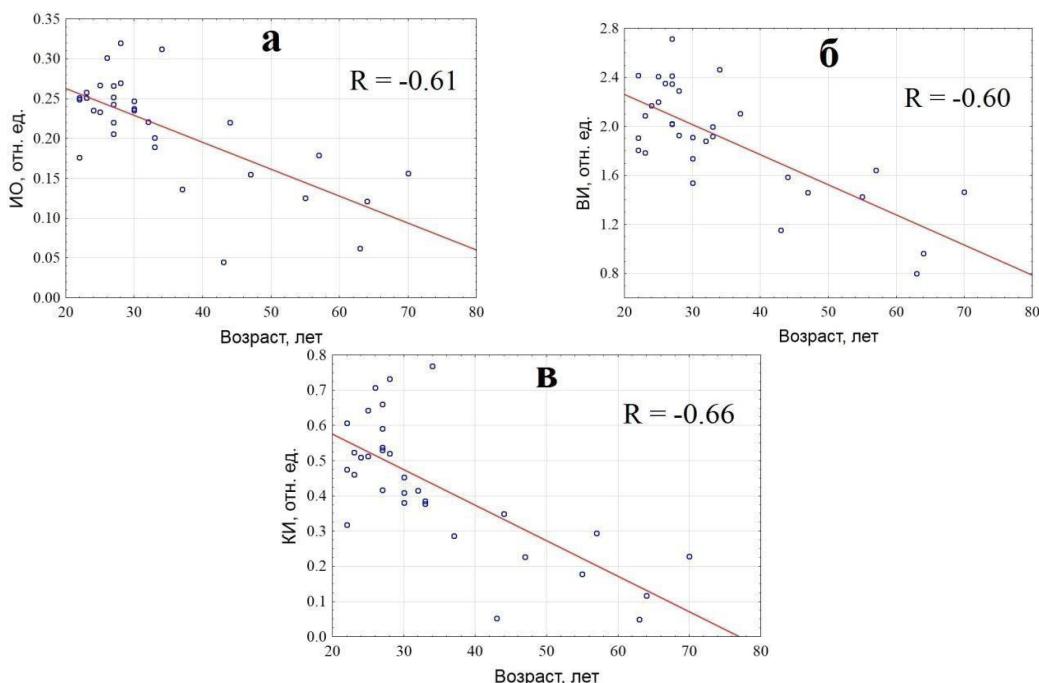


Рисунок 5 – Диаграммы рассеяния ИО (а), ВИ (б) и КИ (в) в зависимости от возраста. Красными линиями показаны аппроксимирующие кривые, уравнения которых следующие: ИО = 0.3303-0.0034*Возраст (а), ВИ = 2.7517-0.0246*Возраст (б), КИ = 0.7774-0.0101*Возраст (в). R – коэффициент корреляции Спирмена.

Заключение. Проведенное исследование подтвердило данные других авторов, что с возрастом форма ПВ меняется в сторону уменьшения амплитудной и временной характеристики диастолического пика. Оба процесса, видимо, являются следствием затухания отраженной волны с возрастом за счет снижения эластических свойств и тонуса сосудов. Амплитудный и временной параметры формы ПВ показали примерно одинаковое поведение для всех 3-х возрастных групп. Однако, временной индекс (ВИ) обладает преимуществом перед амплитудным (ИО), поскольку его расчет не зависит от наличия диастолического пика. Введение комплексного индекса (КИ), отражающего амплитудные и временные характеристики формы ПВ, позволило получить большее различие между возрастными группами и дифференцировать между собой молодых людей и людей среднего и старшего возраста. Также получено, что комплексный индекс сильнее других коррелирует с возрастом. Таким образом, данный индекс может служить индикатором эластичности и тонуса сосудов периферического звена кровообращения.

Библиографический список

1. Tuchin V.V. Handbook of Optical Biomedical Diagnostics / V.V. Tuchin. – Bellingham: SPIE Press, 2002. – 1110 p.
2. Рогаткин Д.А. Физические основы современных оптических методов исследования микрогемодинамики *in vivo*. Лекция // Медицинская физика, 2017, Т. 4. – С. 75-93.
3. Allen J. Photoplethysmography and its application in clinical physiological measurement // Physiological measurement, 2007, Vol. 28, №. 3. – Р. R1-R39.
4. Millasseau S.C., Kelly R.P., Ritter J.M., Chowienczyk P.J. Determination of age-related increases in large artery stiffness by digital pulse contour analysis // Clinical science, 2002, Vol. 103, №. 4. – Р. 371-377.
5. Nippolainen E., Podolian N.P., Romashko R.V., Kulchin Y.N., Kamshilin A.A. Photoplethysmographic waveform as a function of subject's age // Physics Procedia, 2015, Vol. 73. – Р. 241-245.
6. Tew G.A., Klonizakis M., Moss J., Ruddock A.D., Saxton J.M., Hodges G.J. Role of sensory nerves in the rapid cutaneous vasodilator response to local heating in young and older endurance-trained and untrained men // Experimental physiology, 2011, Vol. 96, №. 2. – Р. 163-170.
7. Глазкова П.А., Терпигорев С.А., Куликов Д.А., Иванова Н.А., Глазков А.А. Пути повышения диагностической значимости метода лазерной допплеровской флюметрии при оценке кожной микроциркуляции у пациентов с артериальной гипертензией // Артериальная гипертензия, 2019, Т. 25, №. 1. – С. 74-83.
8. Лебедев П.А., Калакутский Л.И., Власова С.П., Горлов А.П. Фотоплазмография в оценке эластических свойств и реактивности периферических артерий // Регионарное кровообращение и микроциркуляция, 2004, Т. 3, №. 1. – С. 31-36.
9. Elgendi M. On the analysis of fingertip photoplethysmogram signals // Current cardiology reviews, 2012, V. 8, №. 1, – Р. 14-25.
10. Лапитан Д.Г., Рогаткин Д.А. Простое оптическое устройство для неинвазивного измерения перфузии тканей кровью // ЛАЗЕРЫ В НАУКЕ, ТЕХНИКЕ, МЕДИЦИНЕ: Сборник научных трудов. Т.28 / Под ред. В.А.Петрова – М.: МНТОРЭС им. А.С. Попова, 2017. – С. 181-185.
11. Lapitan D.G., Raznitsyn O.A. A Method and a Device Prototype for Noninvasive Measurements of Blood Perfusion in a Tissue // Instruments and Experimental Techniques, 2018, V. 61, №. 5. – Р. 745-750.
12. Lapitan D.G., Tarasov A.P. Analytical Assessment of the Modulation Depth of Photoplethysmographic Signal Based on the Modified Beer-Lambert Law // 2019 IEEE 8th International Conference on Advanced Optoelectronics and Lasers (CAOL). – IEEE, 2019. – Р. 103-106.

EVALUATION OF THE AGE-RELATED CHANGES OF PULSE WAVEFORM REGISTERED BY PHOTOPLETHYSMOGRAPHY

Lapitan D.G., Rogatkin D.A.

Moscow Regional Research and Clinical Institute «MONIKI» named after M. F. Vladimirskiy, Moscow,
lapitandenis@mail.ru

Keywords: pulse wave, photoplethysmography, age, shape index

Annotation. The study of age-related changes in the shape of the pulse wave registered by photoplethysmography on reflection, on 32 healthy volunteers. It is confirmed that the reflected photoplethysmogram wave attenuates with age due to a decrease in elastic properties and vascular tone. These changes affect the amplitude and time characteristics of the pulse wave. A complex amplitudno-time index of the pulse wave shape, independent of the presence of a diastolic peak, was developed. The correlation of the index with the age of the subject was revealed ($R = -0.66$). This index can serve as an indicator of the elasticity and tone of vessels of the peripheral blood circulation.

СОВРЕМЕННЫЕ НАПРАВЛЕНИЯ В ОБЛАСТИ КОНТРОЛЯ СОСТОЯНИЯ ЗДОРОВЬЯ МЛАДЕНЦЕВ

Чезганов М.В., Евграфов В.В.

Федеральное государственное бюджетное образовательное учреждение высшего образования «Владимирский государственный университет имени Александра Григорьевича и Николая Григорьевича Столетовых»,
г. Владимир

Ключевые слова: измерение, контроль состояния здоровья, ребёнок, аналоги

Аннотация. Статья посвящена обзору проблемы контроля состояния здоровья ребёнка, а так же уровню развития данного направления. В статье проведен анализ устройств, представленных в данном направлении и предложены пути решения поставленной проблемы.

Мониторинг собственного здоровья прочно закрепился в современном обществе. Всё больше и больше людей покупают гаджеты, с помощью которых они отслеживают состояние своего организма. И этому есть объяснение. На фоне малоактивного образа жизни, плохой экологии и неправильного питания, уровень здоровья ухудшается даже у молодого поколения. Уже сейчас, рядом с кабинетом кардиолога, всё чаще можно встретить молодых людей до 25 лет и даже детей. Это означает, что дети данных молодых пациентов могут наследовать заболевание родителей. В числе таких заболеваний: псориаз, диабет, ожирение, шизофрения, эпилепсия, непереносимость лактозы, болезнь Альцгеймера и Паркинсона, гипертония, атеросклероз. Если кто-то из родителей болен такой болезнью, то вероятность появления её у малыша до 50%, а если оба родителя больны, то вероятность увеличивается до 80 или даже 100%.

Если взрослый человек сам контролирует состояние своего здоровья, производя замеры с помощью устройств или обращаясь в клинику для анализов, то маленький ребёнок не может это сделать. Когда у младенца что-то болит, он не может рассказать или показать родителям это. Он может только выразить беспокойство своим криком. Угадать причину беспокойства очень сложно, поэтому родители пытаются успокоить ребёнка методом перебора всех возможных действий, начиная от подачи молока или воды, то применения разнообразных лекарств. Иногда, родители дают ребёнку сразу несколько лекарств одновременно, так как не знают, что именно болит у ребёнка. Это может сильно навредить здоровью.[1]

В первый год жизни, ребёнок должен проходить осмотр у врача 1 раз в месяц, далее этот период сокращается до 1 раза в 3 месяца. Большинство детей боятся врачей, и во время осмотра они кричат. Крик делает невозможным проведение некоторых процедур. Например врач не может послушать ребёнка через стетоскоп. Это приводит к тому, что шумы в сердце могут быть не замечены, и родители не будут об этом уведомлены до того возраста, когда ребёнок будет вести себя спокойно.

В связи с перечисленными выше аргументами, имеет важное значение развитие такой области как создание комплексной автоматизированной системы контроля состояния здоровья ребёнка.

На иностранных сайтах присутствует несколько разных устройств, позиционирующих себя как система контроля здоровья ребёнка, например устройство Nanit Plus. Изучив их подробно, выяснилось, что в большинстве случаев они представляют собой видеокамеру с датчиком температуры воздуха и микрофоном. Медицинской пользы от таких дорогостоящих устройств очень мало и нужны они для семьи, где ребёнок с первых дней живёт в отдельной комнате. Задачей таких устройств является информирование о том, спит ли ребёнок и комфортно ли ему в данный момент.[2]

Так же, были обнаружены устройства, которые могут контролировать только 1 параметр. Например термометр TempTraq выполненный в форме пластиря. Он записывает температуру ребёнка и передаёт информацию на смартфон родителей. Такая идея очень интересна, ведь удобный пластирь не мешает ребёнку во время сна и даже во время бодрствования. Развивая эту идею, можно создать комплект подобных пластирей с разными датчиками, которые размещаются в разных частях тела ребёнка.

Больше всех, в данном направлении заинтересовалась компания Owlet и их умный носок. Устройство предназначено для детей в возрасте от 0 до 12 месяцев. Оно представляет собой носок, в который встроен датчик, измеряющий частоту сердечных сокращений и сатурацию капиллярной крови малыша кислородом. Медики называют такие датчики пульсоксиметрами. Датчик передает данные о состоянии малыша на смартфон родителей, на который должно быть установлено специальное приложение. Датчик не причиняет каких-либо неудобств малышу, так как ребенок просто не чувствует его. Передатчик пульсоксиметра работает на частоте 2,4 ГГц, что гарантирует отсутствие помех из-за работающих сотовых телефонов. Излучение от датчика безопасно для малыша. Кроме обработки сигналов от пульсоксиметра, приложение для смартфона Owlet Baby Monitor выполняет важную социальную функцию. Оно собирает данные о показателях жизнедеятельности ребенка и периодически передает их разработчикам. В свою очередь, компания Owlet Baby Monitor бесплатно предоставляет эти сведения медицинским учреждениям, которые могут использовать их в своих исследованиях. Однако родители могут отключить данную функцию по желанию.

Все данные приборы объединяют то, что приобрести их очень трудно. Сайты магазинов закрыты, а те магазины, которые работают, не имеют товара в наличии. Что касается официального производителя, то они осуществляют доставку только на территории Великобритании. В совокупности с ценой устройства в 20 тысяч рублей, это означает, что получить данные устройства родителям из России практически невозможно [3].

Цель работы на ближайшие годы, максимально изучить данный вопрос и попытаться создать доступную автоматическую систему контроля состояния здоровья ребёнка, основываясь на отечественной материальной базе, которая будет доступна большинству родителей.

Библиографический список

1. Богомолов Б., Панкратова Н. Уход за новорожденным. Полная энциклопедия для родителей. Москва 2006. - 48 с.
2. Фрайден Дж. Современные датчики. Справочник. 2006. - 592с.
3. Кобалава Ж.Д., Котовская Ю.В., Хирманов В.Н. Артериальное давление в исследовательской и клинической практике /Моисеев В.С., Карпов Р.С.-Москва, 2004.- 384 с.

CURRENT TRENDS IN THE FIELD OF MONITORING THE HEALTH OF BABIES

Chezganov M.V., Evgrafov V.V.

Federal state budgetary educational institution of higher education «Vladimir state University named after Alexander Grigoryevich and Nikolay Grigoryevich Stoletov», Vladimir

Keywords: measurement, health monitoring, child, analogs.

Annotation. The article is devoted to the review of the problem of monitoring the child's health, as well as the level of development of this direction. The article analyzes the devices presented in this direction and suggests ways to solve the problem.

СЕКЦИЯ 2

БИОКИБЕРНЕТИКА И МАТЕМАТИЧЕСКОЕ МОДЕЛИРОВАНИЕ

ИССЛЕДОВАНИЕ НАРУШЕНИЙ ЭЛЕКТРИЧЕСКОГО ВОЗБУЖДЕНИЯ МИОКАРДА ЖЕЛУДОЧКОВ ПО ПОВЕРХНОСТНЫМ ЭКГ СИГНАЛАМ

Юлдашев З. М., Немирко А. П., Рипка Д. С.

Санкт-Петербургский Государственный Электротехнический Университет «ЛЭТИ» им. В.И. Ульянова (Ленина), г. Санкт-Петербург, yuld@mail.ru, apn-bs@yandex.ru, dar.stkr@gmail.com

Ключевые слова: ЭКГ-сигналы, поздние потенциалы желудочков, выявления нарушений, электрическое возбуждение, внутрисердечная электрограмма

Аннотация: разработан алгоритм выделения поздних потенциалов желудочков для выявления нарушений передачи потенциала возбуждения по проводящим путям желудочков по поверхностным ЭКГ сигналам. Предложены параметры поздних потенциалов желудочков, отражающие степень нарушений проводящих путей, метод верификации выявленных нарушений по внутрисердечным электрограммам.

Актуальность.

Нарушения в распространении потенциала возбуждения по проводящим путям сердца являются причиной целого ряда опасных для жизни человека предсердных и желудочковых аритмий. Часть нарушений, такие как фибрилляции и трепетания предсердий и желудочков, различные виды экстрасистолии, тахиаритмии, брадикардии визуально заметны на ЭКГ сигнале и могут быть выявлены оперативно. Другая часть нарушений – такие как поздние потенциалы желудочков (Ventricular late potentials) имеют амплитуду на три порядка меньше ЭКГ сигнала и пересекающийся с ним спектр, что создает значительные трудности для их выявления. Поздние потенциалы желудочков являются значимым предиктором опасных нарушений сердца, таких как синдром внезапной смерти, инфаркт миокарда. В этой связи разработка алгоритма выявления VLP сигнала по поверхностной ЭКГ и оценка его характеристик, отражающих степень нарушений проводящих путей сердца, представляет собой актуальную проблему современной кардиологии.

Цель исследования – разработка алгоритма выявления поздних потенциалов желудочков по поверхностной ЭКГ и исследование его характеристик, отражающих степень нарушений проводящих путей желудочков.

Для достижения поставленной цели решаются следующие задачи:

1. Разработка алгоритма выявления VLP сигнала по поверхностным ЭКГ сигналам, обеспечивающего снижение искажений VLP сигнала, обусловленных перекрытием спектров ЭКГ и VLP сигналов, и повышение точности оценки его характеристик;
2. Формирование комплекса показателей, отражающих функциональные нарушения проводящих путей желудочков;
3. Верификация нарушений проводящих путей желудочков по параметрам VLP сигналов и внутрисердечным электрограммам.

Методы исследования.

Для выделения поздних потенциалов желудочков необходимо использовать методы и технические средства ЭКГ высокого разрешения. С учетом характеристик VLP сигнала (амплитуда порядка единиц мкВ и частотный диапазон от 25 до 400 Гц) для регистрации ЭКГ сигнала необходимо использовать усилители биопотенциалов с низким уровнем собственных шумов, пиковые значения которых не превышает 50 нВ в полосе пропускания от 0,01 до 1000 Гц; аналого-цифровые преобразование с разрешением 24 бит и частотой дискретизации 1,0 кГц.

Поздние потенциалы желудочков появляются на участке от QRSoff до точки J-point ST сегмента. Их появление обусловлено исключительно из-за задержки распространения потенциала возбуждения по проводящим путям желудочков, что в свою очередь приводит к задержке деполяризации QRS комплекса. В общем случае VLP сигналы могут меняться от цикла к циклу. Это означает, что использование метода синхронного накопления в целях улучшения отношения сигнал/помеха не позволит выявить динамику VLP сигнала, высокочастотные компоненты его спектра будут «смазаны» из-за усреднения ЭКГ сигнала. Сегодня существуют различные методы и алгоритмы выделения VLP сигналов, однако вопрос о сопоставимости выделенных сигналов остается открытым. Это лишний раз подтверждает сложность проблемы выделения VLPs, необходимость устранения причин расхождения результатов.

На точность выделения VLP сигналов влияет множество факторов: собственные шумы, особенно в полосе частот ниже 100 Гц, сетевые и миографические помехи, а в некоторых случаях аппаратные помехи. Это в свою очередь приводит к нестабильности выделения характерных точек QRSoft и J-point (выделенные точки флюктуируют до 15 отсчетов дискретизации при частоте дискретизации 1000 Гц), сложности выделения динамически изменяющихся микропотенциалов VLP на фоне QRS комплекса. Особо стоит проблема оценки корректности работы алгоритма выделения VLP сигнала и верификация нарушений проводящих путей по VLPs. Она может быть решена на основе синхронных записей поверхностной ЭКГ и внутрисердечной электрограммы для пациентов с установленными нарушениями проводящих путей желудочков. Такие исследования проводятся только в электрофизиологической лаборатории с использованием аблационных электродов, вводимых через кровеносные сосуды, усилителей биопотенциалов с низким уровнем собственных шумов. Выполнение перечисленных требований позволит процесс разработки алгоритма выделения характеристик VLP сигнала разделить на два этапа, на каждом из которых можно контролировать корректность результатов обработки сигналов. На первом этапе необходимо обеспечить корректность работы алгоритма выделения VLPs в условиях ограниченно низкого уровня шумов усилителя, которыми можно пренебречь и отсутствия сетевых и миографических помех. На втором этапе использовать алгоритмы предобработки ЭКГ сигнала для снижения уровня шумов усилителя и сетевых помех. Для изучения влияния шумов и помех на эффективность выделения VLP сигналов и оценки их характеристик можно использовать как реальные записи, так и синтезированные сигналы, содержащие аддитивные шумы и помехи с различными частотными и энергетическими характеристиками.

Формирование базы верифицированных записей ЭКГ сигналов осуществлялось в электрофизиологической лаборатории Национального медицинского исследовательского центра им. В.А. Алмазова.

Решение поставленных задач

1. Алгоритм выявления VLP по поверхностной ЭКГ.

Рассмотрим этапы выявления VLP сигнала с низким уровнем шумов и помех.

В общем случае алгоритм выявления и анализа VLP сигнала из поверхностной ЭКГ регламентирован стандартом [1]. Он заключается в использовании записей ЭКГ сигналов в ортогональных отведениях , и , либо с использованием 12-и канальных записей сигналов и их дальнейшим преобразованием в отведениях и ; полосовой фильтрации в диапазоне частот от 25 Гц до 400 Гц; формировании вектора модуля (vector magnitude) , подавлении уровня шумов и помех с использованием дискретного вейвлет преобразования и технологии denoised vector magnitude (DVM); оценке временных и энергетических характеристик VLP сигнала [2].

Недостатком рассмотренного метода и алгоритма выделения VLP сигнала является наличие в диапазоне частот от 25 Гц и выше части ЭКГ сигнала, которая не связана с VLP сигналом. Спектр ЭКГ сигнала с нормальным синусовым циклом охватывает диапазон частот от 0,01 до 100 Гц. На диапазон частот до 0,01 до 25 Гц приходится до 90% спектра мощности, а выше 25 Гц около 10% спектра мощности ЭКГ [3]. Так как мощность VLP сигнала не велика, его спектр будет существенно искажаться высокочастотной составляющей спектра ЭКГ сигнала, что приведет к погрешностям оценки энергетических характеристиках VLP сигнала.

Для выделения VLP сигнала из поверхностной ЭКГ необходимо акцентировать внимание на временной участок, на котором он появляется – участок между точками QRSoft и J. Появление этих точек на ЭКГ сигнале, так же как и других – QRSon, L, J и т.д. закономерно. Они определяют точки, в которых первая производная (касательная к ЭКГ сигналу в текущей точке) минимальна и характеризуют изменение энергии сокращения различных участков миокарда.

Точка QRSoft характеризует завершение фазы сокращения стенок желудочков. Она определяется по точке, находящейся после максимального значения S волны, в которой наклон прямой в скользящем окне шириной 40 мС будет минимальным. Точка J характеризует полное завершение QRS комплекса (деполяризации желудочков), отсутствие токов возбуждения в тканях желудочков миокарда и используется для построения вектора потенциала повреждения [4-5]. Для оценки характеристик VLP сигнала используется точка QRSon, которая характеризует начало фазы сокращения межжелудочковой перегородки. Она определяется по точке на участке начала Q волны, имеющей минимальный угол наклона прямой в скользящем окне длительностью 40 мС. При ряде патологий деятельности сердца происходит деформация QRS комплекса и становится затруднительным нахождение некоторых точек, например, Q и S зубца, точки J. В этом случае целесообразно выявлять дополнительно точки L, Jon и Joff, выделение которых на ЭКГ менее затруднительно, и использовать логические правила, повышающие идентификацию характерных точек ЭКГ сигнала.

С учетом высказанных рекомендаций для выявления VLP сигнала из поверхностной ЭКГ при отсутствии в ней значимых шумов и помех нами предложена последовательность этапов (рисунок 1).



Рисунок 1 – Этапы выделения VLP сигнала при отсутствии значимых шумов и помех в ЭКГ сигнале.

Обозначим символом – регистрируемый композитный электрофизиологический сигнал, содержащий аддитивную смесь ЭКГ сигнала и VLP сигнала, .

Компонента имеет спектр в диапазоне от 25 Гц до 400 Гц. Компонента имеет спектр в диапазоне от 0,01 Гц до 100 Гц, а в диапазоне до 30 Гц находится до 90% спектра мощности ЭКГ сигнала [3]. Поэтому композитный сигнал подвергается низкочастотной фильтрации (НФ) с частотой среза 25 Гц для подавления VLP сигнала и усреднению ЭКГ сигнала в пределах скользящего окна в 10 кардиоциклов с шагом смещения окна в один кардиоцикл. После процедуры скользящего усреднения (СУ ЭКГ) в композитном сигнале компонента будет отсутствовать. Усредненный за 10 циклов ЭКГ сигнал будет незначительно отличаться от текущего кардиоцикла. Обозначим оцениваемую компоненту позднего потенциала желудочков Она будет отличаться незначительно от истинного значения VLP сигнала

, т.е. . Оцениваемую величину определим с использованием процедуры вычитания (ВУ) с последующим усиления в 60 дБ: .

Диапазон изменения усиленного сигнала будет составлять единицы милливольт. Предельную ошибку вычисления компоненты можно задать с учетом размера окна скользящего усреднения ЭКГ сигнала

Процедура микширования (М) необходима для добавления меток времени, указывающих на точки QRSon, QRSoft, R зубца, L и J в сигнал для последующей оценки временных и энергетических характеристик VLP сигнала.

Выделение характерных точек ЭКГ сигнала – QRSon, QRSoft, R зубца, точек L и J необходимо для указания на VLP сигнале характерных точек, которые используются для оценки диагностически значимых характеристик VLP сигнала [6].

В результате использования выше рассмотренных процедур преобразования сигналов формируется сигнал модуля электрического вектора сердца VM(t), который отражает мощность QRS и VLP компонентов.

Предобработка поверхностного ЭКГ сигнала для формирования сигнала и выделения VLP сигнала.

Цель предобработки ЭКГ сигнала – снижение уровня шумов и помех, которые имеют место при регистрации поверхностного ЭКГ сигнала.

В соответствии с общепринятым алгоритмом формирования используют ЭКГ сигналы ортогонального отведения , и , которые косвенно могут быть получены по сигналам 12 канальных отведений с учетом коэффициентов преобразования. При формировании сигнала уровень помех уменьшается в $N^{1/2}$ раз. Фактически эта процедура отражает пространственную сумму некоррелированных случайных сигналов. В регистрируемых ЭКГ сигналах наиболее значимы шумы входного каскада усилителя биопотенциалов. Это фликкер шумы $1/f$, сетевая помеха вследствие недостаточного ее подавления дифференциальным каскадом и режекторным фильтром и аппаратная помеха. Для подавления сетевой помехи на этапе предобработки ЭКГ сигнала рекомендуется использовать цифровой режекторный фильтр четвертого порядка с полосой заграждения $50 \pm 2,5$ Гц. Аналогично подавляется аппаратная помеха комплекса регистрации электрофизиологических сигналов. Для подавления собственных шумов усилителя электрофизиологических сигналов рекомендуется использовать цифровой фильтр с полосой пропускания от 0,01 до 400 Гц. Для подавления фликкер шумов целесообразно использовать согласованную фильтрацию, функция передачи которого будет определяться исходя из условия где – спектр шумов входного каскада усилителя биопотенциалов.

2. Диагностически значимые показатели VLP сигнала.

Значимыми для диагностики показателями VLP сигнала являются QRSd, VRMS и LAS, [6 - 7]. QRSd – продолжительность QRS комплекса от точки QRSon до точки J; VRMS – среднеквадратичное напряжение последних 40 мс QRS комплекса; LAS – продолжительность низкоамплитудных сигналов (менее 40 мкВ) в конце QRS комплекса, E_{VLP}/E_{QRS} – доля энергии VLP сигнала в энергии QRS комплекса. Перечисленные показатели сильно коррелируют с размером зоны поражения миокарда желудочков при инфаркте миокарда и нарушениях электрических характеристик проводящих путей. При структурных нарушениях в миокарде желудочков электрическая проводимость миоцитов миокарда уменьшается, увеличивается время распространения потенциала возбуждения, затягивается процесс деполяризации миокарда желудочков, при этом мощность VM сигнала и показатель будут возрастать. Представление VM

сигнала в трехмерном пространстве, в котором одна координата – последовательность кардиоциклов, позволяет отразить нестационарность процесса деполяризации миоцитов миокарда желудочков и развитие заболевания.

3. Верификация достоверности оценки характеристик VLP сигналов по внутрисердечным электрограммам.

Вопрос достоверности выделения VLP сигналов и оценки их характеристик всегда оставался ключевым, так как требовалось подтвердить наличие нарушений проводящих путей возбуждения миоцитов желудочков. С этой целью нами проводились электрофизиологические исследования, направленные на синхронную регистрацию поверхностной ЭКГ и внутрисердечных электрограмм [7]. Поверхностные ЭКГ сигналы регистрировались с использованием 12 канального отведения ЭКГ: отведений I, II, III, aVL, aVF, aVR, V1, V2, V3, V4, V5, V6.

Внутрисердечная активность регистрировалась по следующим отведениям: dABL - дистальный отвод катетерного электрода для аблации; ABL - проксимальный отвод катетерного электрода для аблации; CS12, CS34, CS 56, CS78, CS910 - отведения катетерного электрода, расположенного в коронарном синусе; RV - сигналы от дистальных биполей диагностического катетера, размещенного в вершине правого желудочка; Pentaray - биполярные сигналы, регистрируемые с помощью дуодекаполярного управляемого картографического катетера, перемещающегося в желудочки и на них. По виду внутрисердечных электрограмм, полученных с различных отделов желудочков, можно диагностировать нарушения передачи потенциала возбуждения, обусловленных наличием постинфарктных рубцов, нарушения деполяризации миоцитов миокарда. При отсутствии нарушений проводящих путей внутрисердечная электрограмма имеет Z образную форму. При нарушениях на электрограмме она имеет изрезанный вид и содержит высокочастотные составляющие. Для описания степени поражения миокарда уместно использовать спектр внутрисердечной электрограммы. Временной спектр внутрисердечной электрограммы устойчиво коррелирует с пространственным спектром, который отражает зону и характер поражения миокарда под парными электродами. Таким образом, оценка характеристик VLP сигналов QRSd, VRMS и LAS, и их соотнесение с пространственным или временными спектром внутрисердечной электрограммы позволяет оценить точность и достоверность оценки характеристик VLP сигнала, эффективности алгоритма его выделения.

Характер изменения внутрисердечных электрограмм вдоль катетера и изменения энергии VLP сигналов

объективно отражают расположение зоны нарушения проводящих путей.

Заключение

Появление поздних потенциалов желудочков VLP на поверхностной ЭКГ обусловлено нарушением передачи потенциала возбуждения по проводящим путям желудочков и отражает структурные изменения в миокарде желудочков. Предложенный алгоритм выделения поздних потенциалов желудочков позволяет снизить искажение VLP сигнала, обусловленные перекрытием спектров ЭКГ и VLP сигналов, точнее оценить временные и энергетические характеристики поздних потенциалов, отражающие протяженность структурных нарушений миокарда и степень нарушений проводимости, позволяет отобразить динамику VLP сигнала по кардиоциклам. Для верификации результатов оценки характеристик VLP сигнала и выявления расположения области структурных нарушений миокарда проведены исследования по синхронной регистрации поверхностных ЭКГ сигналов и внутрисердечных электрограмм, установлены закономерности изменения спектра внутрисердечных электрограмм и поздних потенциалов желудочков.

Работа выполнена при поддержке Российского фонда фундаментальных исследований (РФФИ), исследовательские проекты 18-29-02036, 19-29-01009.

Библиографический список

1. Breithardt, G.; Cain, M.E.; El-Sherif, N.; Flowers, N.C.; Hombach, V.; Janse, M.; Simson, M.B.; Steinbeck, G. Standards for analysis of ventricular late potentials using high-resolution or signal-averaged electrocardiography: A statement by a task force committee of the European Society of Cardiology, the American Heart Association, and the American College of Cardiology. *J. Am. Coll. Cardiol.* 1991, 17, 999–1006.
2. Giorgio A., Rizzi M., Guaragnella C. Signals Based on Wavelet Denoising and SVM Classification. *Information* 2019, 10(11), 328. DOI:10.3390/info10110328.
3. Surda J., Lovas S., Pucik J., Jus M. Spectral Properties of ECG Signal. *IEEE*. 2007. DOI: 10.1109/RADIOELEK.2007.371653.
4. Sadhukhan D, Mitra M. Detection of ECG characteristic features using slope thresholding and relative magnitude comparison. *IEEE*. 2012. DOI: 10.1109/EAIT.2012.6407876.
5. Santangeli P., Infusino F., Sgueglia G. A., Sestito A., Lanza G.A. Ventricular late potentials: a critical overview and current applications. *Journal of Electrocardiology* 41 (2008) 318–324. DOI: 10.1016/j.jelectrocard.2008.03.001.
6. Yuldashev Z., Nemirko A., Manilo L., Mikhaylov E., Lebedev D., Anisimov A. Processing of Synchronous Recordings of Surface ECG and Intracardiac Potentials for Diagnostics of Dangerous Heart Rate Disturbances. *Ural Symposium on Biomedical Engineering, Radioelectronics and Information Technology (USBEREIT)*. Yekaterinburg, 25-26 April, 2019. PP. DOI: 10.1109/USBEREIT.2019.8736673.

7. Yuldashev, Z.; Nemirko, A.; Mikhaylov, E.; Lebedev, D.; Anisimov, A.; Skorobogatova, A. and Ripka, D. (2020). Prediction of Local Abnormal Ventricular Myocardial Electrical Activation on Surface ECG in Patients with Structural Heart Disease. In Proceedings of the 13th International Joint Conference on Biomedical Engineering Systems and Technologies - Volume 1 BIODEVICES: NDNSNT, ISBN 978-989-758-398-8, pages 395-401. DOI: 10.5220/0009374103950401.

RESEARCH OF DISORDERS OF ELECTRICAL EXCITATION OF THE VENTRICULAR MYOCARDIUM BY SURFACE ECG SIGNALS

Yuldashev Z. M., Nemirko A.P., Ripka D.S.

St. Petersburg State Electrotechnical University "LETI" named after V.I. Ulyanov (Lenin), St. Petersburg,
yuld@mail.ru, apn-bs@yandex.ru, dar.stkr@gmail.com

Abstract: an algorithm has been developed for isolating late ventricular potentials to detect disturbances in the transmission of excitation potential along the ventricular pathways by surface ECG signals. The parameters of late ventricular potentials reflecting the degree of violations of the conducting pathways, a method for verifying the detected violations by intracardiac electrograms are proposed.

Keywords: ECG signals, late ventricular potentials, detection of disorders, electrical excitation, intracardiac electrogram



DECISION SUPPORT SYSTEM OF ANEMIAS DIAGNOSTICS

Sadykova E.V., Yuldashev Z.M.

Saint Petersburg Electrotechnical University «LETI», St. Petersburg, elensadykova@yandex.ru

Key words: diagnosis of anemia, the knowledge base system

Annotation. A knowledge-based decision support system for the diagnosis of anemia is presented. The system's knowledge base contains algorithms for diagnosing anemia, developed by the authors in collaboration with medical experts. The main components of the system are described.

1. Introduction

Anemia is a pathological state characterized by haemoglobin impoverishment and in most cases by erythrocytes diminution in unit of blood volume. At present wide spread occurrence of all kinds of anemias is registered in the whole world. According to Health

Protection Worldwide Organisation data on 2019 about 1.5 – 1.7 billion people on Earth are suffering of anemia. Anemia is one of the most widespread syndromes in everyday medical practice. Wide diversity of factors forming the basis of anemia development makes the problem of their differential diagnostics very important [1].

Quite often anemia is not an independent nosologic form but a display of some other diseases. Anemias can also have mixed character. Diverse clinical symptomatology of anemia with its main presentation - anemic syndrome - requires timely and correct diagnostics of anemic syndrome nature from various doctors, especially, - physicians [2].

Anemias classifications are marked out depending on different factors, for example, colour index, aetiology, pathogenesis etc. A large amount of analytical and physiological research should be made to diagnose one or another kind of anemia.

Wide diversity of diseases leading to anemia as well as various mechanisms of anemic syndrome development make medical expert know a large amount of information which is rather difficult to be summarized for a disease integrated picture estimation and a correct diagnosis.

Nowadays a large amount of various automated medical systems appears in connection with a mass process of equipping clinics and preventive clinics with PCs in everyday practice of medical experts of various qualifications. But such systems often have function of a help-desk department. It is important to create systems, which would help a doctor not only in getting and processing either information, but also in decision making to diagnose correctly. Such systems are decision support systems (DSS), able to generate possible diagnostic decisions as the clinical situation requires.

The article focuses on DSS of anemias diagnostics "DofA" description.

2. DSS "DofA" development stages

DSS "DofA" of anemias diagnostics development consists of the following stages (fig. 1):

1. Anemias diagnostics logic design:
anemias classification forming;
haemoglobin reduction cause accurate definition;
identification of the disease underlying of anemia evolution.
2. Obtained knowledge formalization.
3. The system functioning conception development.
4. Software development tools selection.
5. The system approbation.

At first stage the authors made logic design of anemias diagnostics jointly with medical experts-haematologists.

For anemias diagnostics development it was necessary, first of all, to specify anemias classification. Pathogenetic classification is the most interesting for a doctor:

- 1) anemia as a result of loss of blood;
- 2) anemia as a result of erythrocytes and haemoglobin formation disorder;
- 3) anemia as a result of intensive blood destruction;
- 4) anemia of mixed genesis.

Along with pathogenetic classification there is anemias morphologic classification, where an erythrocyte sizing is the main feature:

- 1) macrocytic;
- 2) microcytic;
- 3) normocytic.

Anemias are also classified by haemoglobin saturation grade of an erythrocyte (colour index):

- 1) hypochromic;
- 2) hyperchromic.

Mentioned classifications allow a doctor to narrow a sphere of diagnostic search to a certain extent and simplify anemias differential diagnostics [3].

Second, it is necessary to determine the main cause of haemoglobin reduction of a specific patient. The case in point is actually syndrome diagnostics, since each of the pathogenetic variants represents a separate anemic syndrome only (iron deficiency anemia syndrome, hemolytic anemia etc.). Mentioned variants only reflect leading pathogenetic mechanism, whereas anemia evolution causes may be different in any pathogenetic variant. For example, iron deficiency anemia cause may be chronological loss of blood in gastrointestinal tract (GT), intestines pathology with malabsorption, alimentary insufficiency and others [4].

And at last, for logic design it is necessary to identify the disease underlying of anemia evolution. Such a diagnostic search may be symbolized as nosologic diagnostics. The latter takes on special significance, since it allows in many cases to carry out not only pathogenetic therapy of anemia, for example, by iron preparation, but also affect the basic disease (removal of chronic loss of blood in case of iron deficiency anemia, infectious inflammation reduction etc.).

The second stage of anemias diagnostics DSS development is formalization of obtained data. The formalization process includes obtained data treatment, detection of inaccuracy or deficit of knowledge. Presentation medium shapes at this stage.

The third stage intends anemia diagnostics DSS work conception development, and the component parts description. The "DofA" system is developed as application consisting of many forms connected with each other.

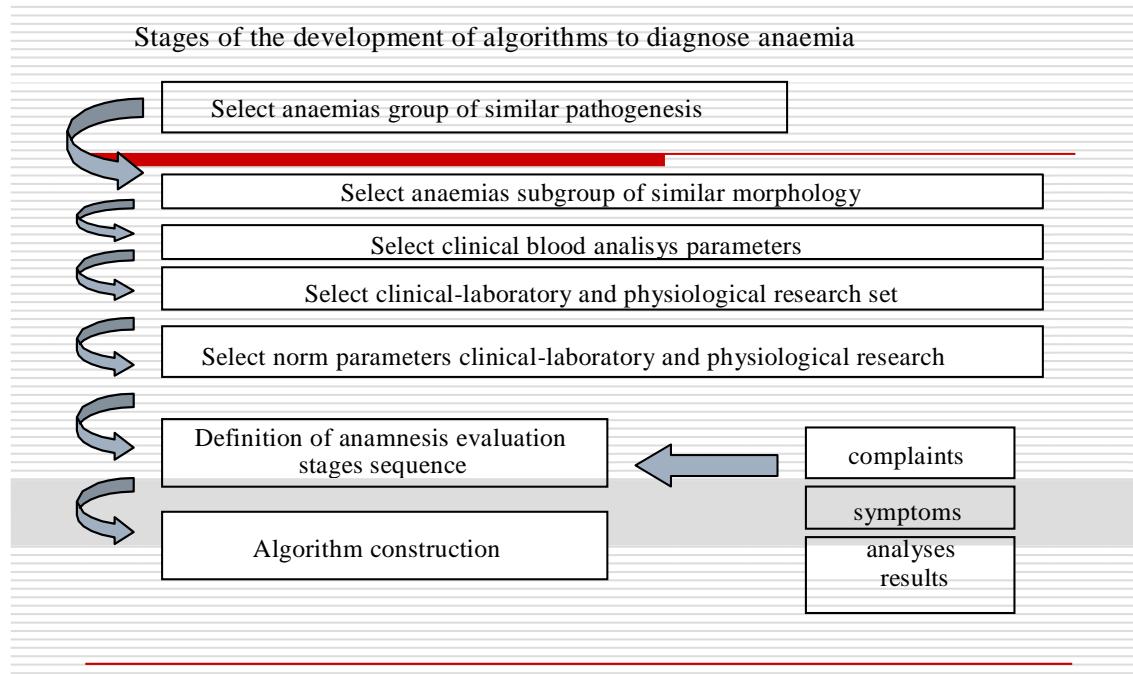


Figure 1 - Diagram of the system development stages

The fourth stage of anemias diagnostics DSS development is selection of development tools. An object-oriented system C++ Builder was chosen for "DofA". This program and also RAD (Rapid Application Development), using C++ for software engineering is compatible with Database Desktop application, which is necessary for database making (DB)

3. DSS "DofA" structure

"DofA" is a system controlled by knowledge (fig. 2). During the system development process, DB "Patient card", "Reference books" and a knowledge base (KB) "Diagnostics" were created.

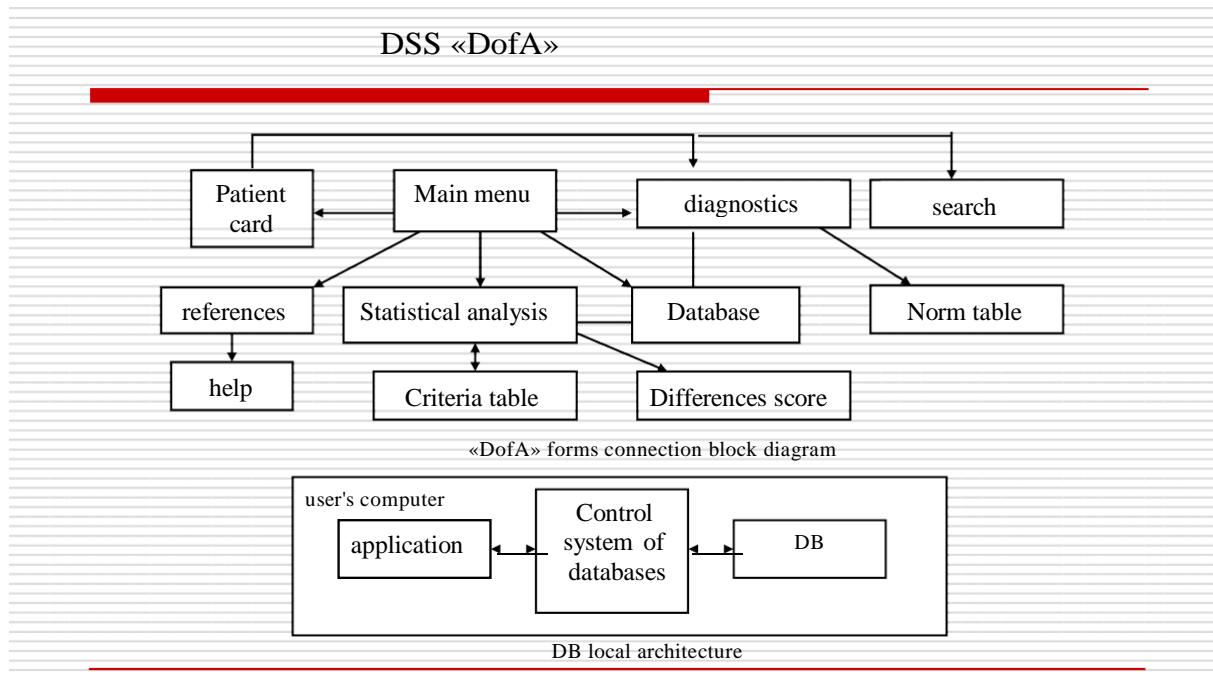


Figure 2 - System structure

Distinctive feature of “DofA” is that data for DB and KB may be changed by inserting new data into the “Reference books” block. You can change or complete analytical and physiological research, rates of analytical characteristics, clinic or department name and others. Opportunities for a medical expert to insert and remove different figures are provided in this system.

The knowledge base contains anemias diagnostics algorithms and also non-parametric statistics criteria for estimation differences between two observation groups. In the system the following criteria are used: sign test, paired test, U criterion, Rosenbaum criterion, T-Wilcockson criterion. These criteria of non-parametric statistics are necessary for estimation of either treatment prescription effectiveness and also for patient state changes estimation, depending on different factors.

4. DSS “DofA” work description

After registration a patient in the system and inserting his analytical and physiological research figures into DB, physician starts anemias diagnostics process. The work begins with the clinical blood analysis understanding. For primal anemia estimation, the clinical blood analysis should contain 18 indices on average. The developed system is based on comparison obtained indices of clinical blood analyses with normal value. Medical expert may change standards according to the habitation region or a specific character of either patient disease. Thus the system flexibility provides for every patient individual approach.

The system based on clinical blood analysis estimation selects further way of anemia diagnostics, namely – one of ten algorithms put into the system. The algorithms represent successive steps of estimation of the indices that were inserted to the system by physician for a concrete patient. As a result, the doctor gets the conclusion of presence or absence of anemia in this particular case.

Based on the obtained result, physician prescribes necessary treatment or sends the patient to hematologist for more precise establishing the cause of the disease, state estimation and treatment regimen.

In conclusion one can mark that to create DSS like “DofA”, it is necessary to develop diagnostics differential algorithms for examined group of diseases and also to analyse basic mechanisms and causes of origin of the diseases, then – to formalize obtained data, determine the system work conception, choose programming tools, develop software, containing DB, KB and to approbate the system.

Bibliographic list

1. Kurylyak O. A. Once again about anemia... Accurate differential diagnosis is the key to successful treatment. <http://unimedao.ru/articles/6826/9671/item/52>
2. Okorokov A. N. Diagnostics of diseases of internal organs. T. 4. Diagnostics of diseases of the blood system. M.: Med. lit., 2001
3. Professor L. I. Dvoretsky. MMA named after I. M. Sechenov. Algorithms for diagnosis and treatment of anemia. <http://ykol.ru/medic/article-14281/>
4. Fundamentals of clinical Hematology: reference guide / ed. Radchenko V. G.-Saint Petersburg: "Dialect Publishing House", 2003.

СИСТЕМА ПОДДЕРЖКИ ПРИНЯТИЯ РЕШЕНИЙ ДИАГНОСТИКИ АНЕМИЙ

Садыкова Е. В., Юлдашев З. М.

Санкт-Петербургский электротехнический университет «ЛЭТИ», г. Санкт-Петербург, elensadykova@yandex.ru

Ключевые слова: диагностика анемии, система баз знаний

Аннотация. Представлена основанная на знаниях система поддержки принятия решений для диагностики анемии. База знаний системы содержит алгоритмы диагностики анемии, разработанные авторами совместно с медицинскими экспертами. Описаны основные компоненты системы.

◆
ЭЛЕКТРИЧЕСКАЯ МОДЕЛЬ ПРОВОДЯЩЕЙ СИСТЕМЫ СЕРДЦА

Бритин С.Н., Бритина М.А., Власенко Р.Я.

ФГБОУ ВО «Новгородский Государственный Университет имени Ярослава Мудрого»,
г. Великий Новгород, sergey.britin@novsu.ru, maria.britina@yandex.ru, romex@mail.ru

Ключевые слова: проводящая система сердца, электрические процессы, частотная фильтрация, узел автоматизма

Аннотация. В статье авторы рассмотрели модель проводящей системы сердца, позволяющую получить представление об электрических процессах миокарда в норме и при патологии. Модель учитывает функции предсердий в процессе синусового ритма сердца и его нарушения при аритмии. Авторы рассматривают роль предсердно-желудочкового узла, который позволяет снизить риски при нарушениях проводящей системы сердца в синоатриальной области. Это включает в себя частотную фильтрацию импульсов, поступающих из предсердий в желудочки, и роль узла автоматизма второго порядка. Модель может включать блоки для реализации узлов автоматизма третьего и четвертого порядка и источник импульсов, способных вызывать экстрасистолию желудочек.

Сердечно – сосудистая система относится к важнейшим витальным системам организма и ее ритмичная работа во многом определяется качеством управления [1], в значительной мере зависящим от характера работы проводящей системы сердца. Проводящая система сердца (ПСС) представляет собой комплекс анатомических образований (узлов, пучков и волокон), состоящих из атипичных кардиомиоцитов, обеспечивающих координированную работу предсердий и желудочек, направленную на обеспечение нормальной гемодинамики. Таким образом, согласно теории функциональных систем [1], поддерживается оптимальный для протекания метаболических процессов приспособительный результат – адекватный, в различных функциональных состояниях организма, сердечный ритм.

ПСС состоит из двух взаимосвязанных частей: синоатриальной (синусно-предсердной) и атриовентрикулярной (предсердно-желудочковой). К синоатриальной относят синоатриальный (синусовый) узел (узел Киса-Фляка), три пучка межузлового быстрого проведения, связывающие синоатриальный узел с атриовентрикулярным (АВ) узлом и межпредсердный пучок быстрого проведения, связывающий синоатриальный узел с левым предсердием. Атриовентрикулярная часть состоит из АВ узла (узел Ашоффа–Тавара), переходящего в АВ соединение с пучком Гиса, включающим в себя общий ствол и три ветви: левая передняя, левая задняя и правая, из которых отходят проводящие волокна Пуркинье.

Синоатриальный узел (СА-узел) является номотопным центром автоматизма первого порядка. Расположен он в верхней части правого предсердия в синусе полых вен. Это важнейший центр проводящей системы сердца, содержит истинные клетки-пейсмекеры (pacemaker или Р-клетки), которые автоматически генерируют электрические импульсы (потенциалы действия) с частотой в норме 60 – 90 имп./мин., задающие нормальный ритм работе сердца. Существует несколько теорий автоматизма, наиболее актуальна теория диастолического поля. В диастолу метаболизм кардиомиоцитов изменяется, что сопровождается постепенным уменьшением мембранныго потенциала. В клетках СА-узла это уменьшение происходит быстрее всего. Помимо Р-клеток, в узле имеются также Т-клетки, которые проводят эти импульсы к предсердиям и к АВ узлу.

Важнейшим элементом ПСС является АВ узел, расположенный у правого края межпредсердной перегородки книзу от овальной ямки и служащий проведению возбуждения, исходящего из синусного узла, к желудочкам. При гистологическом исследовании выявляется трехслойное строение АВ узла, составленного из клеток, которые различаются не только по морфологическим свойствам, но и по скорости проведения импульса.

Проксимальный слой АВ узла, связанный с мышцей правого предсердия, представлен переходными (Т) клетками. Группы таких клеток отделены друг от друга слоями коллагеновых волокон, резко замедляющих скорость распространения импульсов. Этот слой является преддверием АВ узла. Второй слой — собственно АВ узел. Он составлен из плотно соприкасающихся клеток, среди которых, помимо переходных (Т) клеток, находятся округлые Р-клетки с малым числом органелл и миофибрилл. Третий слой АВ узла — длинная дистальная часть, непосредственно переходящая в пучок Гиса, с началом которого образуется АВ-соединение.

АВ узел обеспечивает устойчивую работу миокарда, как в норме, так и при многих видах аритмий [2,3], в значительной мере снижая риски от их возможных последствий. Это достигается за счет реализации им трех основных функций.

1. Задержка волн возбуждения идущих по проводящей системе от предсердий к желудочкам, обусловленная существенным замедлением скорости проведения импульсов. Эта задержка обеспечивает отсроченное возбуждение желудочков после окончания полноценного сокращения предсердий и может достигать по времени 0,1 с.

2. Частотная фильтрация импульсов идущих от предсердий к желудочкам. По существу АВ узел, из-за продолжительного рефрактерного периода своих деполяризованных клеток, не проводит сигналы больше определенной частоты, выполняя тем самым роль фильтра низких частот (ФНЧ). В результате даже при фибрилляции предсердий, когда частота импульсов в них увеличивается до 300 1/мин и выше, к желудочкам доходят импульсы со значительно меньшей частотой, не превышающей, как правило, 150 1/мин, что обеспечивает их работу в допустимых пределах.

3. Выполнение роли узла автоматизма второго порядка. При угнетении функции синоатриального узла, частота спонтанных потенциалов действия АВ узла составляет около 40 1/мин. Это обусловлено следующим взаимодействием. Импульсы, возникающие в синоатриальном узле, распространяются на предсердия и желудочки, вызывая их возбуждение и последующее сокращение. Проходя на своем пути автоматический центр второго порядка, эти импульсы каждый раз вызывают синхронную разрядку (возбуждение) пейсмекерных клеток этого центра, находящихся в это время в стадии медленной деполяризации. После этого циклы повторяются до исчезновения импульсов, приходящих на вход АВ узла. Тогда стадии медленной деполяризации становятся «полными», и доходят до порогового критического уровня самостоятельно, вызывая потенциалы действия, следующие с периодом примерно равным 1,5 с, которые и являются импульсами водителя ритма второго порядка.

В работе [4] предложена электрическая модель АВ узла, учитывающая его основные функции. В отличие от математических моделей [5] она легко может быть осуществлена в дискретно-аналоговом или в цифровом виде, либо в виде программы для ЭВМ. В работе [6] рассмотрена более полная модель АВ соединения, включающая в себя дополнительно блок, имитирующий возникновение импульсов, вызывающих экстрасистолию желудочков. В модели учтено, что наряду с полезными свойствами АВ - соединение может служить источником некоторых аритмий при патологии в работе сердца. Среди возможных аритмий, порождаемых данным участком проводящей системы, наиболее часто встречается (практически у 60-65 % взрослого населения) желудочковая экстрасистолия — преждевременное возбуждение, возникающее под влиянием импульсов, исходящих из различных участков проводящей системы желудочков. Источником желудочковой экстрасистолии в большинстве случаев являются разветвления пучка Гиса и следующие далее волокна Пуркинье.

К другим также достаточно частым видам аритмии относятся трепетание предсердий и фибрилляция предсердий, называемая обычно мерцательной аритмией. Сбои в работе предсердий во многом связаны с импульсациями, вызванными самовозбуждением отдельных областей миокарда предсердий по принципу возникновения автоволновых процессов в замкнутом контуре, и получивших название micro-reentry и macro-reentry. Несмотря на определенные отличия эти два механизма аритмии имеют в итоге много общего, прежде всего высокую частоту (до 300 1/мин и выше), подавление нормальной работы синусового узла и синусового ритма сердца.

С учетом этого замечания предлагается ввести в электрическую модель ПСС два блока, отражающих работу синусового узла и возникновение аритмии в предсердиях, соединив их с моделью АВ узла (рисунок 1).

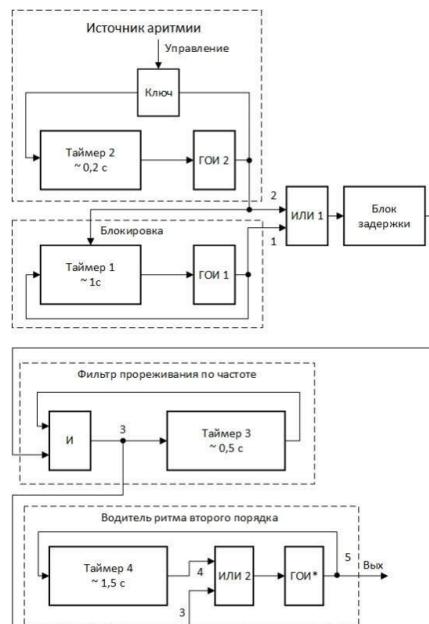


Рисунок 1 - Структурная электрическая эквивалентная схема проводящей системы сердца. И, ИЛИ – логические элементы, ГОИ – генератор одиночных импульсов

Роль водителя ритма первого порядка (синусового узла) выполняют Таймер 1 и генератор одиночных импульсов (ГОИ 1), с возможностью блокировки работы сигналами, поступающими от источника аритмии (Таймер 2 и ГОИ 2). В качестве импульсов в модели приняты без потери общности короткие прямоугольные импульсы. Частота импульсов синусового узла выбирается постоянной (без учета влияния симпатической и парасимпатической систем организма), а частота импульсов блока аритмии может быть задана случайной в некотором диапазоне соответствующим программированием Таймера 2.

Временные диаграммы, поясняющие работу модели, представлены на рис.2. При отсутствии аритмии в предсердиях, импульсы U_1 с ГОИ 1 через схему ИЛИ 1 поступают на блок задержки модели АВ узла. Здесь они задерживаются на время до 0,1 с (эта задержка и время распространения импульсов в предсердиях для простоты не показаны). Далее в неизменном виде импульсы оказываются на выходе фильтра прореживания по частоте, а затем на выходе АВ узла (5 – рис.1). При включении аритмии импульсы высокой частоты U_2 с ГОИ 2 блокируют Таймер 1 и поступают через схему ИЛИ 1 на блок задержки и на вход фильтра прореживания по частоте, который работает следующим образом.

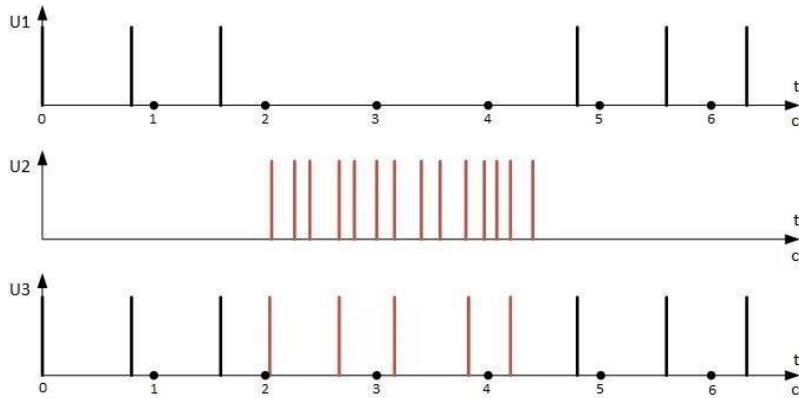


Рисунок 2 - Временные диаграммы, демонстрирующие включение в работу блока аритмии (U_2) и прореживание по частоте этих импульсов в АВ узле (U_3). Задержка не показана

Перед поступлением первого импульса аритмии элемент И открыт высоким потенциалом, снимаемым с выхода Таймера 3, и поэтому этот импульс проходит к третьему блоку схемы. По окончании данного импульса, Таймер 3 устанавливается в начальное нулевое состояние, которое сохраняется до конца отсчета установленного в нем времени (определяется рефрактерностью проводящих структур АВ узла, например, 0,5 с.) Только после этого он снова дает разрешение на прохождение очередного импульса. В данном примере - каждого третьего импульса, что наглядно показывают уменьшение частоты импульсов, проходящих через фильтр, и полностью отвечает уникальным свойствам возбудимых тканей осуществлять частотную фильтрацию входных процессов [7]. При моделировании, однако, учтено, что фильтрация по частоте в АВ узле осуществляется на особо низких частотах (несколько Гц), и использование классического ФНЧ здесь нецелесообразно.

В четвертом блоке реализована функция включения в активную работу генератора импульсов, имитирующего водитель ритма второго порядка. При наличии импульсов на входе данного блока (3 – рис.1; У3 – рис.2) генератор (Таймер 4, ИЛИ 2 и ГОИ) работает синхронно с входными импульсами. Частота их, как правило, более 60 1/мин. При пропадании указанных входных импульсов Таймер 4 будет осуществлять полный отсчет установленного в нем времени, например 1,5 с, и тогда, на выходе всего устройства будут формироваться импульсы с частотой 40 импульсов в минуту. Временные диаграммы, демонстрирующие работу «водителя ритма второго порядка» представлены в [4]. На таком же принципе могут быть построены блоки для реализации в модели ПСС водителей ритма третьего и четвертого порядков.

Как уже было отмечено, в модель ПСС целесообразно ввести также блок «экстрасистолии». Структура и принцип работы его описаны в [6].

Заключение. Представленная модель проводящей системы сердца адекватно отражает основные электрические процессы в миокарде, как в норме, так и при большом числе патологий и может представлять не только теоретический, но и практический интерес.

Библиографический список

1. Анохин П.К. Избранные труды: Кибернетика функциональных систем/ Под ред. К.В. Судакова. Сост. В.А. Макаров. — М.: Медицина, 1998. — 400с.
2. Кушаковский, М. С. Аритмии сердца. Расстройства ритма и нарушения проводимости. Причины, механизмы, электрокардиографическая и электрофизиологическая диагностика, клиника, лечение: руководство для врачей / М. С. Кушаковский, Ю. Н. Гришкин. - 4-е изд., испр. и доп. - Санкт-Петербург: ФОЛИАНТ, 2017. - 720 с.

3. Самойлов В. О. Медицинская биофизика : учебник для вузов / В. О. Самойлов.— 3-е изд., испр. и доп.— СПб. : СпецЛит, 2013.— 591 с. : ил.
4. Бритин С.Н. Электрическая модель атриовентрикулярного узла / М.А. Бритина, Р.Я. Власенко, В.С. Шабаев // Мотивационные аспекты физической активности: Материалы III всероссийской междисциплинарной конференции студентов, молодых ученых и преподавателей. 01 марта 2019 г. Великий Новгород / отв. редактор, к.м.н., доцент КНФ, Р. Я. Власенко; НовГУ им. Ярослава Мудрого. – Великий Новгород, 2019. – 96 с. – С.9-13.
5. Мезенцева Л. В. Теоретические основы нарушений сердечного ритма при экстремальных внешних воздействиях. Диссертация на соискание ученой степени доктора биологических наук. Федеральное государственное бюджетное научное учреждение «Научно-исследовательский институт нормальной физиологии имени П.К. Анохина. Москва 2014. – 229 с. (<http://www.dslib.net/fiziologia/teoreticheskie-osnovy-narushenij-serdechnogo-ritma-pri-jekstremalnyh-vneshnih.html>)
6. Бритин С.Н. Обобщенная электрическая модель атриовентрикулярного соединения / М.А. Бритина, Р.Я. Власенко // Биотехнические, медицинские и экологические системы, измерительные устройства и робототехнические комплексы – Биомедсистемы-2019: сб. тр. XXXII Всерос. науч.-техн. конф. студ., мол. ученых и спец., 4-6 декабря 2019 г. / под общ. ред. В.И.Жуleva. – Рязань: ИП Коняхин А.В. (Book Jet), 2019. – 700 с., ил. – С.253-258.
7. Бритин С.Н., Власенко Р.Я., Шабаев В.С. Частотные фильтрующие свойства возбудимых тканей. Труды XIII Международной научной конференции «Физика и радиоэлектроника в медицине и экологии» (ФРЭМЭ'2018). Владимир - Сузdal, Россия, 3-5 июля 2018 г. Книга 1 – С. 75-77

ELECTRICAL MODEL OF THE CARDIAC CONDUCTING SYSTEM

Britin S.N., Britina M.A., Vlasenko R.Ya.

Yaroslav-the-Wise Novgorod State University, Veliky Novgorod, sergey.britin@novsu.ru, maria.britina@yandex.ru, romex@mail.ru

Key words: conducting system of the heart, electrical processes, frequency filtering, the node automaticity

Annotation. In the article, the authors considered a model of the conducting system of the heart, which allows us to get an idea of the electrical processes of the myocardium in normal and pathological conditions. The model takes into account the functions of the Atria during the sinus rhythm of the heart and its disorders in arrhythmia. The authors consider the role of the atrioventricular node, which reduces the risks of violations of the heart's conducting system in the sinoatrial region. This includes frequency filtering of pulses coming from the Atria to the ventricles, and the role of a second-order automatism node. The model can include blocks for implementing third-and fourth-order automatism nodes and a source of pulses that can cause ventricular extrasystole.



АЛГОРИТМ АВТОМАТИЧЕСКОГО ПРЕДСТАВЛЕНИЯ ДИНАМИКИ КОРРЕЛЯЦИОННЫХ РИТМОГРАММ НА ДЛИННЫХ ЗАПИСЯХ СИГНАЛОВ

¹Тимофеева П.Ю., ²Алексеев Б.Э., ³Манило Л.А., ⁴Немирко А.П.

Санкт-Петербургский Государственный Электротехнический Университет «ЛЭТИ», г. Санкт-Петербург,
¹timofeyeva@live.com, ²Boris123z@yandex.ru, ³lmanilo@yandex.ru, ⁴apn-bs@yandex.ru

Ключевые слова: корреляционная ритмограмма, динамика сердцебиения, нарушение сердечного ритма

Аннотация. В клинической практике для изучения сердечного ритма часто используется 24-часовой мониторинг записей ЭКГ. Одним из методов анализа длительных записей ЭКГ-сигналов является представление сигнала в виде корреляционной ритмограммы. С помощью анализа скаттерограмм получается статическая информация, обработка которой дает примитивные признаки и недостаточно информации. Эти особенности не могут описать динамическое изменение RR-интервалов, которое содержит дополнительную информацию о характере сердцебиения. В нашем исследовании мы разработали систему, позволяющую представлять сигналы длительной записи ЭКГ в виде динамической корреляционной ритмограммы. Алгоритм позволяет просматривать изменение динамики сердцебиения в течение 24 часов (и более) за время менее 1 минуты. Используя нашу разработку в качестве инструмента визуализации динамической информации RR-интервалов, специалисты могут извлекать уникальную информацию о характере сердцебиения и классифицировать нарушения сердечного ритма с высокой точностью.

I. ВВЕДЕНИЕ

Популярным инструментом для классификации сердечных патологий, и, в частности, сердечных аритмий является анализ вариабельности сердечного ритма (ВСР) [1,2,3]. В последнее время большой интерес представляет анализ графического отображения ВСР в виде скаттерограмм, ритмограмм, гистограмм [5]. Одним из эффективных методов анализа ВСР является исследование графика Пуанкаре (ГП). В исследовании [4] описывается связь форм графика Пуанкаре с различными типами ритма. К примеру, форма ГП «торпеда» связана с синусовым ритмом, более сложные шаблоны ГП описывают различные сердечные тахиаритмии: форма «веер» - мерцательная аритмия, «двусторонний цветок» - преждевременная деполяризация предсердий, а шаблон «трехсторонний цветок» связан с преждевременной деполяризацией желудочков.

Описанные в [4] связи шаблонов и сердечных ритмов используются в работе [1] для классификации четырех типов аритмий: синусового ритма, фибрилляции предсердий, трепетания предсердий, предсердной ахикардии. Распознавание аритмий основано на модели нейронной сети, на вход которой подаются статистические показатели ГП, такие как частотное распределение точек гистограмм и нелинейный показатель комплексной корреляционной меры (ККМ). В результате данного исследования по анализу ритмограмм в форме ГП удалось классифицировать пять видов отображений Пуанкаре, связанных с различными типами ритма с точностью классификации более 94,2%.

В работе [3] анализ корреляционной ритмограммы осуществляется с использованием набора признаков: угол, направление линий, положение временных отрезков (УНП). Здесь также, как и в предыдущей работе, дескрипторы извлекаются из геометрических характеристик ГП. В отличие от предыдущих исследований, извлеченные признаки УНП позволяют более подробно описать особенности отображения Пуанкаре и решить задачу распознавания четырех сердечных состояний: нормальный синусовый ритм (НСР), инфаркт миокарда (ИМ), застойная сердечная недостаточность (ЗСН) и фибрилляция предсердий (ФП). Благодаря использованию признаков УНП точность классификации для четырех групп ритма составила 94,8% и 95,58% для обучающей и контрольной выборок, извлеченных из базы данных Physionet.

II. АНАЛИЗ ГРАФИЧЕСКОГО ОТОБРАЖЕНИЯ КОРРЕЛЯЦИОННОЙ РИТМОГРАММЫ

Наиболее популярными методами анализа ВСР являются линейные методы, однако, в последние годы наблюдается повышенный интерес к нелинейным методам, таким как анализ отображения Пуанкаре. ГП является одной из форм представления фазового пространства и отображает нелинейные характеристики вариабельности сердечного ритма (ВСР). Отображение Пуанкаре позволяет визуализировать изменчивость временных рядов [6]. Существует два вида отображения графика Пуанкаре: ГП первого порядка представляет графическое отображение распределения кардиоинтервалов в двухмерной координатной плоскости (x_i, x_{i+1}) и даёт информацию о распределении ВСР. ГП второго порядка представляет собой график зависимости $(x_{(i+1)} - x_i)$ от $(x_i - x_{(i-1)})$, где x_i – значение i -ого кардиоинтервала, и описывает скорость изменения ВСР.

Для анализа ВСР необходимо количественно оценить особенности различных участков графического отображения Пуанкаре. С этой целью в работе [7] описываются стандартные дескрипторы, используемые для количественной оценки геометрии графика Пуанкаре, а именно SD1 и SD2. Показатели SD1 и SD2 представляют собой дисперсию множества точек вдоль малой и большой оси эллипса – геометрической фигуры, расположенной по периметру распределения Пуанкаре (рис. 1). Однако, показатели SD1 и SD2 оценивают только пространственную информацию и могут быть одинаковыми при разных временных параметрах. С целью оценки временной динамики ГП в работе [1] предлагается использование ККМ. Функция ККМ даёт количественную оценку корреляции ритмограммы. Эта оценка вычисляется для разных временных задержек в последовательности RR-интервалов. Именно за счёт различного временного сдвига удается вычислить временную динамику кардиоинтервалов. Индекс комплексной корреляционной меры извлекается из ГП как первого, так и второго порядка, что позволяет более широко исследовать динамику распределения ВСР. С использованием нелинейного индекса ККМ, а также частотных распределений точек в разных областях графика Пуанкаре, авторам удалось классифицировать такие группы сердцебиений как синусовый ритм, фибрилляция предсердий, трепетание предсердий, предсердная тахикардия. Эти результаты позволяют использовать показатель ККМ для непосредственной классификации аритмий, однако он не позволяет визуально отобразить нелинейность временной динамики распределения ВСР.

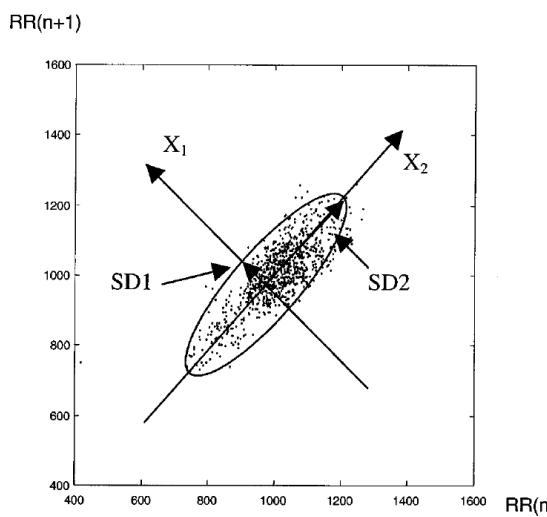


Рисунок 1 - Стандартный график Пуанкаре с временной задержкой временного ряда $m = -1$

Помимо анализа ГП с помощью известных дескрипторов, в последнее время всё чаще предлагаются новые функции, описывающие нелинейность распределения ВСР. В работе [3] авторы использовали новый метод «Угол, Направление, Положение» (УНП) для классификации четырех сердечных состояний: нормальный

синусовый ритм (НСР), инфаркт миокарда (ИМ), застойная сердечная недостаточность (ЗСН) и фибрилляция предсердий (ФП). Выделяются три основные функции: угол, направление траектории и местоположение средней точки. В совокупности они описывают временную динамику корреляционных ритмограмм. Оценка динамической информации осуществляется для каждой последовательности, состоящей из трех точек на отображении Пуанкаре. В этой работе также удалось выделить преимущество нового метода УНП перед стандартными линейными статистическими показателями SD1 и SD2. По извлеченным функциям строится карта УНП, которая используется для визуального представления нелинейных характеристик ГП. Она связывает параметры угол и направление, где угол измеряется между двумя векторами, состоящими из трёх последовательных точек, а направление Dir определяется как ориентация последовательности трех точек. Классификация с использованием метода УНП позволила с точностью 100% распознать такие сердечные патологии как застойная сердечная недостаточность и фибрилляция предсердий. Однако описанные в работе [3] результаты отражают невысокую надежность данного метода. Хотя метод и позволяет визуально оценить временную динамику корреляционной ритмограммы, карта УНП не позволяет извлечь достаточно информации для надёжной постановки диагноза.

III. СИСТЕМА ДЛЯ ДИНАМИЧЕСКОГО ОТБРАЖЕНИЯ КОРРЕЛЯЦИОННОЙ РИТМОГРАММЫ

Результаты описанных выше исследований показывают успешное решение задачи классификации групп сердечных патологий по анализу отображения Пуанкаре. С целью извлечения дополнительной временной и морфологической информации из ГП мы разработали динамическую систему визуализации корреляционной ритмограммы.

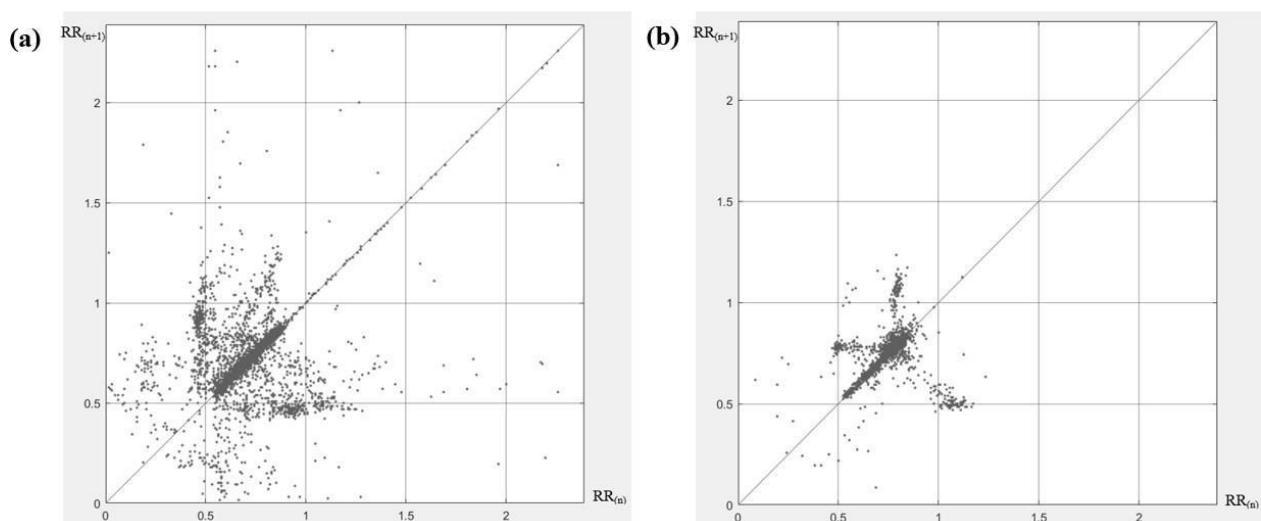


Рисунок 2 - Фрагменты динамической системы представления графика Пуанкаре в случаях двух разных типов сердцебиения на одном долгосрочном сигнале ЭКГ: застойная сердечная недостаточность (а), нормальный синусовый ритм с фрагментами аритмических сокращений (б)

Принципиально важным в этой системе является представление долгосрочных записей ЭКГ, так как при анализе сигналов длительностью от 24 часов возможно достоверно и точно распознать различные виды сердечных патологий. Так, на рис.2 изображены фрагменты динамической системы представления графика Пуанкаре одной долгосрочной записи ЭКГ в случае двух разных типах сердцебиения. С этой целью из баз данных MIT-BIH Long Term Database и BIDMC Congestive Heart Failure Database были отобраны долгосрочные записи ЭКГ.

В пространстве привычного статичного отображения графика Пуанкаре для исследователя остается неясным характер и последовательность построения этого отображения. С использованием предлагаемой системы представления появилась возможность визуализации динамики распределения RR-интервалов. Здесь уже можно видеть зависимость последовательности распределений от времени. Появляется возможность провести анализ таких морфологических особенностей как смещение центра или среднего по распределению на графиках Пуанкаре, изменение его структуры и формы, изменение частоты распределения точек вдоль малой и большой оси эллипса.

С целью анализа сегмента ГП, разработанная система позволяет быстро «прокрутить» последовательность распределения во времени и выбрать интересующий временной интервал. Эта функция важна в случаях, в которых, например, необходимо оценить ВСР в промежуток времени, когда у пациента наблюдался приступ апноэ. Данная функция даёт неограниченные возможности для специалиста в исследовании ГП в требуемый момент времени. Интерфейс системы представлен на рисунке 3.

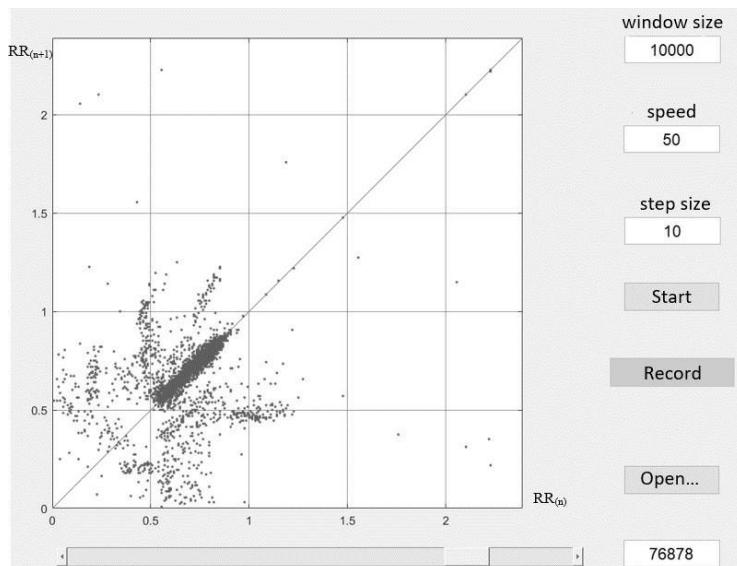


Рисунок 3 - Реализация работы системы автоматического представления динамики корреляционной ритмограммы на долгосрочном ЭКГ сигнале с выраженной застойной сердечной недостаточностью

Для лучшего динамического представления распределения добавлена функция ускоренного просмотра отображения RR-интервалов. Так, запись сигнала длиной в 24 часа может быть просмотрена за 1 минуту. Функция ускорения позволяет отобразить ВСР в пределах от 1 до 50 кадров в секунду, пользователь сам может ее настроить. На практике больше 50 кадров в секунду получить не удалось. Однако мы считаем, что скорость 50 кад./с слишком велика для визуальной оценки распределения кардиоинтервалов.

Система позволяет выбрать величину окна захвата корреляционной ритмограммы. Изменение размера окна ведет к изменению количества точек на графике в момент времени. Таким образом с увеличением размера окна увеличивается количество точек распределения на корреляционной ритмограмме. Важной функцией в системе визуализации является возможность изменения размера шага получаемого графического представления. Он показывает, на сколько точек сдвигается окно на каждом шаге отрисовки программой графика. С увеличением размера шага появляется возможность просмотреть ключевые изменения в структуре ритмограммы.

Для дальнейшего анализа и использования специалистами динамической корреляционной ритмограммы, мы создали возможность записи всего графического представления, либо интересующего сегмента системы с дальнейшим сохранением записи в формате «.gif».

IV. ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Рассмотрены методы классификации сердечных аритмий по анализу отображений Пуанкаре. Данные методы позволяют с высокой точностью классифицировать такие патологии как застойная сердечная недостаточность, а также диагностировать синусовый ритм, фибрилляцию предсердий, трепетание предсердий. Выявлены возможности количественной оценки нелинейности сигналов ЭКГ и ее реализации с использованием новых функций. Проведенный аналитический обзор показывает, что анализ отображений Пуанкаре решает задачу распознавания сердечных заболеваний с выраженной хаотической составляющей в ЭКГ сигналах. Использование новых функций, которые описывают геометрию ГП, даёт возможность усовершенствовать существующие методы классификации аритмий и повысить точность диагностики патологий.

Представлена новая система автоматического отображения динамики корреляционной ритмограммы на долгосрочных записях ЭКГ сигнала. Данная система позволяет извлечь дополнительную временную и морфологическую информацию о графике Пуанкаре с целью дальнейшего её анализа. Разработанная система отображает распределение ВСР в форме динамически изменяющегося во времени ГП, причём пользователи могут настраивать необходимую частоту и скорость динамики отображения. Данная система послужит уникальным инструментом визуализации распределения ВСР для специалистов и позволит более тщательно изучить временную динамику ритмограммы. С помощью разработанной программы можно анализировать такие типы сердечных патологий как застойная сердечная недостаточность, различные типы предсердных и желудочковых аритмий, трепетание предсердий, нормальный синусовый ритм.

До настоящего момента представление сигнала ЭКГ в системах Холтеровского мониторирования было доступно в ускоренном режиме только в форме анализа непосредственно самого сигнала ЭКГ либо ритмограммы. Разработанная система решает задачу просмотра корреляционной ритмограммы в ускоренном режиме, что ранее не было доступно для систем длительного мониторирования. Предлагаемая система с длительным и ускоренным отображением ГП могла бы существенно улучшить качество работы Холтеровских мониторных систем.

Работа выполнена при частичной поддержке Российского фонда фундаментальных исследований (РФФИ), исследовательских проектов 18-07-00264, 19-07-00475 и 19-29-01009.

Библиографический список

- Чжан Л., Го Т., Си Б., В. В., Ван К., Би Джей и Ван Ю. Автоматическое распознавание сердечных аритмий на основе геометрических моделей графиков Пуанкаре 2015 *Physiol. Meas* **36** 283–301.
- Кармакар К. К., Хандокер А. Х., Губби Дж. и Паланисвами М Комплексная мера корреляции: новый дескриптор для сюжета Пуанкаре 2009 *BioMedical Engineering OnLine*, 8:17. <http://doi.org/10.1186/1475-925X-8-17>
- Мохарерри С., Дабанло Н. Дж., Реза С. и Парвани С. Новый набор функций для лучшего представления динамики RR интервалов на графике Poincare 2017 *Computing in Cardiology* **44**. <http://doi.org/10.22489/CinC.2017.321-395>
- Esperer H D, Esperer C и Cohen R J Сердечные аритмии отпечатывают специфические подписи на участках Лоренца 2008 *Ann Noninvasive Electrocardiol* 13(1) 44-60 <http://doi.org/10.1111/j.1542-474X.2007.00200.x>
- Березный Е.А., Рубин А.М. и Утечина Г. Практическая кардиоритмография 2005 3d ed M: Neo 140 (на русском)
- Голиньская А.К. График Пуанкаре в анализе отобранных биомедицинских сигналов 2013 *Studies In Logic, Grammar And Rhetoric* **35(48)** 117–127
- М. Бреннан, М. Паланисвами * и П. Камен Отражают ли существующие измерения геометрии графика Пуанкаре нелинейные особенности вариабельности сердечного ритма? *IEEE TRANSACTIONS ON BIOMEDICAL ENGINEERING*, VOL. 48, NO. 11, NOVEMBER 2001

ALGORITHM FOR AUTOMATIC REPRESENTATION OF THE DYNAMICS OF CORRELATION RHYTHMOGRAMS ON LONG SIGNAL RECORDINGS

¹Timofeeva P.Yu., ²Alekseev B.E., ³Manilo L.A., ⁴Nemirko A. P.

Saint Petersburg state Electrotechnical University "LETI", Saint Petersburg,

¹timofeyeva@live.com, ²Boris123z@yandex.ru, ³lmanilo@yandex.ru, ⁴apn-bs@yandex.ru

Keywords: correlation rhythmogram, heart rate dynamics, heart rhythm disturbance

Annotation. In clinical practice, 24-hour monitoring of ECG recordings is often used to study heart rate. One of the methods for analyzing long-term recordings of ECG signals is to represent the signal as a correlation rhythmogram. Using scatterogram analysis, static information is obtained, processing of which gives primitive signs and insufficient information. These features cannot describe the dynamic change in RR intervals, which contains additional information about the nature of the heartbeat. In our study, we developed a system that allows us to represent the signals of a long ECG recording in the form of a dynamic correlation rhythmogram. The algorithm allows you to view changes in heart rate dynamics for 24 hours (or more) in less than 1 minute. Using our development as a tool for visualizing dynamic RR interval information, specialists can extract unique information about the nature of heartbeat and classify heart rhythm disorders with high accuracy.



ВЫБОР ПАРАМЕТРОВ АЛГОРИТМА РЕШЕНИЯ ОБРАТНОЙ ЗАДАЧИ ЭЛЕКТРОКАРДИОГРАФИИ

Куприянова Я. А., Жихарева Г. В., Мишенина Т. Б., Куропаткин С. А.

ФГБОУ ВО «Национальный исследовательский университет «МЭИ», г. Москва, Kupriyanovaya@bk.ru

Ключевые слова: электрокардиография, обратная задача электрокардиографии, моделирование электрической активности сердца, квазиэпикард, дискретизация поверхности, регуляризация

Аннотация. Исследован алгебраический алгоритм реконструкции простого и двойного слоев токовых источников на поверхности квазиэпикарда по электрокардиосигналам многоэлектродной ЭКГ-системы. Проведена оценка влияния параметров алгоритма на качество реконструкции. Исследование проведено с использованием математической модели электрической активности сердца на базе клеточных автоматов. Использованы сферическая модель поверхности квазиэпикарда и поверхность грудной клетки в форме эллиптического цилиндра. Предложен способ дискретизации этих поверхностей. Сформулированы рекомендации по выбору параметра регуляризации в различные интервалы времени кардиоцикла.

Введение. Алгоритмы решения обратной задачи электрокардиографии позволяют перейти от анализа распределений потенциалов электрического поля сердца на поверхности грудной клетки к анализу распределений эквивалентных источников или потенциалов в непосредственной близости от поверхности сердца. Такой переход призван повысить информативность ЭКГ-обследований, особенно, на ранних стадиях развития заболеваний. Одним из алгоритмов решения обратной задачи электрокардиографии является алгебраический алгоритм реконструкции поверхностных распределений эквивалентных токовых источников сердца [1, 2].

Целью настоящего исследования является разработка рекомендаций по выбору параметра регуляризации, используемого в алгебраическом алгоритме, а также определение необходимого числа и

расположения точек с известными потенциалами на поверхности грудной клетки и точек поверхности квазиэпикарда, для которых проводится реконструкция.

Для проведения исследования используется математическая модель электрического генератора сердца на базе клеточных автоматов [2, 3]. Эта модель позволяет рассчитывать электрическое поле сердца на поверхности грудной клетки во все моменты времени одиночного кардиоцикла, а также соответствующие распределения простого и двойного слоев эквивалентных токовых источников на квазиэпикарде. В качестве квазиэпикарда используется сферическая поверхность, окружающая генератор сердца в непосредственной близости от него. Такой математический аппарат позволяет проводить количественную оценку качества работы алгоритма реконструкции и обосновывать выбор его параметров.

Алгебраический алгоритм реконструкции токовых источников на квазиэпикарде. Связь между поверхностными распределениями токовых источников и измеренным электрическим потенциалом для простого γ и двойного D слоев описывается решением уравнения Пуассона [4]:

$$\phi(r) = \frac{1}{4\pi\sigma} \int \frac{\gamma(r')}{|r-r'|} dS \quad \text{и} \quad \phi(r) = \frac{1}{4\pi\sigma} \int D(r') \frac{\partial}{\partial n} \frac{1}{|r-r'|} dS \quad (1)$$

где dS – элементарная площадь поверхности токовых источников, $|r-r'|$ – расстояние от точки измерения с радиус-вектором r до текущей точки интегрирования с радиус-вектором r' на поверхности квазиэпикарда S , $\partial/\partial n$ – производная по единичной нормали \mathbf{t}_n к этой поверхности. Алгебраический алгоритм реконструкции поверхностных распределений токовых источников вытекает из формул (1) при замене интегрирования суммированием. Задача сводится к решению систем линейных алгебраических уравнений [1, 2]

$$\phi_k = \sum_l A_{\gamma kl} \gamma_l \quad \text{и} \quad \phi_k = \sum_l A_{D kl} D_l \quad (2)$$

с матрицами коэффициентов

$$A_{\gamma kl} = \frac{1}{4\pi\sigma} \frac{\Delta S_l}{|r_k - r_l|} \quad \text{и} \quad A_{D kl} = \frac{1}{4\pi\sigma} \frac{\Delta S_l \cos \varphi_{lk}}{|r_k - r_l|^2}, \quad (3)$$

где ΔS_l – площадь дискретного элемента квазиэпикарда с номером l , φ_{lk} – угол между вектором дипольного момента D_l и прямой, соединяющей дискреты с номерами l и k на поверхностях квазиэпикарда и грудной клетки.

Решение систем уравнений (2) относится к некорректным задачам [5], поэтому был применен метод регуляризации нахождения нормального решения – поиск вектора z^α , минимизирующего функционал

$$M^\alpha [z, \phi] = \|Az - \phi\|^2 + \alpha \|z\|^2, \quad \alpha > 0, \quad (4)$$

с параметром регуляризации α , от которого зависит качество реконструкции.

Минимизация функционала (4) сводится к решению системы линейных алгебраических уравнений

$$z_k + \sum_j C_{kj} z_k = b_k,$$

$$z_k + \sum_j C_{kj} z_k = b_k$$

получающихся из условий $\frac{\partial M^\alpha}{\partial z_j} = 0$. При этом $C_{kj} = \sum_i A_{kj} A_{ik}$, $b_k = \sum_i A_{ki} \phi_i$.

$$z_k + \sum_j C_{kj} z_k = b_k$$

Важными этапами реконструкции, от которых зависит ее качество, являются определение числа и расположения точек на поверхности грудной клетки и квазиэпикарда, а также выбор параметра регуляризации α .

Дискретизация поверхностей торса и квазиэпикарда. При дискретизации поверхности квазиэпикарда для обеспечения равномерного распределения дискретных отсчетов на сфере, использовалась шестиугольная решетка с равными площадями дискретов. При этом число точек по экватору сферы должно быть кратно шести, поэтому общее число точек на сфере определяется формулой

$$N = 2 \left[1 + 3 \left\{ n + 2 \sum_{i=1}^{n-1} i \right\} \right],$$

где n – число дискретов по углу θ сферической системы координат от 0 до 90° , кратно трем. Рассмотрены варианты решеток из $N_1 = 488$ ($n_1 = 9$), $N_2 = 866$ ($n_2 = 12$) и $N_3 = 1352$ ($n_3 = 15$) элементов, что соответствует площадям дискретов $\Delta S_1 = 54,5 \text{ mm}^2$, $\Delta S_2 = 30,7 \text{ mm}^2$ и $\Delta S_3 = 19,7 \text{ mm}^2$ при радиусе квазиэпикарда 4,6 см. Поверхность грудной клетки (эллиптического цилиндра) была дискретизирована на такое же число равных по площади элементов.

Рассчитанные с помощью модели генератора сердца в один из моментов времени R-зубца потенциалы $\{\phi_i\}$ в дискретных точках поверхности грудной клетки, распределения простого $\{\gamma_i\}$ и двойного $\{D_i\}$ слоев токовых источников в дискретных точках квазиэпикарда, а также результаты их реконструкции $\{\gamma'_i\}$ и $\{D'_i\}$ представлены на рисунке 1.

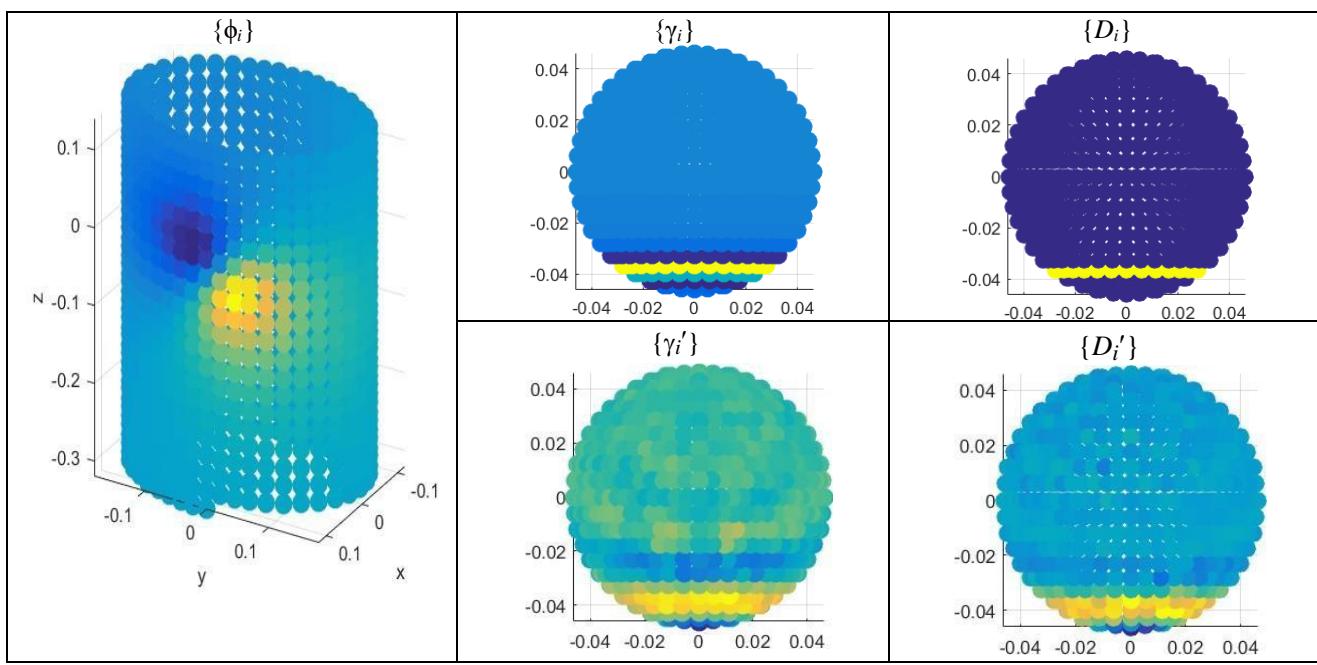


Рисунок 1 – Результаты моделирования и реконструкции в один из моментов времени R-зубца при $N_2 = 866$

Для оценки качества реконструкции рассчитывались коэффициенты корреляции Пирсона по формулам:

$$k_\gamma = \frac{\sum_i (\gamma_i - \bar{\gamma})(\gamma'_i - \bar{\gamma}')} {\sqrt{\sum_i (\gamma_i - \bar{\gamma})^2 \sum_i (\gamma'_i - \bar{\gamma}')^2}}, \quad k_D = \frac{\sum_i (D_i - \bar{D})(D'_i - \bar{D}')} {\sqrt{\sum_i (D_i - \bar{D})^2 \sum_i (D'_i - \bar{D}')^2}}, \quad (4)$$

где $\{\gamma_i\}$ и $\{D_i\}$ – массивы эквивалентных источников, определенные по модели генератора сердца, $\{\gamma'_i\}$ и $\{D'_i\}$ – результаты реконструкции.

При исследовании алгоритма расчеты, аналогичные представленным на рисунке 1, были проведены для всех моментов времени одиночного кардиоцикла (с частотой дискретизации по времени 2 кГц). Причем, для каждого момента времени определялось значение коэффициента регуляризации, соответствующее максимально возможному значению коэффициента корреляции Пирсона (k_γ или k_D). Этот численный эксперимент был повторен три раза – для трех вариантов дискретизации (N_1 , N_2 , N_3). На рисунке 2 представлены графики максимальных значений коэффициента корреляции на интервалах, соответствующих Р-зубцу, QRS-комплексу и Т-зубцу при всех трех вариантах дискретизации.

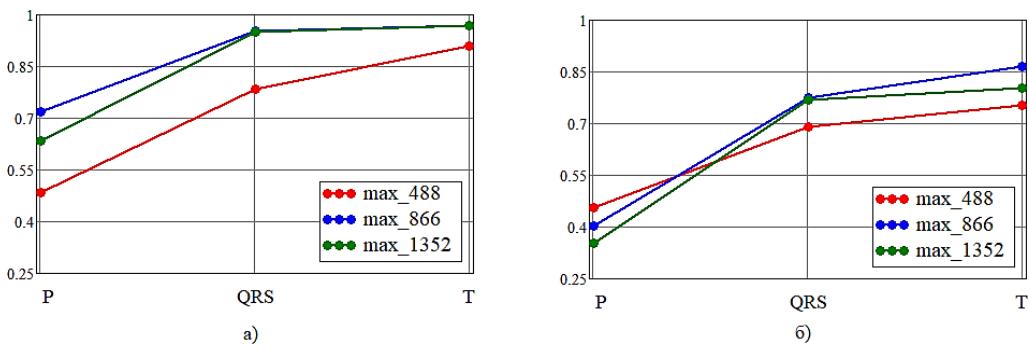


Рисунок 2 – Максимальные значения коэффициента корреляции для простого γ (а) и двойного D (б) слоев

Из представленных на рисунке 2 результатов следует, что из трех вариантов дискретизации $N_2 = 866$ соответствует наибольшим значениям коэффициентов корреляции, а, следовательно, лучшему качеству реконструкции. Коэффициенты корреляции при реконструкции простого слоя токовых источников k_γ несколько выше, чем при реконструкции двойного слоя k_D , поскольку распределения D имеют резкие границы.

Выбор параметра регуляризации. Стандартный критерий определения коэффициента регуляризации α – минимизация невязки по потенциалам $\|Az^\alpha - \phi\|$, где z^α – найденные значения $\{\gamma'_i\}$ или $\{D'_i\}$, A – матрицы связи потенциалов и источников (ϕ -лы (3)). Этот подход – единственно возможный, когда нет информации о распределении источников, но имеет недостаток, поскольку обратная задача не решается однозначно, и

распределения источников, соответствующие минимуму невязки потенциалов, могут оказаться далеки от истинных.

Для контроля диапазона значений α , в котором следует определять минимум невязки в различные моменты времени кардиоцикла, был проведен анализ значений параметра регуляризации α . Рассматривались значения α , соответствующие максимумам корреляции реконструированных и рассчитанных по модели распределений источников. Анализ проведен для числа точек дискретизации поверхностей $N_2 = 866$ при добавлении в моделированные потенциалы на поверхности грудной клетки нормального белого шума с СКО 25 мВ.

В результате были определены средние и медианные значения коэффициента регуляризации α на различных интервалах времени одиночного кардиоцикла, а также диапазоны изменения α для поиска оптимального значения по критерию минимума невязки по потенциалам. Полученные значения представлены в таблице 1.

Как видно из представленных в таблице 1 данных, диапазоны значений параметра регуляризации α при реконструкции распределений простого γ и двойного D слоев существенно различаются, т.к. различна размерность α (формула (4)).

На величину параметра α влияет отношение сигнал/шум. В различные моменты времени оно будет меняться в зависимости от величины уровня сигналов электродов, поэтому существует свой разброс значений для каждого интервала кардиокомплекса. Но дать рекомендации по выбору α по величине отношения сигнал/шум не представляется возможным, поскольку также на величину α существенно влияет форма реконструируемого распределения (наличие резких границ и мелких деталей).

Таким образом, при реконструкции распределений эквивалентных источников по реальным сигналам многоэлектродной ЭКГ-системы можно ориентироваться на средние и медианные значения α , контролируя значения невязки по потенциалам и уточняя значения α в установленных границах (минимизируя невязку).

Таблица 1 – Значения коэффициента регуляризации α

Параметр α	Р-зубец		QRS-комплекс		Т-зубец		Весь кардиоцикл	
	Реконст- рукция γ	Реконст- рукция D						
Минимум	$3 \cdot 10^{-10}$	$4 \cdot 10^{-5}$	10^{-11}	$3 \cdot 10^{-7}$	$4 \cdot 10^{-10}$	$7 \cdot 10^{-6}$	10^{-11}	$3 \cdot 10^{-7}$
Среднее	$3,80 \cdot 10^{-9}$	$1,85 \cdot 10^{-4}$	$9,80 \cdot 10^{-9}$	$2,41 \cdot 10^{-4}$	$1,27 \cdot 10^{-8}$	$3,79 \cdot 10^{-4}$	$1,12 \cdot 10^{-8}$	$3,10 \cdot 10^{-4}$
Медиана	$2,05 \cdot 10^{-9}$	$1,05 \cdot 10^{-4}$	10^{-10}	$1,00 \cdot 10^{-4}$	$8,00 \cdot 10^{-9}$	$2,85 \cdot 10^{-4}$	$4,00 \cdot 10^{-9}$	$1,70 \cdot 10^{-4}$
Максимум	$2 \cdot 10^{-8}$	$5 \cdot 10^{-4}$	10^{-7}	10^{-3}	10^{-7}	10^{-3}	10^{-7}	10^{-3}

Заключение. В результате проделанной работы были выбрано число и расположение точек дискретизации поверхности грудной клетки и квазиэпикарда. При предложенном способе дискретизации (равномерном распределении дискретов равных площадей по поверхностям грудной клетки и квазиэпикарда) наилучшему качеству реконструкции соответствует 866 отсчетов.

Проведен анализ и даны рекомендации по выбору значений коэффициента регуляризации при реконструкции распределений простого и двойного слоев эквивалентных токовых источников с учетом времени интервалов кардиоцикла.

Библиографический список

1. Zhikhareva G.V., Kramm M.N., Chernikov A.I., Kupriyanova Y.A., Zhuravleva N.A., Bodin O.N., Seepold R. Reconstruction of Equivalent Electrical Sources on Heart Surface. In: Rojas I., Ortúñoz F. (eds) Bioinformatics and Biomedical Engineering. IWBBIO 2018. Lecture Notes in Computer Science, vol 10814. Springer, Cham. 2018. P. 325-334.
2. Zhikhareva, G.V., Kramm, M.N., Bodin, O. et al. Conversion from electrocardiosignals to equivalent electrical sources on heart surface. BMC Bioinformatics 21, 87 (2020). <https://doi.org/10.1186/s12859-020-3354-8>
3. Куприянова Я.А., Жихарева Г.В., Стрелков Н.О., Глущенков П.В. Моделирование электрической активности сердца с учетом неоднородного строения грудной клетки // Физика и радиоэлектроника в медицине и экологии. Труды XIII Международной научной конференции с научной молодежной школой имени И.Н. Спиридонова. В 2-х книгах. 2018. С. 218-222.
4. Титомир Л.И., Кнеппо П. Математическое моделирование биоэлектрического генератора сердца. – М.: Наука. Физматлит, 1999. – 447 с.
5. Тихонов А.Н., Арсенин В.Я. Методы решения некорректных задач. Учебное пособие для вузов. Изд. 3-е, исправленное. – М.: Наука. Гл. ред. физ.-мат. лит., 1986. – 288 с.

 SELECTION OF PARAMETERS ALGORITHM FOR SOLVING THE INVERSE PROBLEM OF
 ELECTROCARDIOGRAPHY

Kupriyanova Ya. A., Zhikhareva G. V., Mishenina T. B., Kuropatkin S. A.
 FSBGEI «National research university «MPEI», Moscow, Kupriyanovaya@bk.ru

Key words: electrocardiography, inverse problem of electrocardiography, modeling of the electrical activity of the heart, quasi-epicardium, surface discretization, regularization

Annotation. The algebraic algorithm for reconstructing the simple and double layers of current sources on the surface of a quasi-epicardium using the electrocardiosignals of a multi-electrode ECG system is studied. The influence of the algorithm parameters on the quality of reconstruction is estimated. The study was conducted using a mathematical model of the electrical activity of the heart based on cellular automata. We used a spherical model of the surface of the quasi-epicardium and the surface of the chest in the shape of an elliptical cylinder. A method for discretizing these surfaces is proposed. Recommendations are formulated for choosing a regularization parameter at various time intervals of the cardiocycle.



О ПРОГНОСТИЧЕСКОЙ ЗНАЧИМОСТИ ЭНТРОПИЙНОГО ПОКАЗАТЕЛЯ

Силкина У. И., Баландин В. А.
 МИРЭА – Российский Технологический Университет, г. Москва, usilkina@mail.ru

Ключевые слова: энтропия, прогностическая значимость, параметры вариационной пульсометрии

Аннотация. Статья посвящена оценке прогностической значимости энтропийного показателя сердечного ритма у пациентов с аритмией и сердечной недостаточностью.

Основной причиной смерти россиян остаются сердечно-сосудистые заболевания. По данным Росстата, за первые восемь месяцев 2019 года по сравнению с аналогичным периодом 2018 года в 42 регионах РФ значительно выросла смертность от сердечно-сосудистых заболеваний: в Красноярском крае, в Ивановской, Нижегородской, Тульской, Кемеровской областях [1].

Поэтому своевременная диагностика сердечно-сосудистых заболеваний, в основе которой по-прежнему лежит изучение записей ЭКГ различной длительности, играет важную роль. При анализе данных записей используются различные методы, в частности спектральные, корреляционные, вариационной пульсометрии и т.д. [2,3]

В данной работе использован метод вариационной пульсометрии, основанный на математическом анализе вариабельности сердечного ритма по Баевскому Р.М.(1979) [4].

Помимо традиционных параметров вариационной пульсометрии в работе рассмотрен энтропийный показатель (H) [5], отражающий отношение порядка и хаоса в сложных саморегулирующихся системах.

Показатель энтропии характеризует сложность организации временных серий RR-интервалов, позволяя оценить в количественном выражении регулярность и предсказуемость повторяющихся данных [6].

Формула для расчёта энтропии H представлена ниже:

(1),

где i – номер уникального RR-интервала в записи ЭКГ,

p – вероятность RR-интервала данной длительности.

Поскольку энтропийный показатель довольно редко используется в исследованиях, рассмотрены его значения при различных длительностях записи ЭКГ для здорового пациента. Значения приведены в таблице 1.

Таблица 1 - Значение энтропии H при различных длительностях для здорового пациента.

	Длительность исследования, минут						
	5	10	15	20	30	40	60
Значение энтропии (H)	4,94	4,91	4,93	4,96	4,87	5,01	5,34

Из данных таблицы 1 следует, что значения этого параметра незначительно отличаются от среднего значения H, равного $4,99 \pm 0,15$, на протяжении всего исследования. В частности, отклонение максимального значения от среднего не превышает 7%. Доверительный интервал рассчитывался по стандартной методике для малых выборок с использованием критерия Стьюдента при доверительной вероятности равной 95%.

Исходя из этого, в дальнейших расчётах использована 5-минутная длительность записи ЭКГ сигнала.

Целью исследования является оценка прогностической значимости энтропийного показателя сердечного ритма у пациентов с аритмией и сердечной недостаточностью.

Данные для исследования были выбраны из архива медицинских сигналов PhysioNet.org [7]. Данные здоровых пациентов были взяты из баз Normal Sinus Rhythm RR-Interval Database и MIT-BIH Normal Sinus Rhythm Database.

В исследовании были вычислен параметр энтропии (H) 20 здоровых людей в возрасте 58-73 лет. Данные представлены в таблице 2.

Таблица 2 - Значения показателя энтропии здоровых людей.

Здоровые пациенты										
Порядковый номер	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
Значение энтропии (Н)	4,78	4,54	4,6	5,07	4,35	4,73	4,37	4,76	4,94	4,6
Порядковый номер	11	12	13	14	15	16	17	18	19	20
Значение энтропии (Н)	4,94	4,78	4,94	4,45	4,6	4,31	4,35	5,33	5,11	5,45

Среднее значение в выборке составило $4,75 \pm 0,14$.

Для сравнения достаточно большого разброса данных (12% от среднего) с аналогичной величиной других параметров вариационной пульсометрии, они были рассчитаны для этих же здоровых людей и представлены в таблице 3.

Таблица 3 - Параметры вариационной пульсометрии здоровых людей.

№ пациента	Параметры вариационной пульсометрии														
	Мо	Амо	dRR	RRNN	SDNN	RMSSD	pNN50	ИН	ИВР	ВПР	ПАПР	ИДМ	САТ	ИМА	СВ
1	680	45,8	406	661	48	23	1,8	83	113	3,6	67,4	1,7	27	88	7,2
2	984	50,7	232	987	57	31	8,6	111	218	4,4	51,5	1,6	33	86	5,7
3	816	37,4	368	778	40	32	0,8	62	102	3,3	45,8	2,0	18	80	5,1
4	872	44,4	296	844	45	35	12,9	86	150	3,9	50,9	2,1	22	81	5,3
5	648	18,0	422	806	102	22	1,9	33	43	3,7	27,8	1,3	13	95	12,7
6	734	37,5	321	761	44	18	2,4	80	116	4,2	51,1	1,3	28	91	7,9
7	961	25,7	336	966	76	23	2,6	40	77	3,1	26,8	1,2	22	93	7,9
8	672	41,4	226	687	43	17	1,6	136	183	6,6	61,6	1,2	34	90	6,3
9	648	35,3	219	599	50	12	0,4	124	161	7,0	54,5	1,0	34	94	8,3
10	688	27,1	336	698	57	27	2,3	59	81	4,3	39,5	1,9	14	88	8,2
11	1008	31,8	328	973	76	32	11,3	48	97	3,0	31,6	1,7	19	89	7,8
12	609	32,9	266	681	59	17	0,5	101	124	6,2	54,0	1,2	27	93	8,7
13	711	29,5	321	656	57	20	0,4	65	92	4,4	41,5	1,5	20	91	8,6
14	734	32,8	321	766	63	20	2,5	70	102	4,2	44,7	1,3	25	92	8,3
15	648	42,6	351	653	43	16	1,1	94	121	4,4	65,8	1,2	35	91	6,6
16	750	45,8	398	795	70	33	5,5	77	115	3,4	61,1	2,1	22	88	8,8
17	781	40,4	484	800	58	40	4,5	53	83	2,6	51,7	2,5	16	83	7,3
18	711	33,8	313	668	49	20	0,5	75	107	4,5	47,5	1,5	22	89	7,3
19	680	46,7	250	671	44	15	0,0	137	187	5,9	68,6	1,1	41	91	6,5
20	750	45,1	290	761	47	27	6,1	104	155	4,6	60,1	1,8	26	86	6,2

Зеленым цветом выделены параметры вариационной пульсометрии, которые соответствуют норме по литературным данным [8,9]. Красным цветом выделены параметры, которые не входят в диапазон значений для здоровых людей по литературным источникам. Белым цветом выделены параметры, для которых нет литературных данных для данной возрастной категории.

По данным таблицы, можно предположить, в частности, что разброс значений энтропии и других показателей вариационной пульсометрии, связан с начальными нарушениями сердечно-сосудистой системы.

Среди патологий сердечно-сосудистой системы были выбраны аритмия и сердечная недостаточность, признаки которой отмечаются у 11,7 % населения России [10]. Данные кардио интервалограмм взяты из архива PhysioNet.org, а именно, из баз MIT-BIH Arrhythmia Database и Congestive Heart Failure RR-Interval Database [7].

Результаты расчёта энтропийного показателя пациентов с сердечной недостаточностью в возрасте 60-70 лет, представлены в таблице 4.

Таблица 4 - Значения энтропийного показателя пациентов с сердечной недостаточностью.

		Сердечная недостаточность									
Порядковый номер		1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
Значение энтропии (Н)		5,01	3,18	2,77	3,86	3,72	3,09	4,49	4,58	4,46	4,00
Порядковый номер		11	12	13	14	15	16	17	18	19	20
Значение энтропии (Н)		3,37	3,75	4,30	3,89	5,02	4,83	4,83	4,00	3,82	3,70

Среднее значение (Н) для людей с данной патологией составило $4,03 \pm 0,28$.

Для людей с заболеванием аритмия, соответствующие значения представлены в таблице 5.

Таблица 5 - Значения показателя Н для пациентов с аритмией.

	Аритмия									
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
Порядковый номер	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
Значение энтропии (Н)	5,20	5,50	5,20	4,96	5,56	5,39	4,67	5,20	5,36	6,42
Порядковый номер	11	12	13	14	15	16	17	18	19	20
Значение энтропии (Н)	7,16	7,17	5,57	5,72	4,33	5,76	5,42	5,42	6,34	4,35

Среднее значение показателя Н для людей с заболеванием аритмия составило $5,54 \pm 0,34$.

Значения энтропийного показателя для трёх исследуемых групп представлены на рисунке 1.

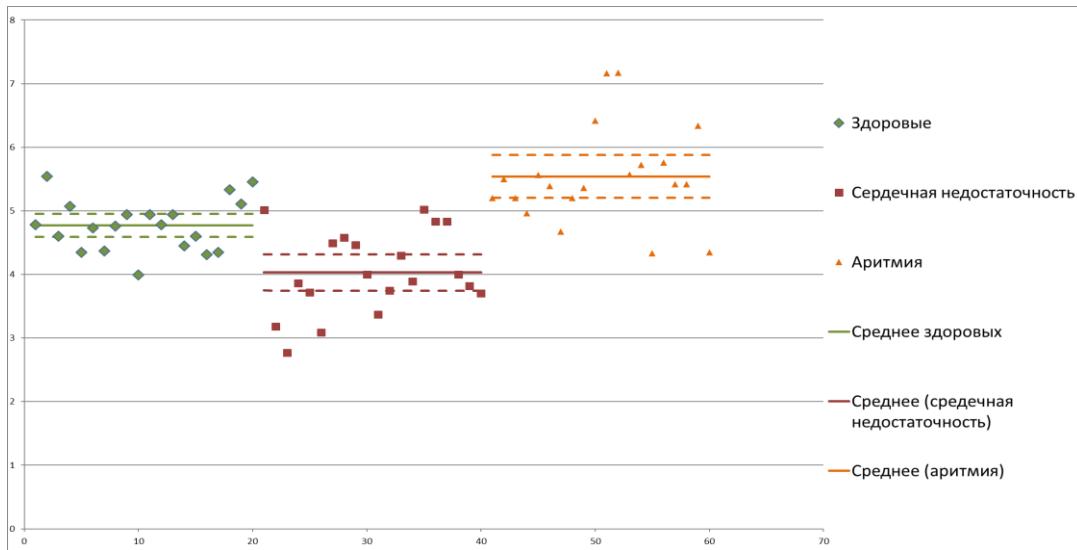


Рисунок 1 – Значения показателя Н здоровых людей и пациентов с патологиями сердечная недостаточность и аритмия.

Среднее значение данного параметра относительно здоровых пациентов меньше на 15,2% для больных с сердечной недостаточностью и больше на 16,6% для больных с аритмийей.

Отметим, что значения энтропийного показателя у всех исследуемых групп имеют нормальное распределение.

В медицинской диагностике применяется такой параметр отбора, как прогностическая значимость [3,11].

В настоящей работе она определяется, как доля больных пациентов, энтропийный показатель которых не попадает в размах значений данного параметра здоровых пациентов.

Полученная таким образом величина прогностической значимости энтропийного параметра составила 0,65 для обоих видов рассмотренных патологий.

Вывод: в работе были рассчитаны параметры вариационной пульсометрии здоровых пациентов в возрасте 58-73 лет. Подробно рассмотрен энтропийный показатель в группах здоровых людей и пациентов с патологиями сердечной деятельности, а именно аритмии и сердечной недостаточностью.

Проведенное исследование продемонстрировало прогностическую значимость на уровне 65% нелинейного параметра ВСР – энтропийного показателя и его чувствительность к рассмотренным формам патологии сердечно-сосудистой системы.

Библиографический список

1. «Коммерсантъ» [Интернет-ресурс] Режим доступа - <https://www.kommersant.ru/doc/4197409> (Дата обращения 29.03.2020)
2. Ходырев Г.Н. Методические аспекты анализа временных и спектральных показателей вариабельности сердечного ритма (обзор литературы) // Вятский медицинский вестник. -№ 3. – 2011. - С. 60 - 70
3. Информационный портал: Медицина от А до Я [Интернет-ресурс] <https://med-books.info/meditsina.html> (Дата обращения 29.03.2020)
4. Баевский Р.М. Анализ вариабельности сердечного ритма при использовании различных электрокардиографических систем (методические рекомендации) // Вестник аритмологии. -2001. -№24.-С.65-86
5. Пермяков С.А. Методы системного анализа амплитудно-фазового сопряжения электрокардиографической информации / Диссертация на соискание степени кандидата технических наук – Владимир: ВлГУ им. Столетовых, 2018.-159 с.

6. Pincus S.M. Approximate entropy as a measure of system complexity // Proceedings of the National Academy of Sciences – 1991. – N88. – P.2297–2301
7. Электронная медицинская международная база данных PhysioNet.org [Электронный ресурс]. – Режим доступа: <https://physionet.org> (дата обращения 11.04.20120)
8. Гончар И.А., Фролов А.В., Гуль Л.М. Актуальные проблемы неврологии и нейрохирургии: Рецензируемый сборник научных трудов. Вып. 14 / Под ред. С.А. Лихачева. Минск, 2011. С. 43-54.24.
9. Гончар И.А., Недзьведь Г.К., Фролов А.В. и др. Применение клинических и кардиоинтервалометрических предикторов для предупреждения прогрессирования инфаркта мозга. Инструкция по применению №150-1110 от 17.02.2011 г. / И.А. Гончар [идр.] // Минск: Росна, 2011.
10. Журнал для врачей «Трудный пациент» [Интернет-ресурс] <http://t-pacient.ru/authors> (Дата обращения 29.03.2020)

ABOUT THE PREDICTIVE SIGNIFICANCE OF THE ENTROPY PARAMETER

Silkina U. I., Balandin V. A.

MIREA – Russian Technological University, Moscow, usilkina@mail.ru

Key words: entropy, prognostic significance, parameters of variational heart rate monitoring and heart failure. . The prognostic significance of the entropy for parameter these pathologies is determined

Annotation. The article is devoted to assessing the prognostic significance of the entropic heart rate index in patients with arrhythmia and heart failure.



МЕЖКАНАЛЬНАЯ ФАЗОВАЯ СИНХРОНИЗАЦИЯ ЭЭГ У ПАЦИЕНТОВ С ЧЕРЕПНО-МОЗГОВОЙ ТРАВМОЙ ДО И ПОСЛЕ РЕАБИЛИТАЦИИ

¹Толмачева Р.А., ¹Обухов Ю.В. , ²Жаворонкова Л.А.

¹Институт радиотехники и электроники им. В.А. Котельникова РАН, г. Москва, tolmatcheva@ya.ru, yuvobukhov@mail.ru,

² Институт высшей нервной деятельности и нейрофизиологии РАН, г. Москва, lzhavoronkova@hotmail.com

Ключевые слова: ЭЭГ, вейвлет-спектrogramma, хребты, фазовая когерентность

Аннотация. Межканальная фазовая когерентность сигналов электроэнцефалограммы (ЭЭГ) определяется во время когнитивных тестов у здоровых испытуемых и пациентов с черепно-мозговой травмой (ЧМТ). Фаза сигнала ЭЭГ оценивается в точках хребта его вейвлет-спектrogramмы. Рассмотрены фазово-связанные пары ЭЭГ каналов до и после реабилитации пациентов с ЧМТ. Определение фазово-связанных пар сигналов ЭЭГ использовалось для мониторинга лечения больных с ЧМТ, который позволяет определять положительную или отрицательную динамику лечения.

Введение Для оценки межканальной связности ЭЭГ обычно используют когерентность сигналов [1-3] $Coh_{xy}(f)$, которая определяется через нормированную комплексную взаимную корреляцию $C_{xy}(f)$ сигналов $x(t)$ и $y(t)$. Обоснованность когерентного анализа существенно нестационарных сигналов ЭЭГ подвергается сомнению [2, 4].

Под фазовой синхронизацией двух сигналов понимается:

$$\left| \Phi_{x, y}(t) \right| \leq const \quad 1)$$

где $\Phi_{x, y}(t) = n\Phi_x(t) - m\Phi_y(t)$, Φ – фаза сигнала, n, m -целые числа.

Ранее нами был предложен подход к оценке межканальной фазовой связности ЭЭГ [5], суть которого заключается в вычислении и сравнении сигналов в точках хребтов их вейвлет-спектrogramм. В рамках этого подхода исследованы фазово-связанные пары отведений ЭЭГ при когнитивных тестах у группы здоровых людей и пациентов с черепно-мозговой травмой (ЧМТ). Ниже представлены результаты определения фазово-связанных пар у пациентов с ЧМТ до и после реабилитации.

1. Методика работы Подход к оценке межканальной фазовой синхронизации ЭЭГ основан на определении фазы в точках хребтов вейвлет-спектrogramм ЭЭГ и рассматривается как задача обратная задаче моделирования хребтов. Ранее нами было показано [5], что для амплитуды и фазы сигнала $x(t) = A(t)e^{i\Phi(t)}$ справедливо:

$$A(t) \approx W(t, f_r) \quad \text{и} \quad \Phi(t) \approx \arctan \left(\frac{\text{Im} W(t, f_r)}{\text{Re} W(t, f_r)} \right), \quad 2)$$

где $f_r(t) = \arg \left\{ \max_{f(t) \in [0.5:25 \text{ Гц}]} (W(t, f(t))) \right\}$.

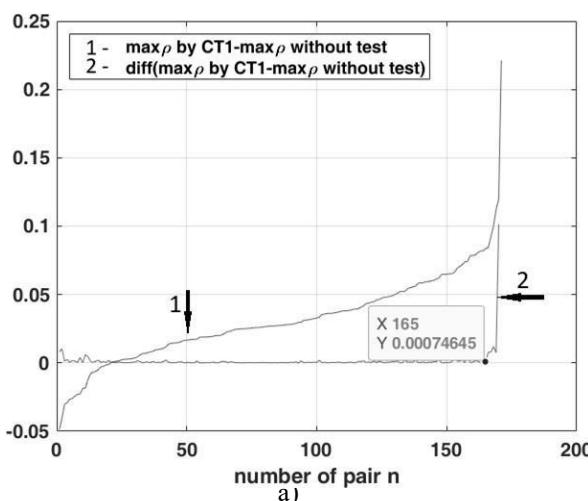
Хребет $|W(t, f_r)|$ можно также рассматривать как фазово-модулированный сигнал [6] с фазой:

$$\Phi(t, f_r) = 2\pi f_r(t)t \quad 3)$$

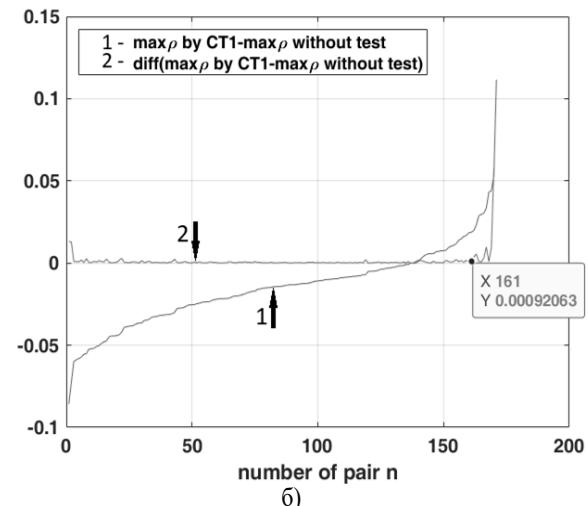
Исходя из этого, сначала находим хребет с максимальным значением $\Psi(t, f_r)$ | в каждой точке отсчета τ_i вейвлет спектра. Мы применяли вейвлет Морле [7]. Далее вычисляем разность фаз двух сигналов $x(t)$ и $y(t)$ согласно (2) и (3) в точках хребтов (t, f_r) их вейвлет спектров. Затем строим гистограммы значений разности фаз двух сигналов $x(t)$ и $y(t)$, как в работе [8]. В нашей работе это гистограммы значений долей $\rho_{x,y} = n_{x,y} / N$, где $n_{x,y}$ – число точек отсчетов хребтов с дискретизацией гистограммы $\Delta \Phi_{x,y}(t) < 0.01\pi$, N – суммарное число точек отсчетов сигнала ЭЭГ за время проведения теста. Далее в работе будем рассматривать максимальные значения $\rho_{x,y} = \max \rho_{x,y}$.

Были проанализированы записи 19-ти канальной ЭЭГ (количество пар отведений составляет 171) у группы контрольных испытуемых в количестве 18-ми человек и у группы 12 пациентов с ЧМТ средней тяжести, из них у 3-х пациентов до и после реабилитации при двух когнитивных тестах: когнитивный счетно-логический тест (СТ1) и когнитивный пространственно-образный тест (СТ2). При выполнении когнитивного счетно-логического теста испытуемому в случайном порядке перечислялись предметы, относящиеся к категории “одежда” или “еда”. В течение теста он подсчитывал количество предметов, относящихся к одной из указанных категорий, и в конце теста объявлял полученный результат. При выполнении когнитивного пространственно-образного теста врач в случайном порядке называл время. Испытуемый должен был мысленно представить себе циферблат часов и расположение на нем стрелок в соответствии с названным временем. Если обе стрелки находятся в одной и той же половине циферблата, он говорил “да”, а если в разных половинах – молчал. Все тесты выполнялись в течение 60 с. Запись ЭЭГ выполнялась как при проведении тестов, так и без них.

Удобно рассматривать разность между $\max \rho_{x,y}$ пар отведений при тесте и $\max \rho_{x,y}$ без теста. На рисунке 1 приведены графики разности $\max \rho_{x,y}$ и ее производной. Целесообразно рассматривать пары отведений с номерами большими, чем в точке резкого возрастания $\max \rho_{x,y}$ как фазово-связанные. Видно, у контрольного испытуемого максимальное значение разности $\max \rho_{x,y} \approx 0,22$ больше, чем у пациента с ЧМТ: $\max \rho_{x,y} \approx 0,12$.



a)



б)

Рисунок 1 - Графики зависимости разности $\max \rho_{x,y}$ при СТ1 тесте и без теста и ее производной. 1 – разность $\max \rho_{x,y}$ при СТ1 тесте и без теста. 2 – производная разности $\max \rho_{x,y}$ при СТ1 тесте и без теста. а) Пример для контрольного испытуемого. б) Пример для пациента с ЧМТ.

2. Обсуждение полученных результатов

На рисунках 2-3 представлено, что фазово-связанные пары ЭЭГ каналов у группы контрольных испытуемых (левые рисунки) находятся при тесте СТ1 в левом (правом при СТ2) полушарии и имеются межполушарные связи и задействованы лобные области. В соответствии с литературными данными у здоровых людей (левые рисунки) выполнение счетно-логических задач сопровождается активацией связей отделов левого полушария, а при решении пространственно-образных заданий – правого полушария. При когнитивных задачах фазово-связанные пары отведений могут быть расположены в лобных областях [9].

Исследовалась также динамика межканальной синхронизации ЭЭГ трех пациентов с ЧМТ до и после реабилитации. На рисунках 2-3 (правые рисунки) представлены фазово-связанные пары отведений ЭЭГ трех пациентов, которые возникают только в течение определенного теста до и после реабилитации. Видно, что после реабилитации восстанавливаются межполушарные связи.

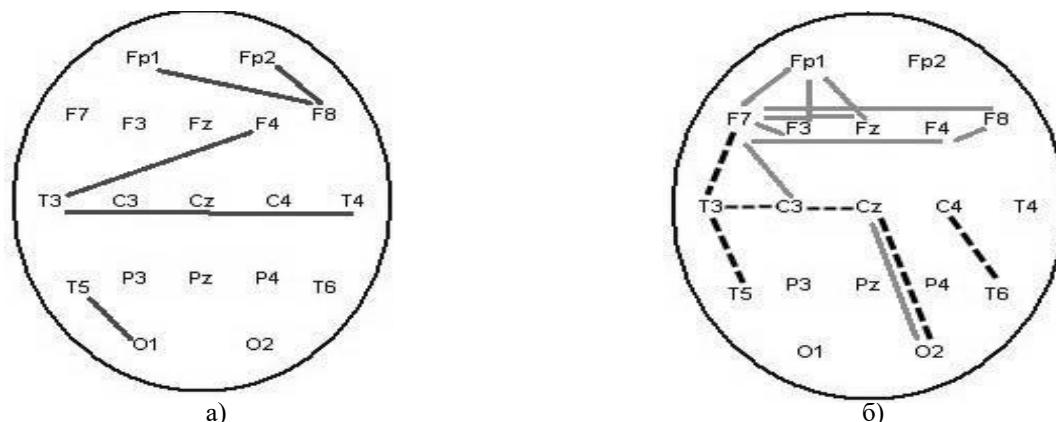


Рисунок 2 - Фазово-связанные пары ЭЭГ отведений при СТ1 тесте. а) Пример для контрольного испытуемого; линиями здесь показаны фазово-связанные пары ЭЭГ отведений контрольного испытуемого. б) Пример для пациента с ЧМТ. Пунктирные линии – фазово-связанные пары ЭЭГ отведений пациента с ЧМТ до реабилитации. Сплошные линии – фазово-связанные пары ЭЭГ отведений пациента с ЧМТ после реабилитации.

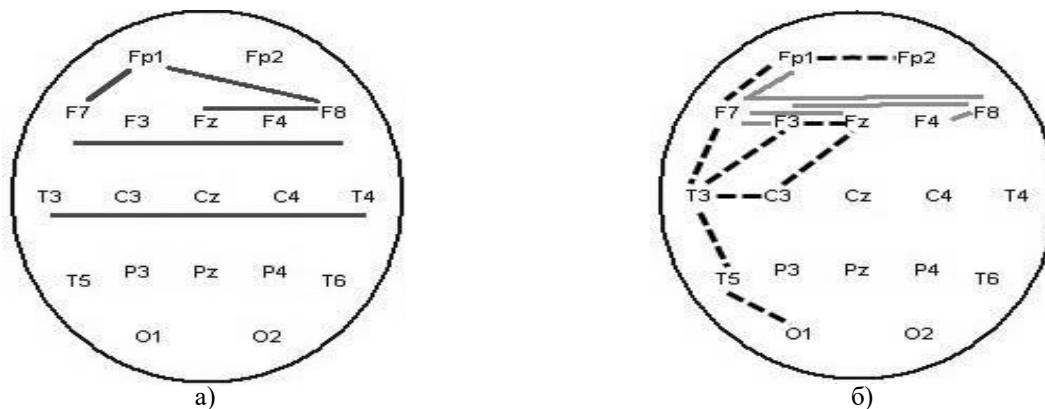


Рисунок 3 - Фазово-связанные пары ЭЭГ отведений при СТ2 тесте. а) Пример для контрольного испытуемого; линиями здесь показаны фазово-связанные пары ЭЭГ отведений контрольного испытуемого. б) Пример для пациента с ЧМТ. Пунктирные линии – фазово-связанные пары ЭЭГ отведений пациента с ЧМТ до реабилитации. Сплошные линии – фазово-связанные пары ЭЭГ отведений пациента с ЧМТ после реабилитации.

Исходя из полученных результатов можно видеть положительную динамику лечения пациентов с ЧМТ. Фазово-связанные пары ЭЭГ у пациентов до и после реабилитации сравниваются с фазово-связанными парами группы контроля для каждого теста. Если при тесте СТ1 фазово-связанные пары находятся в левом (правом при СТ2) полушарии, как у контроля, и имеются межполушарные связи, задействованы также лобные области – можно сделать вывод о положительной динамике когнитивной функции. Таким образом, определение фазово-связанных пар сигналов ЭЭГ может быть использовано для мониторинга лечения больных с ЧМТ и определения положительной или отрицательной динамики лечения.

Выходы

Представлен новый подход к оценке межканальной синхронизации ЭЭГ, основанный на вычислении фаз сигналов в точках хребтов их вейвлет-спектрограмм. Исследована межканальная фазовая синхронизация ЭЭГ у 18 контрольных испытуемых и 12 пациентов с черепно-мозговой травмой в фоновом режиме и при двух когнитивных тестах – счетно-логическом и пространственно-образном. В рамках этого подхода выделены фазово-связанные пары ЭЭГ в отведениях, возникающие у здоровых испытуемых при когнитивных тестах. Показано, что фазово-связанные пары ЭЭГ каналов у группы контрольных испытуемых находятся при когнитивном счетно-логическом тесте в левом (правом при когнитивном пространственно-образном тесте) полушарии и имеются межполушарные связи, также при когнитивных задачах фазово-связанные пары отведений могут быть расположены в любых областях. Определение фазово-связанных пар сигналов ЭЭГ может быть использовано для анализа ЭЭГ записей пациентов с ЧМТ до и после реабилитации: для мониторинга лечения больных с ЧМТ, который позволяет определять положительную или отрицательную динамику лечения.

Работа выполнена в рамках государственного задания и частично поддержана Российским фондом фундаментальных исследований (проект РФФИ № 18-07-00609).

Библиографический список

1. Wending F. From EEG signals to brain connectivity: a model based evaluation of interdependence measures / F. Wending, K. Ansari-Asl, F. Bartolomei, L. Senhadji // Journal of Neuroscience Methods. – 2009. – Vol. 183(1). – P. 9-18.
2. Nolte G. Identifying true brain interaction from EEG data using the imaginary part of coherency / G. Nolte, O. Bai, L. Wheaton, Z. Mari, S. Vorbach, M. Hallett // Clin. Neurophysiol. – 2004. – Vol. 115. – P. 2292-2307.
3. Zhan Y. Detecting time-dependent coherence between non stationary electrophysiological signals. A combined statistical and time-frequency approach / Y. Zhan, D. Halliday, P. Jiang, X. Liu, J. Feng // Journal of Neuroscience Methods. – 2006. – Vol. 156. – P. 322-332.
4. Кулаичев А. П. Об информативности когерентного анализа / А. П. Кулаичев // Журнал высшей нервной деятельности. – 2009. – Т. 59, № 6. – С. 766 – 775.
5. Tolmacheva R.A. New Approach to Estimation of Interchannel Phase Coupling of Electroencephalograms / R.A. Tolmacheva, Yu. V. Obukhov, A. F. Polupanov, L. A. Zhavoronkova // Journal of Communications Technology and Electronics. – 2018. – Vol. 63(9). – P. 1070-1075.
6. Харкевич А.А. Спектры и анализ / А. А. Харкевич. – М: Гос. изд-во технико-теорет. лит. 1957. – с. 236.
7. Малла С. Вейвлеты в обработке сигналов / С. Малла. – М: Мир, 2005. – 671 с.
8. Tass P., Rosenblum M.G., Weule J., Kurths J., Pikovsky A., Volkmann J., Schnitzler A., Freund H.-J. Detection of $n:m$ Phase Locking from Noisy Data: Application to Magnetoencephalography. Physical Review letters, vol. 81, No 15, october 1998, P. 3291-3294
9. Л.А. Жаворонкова. Как мозг человека одновременно решает две задачи? / Л.А. Жаворонкова, Т.П. Шевцова, О.А. Максакова. – Саарбрюкен: LAP LAMBERT Academic Publishing, 2017

THE INTER-CHANNEL PHASE SYNCHRONIZATION OF EEG IN PATIENTS WITH TRAUMATIC BRAIN INJURY BEFORE AND POST REHABILITATION

¹Tolmacheva R.A., ¹Obukhov Y.V., ²Zhavoronkova L.A.

¹Kotel'nikov Institute of Radio Engineering and Electronics of RAS, Moscow, tolmatcheva@ya.ru, yuvobukhov@mail.ru,

²Institute of Higher Nervous Activity and Neurophysiology of RAS, Moscow, lzhavoronkova@hotmail.com

Keywords: EEG, wavelet spectrogram, ridges, phase coherence

Annotation. The interchannel phase coherence of electroencephalogram (EEG) signals is determined during cognitive tests in healthy subjects and patients with traumatic brain injury (TBI). The phase of the EEG signal is estimated at the points of the ridge of its wavelet spectrogram. Phase-linked pairs of EEG channels before and after rehabilitation of patients with TBI are considered. The detection of phase-linked pairs of EEG signals was used to monitor the treatment of patients with TBI, which allows to determine the positive or negative dynamics of treatment.

ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНОЕ ИССЛЕДОВАНИЕ ВЛИЯНИЯ СИГНАЛОВ РАЗЛИЧНЫХ ЧАСТОТ НА ЭКГ Дахва М.С.

Марийский государственный университет, г. Марий Эл, eng_dahwah@yahoo.com.

Ключевые слова: звуковые колебания, параметры сердечно-сосудистой системы.

Аннотация. Живя в мире различных волн, человек постоянно испытывает воздействие звука. Звуковые колебания – это не только явление, сопровождающее его повсюду, но и мощный информационный инструмент. Выполняя разнообразные функции, звук способен предупреждать об опасности, доставлять удовольствие, становиться средством общения. Люди стали замечать влияние определенных звуков на человека и его организм в целом. Постепенно эти знания были собраны и систематизированы. Этого все же недостаточно, чтобы сделать звуковую терапию отдельным направлением в медицине, из-за того, что она слабо изучена.

Целью данной работы является изучение влияния звуковых колебаний на параметры сердечно-сосудистой системы. Для достижения этой цели необходимо решить следующие задачи:

- а) экспериментальное изучение влияния звука на параметры ЭКГ.
- б) оценить изменение параметров сердечно-сосудистой системы под действием звуковых частот.

I. ВВЕДЕНИЕ

По своей природе звук представляет собой механические упругие волны, которые способны распространяться в твердых телах, в жидкостях, в газах. Источники звука звуковые колебания вызывают вибрацией (механическим колебанием), которая зачастую глазу незаметна. К источникам звука можно отнести физические тела, осуществляющие колебания в секунду (дрожь или вибрацию) с частотой в 16-20000 раз [1]. Звуковые колебания могут вызывать твёрдые тела (струна, земная кора), газообразные (струя воздуха), жидкие (морские волны). Исходя из этого, в этой работы проводились исследования, с целью изучения воздействия

звуковых колебаний на организм человека, а именно на параметры сердечно-сосудистой системы. В качестве параметров, применяемых для оценки влияния звуковых колебаний на организм человека, были выбраны показатели вариабельности сердечного ритма (ВСР). ВСР представляет ценную информацию о работе сердца и влиянии гормональной и нервной системы на его функционирование. Звук оказывает непосредственное воздействие через слуховой аппарат на нервную систему, которая в свою очередь, оказывает прямое влияние на работу сердца.

Для проведения данного исследования применен следующее аппаратное обеспечение:

Наушники – для передачи звука с компьютера на ухо, кадиоанализатор для регистрации ЭКГ во время действия звукового сигнала на слуховой аппарат человека.

- Наушники (A4TechHS-28)

Импеданс-32 Ом;

воспроизводимые частоты-20-20000Гц.

- Кардиоанализатор ЭК9Ц-01-КАРД- предназначен для использования как многоканальный электрокардиограф с автоматическим анализом ЭКГ и возможностью ведения электронного архива исследований.

Обеспечивает:

- Анализ вариабельности сердечного ритма во временной области.
- Анализ вариабельности сердечного ритма в частотной области.
- Автоматическое выделение R-R интервалов.
- Поддержка баз данных пациентов и исследований.

II. ПОРЯДОК ИССЛЕДОВАНИЯ

В ходе исследования были включены 3 добровольца проходивших регистрацию электрокардиограммы в тишине, и во время воздействие звуковыми частотами. Всем испытуемым назначали 5 минут воздействия звуковыми частотами при помощи генератора звуковых частот (multi Oscillatortone Generator), вырабатывающего звуковые волны слышимого диапазона непрерывно меняющейся частоты. Получены экспериментальные данные под действием звука, ограниченного в частотном диапазоне от 100 до 10 000 Гц. На рисунке 1 показан ход исследования. Сначала проводится регистрация ЭКГ без воздействия, следующим шагом в ходе исследования является воздействие звуковыми колебаниями в диапазоне от 100Гц-10кГц, с момента воздействия звуком начинается новая регистрация ЭКГ с помощью компьютерного кардиоанализатора ЭК9Ц-01-КАРД.



Рисунок 1 - Процесс исследования параметров ВСР под действием звука

В данном исследовании была проведена регистрация ЭКГ без воздействия и под воздействием звуковых частот (1000Гц, 4000Гц, 10000Гц) в диапазоне речевых частот, т. е. те колебания, которые могут быть обнаружены при анализе акустических свойств звуков речи, — от 50 до 10 000 Гц. Одна регистрация ЭКГ длилась 5 минут, начало регистрации было связано с началом воздействием звуком.

ОБРАБОТКА И АНАЛИЗ ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНЫХ ДАННЫХ

В данной работе обрабатывалось 12 ЭКГ сигналов в программе Escreen, для обработки и анализа экспериментальных данных была использована программа Microsoft Excel, для создания графиков, гистограмм и диаграмм, отображающей количественные изменения. На рисунке 2 представлен график, показывающий изменение моды под воздействием звука на частоте (1000,4000,10000Гц). По оси абсцисс откладываются значения моды, в то время как по оси ординат откладываются значения звуковых частот.

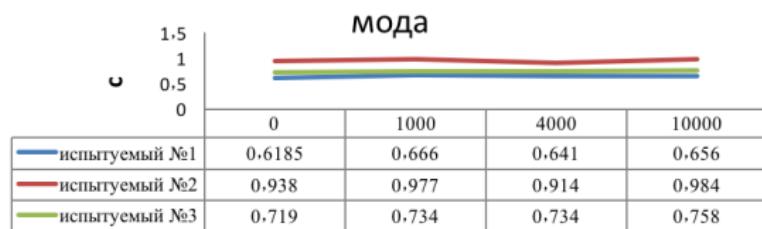


Рисунок 2 - Зависимость моды от частоты звука

По гистограмме вычислялась (AMo) (рисунок 3). По оси абсцисс откладываются значения амплитуды моды, в то время как по оси ординат откладываются значения звуковых частот.

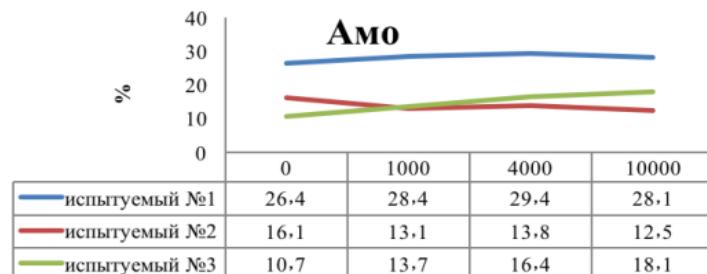


Рисунок 3 - Зависимость амплитуда моды от частоты звука

На рисунке 4 представлен график изменения Вегетативного показателя ритма(ВПР) под воздействием звуковых частот, который позволяет судить о вегетативном балансе. По оси абсцисс откладываются значения ВПР, в то время как по оси ординат откладываются значения звуковых частот.

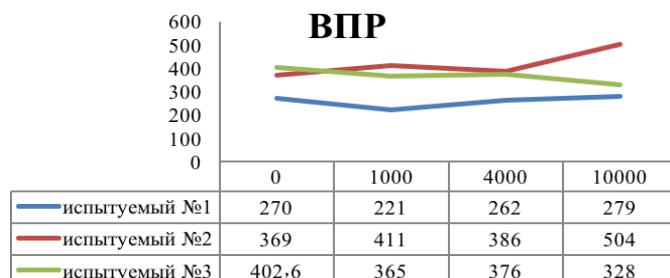


Рисунок 4 - Зависимость ВПР от частоты звука

Далее на рисунке 5 показано изменение индекса вегетативного равновесия(ИВР) под воздействием звуковых частот, который указывает на соотношение между активностью симпатического и парасимпатического отделов. По оси абсцисс откладываются значения ИВР, в то время как по оси ординат откладываются значения звуковых частот.

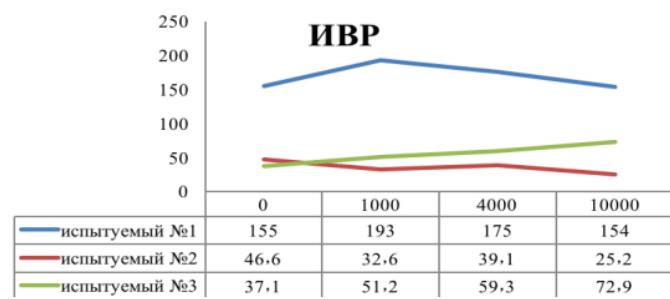


Рисунок 5 - Зависимость ВПР от частоты звука

На рисунке 6 показано изменение вегетативного показателя(ВП) который позволяет судить о вегетативном балансе. По оси абсцисс откладываются значения ВП, в то время как по оси ординат откладываются значения звуковых частот.

ВП

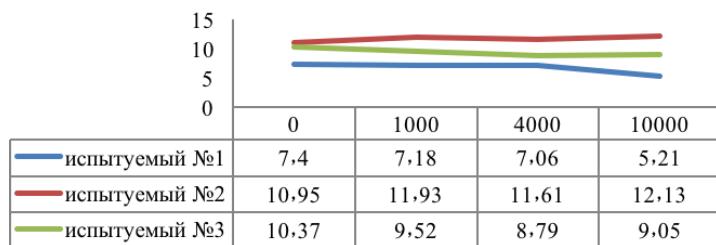


Рисунок 6 - Зависимость ВП от частоты звука

Анализ спектральной плотности мощности колебаний 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 ВСР, отражающих активность определенных звеньев регуляторного механизма. На рисунке 7 показан показатель LF мощность низких частот.

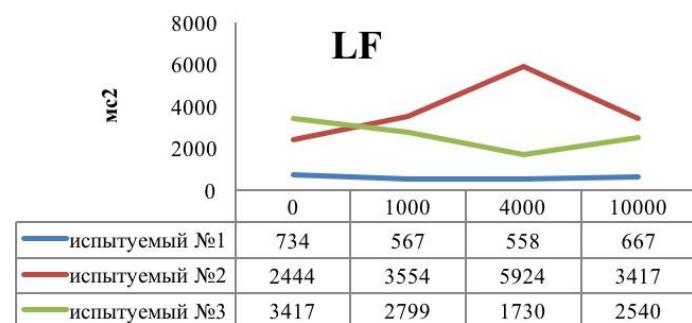


Рисунок 7 - Зависимость LF от частоты звука

При анализе показателей спектральной области был также учтен, показатель HF (рисунок 8) отражающий влияние парасимпатической нервной системы и общей ВСР.

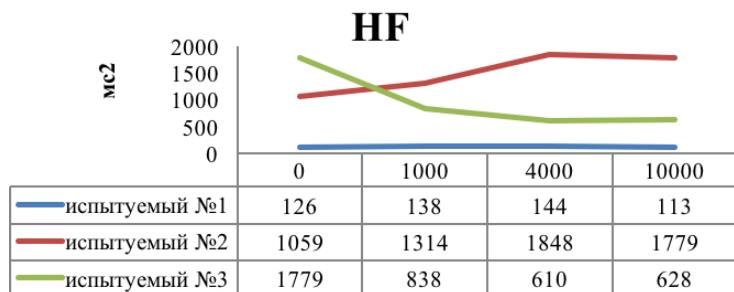


Рисунок 8 - Зависимость HF от частоты звука

На рисунке 9 показана динамика изменения значения VLF с увеличением частоты звука.

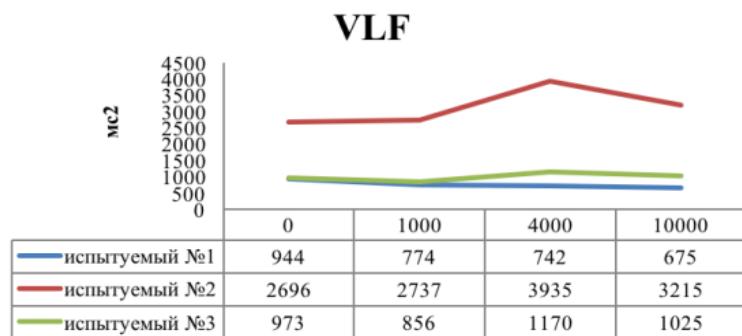


Рисунок 9 - Зависимость VLF от частоты звука

III. ОБСУЖДЕНИЕ РЕЗУЛЬТАТОВ

В ходе анализа экспериментальных данных были рассмотрены показатели геометрического метода и спектрального анализа, который позволяет, судить о изменениях ритма сердца, количественно оценить различные частотные составляющие колебаний ритма сердца и наглядно графически представить соотношения разных компонентов ВСР, отражающих активность определенных звеньев регуляторного механизма. Влияние частоты звука на моду, заметно при частоте 1000,10000Гц, где наблюдается её увеличение. На рисунке 4 отображается влияние частоты звука в виде увеличения у двух испытуемых и снижения у одного. При анализе данных заметно, изменение вегетативного показателя ритма на частоте 1000,10000Гц, где на 1000Гц у двух испытуемых ВПР уменьшается и у последнего увеличивается, а На 10000Гц обратный эффект (рисунок 5). LF на рисунке 8 у одного испытуемого увеличивается на частоте 4000 Гц, в тоже время уменьшается у второго испытуемого. При спектральном анализе HF заметно изменение при появлении низких гармоник у одного испытуемого под действием 10000Гц, где у второго испытуемого уменьшается значения HF. VLF у всех испытуемых увеличиваются на частоте 4000Гц. Результаты воздействия звука на ВСР получились неоднозначными, что не позволяет с уверенностью судить о влиянии звука на параметры ССС. Исходя из полученных результатов, для получения более эффективной оценки влияния звука на ССС, рекомендуется расширить объём выборки, путём проведения дополнительных исследований.

Библиографический список

1. Адибаев Б.М., Алмабаева Н.М., Ахсанова О., Влияние звуковых волн на организм. Вестник Казахского Национального медицинского университета, 2018, Р. 262-263.
2. Электронный каталог звукозаписей (Научно-исследовательский сайт Вячеслава Горчилина) <https://gorchilin.com/sound/>

EXPERIMENTAL STUDY OF THE INFLUENCE OF SIGNALS OF DIFFERENT FREQUENCIES ON THE ECG

Dahua M. S.

Mari state University, Mari El Republic, eng_dahwah@yahoo.com.

Keywords: sound vibrations, parameters of the cardiovascular system

Annotation. Living in a world of different waves, a person constantly experiences the effects of sound. Sound vibrations are not only a phenomenon that accompanies it everywhere, but also a powerful information tool. Performing various functions, sound can warn of danger, give pleasure, and become a means of communication. People began to notice the influence of certain sounds on a person and his body as a whole. Gradually, this knowledge was collected and systematized. This is still not enough to make sound therapy a separate direction in medicine, due to the fact that it is poorly studied. The purpose of this work is to study the influence of sound vibrations on the parameters of the cardiovascular system. To achieve this goal, the following tasks must be completed:

- a) experimental study of the influence of sound on ECG parameters.
- b) evaluate changes in the parameters of the cardiovascular system under the influence of sound frequencies.



СРАВНИТЕЛЬНОЕ ИССЛЕДОВАНИЕ МЕТОДОВ КЛАССИФИКАЦИЯ ЭКГ СИГНАЛОВ

Дахва М.С.

Марийский государственный университет, Mari El Republic, eng_dahwah@yahoo.com.

Ключевые слова: классификация сигналов ЭКГ, аритмия, показатели эффективности

Аннотация. Классификация сигналов ЭКГ с использованием методов машинного обучения может предоставить врачам значительный вклад в подтверждение диагноза. Классификация сигналов ЭКГ играет важную роль в диагностике заболеваний сердца. Классификация сигналов ЭКГ представляет собой сложную проблему, связанную с проблемами, связанными с процессом классификации. Основными проблемами при классификации ЭКГ являются отсутствие стандартизации характеристик ЭКГ. В данной статье представлен обзор методов классификации ЭКГ по аритмии. Целью настоящего исследования является анализ и сравнение методов классификации ЭКГ-сигнала, а также показателей эффективности.

Классификация сигналов ЭКГ с использованием методов машинного обучения может предоставить врачам существенный вклад в подтверждение диагноза. Классификация сигналов ЭКГ играет важную роль в диагностике заболеваний сердца. Классификация сигналов ЭКГ является сложной проблемой из-за проблем, связанных с процессом классификации. Основными проблемами в классификации ЭКГ являются отсутствие стандартизации характеристик ЭКГ. В данной статье представлен обзор методов классификации ЭКГ по аритмии. Цель данного исследования состоит в анализе и сравнении методов классификации ЭКГ сигнала, а также показателей эффективности.

ВВЕДЕНИЕ

ЭКГ от нормальных здоровых сердец имеет характерную форму. Любое нарушение ритма сердца или повреждение сердечной мышцы может изменить электрическую активность сердца, поэтому форма графика меняется. Врач может порекомендовать ЭКГ пациентам, которые могут подвергаться риску сердечно-сосудистых заболеваний из-за плохой наследственности, курения, избыточного веса, диабета, высокого уровня холестерина или высокого кровяного давления. Заболевания сердца, которые можно обнаружить с помощью ЭКГ, включают аномальные сердечные ритмы, сердечный приступ, гипертрофию желудочков и другие.

Классификация сигналов ЭКГ с использованием методов машинного обучения может предоставить врачам очень значительную помощь в подтверждении диагноза. Классификация и выявление типов аритмии может помочь в выявлении аномалий, присущих в ЭКГ-сигнале пациента. После выявления аномалии могут быть обнаружены болезни сердца, и может быть проведено более качественное лечение. Точная классификация ЭКГ по типам аритмии обеспечивает достаточную информацию для выявления заболеваний сердца и помогает врачу найти лучшую терапию для пациентов.

Классификация сигналов ЭКГ — непростая задача из-за проблем, связанных с процессом классификации. Основными проблемами в классификации ЭКГ являются а) отсутствие стандартизации характеристик ЭКГ, б) изменчивость характеристик ЭКГ, в) индивидуальность схем ЭКГ, г) отсутствие оптимальных правил классификации для классификации ЭКГ и д) вариабельность форм ЭКГ пациентов. Разработка наиболее подходящего программного обеспечения, способного классифицировать аритмию в режиме реального времени, также является проблемой классификации ЭКГ по аритмии. Суть классификации ЭКГ-сигналов заключается в автоматическом определении типа аномалии и диагностике нового пациента более точно, чем вручную. Также классификация сигналов ЭКГ используется в диагностике заболеваний сердца и лечении пациентов [26].

МЕТОДЫ КЛАССИФИКАЦИИ

Метод главных компонентов

Анализ главных компонентов (PCA) линейно преобразует данные в новую систему координат. Техника в основном используется для распознавания образов и уменьшения размерности при сохранении информативных данных. PCA разбивает данные на ортогональные компоненты, которые не зависят друг от друга. Все компоненты разделены с помощью наибольшей дисперсии так что каждый извлеченный компонент лежит в своей собственной координате [1,2].

Метод главных компонентов основан на предположении, что сигнал x является случайным процессом с нулевым средним и характеризуется соотношением:

главные компоненты x являются результатом применения ортонормированного линейного преобразования $to\ x$,

так, что элементы главного компонента вектора $w=[w_1 \ w_2 \ \dots \ w_N]^T$ становятся взаимно некоррелированными.

Первый главный компонент получается как скалярное произведение где вектор выбран так, что дисперсия w_1 ,

максимизируется с учетом ограничения, что . Максимальная дисперсия получается, когда выбран в качестве нормализованного собственного вектора, соответствующего наибольшему собственному значению

R_x , как обозначено результирующая дисперсия

С учетом ограничения, что w_1 и второй главный компонент w_2 должен быть некоррелированным, w_2 получается в качестве собственного вектора, соответствующего второму наибольшему собственному значению R_x и т. д., пока дисперсия x не будет полностью представлена w . Соответственно, чтобы получить весь набор из N различных главных компонентов, необходимо решить уравнение собственного вектора для R_x следующим образом:

где Λ обозначает диагональную матрицу с собственными значениями $\lambda_1, \dots, \lambda_N$.

Поскольку R_x редко известен на практике, $N \times N$ выборочная корреляционная матрица, определяемая как:

заменяет R_x , когда собственные векторы вычисляются в Применяя PCA к ансамблю ударов X , связанный паттерн главных компонентов отражает степень морфологической изменчивости от удара к удару: когда собственное значение связанных с первым основным компонентом намного больше, чем связанных с другими компонентами, ансамбль демонстрирует низкую морфологическую изменчивость, в то время как медленное падение значений основного компонента указывает на большую изменчивость [23].

PCA обладает набором эквивалентных расширений серии, которые помогают ему определять свои собственные процедуры расчета. Эти разложения в ряды представляют собой усеченные разложения в ортогональные ряды, разложения в ряды Кархунена-Лоэва и разложения в ортогональные и

ортонормированные ряды [3]. Расчеты РСА могут проводиться с помощью одного из множества методов, таких как метод ковариационной матрицы, разложение по сингулярным числам (SVD), метод корреляционной матрицы и статистика Т квадратуры Холеллинга [4]. В целях анализа ЭКГ РСА рассматривается как влиятельный инструмент для распознавания образов, морфология ST-T, и обнаружение комплексов QRS [5, 9].

Группа Канадских ученых под руководством Фатемиана предложила подход к извлечению признаков ЭКГ с использованием РСА [8]. Реализована надежная система предварительной обработки, устраниены шумы и выбросы. Метод способен справляться с многочисленными сердечными ритмами независимо от ЧСС и уровня стресса. Характеристика РСА уменьшения размерности значительно ускорила процесс классификации и, таким образом, заменила другие традиционные методы классификации ЭКГ. Два года спустя индийские исследователи одобрили другой подход, использующий РСА с помощью моделимешанной гауссовой (GMM) в качестве классификатора [10]. Предварительная обработка и маркировка пиков R успешно выполнены с использованием расширенного алгоритма (РТ), который состоит из повторной выборки с применением БПФ. Сегментация признаков была достигнута путем обработки данных через линейную модель прогнозирования. Были определены и рассмотрены ортогональные и независимые компоненты, представляющие интерес. Затем функции передавались в GMM для классификации. Прогностическая эффективность оценивается с точки зрения точности и вероятности ошибки классификации. Этот метод показал точность 94,29%.

Система нечеткой логики

Системы нечеткой логики (FLS) используют понятие частичной истины. По сравнению с цифровыми бинарными логическими системами FLS исследует степени истинности, которые лежат между нулем и единицей. Таким образом, FLS улучшил правила принятия решений, поскольку он увеличивает область серой шкалы между частично истинным и частично ложным. FLS представили замечательную эволюцию в компьютеризированных клинических приложениях. Понятия нечеткости включили отображение возможностей между решениями «да» и «нет» через функции членства и правила принятия решений [11].

Как и любые другие системы классификации, система нечеткой классификации начинается с блока предварительной обработки. Группа Катарских исследователей под руководством Кидави использовала FLS для диагностики аритмии сердца [12]. Нечеткая логика (FL) включает определения нечетких множеств, нечеткие правила, конструкцию нечеткого интерференционного двигателя и дефазификацию. Четыре входные переменные были определены как продолжительность QRS, интервал QTP «продолжительность времени между Q и T в комплексе QRS», соотношение интервалов R-R и площадь волн R, S и T. Следовательно, пять выходных переменных были определены как «случай аритмии», а именно, нормальный, блок левой ветви пучка Гиса (LBBB), блок правой ветви пучка Гиса (RBBB), преждевременное сокращение желудочков (VPC) и преждевременные сокращения предсердия (APC). Эта методика сопровождалась чувствительностью 95,06%, 91,03%, 90,5%, 92,63% и 93,77% для каждого классифицированного случая, соответственно. Общая точность классификации составила 93,78%.

В работе Кидави в Катарском университете построили еще одну нечеткую систему классификации. Необработанные сигналы ЭКГ нормализуются, предварительно обрабатываются, а затем распадаются на более мелкие частотные компоненты, каждый из которых связан с характеристиками сигнала ЭКГ [12].

Искусственные нейронные сети

Теоретически, искусственные нейронные сети обучаются классифицировать целевые результаты на основе конкретных входных данных. Таким образом, выбранная структура сети сравнивает появляющиеся выходные данные с желаемой целью. До совпадения сеть продолжает корректировать веса, в которых хранятся данные, полученные из обучающих наборов. Искусственные нейронные сети хранят эмпирические знания, основанные на обучающих наборах, и предоставляют знания для использования при необходимости. Как таковые, искусственные нейронные сети имитируют способности человеческого мозга в двух аспектах, а именно, обучают знакомство в сети посредством контролируемого обучения и межнейронных связей, известных как синаптические веса, которые хранят такие приобретенные знания.

Искусственные нейронные сети включают несколько нейронных моделей и архитектур, таких как однослойная сеть прямой связи, матрично-векторный ввод и многослойная сеть прямой связи. Такие сетевые структуры могут обучаться с помощью нескольких алгоритмов, включая обратное распространение [13], алгоритм сопряженных градиентов [14, 15] и алгоритм Левенберга-Марквардта [16, 17].

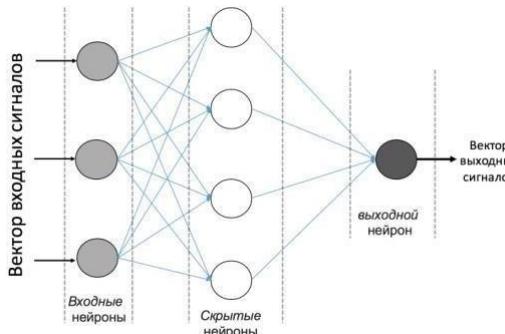


Рисунок 1 – Схема простой нейросети

Джадхав и др. Индийские учёные из Технологического университета им. Доктора Бабасахеба Амбедкара [21] представили новый подход к классификации болезней сердца при аритмии. Модульная нейронная сеть (MNN) использовалась для отделения нормальных и ненормальных случаев. Построенная нейронная сеть характеризуется изменением количества скрытых слоев от одного до трех. Эффективность классификации оценивается с помощью шести показателей: точность классификации, чувствительность, специфичность, среднеквадратическая ошибка (MSE), рабочие характеристики приемника (ROC) и площадь под кривой (AUC). Полученная точность классификации составила 82,22%. Ци Гао в ходе защиты своей диссертации в Оклендском технологическом университете аргументировал компьютеризированное обнаружение и классификацию пяти заболеваний сердца с использованием искусственных нейронных сетей [19]. В этом исследовании использовались следующие методы: предварительная обработка сигналов, обнаружение QRS, выделение признаков и нейронные сети для классификации сигналов для распознавания образов. Исследование было сосредоточено на оптимальной структуре нейронной сети для классификации ЭКГ. В качестве классификаторов был выбран набор статистических характеристик, который включал в себя максимальную амплитуду гистограммы сигнала, коэффициент автокорреляции, энергию QRS и среднее значение или вектор ожидания. Основное усовершенствование создало трехслойную сеть с 25-ю входами, 5-ю нейронами в выходном слое и 5-ю нейронами в его скрытых слоях, что привело к 91,8% скорости распознавания пяти сердечных состояний и средней точности 84,93%. Для будущих работ предлагается повысить сложность структур нейронных сетей и более эффективные функции ЭКГ, чтобы повысить точность и скорость тестирования.

Анализ сигналов ЭКГ и классификация аритмии с использованием интеллектуального анализа данных и ИИС были разработаны Гуптой в Индии в 2012 году [20]. В их работе были предприняты попытки классифицировать четыре типа аритмии: преждевременное сокращение предсердия, преждевременное сокращение желудочка, блокады пучка левой ветви и нормальное аритмия. Это исследование показало, что применение ИИС оказалось существенную помощь при справлении с нелинейностями, связанными с типами аритмии, рассмотренными в данном исследовании.

Нейро-нечеткие сети

В Иране в университете Айламик Азад, Голпаегани представили новую методологию распознавания ритма ЭКГ с использованием адаптивных нейронных нечетких фильтров [21]. Интерференция адаптивных нейронных нечетких фильтров (ANFF) привела к значительным улучшениям точности классификации ЭКГ. Авторы представили сравнительное исследование между многослойным персепtronом (MLP) с алгоритмом обучения обратного распространения и адаптивными нейронными нечеткими фильтрами для ранней диагностики ЭКГ-аритмии. В этом исследовании были применены адаптивные нейронные нечеткие фильтры для классификации сигналов ЭКГ на основе использования четырех различных функций. Выводы, сделанные на основе экспериментальных результатов, показали, что классификатор адаптивных нейронных нечетких фильтров превосходит архитектуру многослойного персептрана (MLP) и что методы, реализованные с использованием адаптивных нейронных нечетких фильтров, учатся лучше и быстрее, чем MLP. Результаты также показали, что комбинация Daubechies, Symlets и биортогональных вейвлет-преобразований с коэффициентами модели авторегрессии середины 4-го порядка даст оптимальные результаты. Точность классификации составила 97,6%, 100% специфичность и высокая чувствительность.

В том же 2012 году группа швейцарских ученых из федерального технологического института предложила тактику классификации ЭКГ по нескольким отведениям с использованием нейро-нечеткой техники [22]. В отличие от других исследований, авторы использовали случайную проекцию (RP), а не PCA для уменьшения размерности. В их исследовании был использован нейро-нечеткий классификатор для уточнения мониторинга состояния здоровья и диагностики сердца. Были получены и использованы сигналы с нормальным синусовым ритмом, инфарктом миокарда и кардиомиопатией. Каждая категория сигналов, содержащая 20 ударов, была собрана от 60 субъектов. Эксперименты дали степень распознавания 100% с числом коэффициентов 25-RP. Функции меньшей сложности, выбранные для использования памяти, улучшают работу в реальном времени. Был сделан вывод о том, что внедрение беспроводной носимой сенсорной платформы возможно в будущем [23].

Авторегрессионная модель

Выбор и извлечение признаков является одним из важнейших этапов системы классификации. Основным критерием выбора конкретного метода классификации является эффективность классификации, но следует учитывать и другие аспекты.

Статистические классификаторы рассматриваются в работе Виксуновчика в Портсмутском университете Великобритании [24], поскольку они обычно требуют меньшего участия квалифицированного оператора или кардиолога. Основной целью статистического подхода является распределение ЭКГ по одной группе диагностических категорий с минимальной вероятностью ошибочной классификации.

Анализ AR моделирует сигнал ЭКГ как выход линейной системы, управляемой белым шумом с нулевым средним и неизвестной дисперсией. AR модели имеют форму:

где $v[k]$ - временной ряд ЭКГ, $n[k]$ - нулевой средний белый шум, a_k - коэффициенты AR, a - порядок AR. Важной проблемой в моделировании AR является порядок AR, используемый для моделирования сигнала. Необходимо выбрать соответствующий порядок AR, чтобы сигнал моделировался с достаточной точностью, чтобы его можно было использовать для классификации. Различные порядки модели использовались для оценки точности восстановленных сигналов. Критериями, используемыми для оценки выбора порядка модели в этом проекте, были коэффициент корреляции ρ и соотношение сигнала к шуму (SNR). Коэффициент корреляции ρ рассчитывается с использованием:

где $v(i)$ и $\hat{v}(i)$ – исходный и смоделированный сигналы в i -й момент, \bar{v} – среднее значение исходного и смоделированного сигналов соответственно, N – длина моделируемого сигнала. Отношение сигнал / шум определяется как [25]:

Машина опорных векторов

Классификатор SVM для одного слоя может контролировать проблемы классификации из-за своей способности к обобщению. Он преобразует входные векторные шаблоны в пространство пространственных объектов с помощью нелинейного отображения и получает оптимальную разделяющую гиперплоскость, которая построена для разделения двух классов образцов.

Простейшая версия SVM – это так называемый классификатор максимальной маржи. Он работает только для данных, которые линейно разделимы. Это хорошее начало для понимания основных идей более сложных SVM. Рассмотрим линейно отдельный набор данных, где X_i – шаблон ввода для i -го примера, а d_i – соответствующий требуемый выход $\{-1, 1\}$. Предположение, что набор данных является линейно отдельным означает, что существует гиперплоскость, работающая как поверхность решения. Мы можем написать:

где ϕ – выходная функция. Расстояние от гиперплоскости до ближайшей точки называется геометрическим краем. Идея в том, чтобы иметь хорошую машину, мы хотим, чтобы геометрический запас был максимальным. Чтобы получить это, сначала введем функциональный маргинал. Поскольку набор данных является линейно отдельным, мы можем переписать формулу следующим образом:

где X^+ и X^- – ближайшая точка данных на положительной и отрицательной сторонах гиперплоскости. Теперь легко вычислить геометрический край

Таким образом, мы получаем эквивалент максимизации геометрической маржи фиксации функционального запаса и минимизации нормы вектора весовых коэффициентов Это можно сформулировать как квадратичная (ww^T) проблема с ограничениями неравенства

min: (квадратичная - проблема)

При условии:

С помощью множителей Лагранжа исходная проблема превращается в двойственную проблему [26]. Из теоремы Куна – Талккера имеем следующее условие:

Это означает, что только точки с функциональным запасом на единицу вносят вклад в выходную функцию. Эти точки называются опорными векторами, поскольку они поддерживают разделяющую гиперплоскость. Для получения дополнительной информации о классификации SVM, неразделимых наборах данных и классификации более двух классов рассмотрим работу мистера Абэ из университета Кобе [27]

В токийском центре повышения интеллекта предложили использовать машину опорных векторов (SVM) с ядром Гаусса для классификации различных сердечных ритмов ЭКГ [28].

Два года спустя, в 2007, Турецкий исследователь цифрового сигнала Элиф смог показать точность мультиклассового SVM с ECOC, обученным для классификации сигналов ЭКГ [29]. Мультикласс SVM продемонстрировал отличную производительность, поскольку он отображает функции в более многомерном пространстве. Кроме того, саудовские кардиологи под руководством Фарида провели подробное экспериментальное исследование, чтобы показать превосходство обобщающей способности метода опорных векторов (SVM) в автоматической классификации электрокардиограммы (ЭКГ) [30].

Вероятностный классификатор (PNN)

PNN предложен Шпехтом из США, который гарантированно сходится к байесовскому классификатору с достаточным количеством обучающих данных [31].

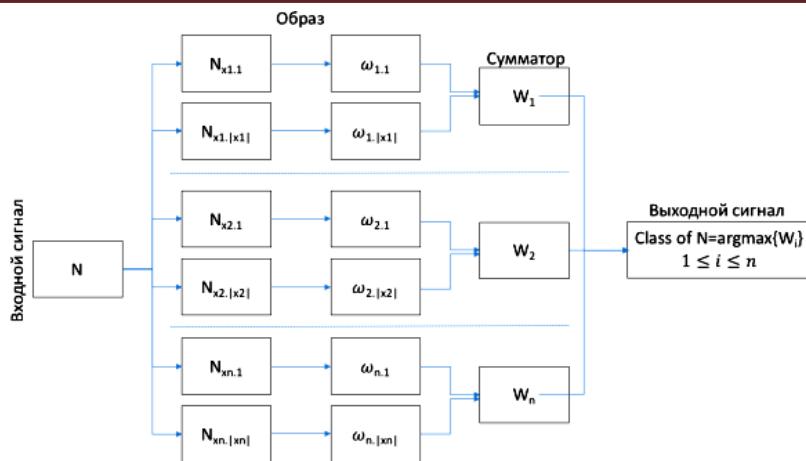


Рисунок 2 – Схема вероятностного классификатора

В 2008 году группе учёных из Тайваня авторы сообщила, что смогла добиться о чувствительности обнаружения до 100% для аритмии (ПВХ) с точностью классификации 94% [32]. Пять лет спустя их Немецкие коллеги из Брайсгау получили показатель точности классификации на 92,9% по четырем типам сердцебиения с использованием коэффициентов PNN и линейного предсказания [33].

ВЫВОДЫ

Классификация и выявление типов аритмии может помочь в выявлении аномалий, присутствующих в ЭКГ-сигнале пациента. Классификация сигналов ЭКГ с использованием методов машинного обучения может предоставить врачам существенный вклад в подтверждение диагноза. Классификация и выявление типов аритмии может помочь в выявлении аномалии, присутствующей в ЭКГ-сигнале пациента. Публикация множества алгоритмов классификация ЭКГ сигналов позволяет нам провести их сравнение. В работе Канадских ученых под руководством Фатемиана, классификация ЭКГ с помощью метода PCA показал точность 99,61%. В тоже время в работе Катарских исследователей под руководством Кидваи использовали метода FLS, где общая точность классификации составила 93,78%. Индийские учёные из Технологического университета им. Доктора Бабасахеба Амбедкара и с помощью нейронных сетей, полученная точность классификации составила 82,22%. В Иране в университете Айламик Азад, Голпаегани представили новую методологию распознавания ритма ЭКГ с использованием адаптивных нейронных нечетких фильтров, точность классификации составила 97,6%. Турецкий исследователь цифрового сигнала Элиф смог показать точность мультиклассового SVM с точностью 99.63%. Немецкие исследователи из Брайсгау получили показатель точности классификации на 92,9% по четырем типам сердцебиения с использованием коэффициентов PNN

В настоящее время достижимые показатели классификации отражают только общую производительность алгоритмов. Эти цифры скрывают проблемы, которые все еще присутствуют в случае шумных или патологических сигналов. Удовлетворительного решения этих проблем до сих пор не найдено. Тем не менее, последние достижения в технологиях классификации, такие как новые методы мягких вычислений, не были в значительной степени перенесены на проблему обнаружения QRS. Так что осталось еще много инструментов для дальнейших улучшений. Многие из представленных алгоритмов вообще не тестились по стандартной базе данных или какой-либо другой базе данных. Это затрудняет сравнение и оценку результатов.

Библиографический список

1. A. A. Miranda, Y. A. Le Borgne, G. Bontempi, New routes from minimal approximation error to principal component// Neural Processing Letters, 2008, vol.27, no.3, P. 197-207.
2. L. Sornmo, P. Laguna, Bioelectrical signal processing in cardiac and neurological applications //electronic resource, 2005.
3. A. Khawaja, Automatic ECG analysis using principal component analysis and wavelet transformation // KIT Scientific Publishing, 2009.
4. H.N. Teodorescu, C. Bonciu, Feedforward neural filter with learning in features space //1st International Symposium on Neuro-Fuzzy Systems, 1996, P. 17-24.
5. E.V. Costa, J.C. Moraes, QRS feature discrimination capability: quantitative and qualitative analysis //Computers in Cardiology, 2000, P. 399-402.
6. T. Stamkopoulos, K. Diamantaras, N. Maglaveras, M. Strintzis, ECG analysis using nonlinear PCA neural networks for ischemia detection // IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 1988, vol.46, no.11, P. 3058-3067.
7. F. Vargas, D. Lettnin, M. C. Castro, M. Macarthy, Electrocardiogram pattern recognition by means of MLP network and PCA: A case study on equal amount of input signal types // Proceedings. VII Brazilian Symposium, 2002, P. 200-205.
8. S. Z. Fatemian, D. Hatzinakos, A new ECG feature extractor for biometric recognition // 16th

International Conference, 2009, P. 1-6.

9. R. J. Martis, C. Chakraborty, A.K. Ray, A two-stage mechanism for registration and classification of ECG using Gaussian mixture model // International Journal of Computer Information, 2009, vol.42, no 11, P. 2979-2988.
10. D.E. Upasani, R.D. Kharadkar, Automated ECG Diagnosis // IOSR Journal of Engineering, 2012, vol.2, no.5, P. 1265-1269.
11. Y.C. Yeh, W.J. Wang, C.W. Chiou, Heartbeat case determination using fuzzy logic method on ECG signals // International Journal of Fuzzy Systems, 2009, vol.11, no.4, P. 250-261.
12. U. Qidwai, M. Shakir, Filter Bank Approach to Critical Cardiac Abnormalities Detection using ECG data under Fuzzy Classification // Systems & Industrial Management Applications, 2012.
13. S. Hasnain, S.M. Asim, Artificial Neural network in Cardiology ECG Wave Analysis and Diagnosis Using Backpropogation Neural network, 1999.
14. Nocedal, J., Wright, S., Numerical optimization // series in operations research and financial engineering. Springer, 2006.
15. Jing-tian, T., Qing, Z., Yan, T., Bin, L., & Xiao-kai, Z., Hilbert-Huang transform for ECG denoising // The 1st International Conference, 2007, P. 664-667.
16. Levenberg, K., A method for the solution of certain problems in least squares // Quarterly of applied mathematics, 1944 vol.2, P.164-168.
17. Marquardt, D. W., An algorithm for least-squares estimation of nonlinear parameters. Journal of the Society for Industrial & Applied Mathematics, 1963, vol.11, no.2, P. 431-441.
18. Jadhav, S. M., Nalbalwar, S. L., & Ghatol, A. A., Modular neural network based arrhythmia classification system using ECG signal data. International Journal of Information Technology and Knowledge Management, 2011, vol.4, no.1, P. 205-209.
19. George Qi Gao. Computerized detection and classification of five cardiac conditions // Thesis submitted in partial fulfillment of the degree of master of engineering, Auckland university of technology, New Zealand, May, 2003.
20. Gupta, K. O., & Chatur, D. P., ECG Signal Analysis and Classification using Data Mining and Artificial Neural Networks // Int. J. Emerg. Technol. Adv. Eng, 2012, vol.2, P. 56-60.
21. Golpayegani, G. N., & Jafari, A. H., A novel approach in ECG beat recognition using adaptive neural fuzzy filter. Journal of Biomedical Science and Engineering, 2009, vol.2, no.2, P. 80-85.
22. Bogdanova Vanderghenst, I., Vallejos, R., Javier, F., & Atienza Alonso, D., A Multi-Lead ECG Classification Based on Random Projection Features // 37th IEEE International Conference on Acoustics, Speech, and Signal Processing, P. 625-628.
23. Rami J., Basim O., QRS Detection and Heart Rate Variability Analysis // Biomedical Science and Engineering, 2014, vol. 2, no. 1, P. 13-34.
24. Branislav Vuksanovic & Mustafa Alhamdi, AR-based Method for ECG Classification and Patient Recognition, International Journal of Biometrics and Bioinformatics , 2013, vol.7, no.2.
25. Dingfei Ge, Narayanan S ,Shankar M., Cardiac arrhythmia classification using autoregressive modeling // BioMedical Engineering OnLine, 2002.
26. Majid Moavenian, Hamid Khorrami, A qualitative comparison of Artificial Neural Networks and Support Vector Machines in ECG arrhythmias classification // Expert Systems with Applications, 2010, no. 37, P. 3088–3093.
27. Abe, S., Support vector machines for pattern classification // London, Springer-Verlag, 2005.
28. Qibin Z, Liqing Z., ECG Feature Extraction and Classification Using Wavelet Transform and Support Vector Machines // International Conference on Neural Networks and Brain, 2005, P. 1089-1092.
29. Elif D., ECG beats classification using multiclass support vector machines with error correcting output codes, Digital Signal Processing, 2007, vol. 17, P. 675–684.
30. Farid Melgani and Yakoub Bazi, Classification of Electrocardiogram Signals With Support Vector Machines and Particle Swarm Optimization, IEEE transactions on information technology in biomedicine, 2008, vol. 12, no. 5, P.667-677.
31. Donald F. Specht, Probabilistic Neural Networks // Neural Networks, 1990, vol.3, P. 109 118.
32. C.H. Lin, Y.C. Du, T. Chen, Adaptive wavelet network for multiple cardiacarrhythmias recognition // Expert Syst. Appl., 2008 vol.34,pp. 2601–2611.
33. H. Ebrahimnezhad, S. Khoshnoud, Classification of arrhythmias using linearpredictive coefficients and probabilistic neural network // Appl. Med. Inf., 2013, vol.33, P.55–62.

COMPARATIVE RESEARCH OF ECG CLASSIFICATION METHODS

Dahua M. S.

Mari state University, Mari El Republic, eng_dahwah@yahoo.com.

Keywords: classification of ECG signals, arrhythmia, performance indicators

Annotation. Classifying ECG signals using machine learning methods can provide doctors with a significant contribution to confirming a diagnosis. Classification of ECG signals plays an important role in the diagnosis of heart

diseases. Classification of ECG signals is a complex issue related to the problems associated with the classification process. The main problems with ECG classification are the lack of standardization of ECG characteristics. This article provides an overview of methods for classifying ECG by arrhythmia. The purpose of this study is to analyze and compare methods for classifying the ECG signal, as well as performance indicators.

ОБЗОР МЕТОДОВ ИЗВЛЕЧЕНИЯ ПРИЗНАКОВ ЭКГ

Дахва М.С.

Марийский государственный университет, Mari El Republic, eng_dahwah@yahoo.com.

Ключевые слова: аритмия, морфологические и временные характеристики ЭКГ-сигналов, ЭКГ-признаки

Аннотация. Одним из самых распространенных сердечно-сосудистых заболеваний является аритмия. Для эффективного автоматического обнаружения и классификации ЭКГ. Автоматизированная классификация ЭКГ является сложной задачей из-за морфологических и временных характеристик ЭКГ-сигналов, которые зависят от пациентов и их различных временных и физических состояний. Эффективность классификации ЭКГ в значительной степени зависит от извлечения признаков для ЭКГ-данных.

Целью данной статьи является сравнение существующих методов извлечения ЭКГ-признаков, наиболее распространенных методов, используемых для извлечения различных характеристик сигналов электрокардиографа, а именно авторегрессии, вейвлет-преобразования, собственного вектора, быстрого преобразования Фурье, линейного прогнозирования и статистики высокого порядка. Ключевые слова: аритмия, морфологические и временные характеристики ЭКГ-сигналов, ЭКГ-признаки

Одним из наиболее распространенных сердечно-сосудистых заболеваний является аритмия. Для эффективного автоматического обнаружения и классификации ЭКГ необходим надежный метод выделения признаков. Автоматизированная классификация ЭКГ является сложной задачей, поскольку морфологические и временные характеристики сигналов ЭКГ демонстрируют значительные различия у разных пациентов и в разных временных и физических условиях [1]. Эффективность классификации ЭКГ сильно зависит от мощности характеристизации извлечения признаков из данных ЭКГ.

Целью данной статьи является сравнение существующих методов извлечения признаков ЭКГ, наиболее частые методы, используемые для извлечения различных характеристик сигналов электрокардиографа, а именно авторегрессия, вейвлет-преобразование, собственный вектор, быстрое преобразование Фурье, Линейное предсказание и статистика высокого порядка.

I. ВВЕДЕНИЕ

Целью процесса извлечения признаков является выбор и сохранение соответствующей информации из исходного сигнала. Этап извлечения признаков извлекает диагностическую информацию из сигнала ЭКГ. Для обнаружения пиков выбираются конкретные детали сигнала [2].

Таблица 1 - Типичная особенность нормального сигнала ЭКГ с сердечной частотой 60 ударов в минуту у здорового взрослого [2].

Признак	Нормальное значение	Порог изменения
Зубец Р	110 мс	± 20 мс
Интервал PQ / PR	160 мс	± 40 мс
QRS Продолжительность	100 мс	± 20 мс
Интервал QT	400 мс	± 40 мс
Амплитуда Р	0,115 мВ	± 0,05 мВ
Амплитуда QRS	1,5 мВ	± 0,5 мВ
Амплитуда ST	0 мВ	± 0,1 мВ
Амплитуда Т	0,3 мВ	± 0,2 мВ

Таблица 2 - Различные типы аритмии и их особенность в ЭКГ [3].

Признак	Тип аритмии
Интервал RR дольше	Брадикардия
RR интервал короче	Тахикардия
Длинный интервал PR	Атриовентрикулярная блокада 1 степени
Сегмент ST повышен	Инфаркт миокарда
Сегмент ST короткий (отсутствует)	Гиперкальциемия
Широкий QRS	Преждевременное сокращение желудочков
Отсутствие зубца Р	Мерцательная аритмия, идиовентрикулярный ритм
Перевернутый зубец Т	Коронарная ишемия
Длинный интервал QT	Ночная гипогликемия
Р-волны больше, чем комплекс QRS	Атриовентрикулярная блокада 2 и 3 степени
Высокий или Т-образная волна	Гиперкалиемия

II. МЕТОДЫ ВЫДЕЛЕНИЯ ПРИЗНАКОВ ЭКГ ВЕЙВЛЕТ-ПРЕОБРАЗОВАНИЕ

Вейвлет-преобразование (WT) обеспечивает новое измерение для обработки сигналов. Благодаря своим частотно-временным свойствам вейвлет-преобразование является эффективным инструментом для анализа нестационарных сигналов ЭКГ.

Вейвлет-преобразование (WT) обеспечивает описание сигнала во временной шкале, аналогичной частотно-временной области, позволяя представлять временные характеристики с несколькими разрешениями.

Это достигается путем разложения сигнала по масштабам и наложения на шкалу времени. В его непрерывной форме WT сигнал определяется, как показано ниже:

— — —
где материнский вейвлет или прототип вейвлета (, a -Масштабный фактор и называется параметром растяжения a , b соответствует временному сдвигу, и называется параметром положения , и $*$ означает комплексное сопряжение для

Вейвлет-преобразование в уравнении, можно переписать в виде свертки между сигналом и масштабированными вейвлетами, а также может быть интерпретирован как фильтрация сигнала с помощью полосовых фильтров, чьи центральные частоты и полосы пропускания зависят от коэффициента масштабирования.

Вейвлет-преобразование можно рассматривать как расширение классического преобразования Фурье, за исключением того, что вместо работы по одной шкале (по времени или по частоте) он работает на многомасштабной основе. Это многомасштабное вейвлет-преобразование позволяет разложить сигнал на несколько шкал, каждая из которых представляет определенную грубость исследуемого сигнала. Процедура многократного разложения сигнала $x[n]$ схематично показана на рисунке 1.

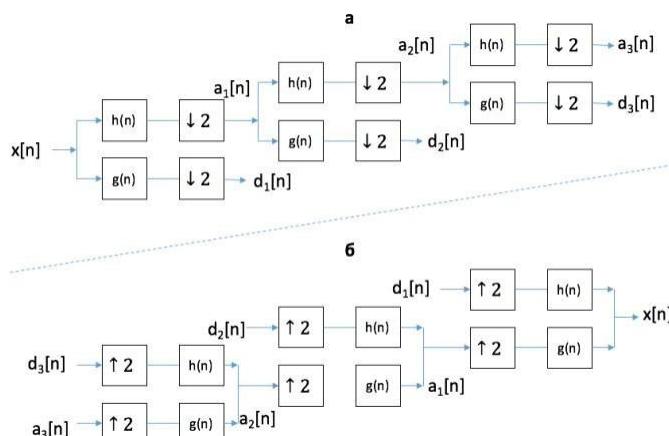


Рисунок 1 - Трехуровневое вейвлет-разложение (а) и дерево реконструкции (б)

Каждый этап этой схемы состоит из двух цифровых фильтров и двух дискретизаторов с понижением на два. Первый фильтр, $g(n)$, представляет собой дискретный материнский вейвлет, высокочастотный по своей природе, а второй, $h(n)$, является его зеркальной версией, низким проход в природе. Выходы с понижением частоты первых фильтров верхних и нижних частот обеспечивают детализацию d_1 и аппроксимацию a_1 соответственно. В первом приближении a_1 дополнительно разлагается, и этот процесс продолжается, как показано на рисунке 1 (а). Процесс восстановления является обратным разложению, где коэффициенты аппроксимации и детализации на каждом уровне подвергаются повышенной дискретизации на 2 и проходят через фильтры синтеза нижних частот $g(n)$ и верхних частот $h(n)$ и, наконец, добавляются, как показано на рисунке 1.(б) Используется то же количество уровней, что и в случае разложения.

Выбор соответствующего вейвлета является важной задачей перед началом процедуры обнаружения. Он зависит от типа анализируемого сигнала, и должен быть подобной форме сигнала. Существует несколько семейств вейвлетов, таких как Harr, Daubechies, Biorthogonal, Coiflets, Symlets, Morlet, Mexican Hat, Meyer и т. д. И несколько других вейвлетов: реальные и комплексные. Обнаружено, что вейвлет Daubechies дает более точные сведения, что также упоминается в уже опубликованных статьях [4].

АВТОРЕГРЕССИЯ

Авторегрессии хорошо подходят в качестве линейного метода выделения признаков для ЭКГ сигналов, а также для анализа сигналов, возникающих из-за частоты сердечных сокращений, дыхания и артериального давления. Модель Авторегрессии порядка M задается как:

где; $HR1(n)$ и $HR2(n)$ Обозначают временные ряды ЭКГ, $e_1(n)$ представляет значения неизвестных нулевых средних, $e_2(n)$ представляет неверные случайные величины, $a_1(j)$ и $a_2(j)$ являются коэффициентами модели авторегрессии. Чтобы оценить порядок этой модели, используется квадратичная ошибка (SSE):

Н обозначает количество точек выборки в пределах каждого сегмента. Наблюдалось, что по мере увеличения значения порядка моделирования (M) их соответствующие значения SSE уменьшаются, тогда как для порядков моделирования, равных или превышающих три, оно остается постоянным. Следовательно, можно сделать вывод, что более высокие значения M повышают точность метода классификации. Несмотря на значительную точность моделирования АР для целей классификации, ее линейность может не очень хорошо отражать нестационарный характер ЭКГ [5].

МЕТОД СОБСТВЕННЫХ ВЕКТОРОВ

Метод собственных векторов действует на основе собственного разложения корреляционной матрицы искаженного шума сигнала для оценки его спектральной плотности мощности (СПМ). Даже если отношение сигнал / шум низкое, методы на основе собственных векторов могут по-прежнему создавать частотные спектры сигнала с высоким разрешением. Таким образом, эти методы лучше всего подходят для сигналов, состоящих из шумных синусоид. Чтобы уменьшить неблагоприятное влияние шума на результат, во время оценки матрицы автокорреляции сохраняются только основные компоненты собственных векторов. Существует большое количество различных методов собственных векторов, включая Писаренко, Классификация множественных сигналов (MUSIC) и минимальная норма, которые были применены для оценки спектральной мощности сигнала.

Метод Писаренко полезен для оценки СПМ с резкими пиками на ожидаемых частотах. Метод Писаренко производит СПМ сигнала, используя собственный вектор, соответствующий минимальному собственному значению, для этого используется полином $A(f)$:

где a_k представляет коэффициенты желаемого полинома, а m представляет порядок собственных фильтров.

Метод классификация множественных сигналов, с другой стороны, использует средние спектры всех собственных векторов, относящихся к шумовому подпространству, для устранения неблагоприятных воздействий ложных нулей. Полученный СПМ может быть оценен через:

Там, где K и $A_i(f)$, соответственно, представляют измерение шума подпространства и желаемый полином.

Минимальная норма – это другой метод, который различает реальные и ложные нули посредством вычисления требуемого вектора подпространства шума с использованием собственных векторов сигнала или шума. По сравнению с методом Писаренко этот метод применяет линейную комбинацию всех собственных векторов шумового подпространства [6]. Для этого метода СПМ рассчитывается по формуле:

К представляет размерность шумового подпространства. Значения СПМ являются характеристиками, которые представляют сигнал ЭКГ, а также предоставляют различные классы, соответствующие ему. Превосходные характеристики метода MUSIC для анализа ЭКГ в частотной области были доказаны, в то время как методы MUSIC и Minimum-Norm показывают идентичные спектральные характеристики с почти одинаковыми частотными пиками [7].

БЫСТРОЕ ПРЕОБРАЗОВАНИЕ ФУРЬЕ

БПФ представляет собой метод извлечения полезной информации из статистических характеристик сигнала ЭКГ. Предполагая T_0 периодом периодического сигнала $f(t)$, который может быть продемонстрирован рядом Фурье [8].

представляет комплексные коэффициенты ряда Фурье и может быть представлен в экспоненциальной форме:

Для целей мониторинга достаточно ограниченного числа частотных коэффициентов, поскольку полосы частот ЭКГ ограничены до 0,05-40 Гц. Эффективность вычисления алгоритма БПФ хорошая, но он страдает от двух смелых ограничений. Во-первых, значение квантования или пространство между соседними частотами в дискретной пространственной области – обратная величина продолжительности времени во временной области. Большое пространство, полученное в результате коротких записей данных, очень затрудняет документирование изменений в доминирующих частотах фибрилляции желудочков в течение коротких периодов времени.

Во-вторых – это наличие конечных эпох в данных, которые создают частотные компоненты в анализируемых данных, которые не соответствуют частотным компонентам дискретного спектра. Это приводит к увеличению числа пиков спектра [9]. Эта утечка уменьшает способность БПФ разрешать две Т-частоты близкого пространства. Хотя применение оконной функции уменьшит эту утечку, но также уменьшит разрешающую способность БПФ [10].

ЛИНЕЙНОЕ ПРОГНОЗИРОВАНИЕ

Другим методом, который можно применять для анализа сигналов ЭКГ, является линейное прогнозирование (ЛП). ЛП точно в оценке параметров сигнала, кроме того, быстрое вычисление является одной из наиболее эффективных характеристик техники ЛП. Этот метод основан на идее, что выборочные данные ЭКГ могут быть приблизительно оценены по прошлым выборкам с линейной комбинацией. Фактическая последовательность $S(i)$ ЭКГ может быть аппроксимирована другой последовательностью (i) , которая дополнительно определяется отличительным набором коэффициентов предиктора и прошедшими P выборками следующим образом:

где $a(k)$ обозначает K -й коэффициент линейного предсказания (LPC). Здесь $e(i)$ – это разница между предсказанной и фактической последовательностью ЭКГ, которая названа сигналом остаточной ошибки (RES) [11].

В линейных системах $S(i)$ является выходным сигналом фильтра конечной импульсной характеристики P -го порядка, системная функция которого определяется как:

Также сигнал остаточной ошибки является результатом системы, в которой передаточная функция может быть получена с помощью преобразования z уравнения следующим образом:

Для алгоритма анализа ЭКГ, который выполняется с использованием метода ЛП, большое значение имеют следующие факты:

- 1) Линейное прогнозирование не может иметь больших значений, поскольку частота выборки данных ЭКГ обычно ниже 1000 Гц. Чем выше скорость, тем ниже порядок прогнозирования.
- 2) Было указано, что коэффициенты линейного прогнозирования (LPC) не могут дать подробную информацию относительно сигнала ЭКГ, независимо от того, насколько высок порядок системы.
- 3) Сигналы остаточных ошибок (RES), соответствующие каждому набору данных ЭКГ, обеспечивают существенные особенности сигнала ЭКГ на участке QRS-комплексов. Следовательно, больше внимания должно быть уделено этому по сравнению с коэффициентами линейного прогнозирования.

СТАТИСТИКА ВЫСОКОГО ПОРЯДКА (СВП)

Статистика высокого порядка – это метод, используемый для анализа нелинейных, нестационарных и негауссовых сигналов. Нелинейность статистики высокого порядка была получена из гауссовых отклонений и фазовых взаимоотношений между различными частотными компонентами. Более того, статистика высокого порядка удаляет гауссов шум. Поскольку процесс Гаусса классифицируется по статистике первых двух порядков, статистика первого и второго порядка не является существенной для представления нелинейной модели. Таким образом, статистика третьего и четвертого порядка используется в этом анализе. Получены кумулянты высших порядков [11]. Из моментов более высокого порядка, чтобы представить отклонение от гауссности и может построить динамическую нестационарную природу сигналов ЭКГ. Предположим, что $x(n)$

является стационарным сигналом дискретного времени и его моменты доступны вплоть до порядка n . Тогда функция момента n -го порядка определяется как:

Функция момента зависит только от графика времени $\tau_1, \tau_2, \dots, \tau_{n-1}, \tau_i = 0, \pm 1, \pm 2, \dots$

для всех i . Момент 2-го порядка (τ_1) является автокорреляционной последовательностью $x(n)$ и рассчитывается следующим образом:

тогда как моментные функции 3-го и 4-го порядков задаются как (τ_1, τ_2) и (τ_1, τ_2, τ_3) соответственно. $E[\cdot]$ – оператор статистического ожидания. Используя момент n -го порядка, кумулянт n -го порядка может быть вычислен как:

где функция момента n -го порядка, а момент n -го порядка гауссовского процесса. Первые кумулянты четвертого порядка для процесса с нулевым средним определяются как:

III. ЭФФЕКТИВНОСТЬ МЕТОДОВ

Эффективность методов выделения признаков ЭКГ, их чувствительность и специфичность оцениваются с использованием количественных параметров. Результаты показаны в таблице 3.

Таблица 3 – Результаты эффективности методов.

Метод	ВП	Авторегрессия	МСВ	БПФ	ЛП	СВП
Чувствительность	61%	97,28%	97,78%	81%	96,9%	98,90%
Специфичность	75%	97,3%	99,25%	98%	80,4%	98,4%
Домен	T&F	T&F	F	T&F	T	F
Работа	[14]	[12]	[13]	[16]	[15]	[18]

IV. ВЫВОДЫ

Результаты, полученные с помощью анализа авторегрессии или FFT, показали существенно разные оценки. БПФ показал лучшие результаты по сравнению с авторегрессией [16]. Тем не менее, модель авторегрессии приводит к очень большому количеству пропущенных и нулевых значений, в то время как все спектральные компоненты могут быть получены с использованием БПФ.

Авторегрессия намного более чувствительна к началу анализа времени по сравнению с БПФ. Кроме того, было показано, что как для методов БПФ, так и для авторегрессии их воспроизводимость значительно снижается для кратковременных записей [17].

Согласно статистическому анализу, методы MUSIC и минимальная норма продемонстрировали лучшую производительность по сравнению с методом Писаренко, поскольку последний дает дополнительные пики.

Хотя метод ЛП снижает сложность вычислений, он также обеспечивает менее точные результаты по сравнению с другими методами из-за своей линейности.

Библиографический список

1. R. Hoekema, G. J. H. Uijen, and A. V. Oosterom, Geometrical aspects of the interindividual variability of multilead ECG recordings // IEEE Trans.Biomed. Eng., 2001, vol. 48, no. 5, P. 551–559.
2. G. D. Clifford, et al., Advanced methods and tools for ECG data analysis // Artech House, 2006.
3. Bharati M. Deokar, Yoginath R. Kalshetty, Detecting Cardiac Arrhythmia by Extracting ECG Features // International Journal of Scientific & Engineering Research, 2014, vol. 5, no 5, P 436-439.
4. S. Z. Mahmoodabadi, A. Ahmadian, and M. D. Abolhasani, ECG Feature Extraction using Daubechies Wavelets // Proceedings of the fifth IASTED International conference on Visualization, Imaging and Image Processing, 2005 , P. 343-348.
5. Z. gen Zhang, et al., Pattern recognition of cardiac arrhythmias using scalar autoregressive modeling // Fifth World Congress on Intelligent Control and Automation (IEEE), 2004, vol. 6, P. 5545-5548.
6. E. Ubeyli, et al., Eigenvector methods for analysis of human PPG, ECG and EEG signals // 29th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, 2007, P. 3304-3307.
7. E. D. Übeyli and Güler, Improving medical diagnostic accuracy of ultrasound Doppler signals by combining neural network models // Computers in Biology and Medicine, 2005, vol. 35, P. 533-554.
8. R. Maniewski, et al., Time-frequency methods for highresolution ECG analysis, 1993, vol. 3, P. 1266-1267.

9. R. Challis and R. Kitney, Biomedical signal processing // Medical and Biological Engineering and Computing, 1990, vol. 28, P. 509-524.
10. S. M. Kay and S. L. Marple Jr, "Spectrum analysis a modern perspective // Proceedings of the IEEE, 1981, vol. 69, P. 1380-1419.
11. Martis, R.J., U.R. Acharya, C.M. Lim, K.M. Mandana, A.K. Ray, C. Chakraborty, Application of higher order cumulant features for cardiac health diagnosis using ECG signals // Int. J. Neural Syst., 2013, vol.23, no.4.
12. Z. gen Zhang, et al., Pattern recognition of cardiac arrhythmias using scalar autoregressive modeling, 2004, vol.6, P. 5545-5548.
13. E. Ubeyli, et al., Eigenvector methods for analysis of human PPG, ECG and EEG signals, 2007, pp. 3304- 3307.
14. R. Maniewski, et al., Time-frequency methods for highresolution ECG analysis, 1993, vol. 3, P. 1266-1267.
15. K. Noponen, et al., Electrocardiogram Quality Classification based on Robust Best Subsets Linear Prediction Error// Computers in Cardiology (CinC), 2011.
16. D. Chemla, et al., "Comparison of fast Fourier transform and autoregressive spectral analysis for the study of heart rate variability in diabetic patients // International journal of cardiology, 2005, vol. 104, P. 307-313.
17. M. V. Pitzalis, et al., Short-and long-term reproducibility of time and frequency domain heart rate variability measurements in normal subjects // Cardiovascular research,1996, vol. 32, P. 226.
18. Roshan et al, Application of higher order cumulants to ECG signals for the cardiac health diagnosis // Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, 2011.

REVIEW OF ECG FEATURE EXTRACTION METHODS

Dahua M. S.

Mari state University, Mari El Republic, eng_dahwah@yahoo.com.

Keywords: arrhythmia, morphological and temporal characteristics of ECG signals, ECG signs

Annotation. One of the most common cardiovascular diseases is arrhythmia. For effective automatic ECG detection and classification. Automated ECG classification is a complex task due to the morphological and temporal characteristics of ECG signals, which depend on patients and their various temporal and physical States. The effectiveness of ECG classification depends largely on the extraction of features for ECG data.

The purpose of this article is to compare existing methods for extracting ECG features, the most common methods used to extract various characteristics of electrocardiograph signals, namely autoregression, wavelet transform, eigenvector, fast Fourier transform, linear prediction, and high-order statistics.

РЕЗУЛЬТАТЫ ПОИСКА ПРИЗНАКОВ ДИАБЕТИЧЕСКИХ ИЗМЕНЕНИЙ ЭКГ С ПРИМЕНЕНИЕМ НЕЙРОСЕТЕВОГО АНАЛИЗА

Исаков Р.В., Ананьева А.А.

«Владимирский государственный университет имени Александра Григорьевича и Николая Григорьевича Столетовых», г. Владимир, irv-vlsu@mail.ru, tuskonab@gmail.com

Ключевые слова: сахарный диабет 2 типа, ЭКГ, нейронные сети

Аннотация. В настоящее время во всем мире наблюдается стремительный рост заболеваемости сахарным диабетом 2 типа. Предложен новый подход к диагностике сахарного диабета с использованием ЭКГ. Его особенностью является использование нейронных сетей для обнаружения значимых признаков на ЭКГ.

Организация объединенных наций (ООН) и Всемирная организация здравоохранения (ВОЗ) определили сахарный диабет (СД) как наиболее опасный вызов всему мировому сообществу в 21 веке. По темпам своей распространенности, он опережает все неинфекционные заболевания. За последние 25 лет численность больных СД в мире возросла практически в 3 раза (со 130 млн в 1990 г. до 422 млн в 2014 г.) [1].

Еще стремительнее увеличивается доля населения с метаболическим синдромом и преддиабетом (нарушеннной толерантностью к глюкозе) — на данный момент их число составляет около 500 млн человек. И именно эта группа «условно здоровых» людей ежегодно пополняет число больных СД на 15%.

По данным ВОЗ и ООН, от сахарного диабета каждые 7 секунд в мире умирает 1 больной, каждые 10 секунд заболевают 12 человек; ежегодно умирает около 4,6 млн больных. Более чем у 50% больных сахарным диабетом заболевание развивается в активном трудоспособном возрасте — 40–59 лет. Учитывая темпы распространения СД, по оценкам экспертов Всемирной диабетической федерации (International Diabetes Federation, IDF) количество больных СД к 2030 г. увеличится в 1,5 раза. Основное распространение происходит в основном за счет сахарного диабета 2-го типа, на который приходится 85-95% всех случаев заболевания [2].

Сахарный диабет 2-го типа - хроническое заболевание, которое проявляется в виде нарушения углеводного обмена с развитием гипергликемии вследствие инсулинорезистентности и секреторной дисфункции -клеток, а также липидного обмена с развитием атеросклероза.

Одной из наиболее значимых проблем диагностики диабета 2-го типа заключается в том, что в большинстве всех случаев наблюдается длительный бессимптомный период перед тем, как возникает полная клиническая картина сахарного диабета. Продолжительная скрытая гипергликемия имеет существенное влияние на повреждение кровеносных сосудов и нервных волокон, вызывает проблемы с сердцем и зрением, а также приводит к нарушению обмена веществ [3].

На данный момент существует большое количество методов диагностики СД, но каждый из них обладает своими достоинствами и недостатками. Все методы можно поделить на 2 категории – инвазивные и неинвазивные.

Редуктометрические методы основаны на способности сахаров, в частности глюкозы, восстанавливать соли тяжелых металлов в щелочной среде.

Колориметрические методы. Глюкоза способна реагировать с различными соединениями, в результате чего образуются новые вещества определенной окраски (так называемые «цветные реакции»). По степени окраски раствора с помощью специального прибора (фотоколориметра) судят о концентрации глюкозы в крови.

На данный момент, два этих инвазивных метода практически не используются для диагностики ДБ, в связи со своей неточностью, неудобностью и токсичностью.

Наиболее распространенные инвазивные методы – ферментативные. В свою очередь они делятся на глюкооксидазный и гексокиназный.

Глюкооксидазный метод основан на том, что фермент катализирует перенос двух водородных атомов с первого углеродного атома глюкозы на кислород, растворенный в жидком реагенте. Концентрация образовавшейся перекиси водорода пропорциональна определяемой концентрации глюкозы. Из плюсов такого метода можно выделить точность, доступность и невысокую стоимость. К минусам можно отнести низкую специфичность метода.

Гексокиназный метод основан на том, что под действием гексокиназы глюкоза фосфорилируется за счет аденоинтрифосфорной кислоты. В результате реакции образуются органические молекулы, количество которых определяют по уровню светопоглощения в ультрафиолетовой зоне. Такой метод обладает высокой специфичностью и точностью, но присутствует необходимость предварительной депротеинизации и центрифугирования (при анализе цельной крови) [4].

Существуют также неинвазивные подходы к оценке глюкозы в крови, которые используют различный исходный материал.

Анализ слезной жидкости – используются специальные контактные линзы, на которые наносится гидрогель. Гидрогель взаимодействует с глюкозой слезной жидкости, при этом его цвет меняется в зависимости от концентрации глюкозы, что отслеживается с помощью спектрофотометра. Из плюсов можно отметить компактность и непрерывность измерения глюкозы. К недостаткам относится то, что уровень глюкозы в слезной жидкости заметно варьирует относительно уровня глюкозы в крови.

Анализ состава пота – для измерений используется особый сенсор, которому достаточно лишь минимального количества пота. Сенсор, встроенный в носимое на руке устройство, использует в своей работе специальный гель, который помещается между ним и кожей. Этот гель помогает сохранить пот для более стабильных измерений. К преимуществам можно отнести высокую точность, а из недостатков можно выделить высокую стоимость и невозможность проведения анализа без нужного количества материала.

Анализ дыхания – измеряется уровень ацетона в дыхании человека, чтобы определить уровень глюкозы в его крови. К плюсам относится простота регистрации, а к недостаткам можно отнести неточность результатов измерения у курящего человека.

Анализ межклеточной жидкости – в этом случае используются разные варианты технической реализации: можно извлечь межклеточную жидкость сквозь кожу, воздействуя на область анализа слабым электрическим током; можно с помощью лазера создать микропоры, в которых собирается межклеточная жидкость. Для определения глюкозы в ней используют специальный сенсор. К плюсам можно отнести то, что датчик не приносит никакого дискомфорта человеку. Из минусов можно выделить то, что уровень глюкозы в межклеточной жидкости не отражает моментального значения глюкозы крови, а запаздывает на 10-30 минут, а также требует расходных материалов [5].

Но наиболее перспективным для скрининговой оценки наличия ДБ является подход, использующий анализ электрокардиографических сигналов. Такой подход основан на влиянии избыточного количества глюкозы на сосуды миокарда, вызывая в нем специфические изменения.

Целью данной работы является получение набора признаков формы кардиоцикла, дающих информацию о наличии у пациента диабета 2 типа.

Для поиска данных признаков в работе использован метод синаптического анализа обученных нейросетей. Нейросетевой подход требует наличия экспериментальных данных. Для этого была использована база данных одноканальных ЭКГ в I стандартном отведении телеметрической системы CardioQVARK [6]. Диагноз подтверждался врачами на основе стандартных клинических тестов. База данных состояла из 631 записи аннотированных ЭКГ, из которых 312 записи были сняты с больных диабетом 2-го типа.

В качестве исходного сигнала для нейронной сети использовался усредненный кардиоцикл, отражающий типовую форму кардиоциклов во всей записи.

На сегодняшний момент существует множество различных топологий нейронных сетей, однако наиболее изученной и теоретически обоснованной является многослойный персептрон. В данной работе был использован

двухслойный вариант, так как он отвечает критериям теоремы Хект-Нильсена [7]. Теорема доказывает решаемость задачи представления функции произвольного вида на ИНС.

В работе [8] доказывается то, что для любого множества парных данных, описывающих некоторую исследуемую функцию, существует двухслойная однородная (с одинаковыми функциями активации) ИНС с последовательными связями и с конечным числом нейронов. Она выполняет отображение входных данных на её выход, выдавая на каждый входной набор признаков корректный выходной сигнал. Нейроны в такой двухслойной нейронной сети должны иметь сигмоидальные передаточные функции. Однако, четкой методики определения числа нейронов в сети для конкретной обучающей выборки здесь не приводится. Поэтому производился вычислительный эксперимент для поиска оптимального размера. Критерием оптимальности являлась информативность классификатора – интегральный критерий эффективности равный сумме чувствительности и специфичности, приведенный к 100%. Чувствительность (\mathcal{C}) – мера корректного распознавания положительного результата, а специфичность (\mathcal{S}) – мера корректного распознавания отрицательного результата. Эти критерии позволяют корректно оценить эффективность классификатора даже при несбалансированной по числу положительных и отрицательных результатов выборке, т.к. оценивают их внутри каждого класса. Для выполнения вычислительных экспериментов производилась серия контролируемых обучений нейромодулей разного размера. Причем критерием остановки обучения каждой ИНС является: рост ошибки тестирования или падение её градиента ниже определенного порога.

На рисунке 1 представлены основные метрики эффективности обученных нейромодулей с разным размером скрытого слоя. Данные результаты оценивались по валидационной выборке данных, не участвующей в обучении.

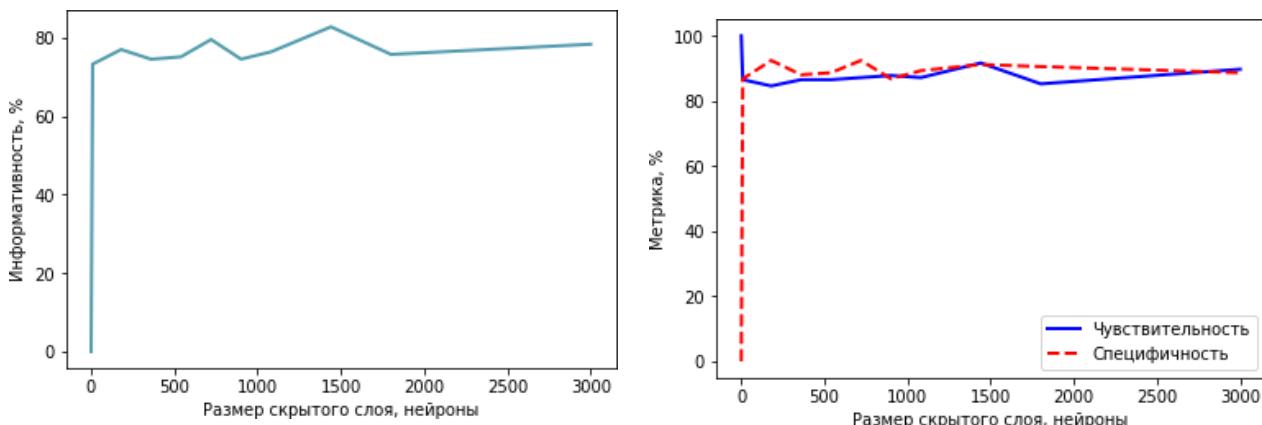


Рисунок 1 – Результаты обучения серии нейросетей

Можно заметить, что по мере повышения числа нейронов вплоть до 1500 наблюдается тренд на увеличение информативности классификатора, а чувствительность и специфичность на данном размере скрытого слоя нейросети показывают одновременное повышение. Высокие значения обоих показателей ($\mathcal{C} = 92\%$, $\mathcal{S} = 91\%$) говорят о высокой вероятности усвоения моделью знаний о параметрах кардиоцикла ЭКГ, отвечающих за изменения, вызванные диабетом 2 типа.

Для подтверждения корректности данного классификатора, были использованы две серии записей ЭКГ от человека без ДБ и больного ДБ 2 типа (рисунок 2).

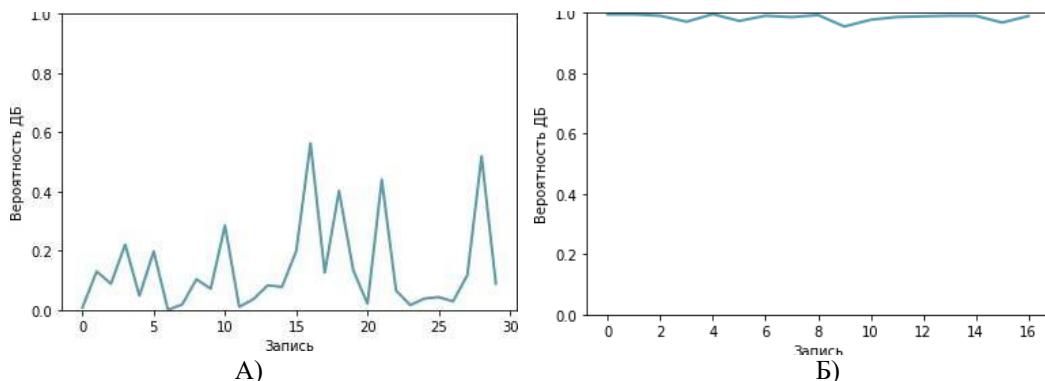


Рисунок 2 – Результаты работы нейромодуля на сериях записей: А – испытуемого без ДБ, Б – испытуемого с ДБ 2 типа

На рисунке видно, что два класса хорошо разделяются, причем ДБ выделяется довольно стабильно, а у человека без данного диагноза существуют колебания, не заходящие в область значений патологии (максимум

0.56). Они могут быть связаны с другими факторами, оказывающими влияние на те же параметры ЭКГ, но в меньшей степени.

Для определения параметров кардиоцикла ЭКГ, оказывающих влияние на принятие решения нейросетью о наличии ДБ была применена разработанная технология анализа синапсов нейронной сети. Она заключается в математическом анализе параметров модели нейронов, последовательно от выходного до входного слоя. Нейроны, имеющие существенное влияние, выделялись и поиск продолжался. В итоге определялась группа входных параметров, отвечающая за принятие решения о ДБ. Ключевым параметром поиска является допуск, показывающий условный порог степени влияния, принимаемый во внимание. Чем меньше допуск, тем больше параметров будет выделено, как существенных. Построив зависимость допуска от количества выделенных параметров, можно определить его значение, при котором происходит резкий скачок числа параметров, говорящий о вероятном обнаружении мало значительных признаков (рисунок 3).

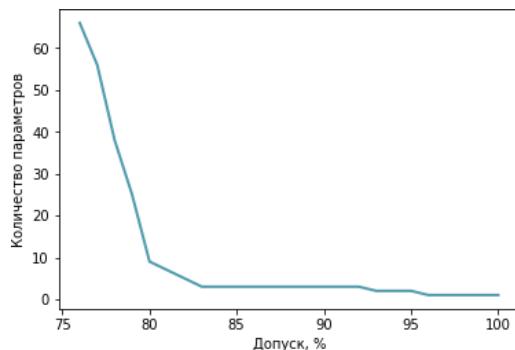


Рисунок 3 – Зависимость допуска степени влияния нейронов от числа выделенных параметров

Анализируя зависимость на рисунке 3 можно увидеть, что при высоких значениях допуска (выше 80%) выделяются до 10 входных параметра. Все параметры можно для удобства отобразить на исходный образ кардиоцикла ЭКГ.

На рисунке 4 показаны несколько ключевых результатов работы алгоритма на трех значениях допуска.

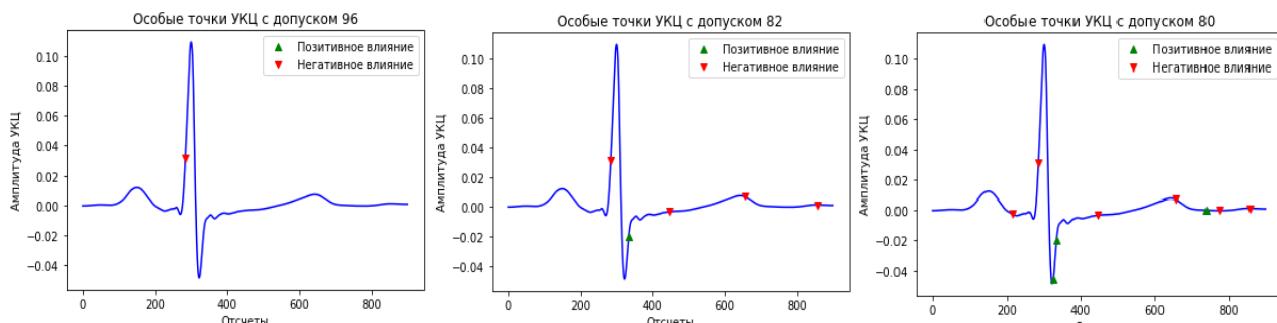


Рисунок 4 – Положение особых точек на форме усредненного кардиоцикла с разным значением допуска алгоритма

Наибольшее влияние оказала точка, лежащая на восходящей части R-зубца (допуск 96%). Причем она оказывает негативное влияние на принятие решения о наличии ДБ, поэтому более быстрый процесс деполяризации желудочков или малая амплитуда R-зубца в I отведении способствуют принятию такого решения.

Вторая группа особых точек, выделяемая на уровне допуска 82%, лежит на восходящей части зубца S, ST-сегменте и зубце T. Причем точка, лежащая на S-зубце оказывает позитивное влияние, значит уменьшение амплитуды S-зубца или его заостренность также будет приводить к повышению вероятности ДБ.

Остальные точки имеют негативное влияние на результат. Поэтому понижение ST-сегмента, снижение амплитуды или инверсия T-зубца будет также способствовать принятию положительного решения о ДБ.

В третьей группе параметров, выделяемых на уровне допуска 80%, появляется точка на PQ-сегменте с негативным влиянием на результат, и точка на T-зубце – с позитивным. Это говорит о том, что укорочение PQ-интервала способствует принятию нейросетевым классификатором решения о ДБ, а точка с положительным влиянием на результат в конце фазы деполяризации миокарда, возможно, показывает на двухфазную форму T-зубца, ответственного за признак ДБ.

Все найденные признаки требуют физиологического обоснования, однако уже сейчас на их основе можно проводить визуальный анализ формы ЭКГ для выявления группы риска ДБ 2 типа. Также возможно применить параметры, основанные на этих признаках для создания моделей распознавания ДБ без использования нейронных сетей.

Полученные в данной работе результаты позволяют быстро и эффективно выявить группу риска у широкого круга лиц без использования инвазивных методов. Достоинством выбранного подхода является использование широко используемого в рамках медицинских осмотров метода электрокардиографии.

Библиографический список

1. Всемирная организация здравоохранения. – URL: Всемирная организация здравоохранения (дата обращения 07.04.20)
2. International Diabetes Federation. – URL: <https://www.idf.org/> (Дата обращения 07.04.20)
3. Rosenbloom A.L., Silverstein J.H., Amemiya S. et al. Type 2 diabetes in the child and adolescent // Pediatric Diabetes. — 2008. — V. 9. — P. 512–526.
4. Тищенина Р.С. Современные лабораторные методы, принципы диагностики и контроля лечения сахарного диабета [Электронный ресурс] // Альманах клинической медицины 2005 №8.1. URL: <https://cyberleninka.ru/article/n/sovremennoye-laboratornye-metody-printsy-diagnostiki-i-kontrollya-lecheniya-saharnogo-diabeta> ((дата обращения 05.04.2020).
5. Tara A, Maran A, Pacini G. Non-invasive glucose monitoring: Assessment of technologies and devices according to quantitative criteria. Diabetes Research and Clinical Practice 2007; 77: 16-40.
6. Медицинский проект CardioQVARK. – URL: www.cardioqvark.ru (Дата обращения: 07.04.20)
7. Hecht-Nielsen R. Kolmogorov's Mapping Neural Network Existence Theorem // IEEE First Annual Int. Conf. on Neural Networks. San Diego. 1987. Vol. 3, pp. 11-13
8. Muller B., Reinhart J. Neural Networks: an introduction // Springer-Verlag. Berlin Heidelberg. 1990, pp.104-112

RESULTS OF SEARCHING FOR FEATURES OF DIABETIC ECG CHANGES USING NEURAL NETWORK ANALYSIS

Isakov R.V., Ananyeva A.A.

«Vladimir state University named after Alexander Grigoryevich and Nikolay Grigoryevich Stoletov», Vladimir, irv-vlsu@mail.ru, tuskonab@gmail.com

Keywords: type 2 diabetes mellitus, ECG, neural networks

Annotation. Currently, there is a rapid increase in the incidence of type 2 diabetes worldwide. A new approach to the diagnosis of diabetes using ECG is proposed. Its feature is the use of neural networks to detect significant signs on the ECG.



ПРОГРАММНЫЙ КОМПЛЕКС С ГРАФИЧЕСКИМ ИНТЕРФЕЙСОМ ДЛЯ МОДЕЛИРОВАНИЯ И ВИЗУАЛИЗАЦИЯ СДВИГОВЫХ ВОЛН В МЯГКИХ БИОЛОГИЧЕСКИХ ТКАНЯХ

Лисин А.А., Калинкина Е.М., Демин И.Ю.

Национальный исследовательский Нижегородский государственный университет им. Н.И. Лобачевского, г. Нижний Новгород, lisin.artem.a@gmail.com

Ключевые слова: ультразвук, эластография на сдвиговых волнах

Аннотация. В данной работе проведено численное моделирование распространения сфокусированного ультразвука в мягких биологических тканях в два этапа: фокусировка ультразвуковой волны и распространение сдвиговой волны. Показана возможность визуализации распространения волн в заданном пространстве с помощью программного комплекса. Параметры моделирования близки к физическим параметрам объектов измерения, таких как фантомы CIRS. Получены значения скорости волнового фронта и проведено сравнение с результатами физического моделирования на акустической системе Verasonics.

В данной работе представлена реализация расчётного комплекса с графическим интерфейсом для моделирования и визуализация сдвиговых волн в мягких биологических тканях. Он включает программу аналитического расчёта поля (создаваемого ультразвуковым датчиком) и распространения акустической волны (описываемой уравнением Вестервельта), графическим интерфейсом для задания параметров среды и датчика и визуализации результатов расчета эволюции сдвиговых волн. Программа реализована с использованием среды программирования MatLab и модуля «k-Wave» [1].

Реализация численного решения задачи распространения сдвиговых волн в однородной упругой среде требует разбиение решения на этапы:

- задается среда, в которой проводится моделирование (это может быть как линейная среда, так и нелинейное пространство),
- ставится датчик (в данном случае это модель стандартного линейного датчика для ультразвуковых исследований),
- расчет величины радиационной силы производится по результатам фокусировки. На основе этих результатов пересчитывается величина мнимых источников для последнего этапа моделирования.

- симуляция распространения сдвиговых волн в среде.

Для работы схемы численного решения необходимо создать пространство, в котором будет рассчитываться распространение волн. В модуле k-Wave рабочее пространство – это набор точек, образующих матрицу, называемую k-grid, или k-пространство. Для каждой из этих точек прописываются значения скорости звука, плотность среды, и другие параметры, если требуется. Границные условия задаются с помощью специальной функции. В наиболее простом случае источником излучения является точка (точечный источник). Однако программный комплекс позволяет работать и когда задано несколько источников, или группировать несколько точек в один излучатель. В случае с линейным датчиком – излучателем является фазированная антенна решетка, состоящая из 128 элементов (точечных источников). На рис.1 представлен пример работы интерфейса программы: представлена картина распространения ультразвуковой волны в координатной плоскости и визуализация расчетного давления фокусировки ультразвуковых излучателей. Параметры работы программы для данного примера полностью соответствуют основным характеристикам линейного датчика L7-4, используемого в медицинской диагностики на традиционных УЗИ сканерах [1].

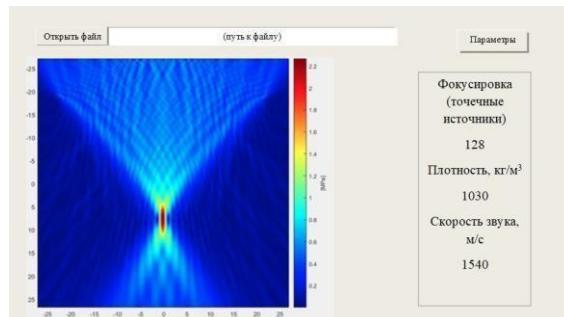


Рисунок 1 - Временное распространение волн в координатной плоскости и визуализация расчетного давления фокусировки ультразвуковых излучателей, аналогичных линейному медицинскому датчику L7-4.

Для получения сдвиговой волны необходимо сфокусировать излучатели в точку. Это достигается с помощью квадратичного фазового набега на каждом излучателе, за ноль считаем центр датчика. Для моделирования сдвиговой волны источник расположен в области пятна фокусировки и состоит из 8 элементов, расположенных в форме ромба (рис.2). Среда в данной модели принята однородной, с такими характерными параметрами, как плотность $\rho = 1030 \text{ кг}/\text{м}^3$ и скорость звука $C = 1540 \text{ м}/\text{с}$.

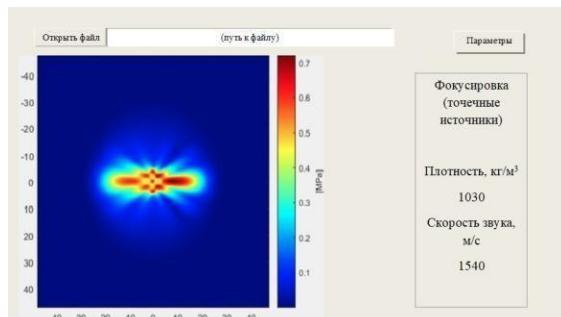


Рисунок 2 – Визуализация распространения сдвиговой волны на основе расчета давления при фокусировке

В программном комплексе, чтобы более наглядно визуализировать полученные результаты, использовано программное обеспечение Autodesk Maya – пакет для работы с 3d графикой и анимацией. Он обладает своим скриптовым языком программирования, что позволило использовать численные значения, полученные в k-Wave, для визуализации генерации ультразвукового пучка и распространения сдвиговой волны с помощью геометрических примитивов. Специфика численного моделирования, а именно хранение состояния среды в виде массива чисел, позволяет использовать результаты, полученные в одной программе, в другой, для последующей обработки.

Для сравнения данных, полученных при численном и физическом моделировании, использовались результаты по измерению скорости сдвиговой волны в калиброванном полимерном фантоме CIRS Model 049 Elasticity QA Phantom Spherical с расположенным на разной глубине сферами разных диаметров и типов (различия в модуле Юнга). Метод эластографии сдвиговой волной (Shear Wave Elasticity Imaging SWEI) был реализован на системе Verasonics с открытой архитектурой на кафедре акустики в лаборатории биомедицинских технологий, медицинского приборостроения «МедЛаб» ННГУ им. Н.И. Лобачевского [2]. Сравнение результатов показывает, что чем выше концентрация полимерного вещества в фантоме, тем ближе результаты численного и физического моделирования. Кроме того, результаты численного моделирования постоянно больше, чем физические. Этот эффект возникает из-за неоднородности физической среды, что не учитывалось при численном моделировании.

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

Библиографический список

1. Лисин А.А., Гурбатов С.Н., Демин И.Ю., Спивак А.Е. Численное моделирование, визуализация, и подсчет скорости сдвиговых волн в мягких биологических тканях // Ученые записки физического факультета Московского университета. № 5. 2019. С. 1950101 (5стр).
2. Демин И.Ю., Спивак А.Е., Лисин А.А. Моделирование диагностического метода эластографии сдвиговой волной в акустической системе VERASONICS с открытой архитектурой // Проектирование и технология электронных средств. № 1. 2019. С. 50-56.

NUMERICAL MODELING AND VISUALIZATION OF THE SOLUTION OF THE SHEAR WAVE GENERATION PROCESS IN SOFT BIOLOGICAL TISSUES

Lisin A.A., Kalinkina E.M., Demin I.Yu.

Lobachevsky national research Nizhny Novgorod state University, Nizhny Novgorod, lisin.artem.a@gmail.com

Keywords: ultrasound, shear wave elastography

Annotation. In this paper, a numerical simulation of the propagation of focused ultrasound in soft biological tissues is performed in two stages: focusing of the ultrasonic wave and propagation of the shear wave. The possibility of visualization of wave propagation in a given space using a software package is shown. The simulation parameters are close to the physical parameters of measurement objects, such as CIRS phantoms. The values of the wavefront velocity are obtained and compared with the results of physical modeling on the Verasonics acoustic system.



ФЕНОМЕНОЛОГИЧЕСКАЯ МОДЕЛЬ НЕЙРОГЕННОГО АРИТМОГЕНЕЗА

Кузнецов А.А.

«Владимирский государственный университет имени Александра Григорьевича и Николая Григорьевича Столетовых», г. Владимир, artemi-k@mail.ru

Ключевые слова: сердечный ритм, аритмогенез, автоловные процессы, нейрогенный механизм Аннотация. Представлены основные положения информационно-волновой модели организма с

внутренним фазовым датчиком – сердечным ритмом, как наиболее чувствительной и реактивной составляющей организма к воздействию внешних факторов. При соответствующих патогенетических условиях предполагается, что аритмогенез является динамическим результатом суммарного эффекта. Дано общее представление о формировании нейрогенных патогенных состояний. Описан механизм нейрогенного аритмогенеза, основанный на разложении поступающего воспринимаемого длинноволнового стимула на соответствующие гармоники соответствующих органов и тканей в норме и гуморальный защитный механизм в виде интервала задержки.

Введение

Из истории биофизики («физики живого»), начиная с работ анатома из Болоньи Л. Гальвани (1792 г.), а также физиков А. Вольта (1799 г.) и К. Маттеуччи (1837 г.), открывших «животное электричество», организм человека стали называть «электрической машиной». До этого его толковали «механической машиной». А после некоторое время – «химической машиной». На данный момент «стало модным» использовать термины моделей электромеханического и электрохимического сопряжений, а также части теории колебаний и динамических систем [1]. Для таких представлений эволюции организма и систем органов очевидно одно общее – в любой отдельно взятой модели при разной природе и качестве энергии присутствует фазовая составляющая, или ритм. Именно ритм – базовый фактор сопряжения разных сортов энергий. По аналогии (и при желании) организм человека следует толковать «информационной машиной». Генетическая модель эволюции организма не противоречит этому толкованию, но в указанном смысле ставит вопросы о ритмах на субклеточном уровне для идентификации и запуска программ репликации, транслокаций и трансляций.

Организм находится в своеобразной внешней «полимеразе ритмов» широкого частотного спектра, представляя полуоткрытую систему для энергии и вещества и открытую систему – для информации. Как известно, количественной оценкой информации является информационная энтропия [2, 3]. В отличие от амплитудных составляющих сигналов, для которых выполняется закон сохранения энергии, для информационной энтропии такого закона не существует. По образному выражению Э. Шредингера «он (организм человека (от авт.)) питается отрицательной энтропией, как бы привлекая на себя ее поток, чтобы компенсировать этим увеличение энтропии, производимое им в процессе жизни, и таким образом поддерживать себя на постоянном и достаточно низком уровне энтропии» [3]. С одной стороны организм человека в процессе эволюции, определенной в структурировании и совершенствовании, все дальше уходит от хаоса, обретая на высоких уровнях иерархии (систем органов, органов, тканей) все более устойчивые признаки постоянства, неизменности – детерминизма, или используя материальный термин – «костенеет». При таком «строительстве развития» он получает вполне реальную материальную энергетическую подпитку извне, отдавая вовне

психическую и эмоциональную составляющие. С другой стороны, организм получает извне слабо энергетическую длинноволновую информацию, а отдает вовне значительно более высокоэнергетические, но и более коротковолновые гармоники. В таком представлении организм предназначен для конвертирования сигналов широковолнового спектра длинноволнового диапазона – в волновые пакеты коротковолнового диапазона.

Ритмы как информационные фазовые составляющие всех динамических системных процессов обладают и статистическими, и детерминистскими степенями свободы. Они опосредованно выстраивают, регулируют и управляют живым организмом. В до-нозологии за детерминизм отвечает средний размер кардиоцикла при стационарном процессе, как наиболее вероятное значение R-R интервала в функции нормального распределения плотности вероятности ритмограммы. В нозологии за детерминизм в ритме сердца в большей степени отвечают моды многомодального распределения [4] при наличии устойчивых адекватных модам стимулов при нестационарном процессе. В рамках такого представления конкурируют два глобальных процесса: самосохранение внутреннего качества и разрушение через необратимость сопряжения с внешними стимулами. Поэтому автором вносится термин «система ритма организма», включающая все воспринятые экзоритмы, механизмы их вовлечения и трансформации в эндо-ритмы и последующие гармоники. Постулат равновероятности термодинамической системы организма переносится на статистический ансамбль реакций «системы ритма сердца» на огромное разнообразие внешних и внутренних стимулов. Системность ритма сердца определена с одной стороны объемным охватом пульсовой волной системы кровообращения всех процессов в организме, а с другой стороны – реактивной регуляцией и управлением вегетативной и центральной нервной системы, соответственно [5].

Модельное представление автора об эволюции системного ритма организма вызвано тем обстоятельством, что практически невозможно достоверно предсказать полную алгоритмическую последовательность событий онтогенеза, особенно в части патогенеза. С одной стороны из огромного числа событийных возможностей, условий и их сопряжений моментно выбирается лишь одно сочетание встраиванием его в алгоритмическую последовательность [6 – 8]. Эти выборные события имеют характер материализованных перебором и конечным выбором редких событий из огромного числа виртуальных отрицаемых (мнимых) событийных сочетаний. С другой стороны, непрерывное выстраивание алгоритмической последовательности событий, приводит к реальному понятию непрерывного виртуального обратного отсчета, т.е. логической памяти с корреляцией экстраполяций. Именно это позволяет говорить об алгоритмизации эволюции. Непрерывность и встроенная сопоставительная логика достоверно указывают на колебательный характер эволюции системного ритма организма, данность участка алгоритмической последовательности событий – на текущую фазу основного тона восприятия. Колебательный характер реализации редких событий предопределяет длинноволновый характер внешнего воздействия, позволяя определить местонахождение основного тона электромагнитного сигнала в крайне-низком частотном диапазоне, а акустического – в диапазоне низких геоакустических частот, относя основной тон восприятия (входящий ритм) к одной из атмосферных гармоник основного тона воздействия. Следует ожидать длинноволновой вариабельности и амплитуды, и фазы сигнала восприятия: от модуляции – до стохастичности.

Автор не имеет информации о природе первичного сигнала, как и о том, какая часть или область головного мозга выполняет функции его приема, т.е. непосредственно воспринимает сигнал. По признакам расположения, структурным взаимосвязям, реакции перемещений, деформаций и изменению объема кровенаполнением, автор предполагает, что это мозолистое тело. Оно напоминает сильфоны сфигмографической приставки к электроэнцефалографу, которые автор использовал в другом исследовании при обратно-последовательном их соединении для приема и усиления инфразвукового сигнала [9]. Так или иначе, в рамках условно-модельного представления автора, головной мозг и центральная нервная система отвечают за прием непрерывного внешнего длинноволнового сигнала, его трансформацию, конвертирование и кодирование в ритмический генераторный потенциал, системному распределению гармоник по органам и тканям и проведения сердечной гармоники в форме потенциала действия к синусоатриальному (СА)-узлу.

В узком рассмотрении системного процесса работы сердца в (СА)-узел сердца в норме поступает сигнал известной морфологии, несущий в проводящей системе сердца вставленную кодированную информацию заданными условиями приема о фазовой динамике и энергетике внешних стимулов. Каждый кардиоцикл формируется результирующим распределенным сигналом, стимулирующим характерным образом времененным циклом «деполяризации – реполяризации» миокард на последовательный алгоритм сокращение и расслабление, соответственно. В каждый момент времени регистрируется суммарный электрический потенциал от разных точек проводящей системы сердца, активируемых проходящим потенциалом действия. Таким образом, «мгновенный потенциал с кожи» представляется «сверткой» распределенных электрических сигналов одной морфологии [5].

В широком рассмотрении системного процесса работы сердца R-R интервальная продолжительность результирующего сигнала, фазовый состав кардиоциклов и положение изоэлектрической линии на электрокардиограмме (ЭКГ) предопределены характеристиками входящего в СА-узел сигнала и реактивным состоянием электрической проводящей системы сердца (ЭПСС). Электрический сигнал приходит в СА-узел уже в форме свертки сигналов, подготовленной балансной функцией вегетативной нервной системы. Для здоровых молодых людей она выражена лишь в части регулирующей обратимой реакцией симпатического сегмента в рамках механизма адаптации, для начала болезни – регулирующей обратимой реакцией

парасимпатической системы с полным подавлением симпатических реакций в рамках механизма адаптации, для больных – управляемой реакцией головного мозга и центральной нервной системы вне рамок механизма адаптации.

Проведенный ранее анализ амплитудно-фазового сопряжения на ЭКГ для R-грамм и ритмограмм дал своего рода визуализацию симпатико-парасимпатических отношений [16, 17] в двухконтурной модели регуляции и управления [18]. Применение метода «скользящих средних» на 5 – 7 минутных отрезках осреднения выделил рециркуляционный характер отношений показателя амплитуды R и фазы RR, трактуемый как флуктуации в балансных симпатико-парасимпатических отношениях. Причина и следствие также меняются местами. Теперь это трактуется как причинно-следственная связь в механизме регуляции работы сердца.

Упомянутое выше моментное решение в форме результирующего выбора из огромного множества решений косвенно подтверждает гипотезу Максвелла о результирующем состоянии термодинамической равновесной системы в математической (формальной) ее части. Моментное сопряжение разнокалиберных разных по природе и единицам измерений условий, событий и их сопряжений может быть сопоставимо лишь в нормированной форме – в вероятностных категориях. Но для этого требуется одинаковый закон распределения плотности вероятности для всех по-отдельности составляющих сопряжения. Здесь если существует понятие нормы, то есть и реальные отклонения от нормы влево и вправо на оси событий. Полагая для обоих направлений отклонений одинаковый эффект: падение вероятности события при росте отклонения от нормы, получаем симметричное распределение плотности вероятности событий. Вводя понятие устойчивости нормы от малых возмущений с относительно широкими пределами вариабельности по любым малым факторам влияния, уходим от узкого пика распределения Лапласа и приходим к распределению Гаусса по двум основным его признакам. С одной стороны, если все вклады разных факторов в результирующее событие подчиняются распределению Гаусса, то и результирующее событие формирует алгоритмическую последовательность моментных выборов, подчиняющуюся распределению Гаусса [10]. С другой стороны, если все вклады разных факторов суммируются, то оценкой их суммарного сопряжения будет сумма логарифмов их плотностей вероятностей распределений. Тогда вероятность результирующего события всегда равна произведению вероятностей вкладов разных факторов в это моментное событие, что и составляет содержание гипотезы Максвелла и основное положение теории игр.

Модели механизмов генераций аритмий

Говоря в терминах теории динамических систем, все органы одного организма функционируют в пределах собственных интервалов времени системной функциональной устойчивости [11 – 13]. Если какой-то из органов теряет такую ритмическую функцию, то иные ткани и органы принимают в той или иной мере ее исполнение, но непременно с меньшей эффективностью и в больший интервал времени. Главной опасностью для организма становится пространственно-временная десинхронизация с потерей координации распределенных собственных интервалов времени динамик субпроцессов. Если какой-то орган из системного времени распределенных гармоник выходит, то происходит сбой во внутреннем времени всего системного процесса. Этот сбой не гормональной природы приводит к рассогласованию субпроцессов несущих сигналов в интервалах времени значительно меньших интервалов гуморальной регуляции основного сигнала. Гуморальная функция продолговатого мозга, гипоталамуса и гипофиза, обеспечивающая пространственно-временное упорядочивание составляющих динамик субпроцессов внутри системного процесса ритма сердца и других органов, подавляет десинхронизацию, делая ее временной и обратимой. Если же сбой не гормональной природы не разовый или повторяющийся, а постоянный и собственное время субпроцессов замены больше интервалов гуморальной регуляции [4, 5, 14], то десинхронизация приобретает постоянный характер с набором «чужих» и переменных ритмов достаточно низких частот, чтобы не быть поглощенными. Такие внешние по отношению к сердцу ритмы являются внекомплексными, они не поглощаются и по признаку каскадного нарастания мод напоминают механизм *re-entry* [4, 5, 15]. Именно эти «чуждые моды» захватываются сердцем и, далее, сигналы об их присутствии «передаются на согласование» в головной мозг. Автор выносит на обсуждение тезис об «открытости системы сердца» для информации последующих психосоматических входящих гармоник, так как не видит непосредственных механизмов защиты сердца от них. Пока согласование не наладится, гомеостаз организма будет находиться в состоянии рассогласования регуляции по тому или иному компоненту кластера параметров. Вероятно, возникновение устойчивых патологических отклонений имеет длинноволновый характер по основному тону и определяется величиной интервала времени задержки гомеостатической функции в нестационарном информативном состоянии. В рамках этой логики электроэнцефалограмма (ЭЭГ) вне нормы должна иметь долго-периодичные универсальные временные группы, на которые аддитивно или мультиплексивно «наложены» индивидуальные составляющие временные группы нормы. По оценке автора эти группы определены интервалами времени значительно больше общепринятой 7 с записи и составляют никак не менее интервала времени гуморального ответа, т.е. не менее получаса.

Быстрый рост скоростей изменений R-R интервалов на диаграмме ритма сердца (ДРС) в аритмогенезе подтверждается проявлением возмущений в общепринятое диапазоне высоких частот (HF), генераторами которых является коллектив мод гармоник в объеме активной среды миокарда, обозначаемый часто термином *re-entry* (переотражение) [5, 15]. Автономные автоворотные процессы (АВП) медленно затухают в активной среде миокарда, слабо влияя на проведение ЭКГ-сигнала. Однако, если в активной среде существует локальная клеточная структура ткани сердца с нарушением метаболизма, то термин *re-entry* приобретает собственное

прямое значение. Такие клеточные структуры могут быть постоянными источниками генераций электрического сигнала в очень узком диапазоне частот («звездочками»), ревербераторами или блокаторами проведения электрического сигнала, «отражая» его в противоположную проведению сторону [15] с частичным поглощением и нагревом. Клетки электрического синцития теряют функцию изотропного проведения сигнала, становясь направленными генераторами АВП. В зависимости от амплитуды и фазы АВП миокард может откликнуться диапазоне действий от слабой обратимой аритмии – до фибрилляции. В кардиохирургии такие «звездочки выжигают», но при этом наступает локальная (или полная) блокада проведению, так как теряется значительный участок активной среды проведения сигнала. В таких местах устанавливают электростимуляторы, генерирующие ритм первого или второго рода, в зависимости от местонахождения повреждений. Их появление наиболее вероятно в местах наибольшей их плотности, например, в АВ-узле с генерацией заместительного ритма второго порядка. Это увеличивает хаотическую составляющую результирующего ритма, и определяется уровнем защиты сердца для режима устойчивой аритмии. Сердце «локально дрожжит» от чуждых сигналов *re-entry* и греется на невостребованных высоких частотах (HF) в миокарде, расходуя избыточную энергию при недостатке информации.

При продолжительном действии АВП меняют качественно структуру и физические свойства миокарда, быстро его изнашивая, но не быстрее, чем, если бы их не было. Поэтому бороться надо и с ними, и с источником большого по плотности мощности сигнала, приходящего и создаваемого в форме высокочастотного разряда (принцип частотного кодирования [19]), формируя коллектив мод гармоник в той или иной малой локальной области миокарда. Источниками этих частотных процессов являются иные органы, чаще всего выведенные по тем или иным причинам из гомеостаза. Автором предлагается обратить внимание на причины разбалансирования вегетативной системы в патогенезе, а также на больные органы, генерирующие высокоамплитудные электрические сигналы, индуцируемые миокардом в высокочастотные разряды. Падение глобальной роли центрального управления ритмом сердца сопровождается сменой качества ритма (потерей грубости). Ритм сердца становится многорежимным. Каждый ритмический режим сильно детерминирован своим собственным генератором одной единственной частоты (тона). Ритм сердца принимает нестационарный переходный режим с хаотическим перебором тонов [1, 2, 15]. Механизм генерации АВП в миокарде несет функциональное качество сберегающего механизма, позволяя системе сердца внутри миокарда отводить в тепло и перераспределять избыточную энергию. Высокочастотные АВП «подкачиваются» энергией из низкочастотного диапазона, выступая динамическими демпферами (последним рубежом защиты), не допускающими даже возможности «энергетического слива» в малую локальную область миокарда и, как следствия, электрического синцития.

Выводы

1. Заболевание или повреждение одной системной единицы (органа) приводит к изменению характерного для него биоритма и рассогласованию с функциональным ритмом сердца. Ритм сердца реагирует на иннервируемое симпатической нервной системой нарушение «подстройкой» – поиском нового функционального ритма изменением параметров функции распределения.
2. Изменения центральных моментов функции распределения могут свидетельствовать о поиске новой величины функционального ритма сердца в измененных условиях.
3. Интервалы времени поиска являются собственными патогенными интервалами аритмии, а для больных людей они еще более отчетливо выражены в мерцательной аритмии. Очевидно, что это уже должно указывать на тенденцию ухудшения общего состояния организма.

Библиографический список

1. Кузнецов, Ю. И. Введение в теорию динамических систем: учеб. пособие/ Ю.И. Кузнецов. – М.: Изд-во Моск. ун-та. 1991. 132 с.
2. Мун, Ф. Хаотические колебания. Вводный курс для научных сотрудников и инженеров / Ф. Мун; пер с англ. Ю. А. Данилова и А. М. Шукрова. – М. : Мир. 1990. 312 с.
3. Шредингер, Э. Что такое жизнь с точки зрения физика / Э. Шредингер. – М. : Гостехиздат. 1945. 42 с.
4. Инструментальные методы исследования сердечно-сосудистой системы (Справочник)/ под ред. Т. С. Виноградовой. – М. : Медицина, 1986. 416 с.
5. Физиология человека: В 3 т. Т. 2: под ред. Шмидт Р., Тевс. Г. – М.: Мир. 1996. 313 с.
6. Кузнецов, А.А. О «сложности» алгоритмической последовательности эволюции/ А.А. Кузнецов// Циклы. Материалы межрегион. науч. сем. Сев.-Кав. ГТУ, Ставрополь. 2002. С. 3 – 4.
7. Кузнецов, А. А. Об алгоритмической последовательности эволюции/ А.А. Кузнецов // Циклы. Матер. IV Межд. конф., Ч. 1, Сев.-Кав. ГТУ, Ставрополь. 2002. С. 182 – 185.
8. Кузнецов, А.А. Энтропия ритма сердца: монография/ А.А. Кузнецов. – Владимир: Изд-во Владим. гос. ун-та. 2009. 172 с.
9. Кузнецов, А.А. Приемник инфразвукового давления/ А.А. Кузнецов, Н.Г. Конопасов // Датчики и системы. № 9, 2007. С. 35 – 38.
10. Вентцель, Е.С. Теория вероятностей: учеб. для вузов. – М.: Высшая школа. 1999. 576 с.

11. Кузнецов, А. А. О внутреннем времени системных процессов/ А. А. Кузнецов // Циклы и ритмы природы и общества. – № 1. Ставрополь : Сев.-Каз. ГТУ. 2007. – С. 60 – 63.
12. Левич, А. П. Метаболическое время естественных систем / А. П. Левич // Системные исследования. Ежегодник 1988. – М.: Наука. 1989. – С. 309 – 325.
13. Левич, А. П. Время как изменчивость естественных систем и как способ ее параметризации / А. П. Левич / Рукопись депонирована ВИНИТИ. № 7599-В89. – М.: ВИНИТИ. 1989. – С.101.
14. Биологические ритмы. В 2 т. Т. 1 : пер. с англ.; под ред. Ю. Ашоффа. – М. : Мир. 1984. – 414 с.
15. Биофизика: Учеб. для студ. высш. учеб. заведений / Под ред. В.Ф. Антонова. – М.: Гуманит. изд. центр ВЛАДОС. 1999. 288 с.
16. Кузнецов, А.А. Исследование взаимосвязи ритма сердца и динамики амплитудных значений зубца R на электрокардиограмме/ А.А. Кузнецов // Инфокоммуникационные технологии. 2012. Т. 10, № 1. С. 55 – 60.
17. Кузнецов, А.А., Пермяков С.А. Энтропийный подход к исследованию амплитудно-фазового сопряжения электрокардиосигнала/ А.А. Кузнецов // Инфокоммуникационные технологии. 2013. Т. 11, № 3. С. 50 – 56.
18. Баевский, Р.М. Введение в донозологическую диагностику/ Р.М. Баевский, А.П. Берсенева. – М.: Слово. 2008. 176 с.
19. Рубин, А.Б. Лекции по биофизике: учеб. пособие/ А.Б. Рубин. – М.: Изд-во МГУ, 1994. 160 с.

PHENOMENOLOGICAL MODEL OF NEUROGENIC HEART RHYTHM

Kuznetsov A. A.

«Vladimir state University named after Alexander Grigoryevich and Nikolay Grigoryevich Stoletov», Vladimir,
artemi-k@mail.ru

Keywords: heart rhythm, arrhythmogenesis, autowave processes, neurogenic mechanism

Annotation. The main provisions of the information-wave model of the body with an internal phase sensor – the heart rhythm, as the most sensitive and reactive component of the body to the influence of external factors, are presented. Under appropriate pathogenic conditions, arrhythmogenesis is suggested to be the dynamic result of the total effect. A General idea of the formation of neurogenic pathogenic conditions is given. The mechanism of neurogenic arrhythmogenesis is described, based on the decomposition of the incoming perceived long-wave stimulus into proper harmonics of the corresponding organs and tissues in the normal and humoral defense mechanism in the form of a delay interval.

УНИВЕРСАЛЬНЫЕ СТАДИИ АРИТМОГЕНЕЗА ПРИ РАБОТЕ СЕРДЦА

¹Кузнецов А.А., ²Чепенко В.В.

¹ «Владимирский государственный университет имени Александра Григорьевича и Николая Григорьевича Столетовых», г. Владимир, artemi-k@mail.ru,

²Владимирская областная клиническая больница, отделение реанимации, г. Владимир

Ключевые слова: аритмогенез сердца, спектр плотности мощности, хаос-грамм

Аннотация. Представлены результаты параллельного анализа, включающего статистический, спектральный и метод хаос-грамм и направленного на поиск генеза универсальных стадий аритмии для всех людей. Предложена модель алгоритма генеза аритмии без учета мероприятий по интенсивной терапии, что позволило выделить естественные процессы защиты сердца от его остановки.

Введение

В системе управления и регуляции жизнедеятельности организма ритм сердца – не конечный результат, но системная передаточная функция, назначающая, согласующая, координирующая и стабилизирующая в норме характерными соизмеримыми интервалами времени (гармониками) динамику всей совокупности биофизических ритмических макропроцессов по «принципу матрешки – один на всех и все в одном» [1, 2]. В норме и покое все составляющие системы генерируются, формируются под заданный ритм и мягко контролируются в рамках уровней флюктуаций слабо нестационарной изменчивости гомеостатической функции организма человека при установившемся режиме мало-интенсивного обмена с окружающей средой. В указанном смысле стационарного системного метаболизма организм представляется моделью неизолированной, но близкой к замкнутой системе активной среды с автоматией. Обменный баланс системы с внешней средой в разной степени положительный и сдвинут в сторону длинноволнового непрерывного и средневолнового селективного приема качественной информации. Информационная энтропия ритма сердца максимальна, свидетельствуя о равнозначности фазовых состояний и максимальном числе степеней свободы для данных внешних факторах влияния.

Причинно-следственные отношения между системными процессами работают тем лучше, чем ближе состояние системы, как объекта применения, к стационарному балансному состоянию. Они теряют

последовательно смысловые однозначности и количественную достоверность при удалении от стационарного баланса, сохраняя качество, и вообще не работают в переходных экстремальных и критических ситуациях. Так устойчивое отклонение от гомеостатической функции организма за рамки уровней флюктуаций свидетельствует о формировании локальных обратимых изменений с последующим и соответствующим локализации ухудшении функционального состояния организма (ФСО). Эволюционный системный процесс организма выходит за рамки слабо нестационарного, обретая локальные, а затем системные признаки необратимости патофизиологических изменений, в общем случае с непрогнозируемой динамикой – предикторами разнотипных аритмий. Проявления устойчивого патогенеза «благодаря или вопреки» функциям управления, регуляции и контроля со стороны центральной нервной системы (ЦНС) и вегетативной нервной системы (ВНС), результирующие приводят к их дисфункции в диапазоне «психической депрессии – эмоционального возбуждения» с положительной сопряженной обратной связью по аритмогенезу. В указанном смысле организм представляется моделью полуоткрытой системы с иерархическим устройством статистически связанных подсистем, одна из которых, сердце как реактивная среда, помимо иных организует коротковолновую ритмическую связь подсистемам по принципу «всех со всеми». Обменный баланс с внешней средой постоянно сдвинут в сторону текущей потери информационной энтропии. В обоих случаях физиологического и патофизиологического системного ритма носитель информации – ритм сердца в форме реализаций ритмограмм с алгоритмической динамикой макро-фаз кардиоциклов.

Цель работы – поиск универсальных признаков переходных режимов работы сердца при аритмогенезе.

Общие сведения о регистраторе, регистрации и испытуемых

Для регистрации ЭКГ использовался аппаратно-программный комплекс амбулаторной регистрации и анализа «AnnA Flash3000», включающий шестиканальный автономный накопитель ЭКГ с адаптером для подключения к компьютеру, программное обеспечение «EScreen» для установки параметров мониторинга ЭКГ, регистрации, архивирования и обработки, просмотра и чтения ЭКГ. Все характерные фрагменты ЭКГ (включение, тестирование, выключение) синхронно отмечаются событиями. Двадцатиминутные ЭКГ условно здоровых студентов одного возраста (18 – 20 лет) и 50 реанимационных больных разного возраста и разной степенью сердечной недостаточности конвертировались в ритмограммы преобразованием в графический и текстовый формат последовательностей *R-R* интервалов [3, 4].

Комплексный анализ спектров плотности мощности и хаосграмм ритмограмм

Ритмограммы здоровых молодых людей в состоянии покоя (сидя или лежа) имеют спектр плотности мощности (СПМ) нормы – с максимумом на около-нулевых частотах, крутым экспоненциальным спадом до 0,1 Гц, «дыхательным пиком» и далее, быстрым снижением плотности мощности ритма до уровней $(0,2 – 0,5) \cdot 10^{-3}$ мс² (рис. 1 а). В этих случаях нормы СПМ разбиваются условно на три диапазона частот: очень низких (VLF), низких (LF) и высоких (HF) частот [4, 5]. По соотношению площадей (энергий) этих диапазонов, ограниченных спектральной кривой, трактуется то или иное состояние и работоспособность сердца.

За несколько дней до смерти СПМ ритмограмм реанимационных больных обретали форму «гребенки», ограниченную одной (рис. 1 б) или несколькими обратными экспонентами. Далее эволюция форм СПМ развивалась по двум сценариям с потерей экспоненциальной зависимости: затухание ритмического процесса с исчезновением хаотической и низкочастотной составляющих (рис. 1 в); возбуждение ритмического процесса с «перекачкой» спектральной энергии в направлении слева – направо (рис. 1 г) [6].

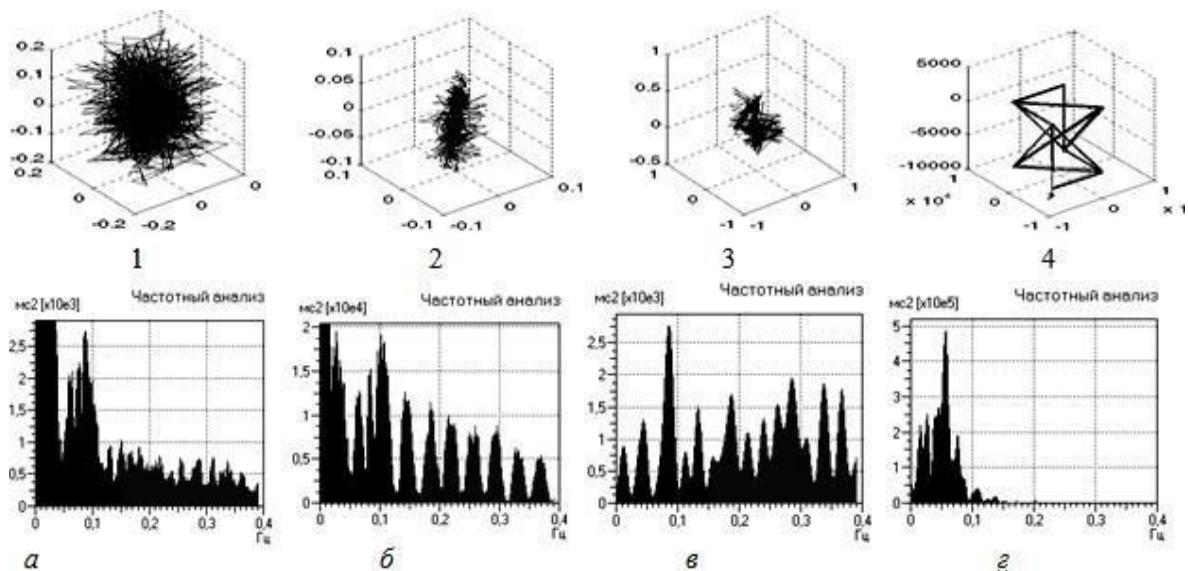


Рисунок 1 - Результаты предварительной сертификации по степени риска больных реанимационного отделения ОКБ г. Владимира: летальность (%) по четырем выделенным группам больных: 1 – 0,002%; 2 – 1,02%; 3 – 56,34%; 4 – 95,8%. Масштабы координатных осей ХГ (верх) нормированы к масштабу среднего значения *R-R* интервала

Совместный анализ СПМ и хаосграммы (ХГ) ритмограмм (метод «параллельного анализа» [6]) показал, что энергия низкочастотных процессов «перекачивается» в высокочастотные диапазоны. Это видно по изменению формы СПМ на рис. 1, *a* – *e*. При этом 3D-хаосграмма (ХГ) обретает соответствующие топологические и масштабные изменения (рис. 1, 1 – 4), отслеживая самым характерным образом изменения СПМ. Для здоровых людей ХГ ритмограмм визуально представляет «клубок» траекторий изображающей точки с уплотненной центральной глобулой и выраженным границиами формы. Это указывает на равную вероятность малых отклонений динамических состояний от средних значений, или на равнотенность и изотропность всех малых фазовых переходов внутри «клубка». Качественное изменение хаотической динамики изображающей точки сначала проявляется в искажении плотности «клубка», и далее, в проявлении детерминированного направления оси скоростей с потерей изотропности фазовых флуктуаций. Искажение топологической структуры ХГ вытягиванием шаровидного «клубка» в эллипсоид, и далее – в «веретено» [6] – дальний предиктор и начало аритмии (табл. 1).

Изменение масштаба (рис. 1, 3 – 4) графика ХГ свидетельствует о появлении экстрасистол обоих типов и о развитии суперэкстрасистолии. Скорость изменения R-R интервалов (тангенс угла наклона на ритмограмме) – основной параметр дифференциальной ритмограммы. Он столь резко растет, и хаотическое наполнение обретает детерминистские признаки, «вырождаясь» в форму простых геометрических фигур, часто повторяющихся с зеркальным отображением (табл. 1).

Площадь вертикальной проекции ХГ имеет размерность мощности [$\text{мс}^2/\text{с}$]. Площадь растет в отношении (Здоровые): (Выжившие больные): (Умершие больные) = 1: ($10 - 10^2$): ($10^2 - 10^5$).

Универсальные стадии аритмогенеза

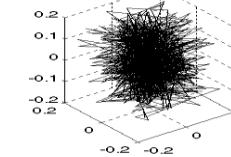
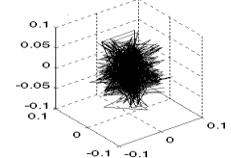
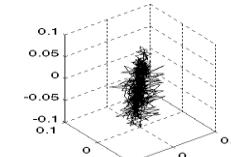
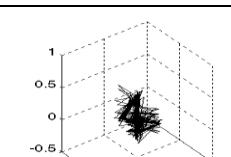
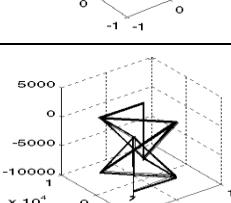
Таблица 1 построена по неофициальным статистическим данным летальности и наблюдениям врача-реаниматолога за реактивной системой работы сердца групп людей с сертификацией по признаку качества вариабельности (режима) ритма. Данным табл. 1 сопоставлены характерные для указанных групп формы ХГ ритмограмм. Посредством ре-эволюции форм ХГ стало возможным перейти к соответствующей ре-эволюции форм СПМ по данным комплексного анализа СПМ и ХГ ритмограмм здоровых и больных людей (см. рис. 1).

ЭКГ-сигнал каждого кардиоцикла несет в себе информацию о предыдущих кардиоциклах в рамках одного – двух циклов дыхания. Поэтому и каждый R-R интервал имеет статус прогнозного, несущего фазовую информацию о фазовой вариабельности системного участка ритмограммы. Информация имеет смысл сберегательный для устойчивой

работоспособности сердца и корректирующий – для сохранения следующего сигнала. Поэтому в норме (в покое) при отсутствии внешних факторов влияния и патогенеза ни регуляция со стороны ВНС, ни управление со стороны ЦНС сердечно-сосудистой системы не нужны. Сердце работает в режиме контроля при слабом симпатическом сигнале и балансе симпатико-парасимпатическом влиянии ВНС [7].

Ре-эволюция форм СПМ и ХГ от качества физиологической нормы через аритмогенез к сердечной смерти соответствует последовательным морфологическим изменениям ритмограмм. Начало цепочки ре-эволюции указанных форм универсально для всех здоровых людей. Записи ритмограмм постепенно «сваливаются» в направлении меньших значений величин средних $\langle X \rangle$ за счет сжатия интервала общей паузы на ЭКГ, соответствующему функциональному состоянию физической нагрузки нетренированного здорового человека. Распределение R-R интервалов на ритмограммах обретает уменьшенное стандартное отклонение σ и положительные асимметрию A и эксцесс E (см. рис. 1, 1, табл. 1 строка 1). Далее, $\langle X \rangle$ и σ продолжают замедленно спадать за счет других интервалов и сегментов при замедленном росте A и E . Ритм сердца теряет вариабельность, становясь

Таблица 1 - Сертификация топологической структуры ХГ

Название	Вид ХГ	Летальность, %	Режим ритма
Большой «клубок» с глобулой		-	Ритм в норме
Глобула - малый однородный «клубок»		0,002	«Жесткий» ритм
«Веретено»		1,02	«Тахо-брadi» - начало аритмии
«Крест»		56,34	Экстрасистолия, re-entry
Геометрические фигуры		95,80	Суперэкстрасистолия

детерминированным – самоподобным, или «жестким» (см. рис. 1, 1, табл. 1 строка 2). Сигнал, определяющий форму кардиоцикла на ЭКГ, искажен в той или иной степени: размеры всех сегментов и интервалов (кроме QRS) сокращены. Функциональное состояние тахикардии может быть обратимым к норме или необратимым. Во втором случае резонно предположить наиболее сильное влияние цикла «деполяризация – реполяризация» в миокарде на наиболее слабо регулируемые участки кардиоцикла реполяризации. В таком случае дальнейшее уменьшение R-R интервала может быть связано только с зубцом Т. Сокращение слабо регулируемого интервала ST может привести к двум вариантам изменения его размера и формы (альтернации): переворот и вывод из цикла реполяризации миокарда с волокнами Пуркинье, повторная деполяризация миокарда (экстрасистола I типа). С одной стороны, появление дополнительных (*extra*) зубцов R, приводит к сокращению R-R интервалов и росту скорости изменений R-R, что выделяется на ХГ сжатием клубка по горизонтали и растяжении – по вертикали, соответственно, т.е. появлению абрисов типа «веретено» (см. рис. 1, 1 и табл. 1). С другой стороны, уменьшение интервала времени сокращения приводит к не наполнению желудочков кровью из предсердий, уменьшению объема выброса крови в аорту и легочный ствол, ослаблению силы выброса с ростом вероятности возврата крови и практически потерей кровоснабжения периферийных мелких сосудов, т.е. нарушению микроциркуляции. Фронт пульсовой волны все более слабеет, барорецепторы, расположенные вдоль сосудов, посылают сигналы в симпатический сегмент продолговатого мозга и падении давления крови. Начинает развиваться сердечная недостаточность. В синоатриальный (СА) узел сердца продолжает поступать электрический сигнал нарастающей частоты и спадающей амплитуды. Последние обстоятельства являются факторами включения с сильным запаздыванием нарастающего влияния парасимпатического сегмента. Вегетативная система регуляции ритма сердца стремится «уравнять» влияния обоих сегментов. Однако, результаты этих влияний сильно расходятся из-за несоответствия задержек влияний обоих сегментов. Баланс влияний может быть задан, но конечный результат всегда «сдвинут» в сторону парасимпатического влияния. Эта «сдвигка» тем больше, чем больше скорость развития симпатического влияния. В рассматриваемом алгоритме последовательности событий регуляционных влияний парасимпатическое влияние следует за симпатическим, а не наоборот. Поэтому в направлении достижения баланса влияний парасимпатический фактор догоняет и подавляет симпатический фактор влияния. Организму в указанной развитой ситуации просто необходимы большие паузы для растяжения желудочков и выбросах, хотя бы для открытия малых сосудов и прекращения коронарной недостаточности. На ЭКГ возникают экстрасистолы II типа (ЭСП), а на ритмограмме – режим «тахо-бради» [7, 8]. Если на ритмограмме убрать интерполяционные связи между соседними значениями R-R интервалов, то визуально явно обнаружится расслоение ритмограммы на 2, а то и 3 этажа значений с сильным разряжением по вертикали, т.е. ростом вариационного размаха. Развитие экстрасистолии II типа приводит к появлению «пропусков» кардиоциклов на ЭКГ, а на ХГ – большие значения R-R от ЭСП развиваются горизонтальную плоскость ХГ. Совокупность всех линий от ЭСИ и ЭСП дает фигуру типа «волчок», а в проекции на вертикальную плоскость – «крест» [6].

В рамках содержания работы избыточные одиночные детерминированные сигналы – экстрасистолы трактуются элементами второго уровня защиты сердца. Они увеличивают падающую упорядоченность ритма и с элементом вдоха – выдоха «перезапускают» системный процесс ритма. Теперь рост интенсивности хаоса определяется скоростью учащения экстрасистол. Дальнейшее превалирование парасимпатического воздействия на сердце (например, со стороны ядра блуждающего нерва) приводит к развитию экстрасистолии с результирующей суперэкстрасистолией и чередованию *n. vagus* как элемента второго уровня защиты системного ритма.

В представленном модельном алгоритме последовательности событий аритмогенеза не предполагается (не учтены) ни мероприятий интенсивной терапии, ни медикаментозных направленных интервенций, ни иных клинических действий. «Саморазвитое» функциональное состояние аритмии будет рееволюционировать к развитию режима ритма – суперэкстрасистолии, при котором указанные выше «этажи» значений на ритмограмме вырождаются каждый в несколько единичных значений – ярусов на ритмограмме. На ХГ будет лишь несколько представительных точек. Если эти точки соединить линиями интерполяционных связей, то получится более или менее простая геометрическая фигура, определенная рамками предельных значений R-R интервалов: снизу – два значения ЭСИ и одно минимальное значение; сверху – единичное или удвоенное значение ЭСП. Наименьшее число «рабочих» ярусов фазы $k_y = 2$ авторы наблюдали фрагментарно (до 100 R-R интервалов) на ритмограмме больного в глубокой коме. Вероятно, эту величину следует принять нижней граничной.

Выводы

В процессе регуляции ритма сердца сдвиг баланса вегетативного влияния в сторону симпатической системы провоцирует появление и развитие тахикардии; сдвиг баланса в сторону парасимпатической системы с задержкой включает механизмы аритмогенеза с первым уровнем защиты ритма в режиме «тахо – бради». Механизмы регуляции работают в норме – в режимах обратимости ритма, а механизмы защиты – в патогенезе – режимах необратимости. Механизмы, устанавливающие и обеспечивающие уровни защиты в системе автоматии миокарда, все разные, но включаются одинаково – всегда при несоответствии задаваемого внешними и внутренними условиями режима работы сердца и заданного объекта, т.е. индивидуального сердца с заданными свойствами, в том числе и предельного качества.

Сердце как реактивный агент, перерабатывающий энергию огромного числа гармоник разной природы (механической, электрической, акустической), отводит энергию в тепловую, нагреваясь и нагревая проходящую

кровь, обретая функцию теплообменника. Температура эндокарда всегда немногим выше температуры поступающей в сердце крови. Увеличение числа «невостребованных» гармоник или рост их амплитуды с медленным затуханием и проявлением аритмии приводит к росту магнитной составляющей и увеличению температуры сердца, что может быть зафиксировано (магнитной антенной в диапазоне частот выше 1 Гц или тепловизором в ИК-диапазоне) как начало ишемической болезни сердца.

Библиографический список

1. Кузнецов А.А. Естественные информационные ритмы неидентифицируемой природы// XII Международная научная конференция «Физика и радиоэлектроника в медицине и экологии» - ФРЭМЭ-2016. Труды в 2-х книгах. Книга 2. – Владимир-Сузdalь. 2016. С. 288 – 292.
2. Кузнецов А.А. Основы информационной биоритмологии// Cardiostim-2016 International Congress. Сборник тезисов XI Международного конгресса «Кардиостим». С.-Пб. 2016. С. 234.
3. Heart rate variability. Standards of measurement, physiological interpretation, and clinical use. Task Force of the European Society of Cardiology and the North American Society of Pacing and Electrophysiology// European Heart Journal. 1996. V.17. – P. 354 – 381.
4. Кузнецов А.А. Применение метода оценки вариабельности сердечного ритма в до-нозологической диагностике функционального состояния организма// Измерительная техника. 2010. № 6. С. 50 – 55.
5. Кузнецов А. А. Функциональная параметрическая модель ритма сердца// Системный анализ и управление в биомедицинских системах. 2009. Т. 8. № 4. С. 1042 – 1045.
6. Кузнецов А. А. Методы анализа и обработки электрокардиографических сигналов: Новые подходы к выделению информации: монография. – Владимир: ВлГУ. 2008. 140 с.
7. Шмидт Р., Тевс. Г. Физиология человека: В 3 т. Т. 2. – М.: Мир. 1996. 313 с.
8. Инструментальные методы исследования сердечно-сосудистой системы (Справочник) / под ред. Т. С. Виноградовой. – М. : Медицина, 1986. 416 с

UNIVERSAL STAGES OF ARRHYTHMOGENESIS AT HEART WORK

¹Kuznetsov A.A., ²Chepko V. V.

¹ «Vladimir state University named after Alexander Grigoryevich and Nikolay Grigoryevich Stoletov», Vladimir, artemi-k@mail.ru,

²Vladimir regional clinical hospital, intensive care unit, Vladimir

Keywords: arrhythmogenesis of a heart, a density capacity spectrum, chaos-gram

Annotation. Results of the parallel analysis including statistical, spectral both a method chaos-gram and directed on search of genesis of arrhythmia universal stages for all people are submitted. The model of genesis of arrhythmia algorithm without taking into account actions for intensive therapy that has allowed allocating natural processes of heart protection from his stop is offered.



ЧИСЛОВОЙ ИНДИКАТОР АРИТМОГЕНЕЗА

Кузнецов А.А.

«Владимирский государственный университет имени Александра Григорьевича и Николая Григорьевича Столетовых», г. Владимир, artemi-k@mail.ru

Ключевые слова: аритмия, внешние факторы воздействия, информационная энтропия, показатель аритмии

Аннотация. Предложена модель механизма аритмогенеза, как частный случай начала развития ишемической болезни сердца. Разработан физико-математический инструмент анализа диаграмм сердечного ритма и дифференциальных диаграмм сердечного ритма при транзитивных и нозологических состояниях человека и с учетом нестационарных участков обработки ЭКГ.

Введение

Реализация ритма сердца в форме ритмограммы, или диаграммы ритма сердца (ДРС) здорового человека в состоянии покоя имеет нормальное распределение, выделяя в качестве математического ожидания основной тон. Архитектура эндо- и миокарда выстроена *a priori* для работы на частотных режимах основного (первого порядка) и заместительных ритмов [1]. С одной стороны наличие детерминанты основного тона придает ритму упорядоченность и системную согласованность. С другой стороны превалирующее симпатическое влияние придает ритму сердца хаотическую составляющую в виде непрерывного огромного набора слабых сигналов от распределенных во времени и пространстве кровеносной системы рецепторов – генераторов, непрерывно корректирующих величину и распределение по составу кардиоцикла. Наличие хаотической составляющей определено наличием многочисленных прямых и обратных связей (афферентных и эфферентных) с органами и тканями организма и имеет характер непрерывной подстройки ритма с реакцией на внешние импульсные стимулы.

Обратимое проявление аритмии той или иной длительности вполне частные события даже для здоровых людей. Избыточные физические нагрузки на нетренированное сердце, затянувшиеся стрессовые состояния, длительное действие на весь организм переменных физических (тепловых, инфразвуковых, электромагнитных) и социальных (психо-эмоциональный фактор) полей – все это приводит к необходимости реакционной компенсации запредельных внешних факторов влияния интенсификацией метаболических процессов в организме при избыточном кровотоке. Если организм «согласился принять» внешние возбуждающие факторы, то он должен сменить режим жизнедеятельности в сторону интенсификации работы мышц, тканей, мозга вплоть до клеточного уровня. Для этого необходимо увеличить среднюю скорость течения крови (при постоянном составе крови). Иными словами, коэффициент полезного действия по всем функциям крови обязан быть увеличен только за счет усиления ее транспортной функции. При заданных сосудах и в рамках однопараметрических линейных связей скорость крови определяется ее расходом, а расход – объемным выбросом из желудочков. Закон сердца Франка – Старлинга указывает на пропорциональность величины выброса и подготовительного расширения (удлинения) желудочков, т.е. степени наполнения кровью из предсердий. Это в свою очередь связано с интервалом времени предыдущего их расширения, т.е. практически с предыдущим значением R-R интервала. Такой известный механизм внутренней регуляции объемного выброса ограничен системностью процесса, а именно: сигнальной деятельностью рецепторов симпатической системы, требующей все больше и больше поступления крови к органам, работающим в предельных условиях, заданных внешними факторами. Первым уровнем сохранения системности работы сердца является достаточно быстрый и «безболезненный» (за счет интервала времени общей паузы) переход на режим тахикардии [2]. Но в этом случае минутный объем кровотока (МОК) сначала будет расти, а секундный (единичный) объем кровотока (СОК) дискретно монотонно падать. Наступает интервал времени переходного режима поиска, начинающегося с совместного роста положительных эксцесса (E) и асимметрии (A) ритмограмм при падении среднеквадратичного значения (σ). Это свидетельствует о переходном режиме обратимой смены качества «жесткости» ритма, выработки «запаса регуляции» и о нарушении баланса влияний смещением к симпатическим регуляторным воздействиям на ритм. В таком представлении аритмогенез в работе сердца имеет универсальные стадии для всех здоровых людей любого возраста.

Переход отношения МОК/СОК через максимум в генезисе зафиксирует начало несоответствия указанного механизма (роста МОК за счет суммы СОК) требованиям внешних условий. Сердечно-сосудистая система посредством вегетативной и гуморальной регуляции включается в поиск необходимого под внешние условия режима со сдвигом баланса регуляции к превалированию парасимпатического (тормозящего) влияния. Переход через экстремум сопровождается ростом среднего СОК, изменением направления роста асимметрии A в отрицательные величины при росте среднеквадратичного значения (σ) ритмограмм. Это приводит к многомодальности (многовершинности) распределения. Здесь ни о функции плотности вероятности распределения значений R-R интервалов на ритмограмме, ни о, тем более, моментах распределения говорить уже не приходится. При описанном состоянии ритма детерминирующий фактор настолько силен, что выводит систему последовательности R-R интервалов на ДРС из статистического ансамбля и соответствующего анализа, что в свою очередь, приводит к необходимости модификации объекта исследования и изменения инструмента анализа. Попытка убрать одну моду в распределении значений R-R интервалов может считаться успешной, если мод в распределении было две. Это можно сделать простым вычитанием значения среднего $\langle R-R \rangle$ из каждого значения в их последовательности с получением последовательности абсолютных погрешностей или последовательным вычитанием из последующего значения $\langle R-R \rangle$ предыдущего. Во втором случае объект исследования сохраняет морфологические признаки ритмограммы в форме последовательности межъярусных расстояний Δ_i , называемой дифференциальной ритмограммой, или дифференциальной диаграммой ритма сердца (дДРС). Приобретение ритмограммой признаков нестационарностей достоверно свидетельствует о соответствующих участках нестационарностей на электрокардиограмме (ЭКГ).

Цель работы – разработка и тестирование физико-математического инструмента анализа ДРС и дДРС при переходных и нозологических состояниях человека и с учетом нестационарности участков обработки ЭКГ.

Материалы и методы.

При донозологических исследованиях функционального состояния организма (ФСО) человека рекомендуется проводить оценку вегетативной регуляции методом вариабельности сердечного ритма (ВСР) [3]. В частотной области анализа этого метода к конвертированным в ритмограммы двадцатиминутным записям ЭКГ применяют спектральный анализ соответственно по составляющим компонент и в рекомендуемых диапазонах частот: *HF* – высокочастотный компонент спектра мощности в диапазоне 0,15 – 0,4 Гц, отражающий влияние парасимпатической нервной системы; *LF* – низкочастотный компонент спектра мощности в диапазоне 0,04 – 0,15 Гц, отражающий преимущественно активность симпатической нервной системы [2 – 5]. По соотношению площадей (энергий) этих диапазонов, ограниченных спектральной кривой, трактуют балансное состояние вегетативной регуляции с оценкой работоспособности сердца в целом и уровень ФСО.

Любой переходный режим изменения физиологического состояния обязательно сопровождается нестационарным участком, реакционного этому изменению параметра, в частности фазовой составляющей ЭКГ. Инструмент анализа ритмограммы должен уметь анализировать появляющиеся на таких участках характерные морфологические признаки. Для ДРС качественным оценочным показателем распределения

значений R-R интервалов может служить степень упорядоченности. Тогда числовым показателем распределения становится количество информации [6].

На рис. 1 представлены участки ДРС в форме графиков функций $RR(n)$ и соответствующие им функции интервального количества информации $I(n)$ трех последовательных регистраций больной в крайне тяжелом состоянии в отделении реанимации областной клинической больницы г. Владимира. Количество информации рассчитывается по методу автора [7] и по формуле: $I = \ln\left(\frac{n!}{n_1! \cdot n_2! \cdot n_3! \cdot \dots \cdot n_k!}\right)$, где n – число отсчетов на ДРС, Δn – число отсчетов «в окне» на ДРС, n_i – число отсчетов на i -ом ярусе ДРС, $i = 1, 2, 3, \dots, k$. По вертикали на ДРС соседние ярусы значений R-R разделены одинаковыми межъярусными промежутками, равными шагу дискретизации $\Delta x = 1$ мс. По горизонтали графика ДРС каждый j -й отсчет ($j = 1, 2, 3, \dots, n$) адекватен размеру ($R-R$) $_i$ по вертикали. Интервальное количество информации $I(n)$ рассчитывается по приведенной выше формуле с привлечением «метода скользящих средних» по «окну» шириной $\Delta n = 100$ отсчетов со сдвигом «окна» на 1 отсчет на каждый дискретный расчет. Поэтому размер цифрового ряда $I(n)$ меньше на единицу отсчета цифрового ряда $RR(n)$.

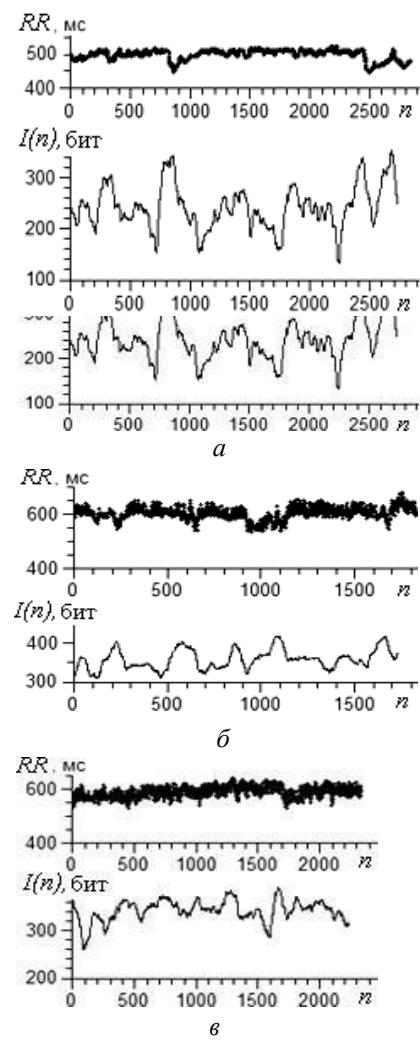


Рисунок 1 - Графики участков ритмограмм и соответствующих функций $I(n)$ больной в последовательности регистрации: $n = 2833$, $\langle X \rangle = 499$ мс, $\sigma = 16$ мс, $I^* = 3,8$ бит/отсчет (а); $n = 1829$, $\langle X \rangle = 606$ мс, $\sigma = 23$ мс, $I^* = 4,7$ бит/отсчет (б); $n = 2335$, $\langle X \rangle = 591$ мс, $\sigma = 19$ мс, $I^* = 4,4$ бит/отсчет (в)

волновой процесс с периодом около 500 отсчетов. Для подтверждения результатов по обоим пунктам очевидна необходимость применения спектрального анализа и к функции $RR(n)$, и к функции $I(n)$.

На ДРС рисунке 1 в представлена $RR(n)$ длиной записи 1380 с (23,0 минуты) по окончании ИТ. Заметно увеличение участков стационарности записи при установленном среднем уровне. Ритм все еще стремится вернуться на уровень 500 мс, но на более долгом периоде. Реакция ритма на ИТ выделяется неявно почти

На верхнем графике ДРС (рис. 1 а) представлена динамика фазовой $RR(n)$ -составляющей ЭКГ длиной записи 1413 с (23,6 минуты) до начала процедур интенсивной терапии (ИТ). Видно, что стационарные участки ритма сердца на ярусах значений R-R интервалов более 500 мс начинаются и оканчиваются «провалами» до значений менее 450 мс. Это означает, что на ЭКГ все зубцы и сегменты уже стабильно и слабо выражены, но «напряг» со стороны факторов влияния требует сокращения желудочкового комплекса QRS в преддверии экстрасистолического режима. Динамическая реакция $I(n)$ на стационарные участки и на изменения среднего уровня R-R интервалов разная и достаточна для их характеристики чувствительности и специфичности. Перед каждым «провалом» на ДРС за 120 – 200 отсчетов (1 – 1,5 минуты) наступает резкий спад функции $I(n)$ почти на 50 %. В сравнении с $RR(n)$ и в добавление к повышенной чувствительности и специфичности функция $I(n)$ обладает прогнозными свойствами, наиболее отчетливо выраженные в отношении dI/dn . Так как речь идет об интервальном значении I , то данное отношение как мгновенную скорость изменения, использовать некорректно. Поэтому перейдем к отношению конечных величин $\Delta I/\Delta n$, определяющее средне-интервальное (средне-оконное) значение I . С одной стороны величина минимального значения I_{min} предшествует максимальному значению $\Delta I/\Delta n$, выполняя функцию предпрогноза, или «прогноза предчувствия», опережающего каждое событие более, чем на минуту. Для опытного врача-реаниматолога – это «целая вечность». С другой стороны, средне-интервальное отношение, принятое для всей выборки I_{Σ} дает средне-выборочное значение: $I^* = I_{\Sigma}/n = \frac{1}{n} \ln\left(\frac{n!}{n_1! \cdot n_2! \cdot n_3! \cdot \dots \cdot n_k!}\right)$, известное как информационная энтропия [6, 7]

и определяющая среднее количество информации, приходящееся на один отсчет $[I^*] = 1$ бит/отсчет.

На ДРС (рисунок 1 б) представлена динамика фазовой $RR(n)$ -составляющей ЭКГ длиной записи 1108 с (18,5 минуты) в процессе контроля состояния больной при проведении процедур интенсивной терапии опытным реаниматологом В.В. Чепенко. Весь график $RR(n)$ на ДРС приподнят на 100 мс вверх (по сравнению с предыдущим участком записи), что указывает на удлинение кардиоциклов с восстановлением всех сегментов и интервалов за исключением общей паузы. Однако, при искусственном характере непрерывной ИТ улучшение состояния больной, выраженное в динамике R-R интервалов, обретает крайне неустойчивый характер (см. рисунок 1 б). Ритм пытается вернуться на уровень около 500 мс, следовательно, отрицательный фактор влияния не подавлен. При этом, во-первых, реакция фактора на ритм выделяется на функции $I(n)$ почти периодическим процессом с периодом 180 отсчетов (см. рисунок 1 б снизу), и во-вторых – на графике $I(n)$ до ИТ визуально выделяется

периодическим процессом с периодом 200 отсчетов и только на графике $I(n)$. Значит, состав ИТ влияет положительно лишь на ритм сердца. Действие ИТ на фактор патологического влияния выделяется опосредованно через ритм сердца. Невозможно явно определить ни патофизиологию влияния, ни сам объект, как фактор влияния.

Спектральный анализ. Спектр плотности мощности (СПМ) ритмограммы представляет спектр ее автокорреляционной функции, которая, как известно, предназначена в большей мере для эффективного выделения низкочастотных сигналов [8]. Очевидно, что ожидать полезную информацию о вариациях в пределах величин R-R интервала не приходится. Размер интервала дискретизации 1 мс задан приборной частотой дискретизации $f_d = 1000$ Гц, или временем разрешения 1 мс. Вариационный размах $\Delta X = 20$ мс, характерный для здоровых людей, выделяет частоту 50 Гц. Если в объеме одной выборки 30 мс $<\Delta X> < 500$ мс, то частотная информация обо всех фазовых переходах содержится в диапазоне частот $2 \div 1000$ Гц и т.д. На ритмограмме интервал дискретизации равен одному отсчету, или среднему интервалу кардиоцикла, что для здоровых людей ограничивает спектральную частотную ось до 0,5 Гц. Итак, СПМ ритмограммы не может выделить информацию о внутренних фазовых переходах R-R интервала, т.к. один отсчет равен одному R-R интервалу (0,6 – 1,5 с). СПМ выделяет ритмические воздействия на ритм сердца внешних более низкочастотных стимулов.

На рисунке 2 представлены СПМ ритмограммы RR(n) (рис. 2 а) и расчетного цифрового ряда $I(n)$ (рис. 2 б) до проведения ИТ (рисунок 1 а). СПМ не выделяет частоту основного процесса, а спектр $I(n)$ – выделяет: (0,002 и 0,004) 1/ n . При этом «частота окна» составляет 0,005 1/ n , частота, определяемая объемом выборки, равна 0,00035 1/ n . Поэтому в ритме сердца очевидно, присутствие частотных вкладов внешних стимулов с периодами 250 и 500 отсчетов. При переводе с собственной временной шкалы ритмограммы на временную и при $<X> = 499$ мс они соответствуют 125 с и 250 с (2 и 4 минуты). При второй регистрации (см. рисунок 1 б) с повышением среднего уровня $I(n)$ появляются характерные для здорового человека сигналы генераций с

периодами 90, 180 и 360 отсчетов, которым на временной оси соответствуют 56 с, 112 с и 224 с. При третьей регистрации (см. рисунок 1 в) средний уровень $I(n)$ остается прежним, сигналы с периодами 90, 180 и 360 отсчетов подавлены, но появляются высокоамплитудные вариации с периодами 800 отсчетов (473 с) и 1600 отсчетов (945 с) (см. рисунок 1 в). Заметно, что предложенный автором инструмент исследования работает как числовой индикатор аритмогенеза в «плане» достоверного отслеживания генераций большого числа гармоник, и который при лечении в рамках ИТ постепенно выделяет исходную низкочастотную патологическую гармонику с периодом около 16 минут. Длина записи не позволила попытаться выделить гармонику с периодом 32 минуты и т.д. Здесь автор выдвигает гипотезу о низкочастотном механизме развития патологий в организме человека посредством распространения «гармоник присутствия».

Дифференциальная диаграмма ритма сердца (дДРС). Другим направлением исследования при нивелировании влияния одного детерминирующего фактора влияния на ритм сердца является модификация самого объекта, т.е. переход от ДРС к дДРС (см. выше).

Рисунок 2 - СПМ ритмограммы (а) и $I(n)$ (б) по рисунку 1 а, соответственно: верх и низ

Известно [6, 7], что при фиксированных величинах $n = (1100 - 1700)$ и $f_d = 1000$ Гц информационная энтропия I^* ДРС определена практически функционально числом рабочих ярусов k_y^* : $I^* = 2,6 \cdot 5 k_y^* \sqrt{c}$ достоверностью аппроксимации $R^2 = 0,92$. Также функционально число k_y^* связано со средне-квадратичным отклонением ДРС, но имеет лишь статистическую связь с вариационным размахом ΔX [7]. Это указывает на более сложную связь информационной энтропии ДРС со средне-выборочным (по цифровому ряду R-R интервалов) межъярусным промежутком $<\Delta_y> = \Delta X / (k_y^* - 1)$. Значения $<\Delta_y>$ по всем ДРС молодых здоровых людей лишь стремятся справа к заданному фиксированной частотой дискретизации ($f_d = 10^3$ Гц) шагу $\Delta x = 1$ мс, никогда не достигая его. Это и понятно: текущие значения $\Delta_{y,i}$ на любой ДРС подчиняются условию кратной дискретности: $\Delta_{y,i} = 0, \Delta x, 2\Delta x, 3\Delta x, \dots, (k_y^* - 1)\Delta x$. И эти же значения в своей последовательности и представляют дДРС [2]. Каждое из значений $\Delta_{y,i}$ на дДРС имеет смысл текущей относительной шаговой скорости изменения R-R интервала в форме разности соседних их значений, формируемой в интервале в постоянном временном интервале шага дискретизации Δx . Значит, дДРС представлено последовательностью значений микропереводов – расстояний между ярусами фаз соседних кардиоциклов на ЭКГ. Поэтому дДРС в норме обладает формой центрированного относительно нуля распределения значений микропереводов, а экспериментальный полигон обретает вполне выраженную форму нормального распределения.

Для пациентов реанимации статистическая связь $k_y^*(<\Delta_y>)$ вырождается в стремление принять повышенное вполне определенное значение $<\Delta_y> > \Delta x$. Для 141 обследованного 80 % записей ДРС имели значения, с превышением заданного частотой дискретизации ($f_d = 10^3$ Гц) шага более чем в два раза: $<\Delta_y> \geq 2\Delta x$ [7]. Помимо значений R-R интервалов разрежается тем сильнее, тем выше уровень болезни. Статистическая связь $k_y^*(\Delta X)$ меняет направление: с ростом ΔX значение k_y^* падает. Это означает, что число текущих запретов

на занятие значением R-R интервала вполне определенного яруса значений на ДРС нарастает и, соответственно, хаотическая составляющая ритма падает. Именно в рамках этой логики информационная энтропия обретает качества числового индикатора аритмогенеза. Наличие детерминанты патологического фактора влияния на ритм сердца обеспечивает прирост продукции энтропии. Управление других органов посредством вариабельности ритма сердца, имеет результирующую хаотическую динамику и стремится этот положительный избыток энтропии исчерпать. Это стремление выражается в минимизации этого избытка. Поэтому при положительных вариациях энтропии система ритма всегда возвращается к стационарному процессу, но при отрицательных вариациях энтропии системный процесс ритма претерпевает изменение качества. При этом под отрицательными вариациями энтропии понимается снижение величины положительного избытка производства энтропии ниже пороговой для данного стационарного процесса [7]. Иными словами, если хаотическая (поисковая) составляющая в ритме сердца подавляется внешним фактором, то ритм сердца (кровоток и пульсовая волна) теряют системное управление над процессами в организме, обретая аритмию. Это управление становится патофизиологическим со стороны внешнего или внутреннего фактора влияния. Это – смена качества управления на жесткое низкочастотное с характерным для «подбитого» органа (или органов) ритмом. Степень аритмии по функции $I(n)$ может быть оценена по данным более слаженного графика СПМ (см. выше). Сердце не может подстроиться на него, поэтому развивается экстрасистолия, как одна из последних стадий аритмогенеза. При векторном одностороннем аритмогенезе наступает условный момент времени – «точка невозврата», определяющая системную необратимость в работе сердца. Автор трактует этот момент, как начало развития ишемической болезни сердца (ИБС). Но такая логика обязательно имеет начало, что приводит к гипотезе реальности «эталонного ритма сердца» [9]. Аритмогенез – это лишь одно из «ветвлений» патогенеза, приводящих разными путями к результирующей системной болезни – ИБС.

Выводы

1. В предположении о низкочастотном механизме развития патологии в организме человека посредством распространения «гармоник ее присутствия» профилактическая диагностика в до-нозологии обретает смысл прогнозирования развития предикторов заболевания в соотношении с большими интервалами времени, или низкими частотами. При диагностике заболевания маркерами самого заболевания становятся высшие гармоники от первичных низких частот предикторов. При диагностике прогноза развития заболевания следует обращать внимание на скорости роста частот гармоник и уменьшение их числа.
2. Числовым индикатором механизма аритмогенеза является количество информации. Числовым индикатором уровня аритмогенеза может достоверно служить информационная энтропия ритма сердца.

Библиографический список

1. Шмидт Р., Тевс. Г. Физиология человека: В 3 т. Т. 2. – М.: Мир. 1996. 313 с.
2. Инструментальные методы исследования сердечно-сосудистой системы (Справочник) / под ред. Т. С. Виноградовой. – М.: Медицина, 1986. 416 с
3. Heart rate variability. Standards of measurement, physiological interpretation and clinical use// European Heart Journal. 1996. V.17. P. 354 – 381.
4. Кузнецов А. А. Методы анализа и обработки электрокардиографических сигналов: Новые подходы к выделению информации: монография. – Владимир: ВЛГУ. 2008. 140 с.
5. Кузнецов А.А. Применение метода оценки вариабельности сердечного ритма в до-нозологической диагностике функционального состояния организма// Измерительная техника. 2010. № 6. С. 50 – 55.
6. Кузнецов А. А. Количество информации и энтропия ярусной диаграммы ритма сердца // Информационно-управляющие системы. 2010, № 4. С. 57 – 62.
7. Кузнецов А.А. Связь между временными и структурно-топологическими характеристиками диаграмм ритма сердца здоровых людей // Информатика и ее применения. 2010. Т. 4. Вып. 4. С. 39 – 48.
8. Айфичер Э.С., Джервис Б.У. Цифровая обработка сигналов: практический подход, 2-е изд. : пер с англ. И.Ю. Дорошенко, А.В. Назаренко/ под ред. А.В. Назаренко. – М.: Издательский дом «Вильямс», 2004. 992 с
9. Кузнецов А.А. К проблеме эталонной электрокардиограммы // Вестник аритмологии. Приложение А: сборник тезисов XIII Международного конгресса «Кардиостим-2018», Санкт-Петербург, 15 – 17 февраля, 2018. С. 168.

THE ARRHYTHMOGENESIS NUMERICAL INDICATOR

Kuznetsov A.A.

«Vladimir state University named after Alexander Grigoryevich and Nikolay Grigoryevich Stoletov», Vladimir,
artemi-k@mail.ru

Keywords: arrhythmia, external factors of influence, information entropy, the arrhythmia indicator

Annotation. A model of the arrhythmogenesis mechanism, as special case of the beginning of development of ischemic illness of heart is offered. The physical and mathematical tool of the analysis of a heart rhythm diagrams and a heart rhythm differential diagrams is developed at transitive and nozological states of the person and with the account non stationary sites of ECG processing.

ПОКАЗАТЕЛИ СИММЕТРИИ В КЛАСТЕРНОМ АНАЛИЗЕ СЛОЖНЫХ СИСТЕМ

Нikitin O.P.

«Владимирский государственный университет имени Александра Григорьевича и Николая Григорьевича Столетовых», г. Владимир, olnikitin@mail.ru,
Кисляков А.Н.

Российская академия народного хозяйства и государственной службы при Президенте Российской Федерации,
г. Владимир, ankislyakov@mail.ru

Ключевые слова: асимметрия, энтропия, фрактальная размерность, индекс Джинни, кластерный анализ

Аннотация. Работа посвящена актуальной проблеме изучения устойчивости сложных систем. С учетом явления нарушения симметрии. Целью данной работы является обобщение основных показателей асимметрии состояний сложных систем при выполнении кластеризации признаков. В статье рассматриваются особенности применения принципа нарушения симметрии для создания прогностических моделей эволюции систем. В качестве ключевых показателей неопределенности состояний системы рассматриваются информационная энтропия и фрактальная размерность. Рассматривается также возможность использования коэффициента Джинни в качестве показателя качества прогностических моделей в задачах классификации в условиях асимметрии классов целевой переменной. Рассмотренные в данной работе показатели позволяют оценить устойчивость системы и качество кластеризации признаков, а также оценить способность системы устойчиво восстанавливать структуру.

На современном этапе развития научных исследований наблюдается все более глубокое взаимное проникновение из различных областей науки концепций и методик исследования сложных систем, к числу которых относятся физические, биологические и социально-экономические системы. Эти системы являются динамическими, слабоструктурированными, открытыми, состоящими из огромного количества элементов, находящихся в тесном непрерывном взаимодействии как между собой, так и с внешней средой, что порождает ряд проблем описания и анализа процессов в них. Поэтому актуальной задачей как в области экологического мониторинга с использованием систем дистанционного зондирования, так и в биокибернетике становится построение точных и адекватных математических моделей для описания процессов изменения состояния сложных систем и прогнозирования эволюционных изменений в структуре этих систем и результатах взаимодействия составляющих их элементов.

При этом достаточно обширный ряд работ, указывает на связь процессов эволюции систем с явлением нарушения симметрии [1,2]. В свою очередь методы изучения явления нарушения асимметрии в контексте случайной изменчивости взаимодействия между элементами системы или группами элементов системы (кластерами) [3] связаны с процессами эволюции и самоорганизации сложных систем.

В работах К. Присона отражены фундаментальные основы изменчивости в регрессионном анализе. В более поздних прикладных исследованиях в области химии и кристаллографии, биостатистики [4,5], раскрыты вопросы симметрии структур и устойчивости протекания эволюционных процессов. Великий физик Пьер Кюри по результатам своих исследований сделал важный вывод: «В различных явлениях могут присутствовать элементы симметрии, но они не являются необходимыми, для существования явлений необходимым является только отсутствие определенных элементов симметрии». Таким образом, существует необходимость описания процессов эволюции сложных систем с позиции нарушения симметрии в группах элементов системы.

Отсутствие единой концепции и подходов к описанию эволюционных процессов и создания прогностических моделей развития сложных социально-экономических систем с применением алгоритмов интеллектуального анализа данных и инструментов машинного обучения приводит к созданию недостаточно точных, адекватных и интерпретируемых математических моделей

В этой связи целью работы является исследование показателей асимметрии в изучении поведения сложных систем с использованием методов кластерного анализа для создания прогностических моделей эволюции систем.

Ведущий исследователь в области моделирования процессов самоорганизации сложных систем И. Пригожин в своих трудах указывал, что проблемы нарушения функционирования систем связаны с функционально-временной перестройкой системы под воздействием внешних случайных факторов. В этой связи представляется необходимым изучить возможности системы с точки зрения устойчивости функциональных связей. В качестве ключевой гипотезы принимается тот факт, что основным источником эволюции систем является механизм восстановления нарушенной симметрии. Открытым остается вопрос о том какие состояния системы способствуют нарушению симметрии. Для этого необходимо описать состояние системы с позиции устойчивости признаков.

В качестве основной характеристики, описывающей степень неопределенности состояний системы, традиционно используется показатель энтропии, который упоминается при описании процессов физических систем, теории связи и информации и т. д. При этом для описания процессов чаще всего используется энтропия Шеннона [4,5], которая рассчитывается на основе гистограммы состояний и признаков процесса.

Изменчивость признаков системы обычно выражено в виде одномерного временного ряда, либо в виде многомерной матрицы. Энтропия Шеннона для одномерного временного (динамического) ряда A_i , состоящего из группы событий a_i выглядит следующим образом [8]:

$$E(A_i) = - \sum_{i=1}^L p(a_i(x)) \cdot \log[p(a_i(x))], \quad (1)$$

где $a_i(x)$ – показатель, характеризующий отклик системы на воздействие x для i -го уровня временного (динамического) ряда, $p(a_i(x))$ – гистограмма распределения вероятностей наблюдения различных уровней показателя [8,11].

Абсолютная симметрия системы достигается при нулевом показателе энтропии, что соответствует состоянию полной определенности о всех вариантах событий, что практически недостижимо в физическом мире. Однако если наблюдаемый ряд характеризуется большим количеством случайных изменений, то энтропия такого процесса выше, что усложняет интуитивное восприятие данного показателя в качестве меры асимметрии системы. Кроме того, мера энтропии является обобщающим показателем, не учитывающим структуры взаимодействия объектов системы [9].

Нетрудно видеть, что энтропия является довольно обобщенным показателем, характеризующим неопределенность состояний системы и с трудом, поддается интерпретации. Нарушение симметрии приводит к увеличению энтропии системы и увеличивает неопределенность ее состояний [10]. Однако для выявления закономерностей в поведении системы необходимо выделить в ней устойчивые структуры (подсистемы), схожие по определенным признакам и оценить изменчивость, т.е. нарушение симметрии определенного признака в каждой группе, т.е. выполнить задачу кластеризации.

Кластерный анализ как метод неконтролируемого машинного обучения является одним из самых продуктивных и универсальных инструментов, позволяющих выявить скрытые закономерности в поведении сложных систем и отдельных ее элементов. В качестве показателей, характеризующих степень дисбаланса проявления какого-либо признака при проведении кластерного анализа наряду с показателем энтропии, может быть использован коэффициент Джини [11]. Применительно к кластерному анализу показатель энтропии чаще применяется для оценки качества разделения между кластерами по признакам, а коэффициент Джини, является метрикой качества прогностических моделей в задачах классификации в условиях дисбаланса классов целевой переменной [12] и вычисляется как отношение площадь фигуры, образованной кривой Лоренца и абсолютного равенства (симметрии). На рисунке 1 изображен пример для расчета коэффициента Джини применительно к однородности количества элементов в кластерах. Если все кластеры имеют одинаковое количество точек, то наблюдается абсолютная симметрия в группах разбиения и коэффициент Джини равен нулю, соответственно дисбаланс описывается площадью ограниченной ломанной кривой Лоренца и кривой абсолютной симметрии и рассчитывается по формуле:

$$G = 1 - \sum_{k=1}^n (X_k - X_{k-1}) \cdot (Y_k + Y_{k-1}), \quad G \in [0;1], \quad (2)$$

где n – количество кластеров; X_k – кумулятивная доля количества кластеров; Y_k – кумулятивная доля количества точек в кластере.

Чем больше значение коэффициента Джини отклоняется от нуля, тем в большей степени проявляется асимметрия в характеристиках кластеров. Расчет коэффициента Джини как асимметрии дает возможность найти наилучшее соответствие между вариантами кластеризации.

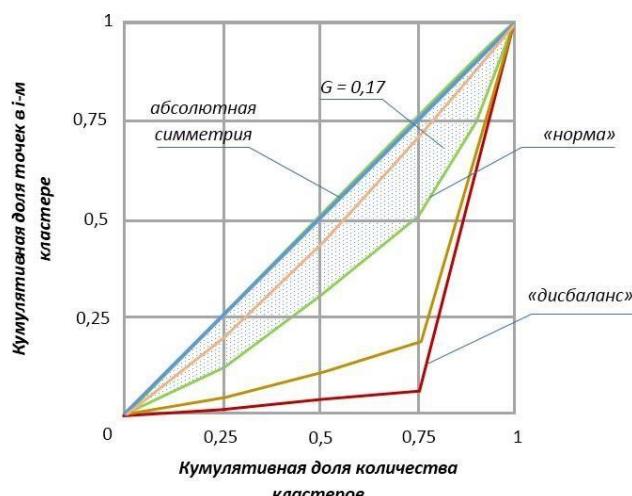


Рисунок 1 - Интерпретация коэффициента Джини для задачи кластеризации (на примере 4-х кластеров)

По поводу коэффициента Джини следует также сделать пояснение, что в англоязычной литературе существует также второе представление индекса Джини, которое используется в алгоритмах для выбора структуры правил и критериев бинарной классификации и носит название Gini impurity, и не имея устоявшегося названия в русском языке трактуется как «примесь», «неоднородность Джини» или

«неопределенность Джини» и характеризуется долей «примеси» точек из других классов в текущем варианте разбиения, т.е. описывает «чистоту» или однородность выделенных классов. В контексте данной работы логичнее будет называть данный показатель неопределенностью Джини, так как он связан с показателем информационной энтропии Шеннона и выражается как:

$$I(A) = 1 - \sum_{k=1}^m p_k^2, \quad (2)$$

где m – количество классов целевой переменной при номерах классов $k = 1, 2, \dots, m$, где p_k – доля точек, принадлежащих классу k . Эта мера также принимает значения от 0 (когда все записи принадлежат к одному классу) и $(m-1)/m$ (когда все m классов представлены одинаковым количеством точек). Рисунок 2 показывает значения неопределенности Джини в зависимости от p_k для двух классов. Мера примеси находится на своем пике, когда $p_k = 0,5$ (т.е. когда прямоугольник содержит 50% точек из другого класса).

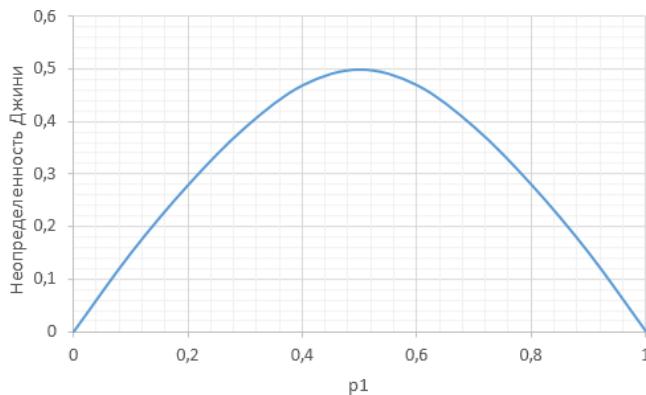


Рисунок 2 - Интерпретация неопределенности Джини в задачах оптимальности построения моделей классификации

Однако, для изучения сложности структуры взаимодействия, а, следовательно, и неопределенности состояний системы необходимо оценивать устойчивость кластеров. Теория фракталов дает возможность описать состояние системы с точки зрения структурной и функциональной изменчивости. Аналогично фракталам сложные системы также обладают свойствами самоподобия и саморепликации (самовоспроизводимости). В противовес энтропии существует показатель фрактальной размерности [3,13] характеризующий упорядоченность системы относительно состояния всех ее элементов.

Характеристикой упорядоченности состояний системы является фрактальная размерность – показатель, определяющий степень упорядоченности связей между элементами системы. Фрактальная размерность является показателем, описывающим ограниченное множество в метрическом пространстве и определяется следующим образом [3,13]:

$$D = \lim_{\varepsilon \rightarrow 0} \frac{\log N(\varepsilon)}{\log(\frac{1}{\varepsilon})} = \lim_{\varepsilon \rightarrow 0} \frac{\log N(\varepsilon)}{-\log \varepsilon}, \quad (3)$$

где $N(\varepsilon)$ – минимальное число подмножеств, покрывающих исходное множество. В этом случае выражение для энтропии схоже с формулой Шеннона (1):

$$E(\varepsilon) = - \sum_{i=1}^{N(\varepsilon)} p_i \cdot \log_2(p_i), \quad (4)$$

где ε – элемент множества покрытия. При уменьшении размеров элемента покрытия $\varepsilon \rightarrow 0$ энтропия Шеннона возрастает и достигает своего максимального значения при равенстве вероятностей $p_i = 1/N(\varepsilon)$.

$$D = \lim_{\varepsilon \rightarrow 0} \left[N(\varepsilon) / \log_2(1/\varepsilon) \right]. \quad (5)$$

Применительно к кластерному анализу фрактальная размерность позволяет оценить сложность структуры межкластерных связей, а также связей между отдельными элементами системы. Для этого необходимо оценить схожесть элементов на основе многомерной матрицы смежности [11] и построения ориентированных графов.

Такая матрица для двумерного случая может быть в виде «тепловой каты», показывающей насколько похожи отдельные элементы системы по одному из признаков. На основе данной матрицы можно выполнить кластеризацию элементов по указанному признаку, а также рассчитать энтропию системы по формуле (1). Для расчета фрактальной размерности матрица смежности разбивалась на подмножества различного размера, и на основе клеточного алгоритма [13] (для двумерного случая) рассчитывалась фрактальная размерность.

На рисунке 3 показан пример построение регрессионной зависимости при реализации расчета фрактальной размерности с помощью клеточного алгоритма.

Угловой коэффициент уравнения линейной регрессии равен фрактальной размерности двумерной матрицы. Для рассмотренного двумерного случая фрактальная размерность D принимает различные значения, лежащие в пределах от 0 до 2 [11].

Если матрица смежности является сильно разреженной и/или представляет собой множество объектов с близкими значениями метрических расстояний, то при выполнении расчётов объекты приближённо могут рассматриваться как точки и их размерность лежит в пределах от 0 до 1. В случае наблюдения более устойчивых связей и агломераций объектов на матрице смежности в обособленный группы определённой формы фрактальная размерность увеличивается стремится к 2.

Фрактальная размерность является количественным параметром, описывающим схожесть поведения изучаемых групп объектов (кластеров, подсистем) и позволяющим количественно отслеживать структурные особенности самоорганизации и эволюции систем, появление новых структур или, напротив, распад организованных структур, общая хаотизация и нарушение симметрии. Таким образом, чем больше фрактальная размерность, тем больше возможности эволюции системы и тем выше способность системы к устойчивой саморепликации.

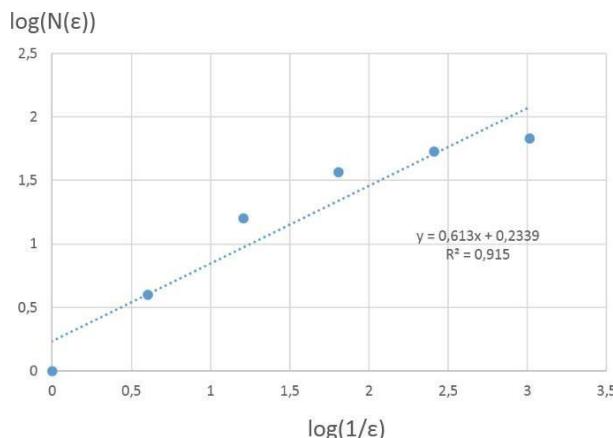


Рисунок 3 - Пример расчета фрактальной размерности на основе матрицы смежности признаков биологических особей

Представленные в работе показатели позволяют сформировать единую концепцию исследования сложных систем на основе кластерного анализа с учетом неопределенности состояний системы, которая заключается с следующих выводах:

1. Кластерный анализ позволяет описать пространство признаков сложной системы с учетом наиболее ярко выраженных взаимодействий и энтропии системы.
2. Коэффициент Джини характеризует нарушение симметрии между признаками отдельных групп элементов системы (кластеров).
3. Фрактальная размерность обобщает возможности саморепликации информационной и функциональной структуры системы в зависимости от дисбаланса структуры взаимодействия отдельных подсистем и определяет направления эволюции.
4. Наблюдение значений показателей энтропии, коэффициента Джини и фрактальной размерности позволяют оценить устойчивость системы и качество признаковой кластеризации, а также оценить способность системы к устойчивому восстановлению структуры всей системы.

Дальнейшее развитие описанного подхода к анализу сложных систем в виде совокупности показателей состоит в необходимости развития подхода к оценке устойчивости отдельных кластеров на основе теории фракталов и теории графов.

Благодарности. Исследование выполнено при поддержке гранта Российского фонда фундаментальных исследований (РФФИ) № 18.07.00170. Посвящается памяти д.ф.-м.н. профессора Рая Валерия Георгиевича

Библиографический список

1. Рай В.Г., Поляков С.В., Рай Т.Ф., Фирсов И.В., Тогунов И.А. Некоторые особенности применения групп нарушенной симметрии для «визуализации» процессов в природных, «живых» и социально-экономических системах // Региональная экономика: опыт и проблемы. Материалы XII международной научно-практической конференции (Гутманские чтения) 15 мая 2019 года / под общ. ред. А. И. Новикова и А. Е. Илларионова. – Владимир: Владимирский филиал РАНХиГС. 2019. С. 11-119.
2. Рай В.Г., Рай Т.Ф., Малеев А.В. Статистические модели в квантовой физике, экологии и экономике. Учебное пособие, рекомендованное УМО РАЕ. М.: Издательский дом Академии Естествознания, 2015. 144 с.
3. Якимов В.Н. Шурганова Г.В. Черепенников В.В. Кудрин И.А. Ильин М.Ю. Методы сравнительной оценки результатов кластерного анализа структуры гидробиоценозов (на примере зоопланктона реки Линда Нижегородской обл.) // Биология внутренних вод. Издательство: РАН. 2016. № 2. С. 94-103.

4. Зорина А.А. Формирование флюктуирующей асимметрии в процессе индивидуального развития *Betula pendula* // Принципы экологии. 2014. № 4. С. 31-52.
5. Баранов С. Г. Оценка стабильности развития. Методические подходы: учеб. пособие / С. Г. Баранов, Н. Е. Бурдакова; Владим. гос. ун-т им. А. Г. и Н. Г. Столетовых. – Владимир: Изд-во ВлГУ, 2015. 72 с.
6. Никитин О.Р. Кисляков А.Н. Метод идентификации личности по цифровым изображениям отпечатков пальцев / Радиотехнические и телекоммуникационные системы, изд. МИ ВлГУ №4. 2017. С. 52-57.
7. Никитин О.Р. Кисляков А.Н. Фрактальный анализ информационного содержания многоспектральных изображений земной поверхности // Теоретическая и прикладная экология, М.: ООО Издательский дом «Камертон». 2019. №2. С.32-38.
8. Чумак О.В. Энтропии и фракталы в анализе данных – М. – Ижевск: НИЦ «Регуляторная и хаотическая динамика», Институт компьютерных исследований. 2011. 164 с.
9. Бутенков С.А. Энтропийный подход к оценке качества гранулирования многомерных данных // Сб. трудов Одиннадцатой Национальной конференции по искусственному интеллекту с международным участием, Дубна. 2008. С. 331-340.
10. Pay В.Г., Кисляков А.Н., Тихонюк Н.Е., Pay Т.Ф. Принцип нарушения асимметрии в моделях развития экономических систем опыт и проблемы. // Региональная экономика: опыт и проблемы. Материалы XI международной научно-практической конференции (Гутманские чтения) 15 мая 2018 года / под общ. ред. А. И. Новикова и А. Е. Илларионова. – Владимир: Владимирский филиал РАНХиГС. 2018. С. 201-211.
11. Кисляков А.Н. Асимметрия информации в задачах анализа социально-экономических процессов. / Вестник НГУЭУ. 2020. № 1. с. 64-75
12. Frank Nielsen. Introduction to HPC with MPI for Data Science // Springer International Publishing, 2016, 282 p.
13. Кисляков А.Н. Фрактальный метод идентификации личности по цифровым изображениям отпечатков пальцев // Материалы XII Международной научно-технической конференции «Перспективные технологии в средствах передачи информации – ПТСПИ'17», – Владимир: Владимирский государственный университет им. А.Г. И Н.Г. Столетовых. 2017. С. 200-204.

SYMMETRY INDICATORS IN CLUSTER ANALYSIS OF COMPLEX SYSTEMS

Nikitin O. R.

«Vladimir state University named after Alexander Grigoryevich and Nikolay Grigoryevich Stoletov», Vladimir,
olnikitin@mail.ru,

Kislyakov A. N.

Russian Academy of national economy and public administration under the President of the Russian Federation,
Vladimir, ankislyakov@mail.ru

Keywords: asymmetry, entropy, fractal dimension, Ginny index, cluster analysis

Annotation. The work is devoted to the actual problem of studying the stability of complex systems taking into account the phenomenon of symmetry breaking. The purpose of this work is to generalize the main indicators of the state asymmetry of complex systems when performing feature clustering. The article considers the features of applying the principle of symmetry breaking to create predictive models of system evolution. Information entropy and fractal dimension are considered as key indicators of uncertainty of system States. We also consider the possibility of using the Ginny coefficient as a quality metric for predictive models in classification problems under conditions of asymmetry of classes of the target variable. The indicators considered in this paper allow us to assess the stability of the system and the quality of feature clustering, as well as to assess the ability of the system to sustainably restore the structure.



РАЗРАБОТКА МНОГОКАНАЛЬНОЙ СИСТЕМЫ ДЛЯ МОНИТОРИНГА ПАРАМЕТРОВ ТОЧЕК АКУПУНКТУРЫ

Косоруков А.Е., Еланская О.М.

Московский государственный технический университет им. Н.Э. Баумана, г. Москва, kosorukov@mail.ru,
elolesya@yandex.ru

Ключевые слова: метод расчета нелинейной проницаемости кожи, точки акупунктуры, рефлексодиагностика

Аннотация. Рассмотрен метод расчета нелинейной проницаемости кожи в точках акупунктуры, представленных нелинейной проводимостью и линейной емкостью. Разработан программно-аппаратный комплекс для многоканальной системы контроля параметров акупунктурных точек (ТА). Были проведены исследования электрических параметров кожи при ТА (проводимости и емкости) под нагрузкой «гипервентиляция легких». Статистический анализ проводился с использованием метода Спирмена. Выявлена зависимость между внешней нагрузкой и параметрами ТА.

Основной задачей современной медицины является диагностика заболеваний на ранней стадии. Существующие методы оценки функционального состояния человека часто являются дорогостоящими, время-

и трудозатратными и не дают полной информации о состоянии всего организма. Вполне удовлетворяет вышеперечисленным условиям метод электропунктурной диагностики (ЭПД), основанный на исследованиях биологически активных точек (БАТ) в традиционной китайской медицине. Особый интерес представляет собой мониторинг электрические параметры 24 основных БАТ, что позволяет оценивать изменение состояния как отдельных внутренних органов, так и организма в целом в течение продолжительного времени и установить индивидуальный «физиологический коридор» пациента, осуществлять контроль за ходом терапевтических процедур, а также возможен контроль за реакцией организма на физические нагрузки.

Анализ литературы и имеющихся аналогов привел к следующей задачи: разработать многоканальную систему для мониторинга параметров точек акупунктуры (ТА).

Кожу представляем, как двухкомпонентную нелинейную схему с сосредоточенными параметрами, состоящую из параллельного соединение линейной емкости и нелинейной проводимости (Рисунок 1) [1].

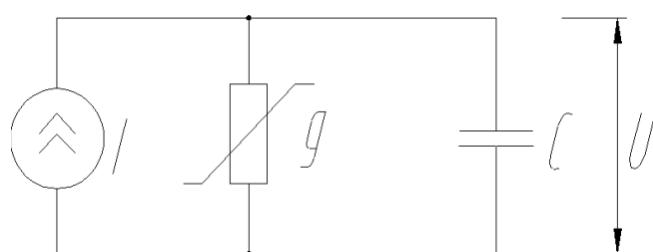


Рисунок 1 - Эквивалентная электрическая схема БАТ

Для нахождения компонентов воспользуемся методом наименьших квадратов (МНК). Параметры представляются в виде степенного ряда, разделенного на линейные и нелинейные компоненты. Для предложенной схемы замещения была установлена связь между поддаваемым током и измеренным напряжением: формула (1) [1].

$$I = g_0 U + g_i + C \frac{dU}{dt} \quad (1)$$

где g_0 – линейный компонент системы, g_i – нелинейные компоненты, U – измеряемое напряжение, i – порядковый номер, N – количество элементов разложения, I – сила ток

Суть МНК можно описать формулой (2). Минимум функционала находится приравниванием к нулю частных производных по неизвестным коэффициентам (3). Тогда нахождение неизвестных параметров сводится к решению СЛАУ методом Крамера. экспериментально [1] было установлено, что для решения данной задачи достаточно использовать 1 коэффициента емкости и 5 коэффициентов проводимости.

Для реализации измерений была разработана система, которая состоит из печатной платы с микроконтроллером ADuCM362 фирмы Analog Devices, встроенной в портативный корпус, активных электродов диаметром 4 мм и индифферентным электродом площадью 600 мм² (Рисунок 2).

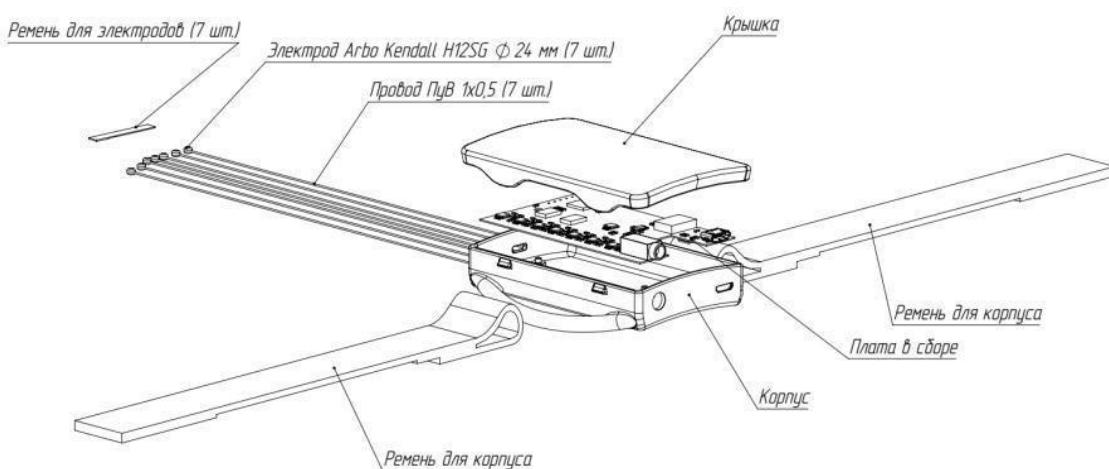


Рисунок 2 - Схема сбора блока измерения

Прибор обеспечивает 7 каналов измерения в точках акупунктуры (ТА) со встроенным расчетом нелинейного адmittанса в каждой точке, который был представлен выше. Зондирующий импульс генерируется микроконтроллером ADuCM362 со встроенным ЦАПом и источником тока, выполненным на базе инструментального усилителя. В каждый отсчет времени 2 АЦП регистрируют значение протекающего тока и

напряжение на электроде. Эти значения передаются на персональный компьютер, где производится расчет емкостной и резистивной составляющих адmittанса.

Особенностью измерения электродермальной активности БАТ является использование крайне низких токов, что не дает возможности использовать ключ для подключения электродов к измерительной системе. Для этого был разработан переключаемый распределенный измерительный источник тока. Токозадающая система выполнена на инструментальном усилителе. А каждый электрод через собственный канал измерения подключен к токозадающей системе и измерительным входам микроконтроллера.

Измерение одного канала в многоканальной системе происходит раз в 7 с., что более чем достаточно, чтобы отследить либо реакцию на воздействие на меридиан точки акупунктуры, либо зафиксировать собственные биоритмы человека, так как длительность этих процессов составляет от нескольких минут до нескольких десятков минут.

Разработанный макет многоканальной системы предназначен для мониторинга электрических параметров ТА. Целью мониторинга является зафиксировать динамику в ТА под внешней тестовой нагрузке, выявить характер изменения этих параметров ТА при нагрузке «гипервентиляция легких» и без нагрузке, определить корреляцию изменений по различным меридианам.

Результаты измерения в спокойном состоянии представлены на рисунках ниже.

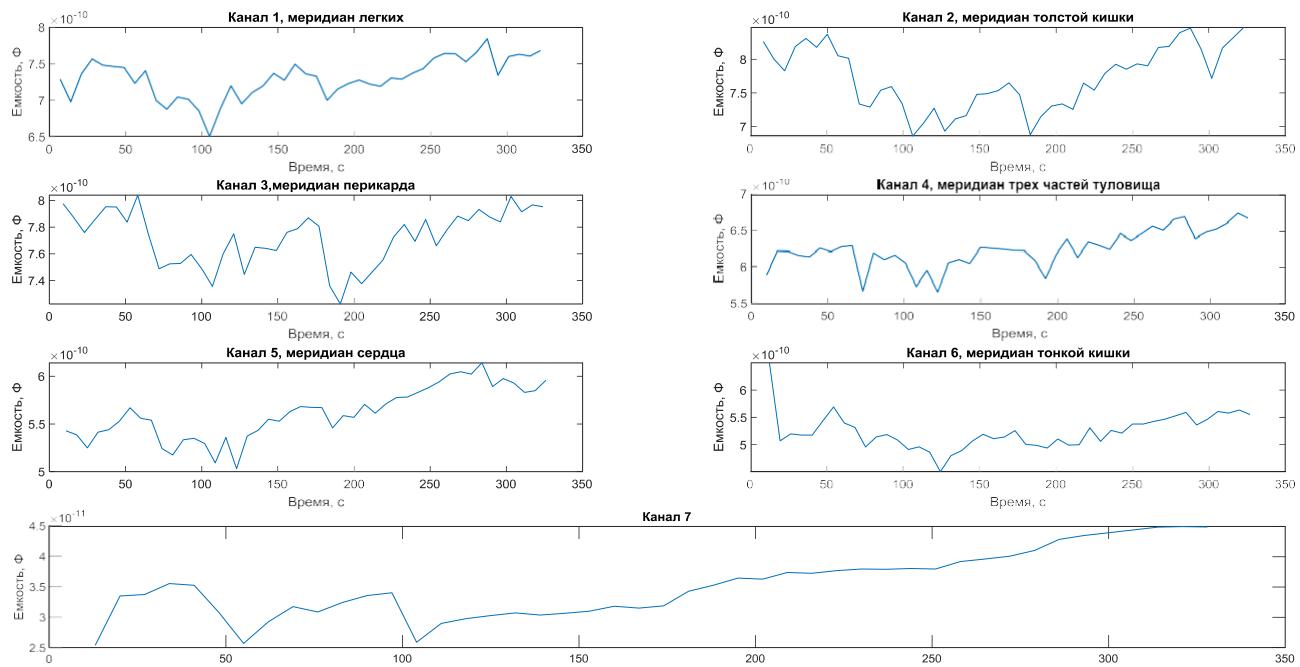


Рисунок 3 – Емкость при измерении без нагрузки

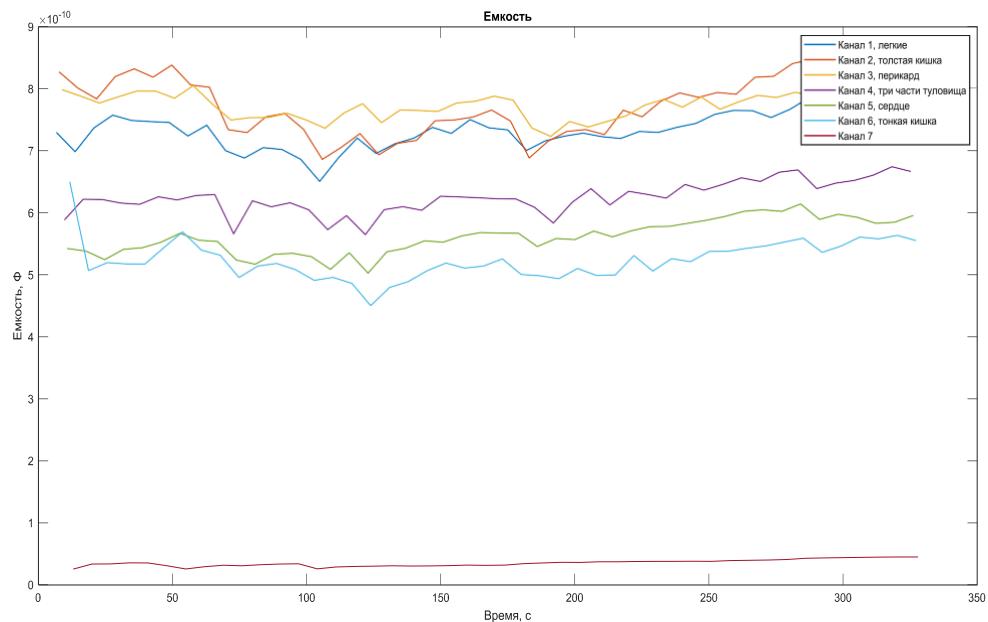


Рисунок 4 – Емкость при измерении без нагрузки

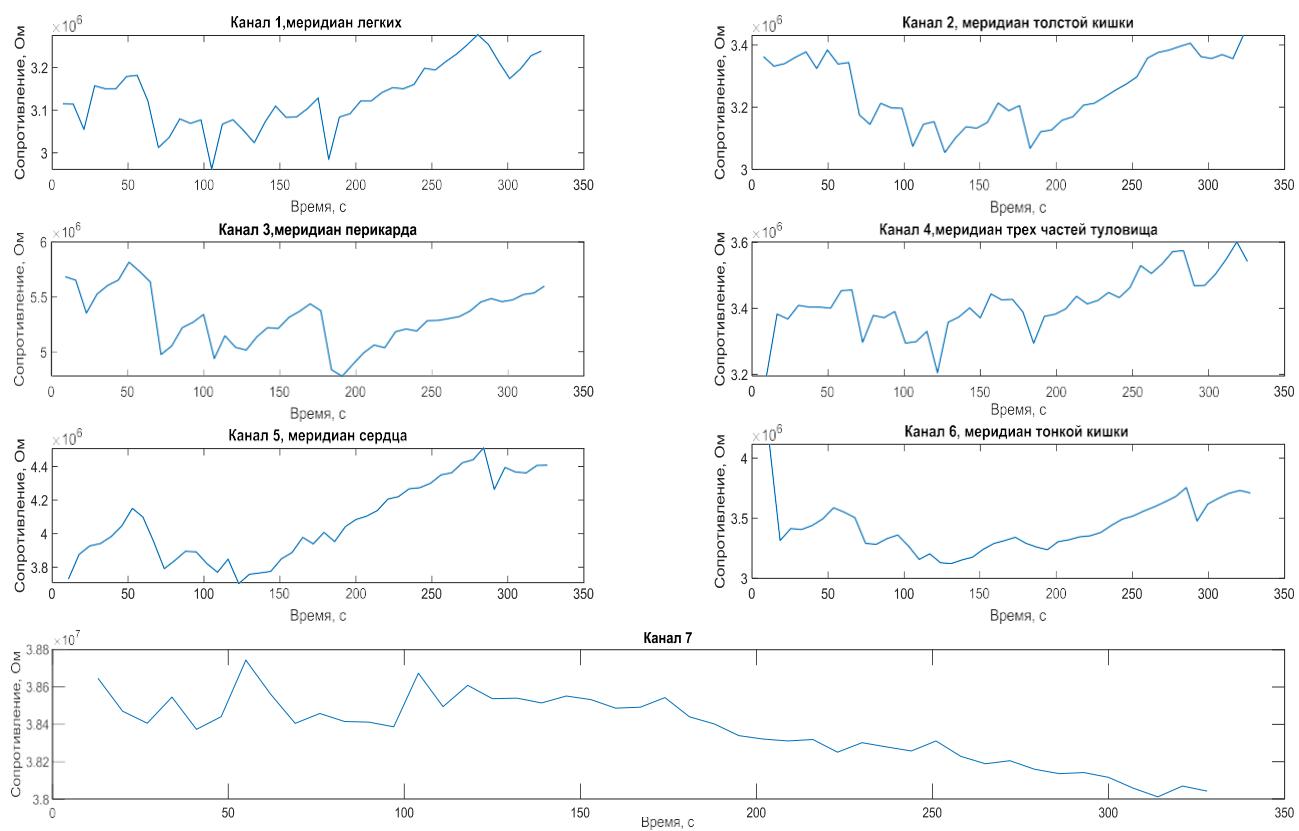


Рисунок 5 - Сопротивление при измерении без нагрузки

Далее был проведен замер при единичной нагрузке «Гипервентиляция легких». Протокол исследования был следующий: 10 минут испытуемый находится в спокойном, расслабленном состоянии, далее в течении 1 минуты учищает свое дыхание до ощущения головокружения (гипервентиляция легких), а потом еще 10 минут находится в спокойном состоянии, дышит естественно. На рисунках ниже приведены графики измерений.

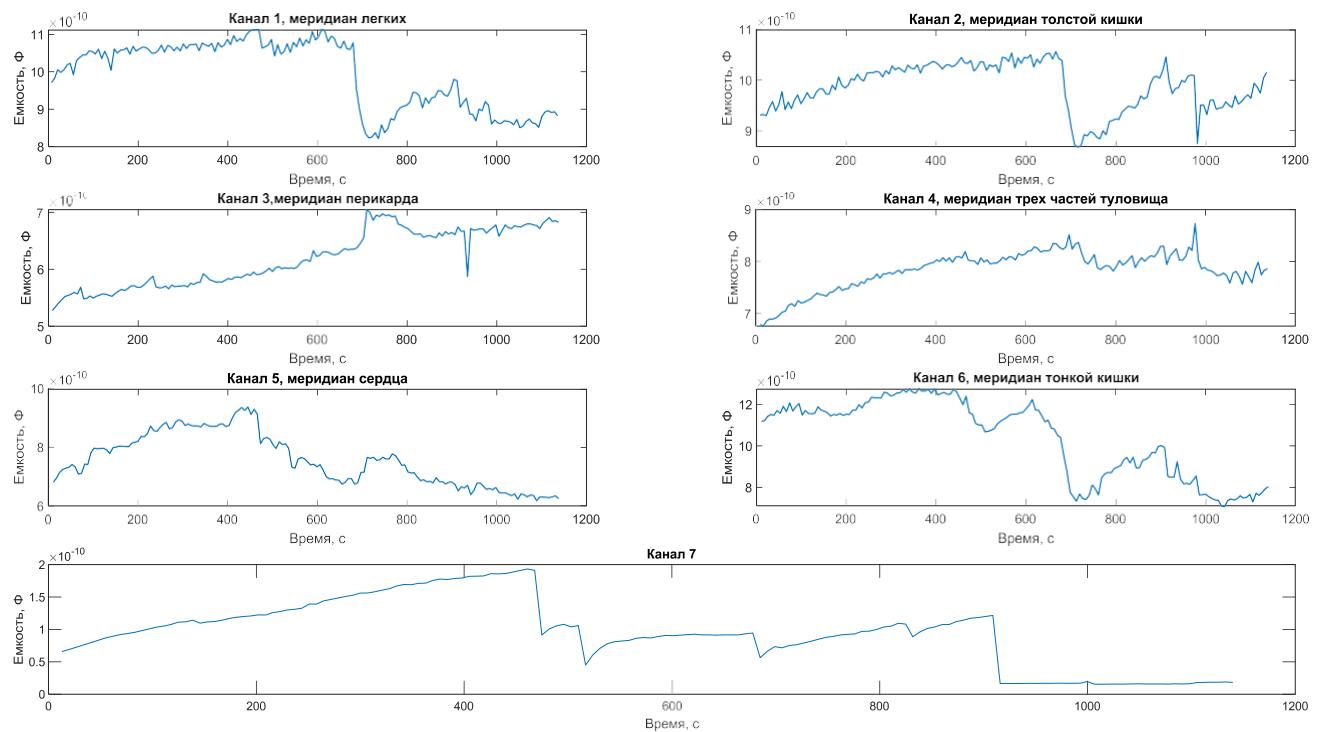


Рисунок 6 - Емкость при измерении с нагрузкой

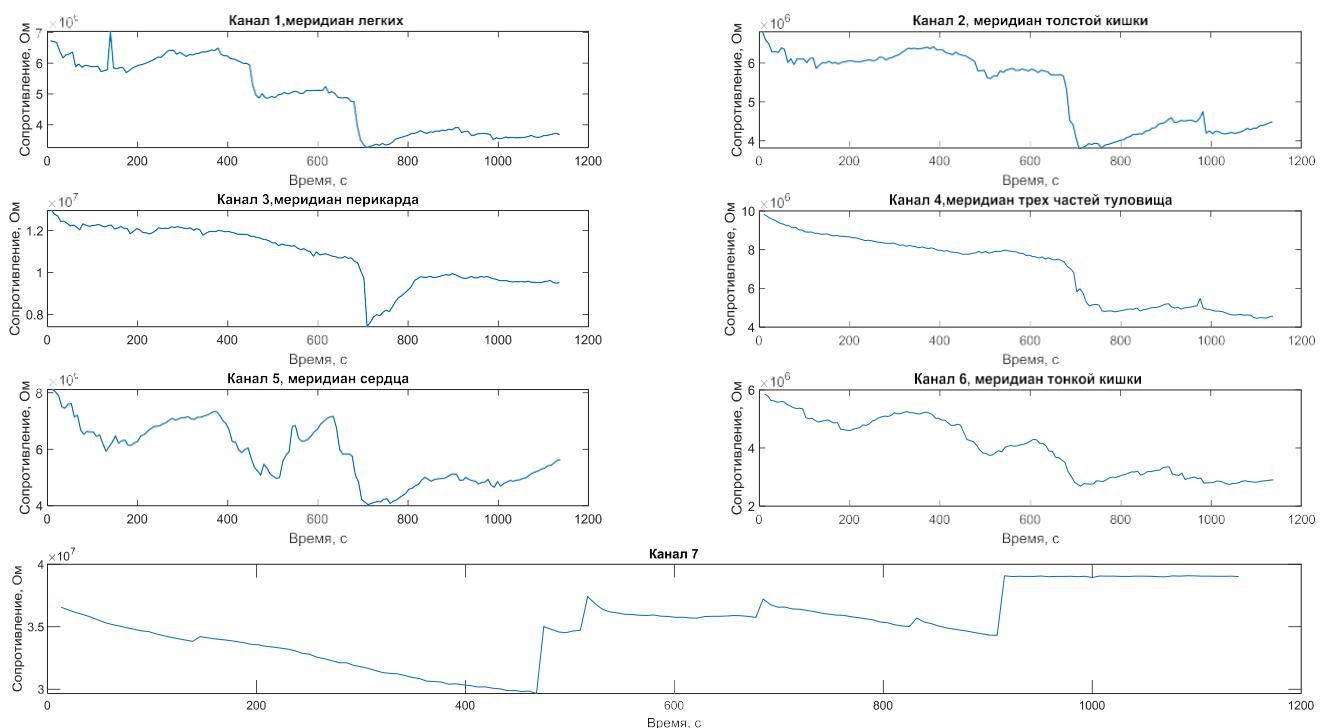


Рисунок 7 - Сопротивление при измерении с нагрузки

В результате эксперимента можно наблюдать, что в каналах 1 (меридиан легких), 5 (меридиан сердца) ярко выраженная реакция на воздействие. А в каналах 2, 3, 4, 6, 7 нет значительной разницы между наличием воздействия и его отсутствием. Таким образом, как и предполагалось, нагрузка в виде «Гипервентиляция легких» значительно оказывает влияние на легкие и сердце. Также на графиках присутствуют фоновые колебания, которые обусловлены движением испытуемого и не идеальностью проведения исследования.

Результатом работы стал прототип многоканальной системы для мониторинга параметров ТА, реализованы конструктивные и аппаратные решения, проведен мониторинг электрических параметров ТА. В ходе исследования были выявлены органы, на который нагрузка «Гипервентиляция легких» оказывает наибольшее воздействие.

Библиографический список

1. V.A. Karpukhin, A. E. Kosorukov. A Method for Identification of Nonlinear Equivalent Circuit Parameters of Electric Admittance of Skin // Biomedical Engineering.-July 2010. Vol. 44. № 2. P. 62-65.
2. Химич Д. А., Косоруков А. Е., Карпухин В. А. РАЗРАБОТКА БИОТЕХНИЧЕСКОЙ СИСТЕМЫ МОНИТОРИНГА СОСТОЯНИЯ ТОЧЕК АКУПУНКТУРЫ //Физика и радиоэлектроника в медицине и экологии–ФРЭМЭ'2016. – 2016. – С. 69-73.
3. Лиманский Ю.П., Гуляр С.А., Самосюк И.З. Научный основы акупунктуры // Рефлексотерапия, № 4, 2004. С. 1-18.

DEVELOPMENT OF A MULTI-CHANNEL SYSTEM FOR MONITORING ACOUNCTURE POINT PARAMETERS

Kosorukov A.E., Elanskaya O.M.

Moscow State Technical University N.E. Bauman, Faculty of Biomedical Engineering, Moscow,
kosorukov@mail.ru, elolesya@yandex.ru

Keywords: method for calculating nonlinear skin permeability, acupuncture points, reflexology

Annotation. A method for calculating nonlinear skin permeability at acupuncture points represented by nonlinear conductivity and linear capacitance is considered. A software and hardware complex for a multi-channel system for monitoring the parameters of acupuncture points (TA) has been developed. Studies were conducted on the electrical parameters of the skin in TA (conductivity and capacity) under the load "hyperventilation of the lungs". Statistical analysis was performed using Spearman's method. The dependence between the external load and TA parameters is revealed.

**ПРОБЛЕМЫ ПРОЕКТИРОВАНИЯ СИСТЕМЫ АВТОМАТИЗИРОВАННОЙ ПОДДЕРЖКИ
ПЛАНИРОВАНИЯ РЕФРАКЦИОННЫХ ОПЕРАЦИЙ**

Сабинина А.Р., Сафонова Л.П.

Московский государственный технический университет им. Н.Э. Баумана, г. Москва, anastasiya-sabinina@mail.ru, larisa.safonova@gmail.com

Ключевые слова: интраокулярная линза, оптическая система глаза, биометрия глаза

Аннотация. Отсутствие общего стандарта планирования рефракционных операций в офтальмологии обуславливает необходимость разработки универсального программно-алгоритмического комплекса для решения аналогичных задач на единой методологической основе. Особенности методики расчета заключаются в следующем: персонализированный учет основных точек и плоскостей двухкомпонентной оптической системы глаза с учетом формы роговицы и использование при расчете геометрических и оптических параметров интраокулярных линз конкретного производителя. Предложен метод расчета положения интраокулярной линзы при планировании операции факоэмульсификации. Этот параметр оказывает наибольшее влияние на качество выполняемой рефракционной коррекции. Предлагаемый способ учитывает оптические и геометрические параметры конкретного хрусталика и структурные особенности хрусталика человеческого глаза и обеспечивает необходимую точность.

Одной из причин снижения остроты зрения, особенно в пожилом возрасте, является катаракта, а прогрессирующая её форма приводит к слепоте. Единственным эффективным методом лечения признана операция по замене мутного хрусталика интраокулярной линзой (ИОЛ) или линзой, в дальнейшем. На этапе дооперационной диагностики хирург сталкивается с проблемой подбора линзы такой оптической силы, которая обеспечит пациенту желаемую рефракцию. При выборе расчетной формулы для оптической силы ИОЛ хирурги могут руководствоваться как рекомендациями офтальмологических сообществ, так и личным опытом – единого стандарта расчета не установлено. Стоит отметить, что эффективность выбранной формулы зависит от принятия во внимание дооперационной рефракции: эмметропии, миопии, гиперметропии, – а также наличия в анамнезе кераторефракционных операций: РКТ, LASIK, SMILE. При этом применение подходящей соответствующему клиническому случаю формулы не всегда возможно в отделении, оснащенном согласно существующему стандарту, в силу отсутствия необходимых средств измерения и средств расчета. В этом случае хирургу приходится полагаться на собственный опыт, прибегая к косвенной оценке оптической силы ИОЛ, на основе клинических данных, полученных по итогу ранее проведенных операций. В результате такого подхода необходимая рефракция может быть не достигнута, и пациенту потребуется дополнительная послеоперационная коррекция зрения.

Для решения указанной проблемы разрабатывается программно-алгоритмический комплекс для планирования рефракционной коррекции зрения, нацеленный, в первую очередь, на повышение точности расчета оптической силы ИОЛ в разных клинических ситуациях. Высокая точность расчёта достигается за счёт персонализированного учёта главных точек и плоскостей двухкомпонентной оптической системы глаза, учёта формы роговицы и использования в расчётах параметров ИОЛ из линейки интраокулярных линз конкретного производителя. Расчёт реализуется с любым числом измеряемых параметров оптической системы глаза, от максимально возможного набора входных данных при высоком уровне оснащения офтальмологического отделения до минимально необходимых. В едином программно-алгоритмическом комплексе объединяются способы расчёта для разных клинических ситуаций, обеспечивая его универсальность и возможность совершенствования за счёт пополнения баз данных ИОЛ от производителей. В результате внедрения продукта на рынок ожидается минимизация количества ошибок при подборе ИОЛ, и как следствие, повышение качества жизни пациентов и снижение трудозатрат хирургов на этапе подбора ИОЛ. Способы расчета могут служить основой для разработки стандартов оказания медицинской помощи в данном направлении.

На погрешность расчета оптической силы ИОЛ в разной степени влияют точность биометрического измерения параметров глаза, учет параметров ИОЛ конкретного производителя, техника хирургического вмешательства, и конечное положение линзы в глазу [1]. Последний фактор на данный момент является главной причиной не достижения запланированной рефракции [2]. Большинство формул расчета эффективной позиции линзы основаны на сложных регрессионных вычислениях, а для отражения взаимосвязи с геометрическими и оптическими параметрами линзы включают А-константу – параметр ИОЛ, не очевидным образом связанный с перечисленными параметрами линзы. Для повышения точности предсказания глубины передней камеры артифактурного глаза необходимо учитывать как параметры линзы в явном виде, так и известные параметры хрусталика. Исходя из анатомии передней камеры глаза, можно предположить, что линза устанавливается на расстоянии (мм) от передней поверхности роговицы:

$$, \quad (1)$$

где ACD – расстояние от передней поверхности роговицы до передней поверхности хрусталика, мм; LT – толщина хрусталика, мм; – толщина ИОЛ в центральной зоне, мм; и – коэффициенты формы хрусталика и линзы, соответственно, которые с требуемой точностью рассчитываются математически, если известны радиусы кривизны передней и задней поверхностей.

Для расчета коэффициентов и находится центр тяжести плоских фигур – поперечного сечения хрусталика и линзы, образующихся пересечением дуг окружностей (см. рисунок 1).

Центр тяжести () дуги окружности, образуемой пересечением с другой второй окружности вычисляется по формуле [3]:

(2)

где – площадь под выбранной кривой, ;

– координата центра окружности кривой, мм.

Центр тяжести хрусталика или линзы вычислялся по формуле:

(3) (3)

где n – количество составных частей фигуры.

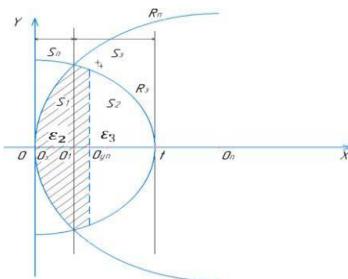


Рисунок 1 – Схема к расчету центра масс плоской фигуры

Выполняется расчет двухкомпонентной оптической системы глаза при замене хрусталика [4, 5], а именно, расчёт второго главного фокусного расстояния глаза (f' , мм) и положения второй главной фокусной точки глаза относительно передней поверхности роговицы (C , мм). При известной длине стандартного глаза (L , мм), по Гульстранду, находится разность (Δ , мм) вычисленных двумя способами главных фокусных расстояний, и ($L - C$):

(4) (4)

При этом информативными являются совпадение или расхождение вычисленных значений и ($L - C$) на величину Δ для анализируемых комбинаций параметров ИОЛ. При расчете оптической системы глаза и центра тяжести хрусталика используются параметры стандартного глаза Гульстранда [4]. Возможные параметры ИОЛ производителей Human Optics и Alcon, с показателями преломления материала 1,46 и 1,55 соответственно, моделируются на основании данных патента [6] для линзы оптической силы = 20 дптр. Под параметрами хрусталика и ИОЛ принимаются радиус кривизны передней поверхности (R , мм), задней поверхности (R' , мм), и толщина в центральной зоне (t , мм). Исходные данные для вычислений и результаты расчетов приведены в таблице 1.

Таблица 1 – Исходные данные параметров линз и рассчитанные характеристики

Тип линзы (R ; R' ; t)	, мм			Δ , мм при	Δ , мм при из табл.1
Хрусталик (10,2; -6; 4)	1,88	0,47			
Human Optics №1 (11,5; -13,4; 0,6)	0,35		0,54	0,21	0,04
Human Optics №2 (21,5; -8,7; 0,6)	0,4		0,66	0,26	0,07
Alcon №1 (20,4; -22,4; 0,6)	0,42		0,71	0,21	0,01
Alcon №2 (17,3; -28,1; 0,6)	0,44		0,73	0,21	0,00

Предложенный способ оценки положения ИОЛ показал, что при использовании разных рассчитываемых коэффициентов формы хрусталика и линзы, достигнуты примерно одинаковые результаты, выраженные в наименьшем расхождении конечной рефракции. Результаты предварительных исследований позволяют сделать вывод о том, что, форма и геометрические параметры ИОЛ влияют на обеспечение требуемой рефракции глаза при планировании рефракционных операций. Пренебрежение геометрическими параметрами ИОЛ, или не обеспечивающий требуемой точности расчёт положения линзы, может приводить к ошибкам, соответствующим 0,5–1,0 дптр, при шаге линейки ИОЛ производителя в 0,5 дптр. Предложенный способ

оценки эффективной позиции линзы требует верификации на реальных глазах и данных рефракционных операций в комплексе с остальными параметрами схемы расчёта, применяемой в разрабатываемом программно-алгоритмическом комплексе.

Библиографический список

1. Olsen T. Calculation of intraocular lens power: a review //Acta Ophthalmologica Scandinavica. – 2007. – Vol.85. – №5. – P. 472-485.
2. Куликов А. Н., Кокарева Е. В., Дзилихов А. А. Эффективная позиция линзы. Обзор //Офтальмохирургия. – 2018. – №. 1. – С. 92-97.
3. Кухлинг Х. Справочник по физике: пер. с нем / Х. Кухлинг. – М.: Мир, 1982. – 520 с.
4. Герман И. Физика организма человека. – Долгопрудный: Издательский дом «Интеллект», 2011. – 992 с.
5. Заказнов Н. П., Кирюшин С. И., Кузичев В. И. Теория оптических систем. – М. : Машиностроение, 1992. – 448 с.
6. Патент №2339341 РФ, МПК A 61 F 2/16. Интраокулярная линза / Хун С., Се Цз., Ван Ст. Дж. Н., Стэнли Д., Каракелле М., Симпсон М. Дж., Чжан С.; заявитель и патентообладатель Алькон, Инк. – № 2006140808/14; заявл. 04.04.2006; опубл. 27.11.2008, Бюл. № 33. – 18 с.

PROBLEMS OF DESIGNING A SYSTEM OF AUTOMATED SUPPORT FOR PLANNING REFRACTIVE OPERATIONS

Sabinina A.R., Safonova L.P.

Bauman Moscow State Technical University, Moscow, anastasiya-sabinina@mail.ru, larisa.safonova@gmail.com

Keywords: intraocular lens, optical system of the eye, biometrics of the eye

Annotation. The lack of a common standard for planning refractive surgery in ophthalmology makes it necessary to develop a universal software-algorithmic complex for solving similar problems on a single methodological basis. Features of the calculation method are as follows: personalized account of the main points and planes of the two-component optical system of the eye, taking into account the shape of the cornea, and the use of geometric and optical parameters of intraocular lenses of a specific manufacturer. A method for calculating the position of the intraocular lens when planning a phacoemulsification operation is proposed. This parameter has the greatest impact on the quality of the refractive correction performed. The proposed method takes into account the optical and geometric parameters of a specific lens and the structural features of the lens of the human eye and provides the necessary accuracy.



ИССЛЕДОВАНИЕ ВОЗМОЖНОСТИ УВЕЛИЧЕНИЯ ДЛИТЕЛЬНОСТИ И БЕЗОПАСНОСТИ ФУНКЦИОНИРОВАНИЯ МЕДИЦИНСКИХ ДАТЧИКОВ ПУТЕМ МОДЕЛИРОВАНИЯ СИГНАЛОВ С OFDM МОДУЛЯЦИЕЙ В СРЕДЕ LABVIEW

Давыдов Г.Д., Сушкова Л.Т.

«Владимирский государственный университет имени Александра Григорьевича и Николая Григорьевича Столетовых», г. Владимир, dvdtch@gmail.com, ludm@vlsu.ru

Ключевые слова: OFDM-модуляция, моделирование, LabVIEW, медицинские датчики

Аннотация. Рассмотрена возможность применения перспективной OFDM модуляции для реализации имплантируемых медицинских устройств с увеличенным сроком непрерывного функционирования за счет уменьшения мощности передатчика. С этой целью разработана модель видео - сигнала OFDM с воздействием аддитивных шумовых помех. Моделирование продемонстрировало отсутствие межсимвольных искажений при отсутствии шумовых помех и появление таких искажений при наличии помех.

Достижения современной микроэлектроники и механотроники позволяют создавать новые медицинские приборы, аппараты и инструменты, которые имплантируются пациенту или просто проглатываются. Эти устройства позволяют вести анализ деятельности внутренних органов, реализовывать электрическое или иное воздействие на органы. Очевидно, что для реализации таких устройств необходим канал одно- или двусторонней связи. Этот канал связи, в ряде случаев может быть реализован средствами проводной связи. Однако наличие современных беспроводных технологий позволяет создавать более эффективные средства связи для реализации имплантируемых датчиков медицинского назначения.

Очевидно, что такое устройство связи должно отвечать следующим требованиям: минимальные объем, вес, потребление по цепям питания и минимальное вредное воздействие на организм. При этом срок непрерывного функционирования должен быть не меньше заданного. Современные средства микроэлектроники вполне обеспечивают выполнение первых двух требований (объем, вес) за счет использования цифровых интегральных схем высокой степени интеграции. Остальные требования можно выполнить только путем уменьшения требуемой мощности передатчика за счет или уменьшения расстояния (дальности) связи, и/или применения помехоустойчивых видов модуляции.

Для снижения требуемой мощности передатчиков в настоящее время используют ортогональную частотную модуляцию OFDM (англ. Orthogonal frequency-division multiplexing — мультиплексирование с ортогональным частотным разделением каналов). OFDM обладает высокой помехоустойчивостью и позволяет не только увеличить скорость передачи данных, но и снизить расход энергии передатчика на один бит данных до минимальных по современным представлениям значений.

Данная работа посвящена разработке модели воздействия шумовой помехи на сигнал с OFDM модуляцией для оценки помехоустойчивости OFDM, выявления ее слабых мест и поиска дополнительных алгоритмов обработки данных, позволяющих повысить помехоустойчивость и снизить требуемую мощность передатчика.

Разработанная модель на языке среды LabVIEW имеет следующие ограничения:

1. Моделирование воздействия шума на передаваемый сигнал выполняется на уровне видеосигнала, т.е. без учета эффектов, возникающих за счет многолучевого распространения. Этого достаточно для качественного сопоставления разных методов дополнительной обработки.

2. Типичным для этого способа модуляции является применение квадратурного кодирования и передачи данных. Разработанная модель имитировала только косинусоидальную составляющую сигнала, так как воздействие шумов на синусоидальную составляющую аналогично.

Разработанная на языке графического программирования LabVIEW модель получилась достаточно объемной. Поэтому вместо блок-диаграммы на рисунке 1 приведена ее функциональная схема.

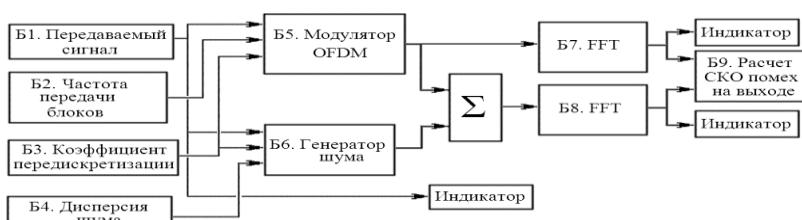


Рисунок 1 - Функциональная схема модели воздействия шумовой помехи на сигнал с OFDM модуляцией.

На рисунке 1 функциональные узлы выполняют следующие функции: Б1 – Б4 – блоки ввода передаваемых данных и параметров; Б5 – блок модулятора, выполняющий обратное преобразование Фурье (FFT^{-1}) с заданным шагом дискретизации, частотой передачи блоков сигнала и интерполяцией промежуточных значений; Б6 – генератор случайных значений выборок с распределением Гаусса, имитирующих шумовую помеху; Б7, Б8 – блоки восстановления сигнала с помощью прямого быстрого преобразования Фурье (FFT); Индикатор – индикатор формы сигнала осциллографического типа.

С целью предварительного тестирования модели были проведены простейшие исследования OFDM на предмет межсимвольных искажений. В литературе принята упрощенная трактовка OFDM: передача каждой выборки дискретного сигнала осуществляется на своей частоте, называемой поднесущей частотой, с выделением на приемной стороне этой частоты и расстановкой выделенных выборок в нужном порядке. Такое представление позволяет предположить возможность влияния смежных выборок друг на друга и появления межсимвольных искажений вследствие перекрытия спектров поднесущих. Об этом упоминается в некоторых литературных источниках. В тоже время в ряде других источников обращается внимание на использование ортогональных преобразований для формирования и восстановления сигнала. Последнее предполагает отсутствие межсимвольных искажений. Четкое мнение о наличии или отсутствии межсимвольных искажений в литературе не найдено.

Для проверки на приведенной модели выполнено моделирование OFDM-сигнала в отсутствии и при наличии случайной аддитивной шумовой помехи. Результаты приведены на рисунке 2.

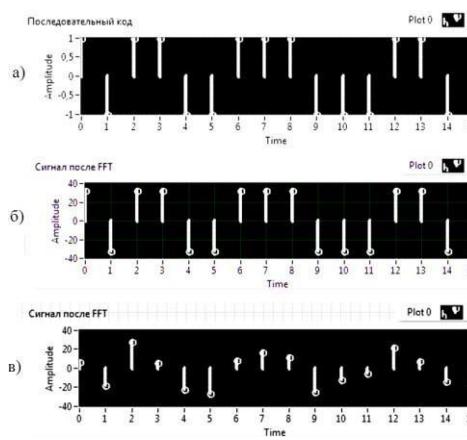


Рисунок 2 - Моделирование видеосигнала OFDM: а) передаваемый код; б) принятый сигнал при отсутствии шумов; в) принятый сигнал при наличии шумов.

Приведенные диаграммы отражают типовые результаты, по которым можно сделать следующие выводы:

1. При отсутствии аддитивной шумовой помехи восстановление выполняется с точностью до аппаратной погрешности. Межсимвольные искажения отсутствуют.

2. При наличии шумовой помехи наблюдаются межсимвольные искажения. Выборки выходного сигнала увеличенной амплитуды способны подавлять или подчеркивать смежные выборки, увеличивая совместно с шумом вероятность их искажения.

Таким образом, проведенные исследования позволяют сделать вывод о том, что представление OFDM сигнала в виде суммы поднесущих не является объективным. В действительности OFDM – это классический сложный сигнал со всеми его свойствами.

С позиции помехоустойчивости OFDM – это сложение переданных сигналов по напряжению, а случайных помех – по мощности, что означает увеличение помехоустойчивости при увеличении количества выборок в пакете.

Исходя из этого, в медицинских устройствах, отличающихся короткими многократными посылками, следует стремиться увеличивать длину блока передаваемых данных. Это уменьшит требуемую мощность передатчика и увеличит время автономного функционирования.

Библиографический список

1. В.А. Котельников. Теория потенциальной помехоустойчивости. - М. Госэнергоиздат , 1956.
2. А.А. Макаров, Л.А. Чиненков. Основы теории помехоустойчивости дискретных сигналов. – СГАТИиТ, Новосибирск, 1997г.
3. Шинаков Ю.С. Интермодуляционные помехи для сигналов OFDM в нелинейных устройствах с амплитудно-фазовой конверсией.// Проектирование и технология электронных средств. 2012. №3. Стр.19-24.
4. Jim LeClare. Overcoming Smart Grid Communications Challenges with Orthogonal Frequency Division Multiplexing (OFDM) and IEEE 1901.2//www.maxim-ic.com.

INVESTIGATION OF THE POSSIBILITY OF INCREASING THE DURATION AND SAFETY OF FUNCTIONING OF MEDICAL SENSORS BY SIMULATING SIGNALS WITH OFDM MODULATION IN THE LabVIEW ENVIRONMENT

Davidov G.D., Sushkova L.T.

«Vladimir state University named after Alexander Grigoryevich and Nikolay Grigoryevich Stoletov», Vladimir, dvdgch@gmail.com, ludm@vlsu.ru

Keywords: OFDM-modulation, modeling, LabVIEW, medical sensors

Annotation. The possibility of using promising OFDM modulation to implement implantable medical devices with an extended period of continuous operation due to a reduction in the power of the transmitter is considered. For this purpose, a model of the video signal OFDM with the influence of additive noise interference has been developed. The simulation demonstrated the absence of inter-character distortions in the absence of noise interference and the appearance of such distortions in the presence of interference.

НЕЧЕТКИЕ МОДЕЛИ ОЦЕНКИ ВЛИЯНИЯ ЭЛЕКТРОМАГНИТНЫХ ПОЛЕЙ РАДИОЧАСТОТНОГО ДИАПАЗОНА НА ОРГАНИЗМ ЧЕЛОВЕКА

Кореневский Н.А., Титова А.В.

ФГБОУ ВО «Юго-Западный государственный университет», г. Курск, nyatarrrr@yandex.ru

Ключевые слова: прогнозирование, диагностика, электромагнитное поле, радиочастотный диапазон, предельно допустимый уровень, организм человека

Аннотация. В статье рассматривается влияние радиочастотных электромагнитных полей на организм человека. Представлена последовательность действий, учитывающая рекомендации методики синтеза гибридных нечетких решающих правил, используемых для диагностики заболеваний человека на ранних стадиях.

Многочисленные исследования отечественных и зарубежных исследователей показывают, что длительное воздействие электромагнитных полей (ЭМП) радиочастотного диапазона искусственного происхождения оказывают негативные воздействия на организм человека. При этом, если действие ЭМП значительной интенсивности достаточно хорошо изучены и регламентируются соответствующими санитарными нормами и правилами и ГОСТами [1,2,3], то вредные воздействия ЭМП малой интенсивности подтверждаются многими исследователями, но при этом практически отсутствуют количественные оценки их влияния на состояние здоровья человека в сочетании с другими экзогенными и эндогенными факторами.

В реальных условиях организм человека часто подвергается комбинированному, сочетанному и смешанному воздействию ЭМП различных частотных диапазонов различной интенсивности, вызывающих

мультиплекативный эффект, приводя к повышению риска возникновения и развития целого ряда социально значимых заболеваний, особенно при их длительном воздействии [4,5,6,7,8, 9,10, 11].

В ходе проведенных нами исследований было показано, что задача оценки влияния электромагнитных полей радиочастотного диапазона (ЭМПРД) относится к классу плохоформализуемых задач, которые целесообразно решать, используя методологию синтеза гибридных нечетких решающих правил (МСГНРП), разработанную и опробованную на решении многочисленных задач из области медицины, психологии, эргономики, спорта высших достижений и др. на кафедре биомедицинской инженерии Юго-Западного государственного университета [12,13,14].

Примечательно к решаемой в работе задаче синтез нечетких решающих правил с учетом рекомендаций МСГНРП реализуется следующей последовательностью действий.

1. Формируется экспертная группа, компетентная в области взаимодействия ЭМП с биообъектами и имеющая опыт синтеза гибридных нечетких решающих правил для решения задач прогнозирования и медицинской диагностики с плохоформализуемой структурой данных.

При необходимости решается задача подготовки экспертов к процессу синтеза нечетких решающих правил. Качественный и количественный состав группы выбирается в соответствии с требованиями квалиметрии.

2. В соответствии с общими рекомендациями МСГНРП выбираются исследуемые диапазоны частот f_i , классы порождаемых ими заболеваний и сопутствующие экзогенные и эндогенные факторы риска, характеризующиеся набором информативных признаков x_j .

3. Для диапазонов частот, показатели электрической и магнитной напряженности которых превышают половинные значения предельно допустимых уровней (ПДУ) уверенность в появлении и развитии заболеваний, определяется выражением

$$, \quad (1)$$

где – функция агрегации по анализируемым диапазонам частот; – уверенность в появлении и развитии заболеваний по электромагнитной составляющей; – функция принадлежности к классу заболеваний для частотного диапазона i ; – соответствующая базовая переменная.

Базовая переменная с учетом рекомендаций [8,9,10,11] определяется выражением:

$$(2)$$

где – показатели энергетической экспозиции для воздействующих ЭМП; – нормировочная функция степени влияния ЭМП исследуемых диапазонов на появление и развитие заболеваний с областью определения $[0, \dots, 1]$; – нормировочная функция степени влияния времени нахождения обследуемого под воздействием исследуемого диапазона частот ЭМП.

В выражении (2)

$$(3)$$

где – энергетическая экспозиция электрического поля для диапазона частот f_i ; – напряженность электрической составляющей ЭМП; – время воздействия за смену в часах; – энергетическая экспозиция магнитного поля для i -того диапазона частот; – напряженность магнитной составляющей ЭМП; – соответствующие предельно допустимые уровни.

При облучении от нескольких источников ЭМП, работающих в различных частотных диапазонах, для которых установлены различные ПДУ:

$$(4)$$

Для ЭМП частотного диапазона от 30 мГц до 300 ГГц электрическая экспозиция для выражений (2) и (3) определяется по значениям плотности потока энергии ППЭ. При этом заменяется на со «своими» ПДУ (.

Используя рекомендации работ [11,14,16,17,18,19] определяется уверенность в появлении и развитии заболеваний для других факторов риска, которая агрегируется в финальные решающие правила вида:

$$(5) (5)$$

4. Для малоинтенсивных стабильных полей синтезируются модели типа (4) в варианте выбора вида и параметров функций принадлежности высококвалифицированными экспертами в отсутствии презентативных обучающих выборок. При этом низкое качество принятия решений при достаточно низких значениях функций принадлежности для ЭМП компенсируется увеличением числа дополнительных информативных признаков, характеризующих индивидуальные характеристики организма с включением показателя, характеризующего защитные функции организма, определяемые, например, в соответствии с рекомендациями работ [14,15].

Для нестабильных во времени и (или) пространстве ЭМП радиочастотного диапазона с плохоопределяемыми классами состояний предлагается использовать нечеткие табличные модели, аналогичные моделям, описанным в [14].

По столбцам моделей записываются характеристики источника излучения, например, классы мобильных телефонов, типы персональных компьютеров, типы роутеров и т.д.

По столбцам определяется время воздействия. Элементами таблицы являются показатели уверенности появления и развития заболевания для источника ЭМП с номером i для временного интервала j .

Для нескольких источников с различными временными экспозициями уверенность определяется агрегацией :

(6)

Для оперативного слежения за состоянием здоровья людей, находящихся в зоне действия ЭМП, рекомендуется использовать ряд чувствительных к действию ЭМП радиочастотного диапазона индикаторов. К таким индикаторам относятся состояние внимания, памяти, мышления, а также динамика изменения энергетического состояния БАТ, связанных с патологией и общесистемных БАТ. Методики исследования этих показателей и соответствующее аппаратное обеспечение достаточно подробно описаны в работах [15,16,17,18,19].

Этот дополнительный набор показателей может быть использован в моделях принятия решений (6) для повышения качества принимаемых решений и для контроля текущего состояния обследуемых с целью принятия решений о возможной коррекции ряда функций организма человека.

Эффективность использования описанного метода проверялась на решении задач прогнозирования и ранней диагностики нервных болезней у людей, находящихся в смешанных ЭМП, порождаемых работой персонального компьютера, мобильного телефона и беспроводной сети типа Wi-Fi.

Качество работы полученных решающих правил оценивалось в ходе математического моделирования и экспериментального оценивания.

В ходе проведенных исследований было показано, что диагностическая чувствительность и специфичность в диагностической задаче не хуже 0,83, а в задаче диагностики ранних стадий заболеваний нервной системы – не хуже 0,9.

Библиографический список

1. Ломов, О.П. Гигиенические нормативы. Физические факторы окружающей и производственной сферы: справочник [Текст] / О.П. Ломов, И.М. Ахметзянов, С.В. Гребеньков, С.П. Левашов, Л.П. Терентьев // М.: Профессионал. – 2011. – 794 с.
2. СанПиН 2.2.4.1191-03 «Электромагнитные поля в производственных условиях».
3. ГОСТ 12.1.006-84 «Система стандартов безопасности труда (ССБТ). Электромагнитные поля радиочастот. Допустимые условия на рабочих местах и требования к проведению контроля».
4. Пальцев, Ю.П. Проблема изучения влияния электромагнитных полей на здоровье человека. Итоги и перспективы [Текст] / Ю.П. Пальцев, Л.В. Походзей, Н.Б. Рубцова, С.Ю. Перов, Е.В. Богачева // Медицина труда и промышленная экология. – 2013. – №6. – С. 35-40.
5. Григорьев, Ю.Г. Сотовая связь и здоровье: электромагнитная обстановка, радиобиологические и гигиенические проблемы, прогноз опасности [Текст] / Ю.Г. Григорьев, О.А. Григорьев. // М.: Экономика. – 2013. – 565 с.
6. Вихарев, А.П. Влияние сотовой связи на здоровье пользователя [Текст] / А.В. Вихарев // Наука – производство – технологии – экология: сборник материалов конференции. – Киров. – 2004. – Т.4. – С. 181-182.
7. Никитина В.Г., Ляшко Г.Г., Нечепоренко Э.Ю. и др. Электромагнитная обстановка на рабочих местах с ПЭВМ [Текст] / Проблемы безопасности персонала // Ежегодник Росс. нац. к-та по защите от неионизирующих излучений за 2011 год / Сб. Трудов. – М.: Центр электромагнитной безопасности. – 2012. – С. 131-137.
8. Мясоедова, М.А. Математические модели оценки влияния электромагнитных полей на появление и развитие профессиональных заболеваний в электроэнергетической отрасли [Текст] / М.А. Мясоедова, Н.А. Кореневский, Л.В. Стародубцева, М.В. Писарев // Моделирование, оптимизация и информационные технологии. – 2019. – Т. 7. (№2). – С. 27-42.
9. Кореневский, Н.А. Метод синтеза математических моделей прогнозирования и диагностики профессиональных заболеваний работников предприятий электроэнергетики [Текст] / Н.А. Кореневский, М.А. Мясоедова, К.В. Разумова, А.В. Серебровский // Известия Юго-Западного государственного университета. Серия: Управление, вычислительная техника, информатика. Медицинское приборостроение. – 2019. – Т.9 (№2). – С. 127-143.
10. Мясоедова, М.А. Математические модели прогнозирования и ранней диагностики заболеваний нервной системы у работников электроэнергетических предприятий [Текст] / М.А. Мясоедова, Л.В. Стародубцева, А.В. Титова, П.В. Шульга // Известия Юго-Западного государственного университета. Серия: Управление, вычислительная техника, информатика. Медицинское приборостроение. – 2019 Т.9 (№3). – С. 160-172.
11. Мясоедова, М.А. Прогнозирование и ранняя диагностика профессиональных заболеваний работников электроэнергетической отрасли на основе гибридных нечетких моделей. Дисс. канд. техн. наук. – Курск. – 2019. – 162 с.

12. Кореневский, Н.А. Проектирование нечетких решающих сетей, настраиваемых по структуре данных для задач медицинской диагностики [Текст] / Н.А. Кореневский // Системный анализ и управление в биомедицинских системах. – 2005. – Т.4 (№1). – С. 12-20.
13. Кореневский, Н.А. Использование нечеткой логики принятия решений для медицинских экспертных систем [Текст] / Н.А. Кореневский // Медицинская техника. – 2015. – №1. – С. 33-35.
14. Кореневский, Н.А. Методология синтеза гибридных нечетких решающих правил для медицинских интеллектуальных систем поддержки принятия решений [Текст] / Н.А. Кореневский, С.Н. Родионова, И.И. Хрипина. – Старый Оскол: ТНТ. – 2019. – 472 с.
15. Кореневский, Н.А. Теоретические основы биофизики акупунктуры с приложениями в медицине, психологии и экологии на основе нечетких сетевых моделей [Текст] / Н.А. Кореневский, Р.А. Крупчаников, Р.Т. Аль-Касасбех. – Старый Оскол: ТНТ. – 2013. – 528 с.
16. Конева, Л.В. Оценка уровня психоэмоционального напряжения и утомления по показателям, характеризующим состояние внимания человека [Текст] / Л.В. Конева, Н.А. Кореневский, С.В. Дегтярев // Системный анализ и управление в биомедицинских системах. – 2012. – Т. 11 (№4). – С. 993-1000.
17. Кореневский, Н.А. Метод оценки функционального резерва человека – оператора на основе комбинированных правил нечеткого вывода [Текст] / Н.А. Кореневский, А.Н. Коростелев, Л.В. Стародубцева, В.В. Серебровский // Биотехносфера. – 2012. – №1. – С. 44-49.
18. Кореневский, Н.А. Гибридные нечеткие модели оценки функционального состояния и состояния здоровья человека-оператора информационно-насыщенных систем [Текст] / Н.А. Кореневский, С.Н. Родионова, И.И. Хрипина, М.А. Мясоедова // Системный анализ и управление в биомедицинских системах. – 2019. – Т. 18 (№2). – С. 105-109.
19. Кореневский, Н.А. Программно-технический комплекс для исследования основных параметров внимания и памяти [Текст] / Н.А. Кореневский, Д.Е. Скопин, Р.Т. Аль-Касасбех, А.А. Кузьмин // Медицинская техника. – 2010. - № 1. – С. 32-35.

FUZZY MODELS FOR EVALUATING THE EFFECT OF RADIO FREQUENCY ELECTROMAGNETIC FIELDS ON THE HUMAN BODY

Korenevskiy N.A., Titova A.V.

«Southwest State University», Kursk, nyatarrr@yandex.ru

Keywords: prediction, diagnostics, electromagnetic field, radio frequency range, maximum permissible level, human body

Annotation. The article considers the influence of radio frequency electromagnetic fields on the human body. A sequence of actions is presented that takes into account the recommendations of the method of synthesis of hybrid fuzzy decision rules used for the diagnosis of human diseases at early stages.

ИСПОЛЬЗОВАНИЕ ПОКАЗАТЕЛЯ ХЕРСТА В АНАЛИЗЕ ЭЭГ СИГНАЛОВ

Старченкова К. С., Манило Л. А.

Санкт-Петербургский государственный электротехнический университет «ЛЭТИ» им. В.И. Ульянова (Ленина) (СПбГЭТУ «ЛЭТИ»), г. Санкт-Петербург, karinasmbatovna@gmail.com, lmanilo@yandex.ru

Ключевые слова: показатель Херста, R/S-анализ, МФДФА, стадии сна, стадии анестезии.

Аннотация. Абстрактно-фрактальный анализ позволяет найти признаки самоподобия в исходном сигнале. Одним из основных фрактальных методов является метод нормированного диапазона (R / S analysis), представляющий собой комбинацию статистических методов и методов анализа временных рядов, позволяющих определить наличие непериодических циклов в сигнале [1-5]. В статье представлены две задачи, а именно распознавание глубины анестезии и стадий сна по сигналам ЭЭГ. Разработанный программный комплекс реализован в системе MATLAB.

Введение

Нелинейный анализ ЭЭГ сигнала может стать важной составляющей методов и алгоритмов распознавания некоторых функциональных состояний организма, характеризующихся различной выраженностью в сигнале хаотических компонент. К таким задачам можно отнести следующие две: распознавание глубины наркоза и стадий сна по ЭЭГ сигналам. Проблема качественного решения этих задач связана с трудностью распознавания промежуточных состояний на основе достаточно простых методов, например, энтропийного анализа, что показано в работах [1-5]. Это вынуждает использовать более сложные критерии нелинейности, которые могут помочь найти их отличительные свойства. Далее на экспериментальном материале исследуется возможность использования для этих целей двух нестандартных подходов: оценка показателя Херста и мультифрактальный анализ.

Показатель Херста (R/S-анализ)

В начале расчета показателя Хёрста находится среднее значение ряда показателей за N временных отсчетов:

$$- \quad (1)$$

где - значения ряда.

Далее вычисляется $X(n, N)$, представляющее собой накопившееся отклонение от его среднего значения, которое определяется суммой вида:

(2)

Согласно методу нормированного размаха Херста, размах отклонений определяется через минимальное и максимальное значения накопившегося отклонения :

Ясно, что размах зависит от значения N , и мы ожидаем, что R растет с N . Стандартное отклонение $S(n)$ можно вычислить по формуле:

$$-$$

$$-$$

Как показано в работах Хёрста, для большинства временных рядов, наблюдаемый нормированный размах R/S описывается эмпирическим соотношением, которое с учетом (1) и (2) принимает вид:

где H — показатель Хёрста, — некоторая постоянная.

Значение называется нормированным размахом, потому что оно имеет нулевое среднее и выражается в терминах стандартного отклонения. Значение изменяет масштаб по мере увеличения приращения времени N согласно показателю степенной зависимости, равному H . Показатель Хёрста может быть приближен посредством построения зависимости $\log()$ от и вычисления наклона через простую регрессию, полученную методом наименьших квадратов. Основным является следующее уравнение:

где H может принимать значения от 0 до 1.

Это наблюдение Хёрста интересно потому, что если отсутствует долговременная статистическая зависимость (случайный ряд), данное отношение должно асимптотически стремиться к 0.5 при Чем ближе H к 0.5, тем более зашумлен ряд и тем менее выражен его тренд.

Значения $0.5 < H < 1$ - это персистентный временной ряд, т.е. такой, который характеризуется эффектами долговременной памяти. В случае, когда $0 < H < 0.5$, то это антиперсистентный временной ряд, т.е. ряд, характеризующийся краткосрочной памятью.

Поскольку отношение является безразмерной величиной, его можно использовать для сравнения размахов различных временных рядов. Описанная процедура в научной литературе получила название R/S-анализа.

Мультифрактальный флюктуационный анализ

Существует множество методов анализа параметров самоподобных процессов по временным рядам. При оценивании мультифрактальных характеристик одним из наиболее востребованных является метод мультифрактального дегредированного флюктуационного анализа (МФДФА)[6]. Метод МФДФА основан на модифицированном анализе случайного броуновского движения. Этот метод дает количественную оценку наличия или отсутствия фрактальных корреляционных свойств в нестационарных временных рядах.

В методе МФДФА для исходного исследуемого временного ряда строится ряд . Полученную совокупность данных $i=1,2,\dots,N$ делим на непересекающиеся сегменты длины s , число которых равно . Затем для каждого сегмента определяем локальный полиномиальный тренд , степень которого выбирается таким образом, чтобы обеспечить интерполяцию с ошибкой, не превышающей заданное значение:

где - корреляционный интеграл, m — степень полинома (обычно $m=2$). Далее определяем момент дисперсии

$$- \quad (3)$$

и значения флюктуационной функции

$$- \quad - \quad .(4)$$

Если исследуемый ряд обладает фрактальными свойствами, то функция представляется степенной зависимостью , где $h(q)$ - обобщенный показатель Херста. Из определений (3) и (4) следует, что при $q=2$ этот показатель сводится к значению H [7,8].

Таким образом, получив значения обобщенного показателя Херста $h(q)$, теоретически можно сделать вывод о монофрактальности процесса, если эта функция является константой. Оценка $h(q)$, полученная по временному ряду, представляет собой кривую, стремящуюся к постоянному значению при увеличении длины

ряда [3]. Мультифрактальное множество характеризуется скейлинговой экспонентой . Эта функция показывает, насколько неоднородным является исследуемое множество точек.

Обобщенный показатель Хёрста связан с функцией соотношением Для самоподобного процесса функция линейна. Одной из важных характеристик мультифрактальных свойств является функция мультифрактального спектра . Величина представляет собой показатель сингулярности в точке . Для самоподобного процесса все одинаковы и равны параметру H . Функция мультифрактального спектра характеризует распределение вероятностей различных значений Переход от переменных к осуществляется с помощью преобразования Лежандра:

Результаты экспериментальных исследований

В этом разделе приведены результаты фрактального анализа, связанные с оцениванием показателя Херста, а также определения фрактальных характеристик сигнала с помощью метода МФДФА. Для проведения исследования использовались сигналы ЭЭГ при четырех стадиях наркоза и записи ЭЭГ для пяти стадий сна. Для первой задачи. Съем ЭЭГ осуществлялся по одному каналу с помощью электродов, наложенных на лоб пациента. В качестве анестетика использовался препарат пропофол. Для каждой группы выбрано по 50 реализаций длительностью 5 секунд и частотой дискретизации 250Гц. Для второй задачи использованы сигналы из базы данных CAP SleepDatabase, в которой стадии сна были оценены в соответствии с правилами Рехтшаффена и Кейлса. Для каждой группы сигналов выбрано по 50 реализаций длительностью тридцать секунд и частотой дискретизации 512Гц. Результат статистической обработки полученных данных представлен в таблице 1. Графики мультифрактальных спектров представлены на рисунке 1-2.

Таблица 1 - Характерные мультифрактальные величины

Стадии сна	R/S-анализ		Показатели фрактального спектра		
	Показатель Херста	Ширина спектра, W	Показатель Херста,	Наименьшие и наибольшие значения флюктуаций	
				Стадии наркоза	
До введения наркоза	0.30±0.04	0.12±0.05	0.43±0.03	-0.03±0.01	0.09±0.02
Глубокий наркоз	0.72±0.08	0.65±0.06	0.87±0.05	-0.01±0.02	0.70±0.10
Неглубокий наркоз	0.63±0.04	0.43±0.05	0.76±0.03	-0.03±0.02	0.40±0.20
После выхода из наркоза	0.25±0.06	0.15±0.05	0.47±0.03	0.00±0.02	0.15±0.05
Стадии сна					
REM-сон	0.58±0.12	0.63±0.32	0.63±0.10	0.20±0.08	1.15±0.05
Первая стадия	0.70±0.07	0.73±0.20	0.78±0.11	0.50±0.05	0.90±0.07
Вторая стадия	0.77±0.08	0.59±0.40	0.80±0.12	0.80±0.08	1.80±0.05
Третья стадия	0.78±0.17	0.50±0.11	0.85±0.10	0.30±0.05	0.90±0.07
Четвертая стадия	0.78±0.12	0.91±0.35	0.85±0.12	0.60±0.07	1.20±0.05

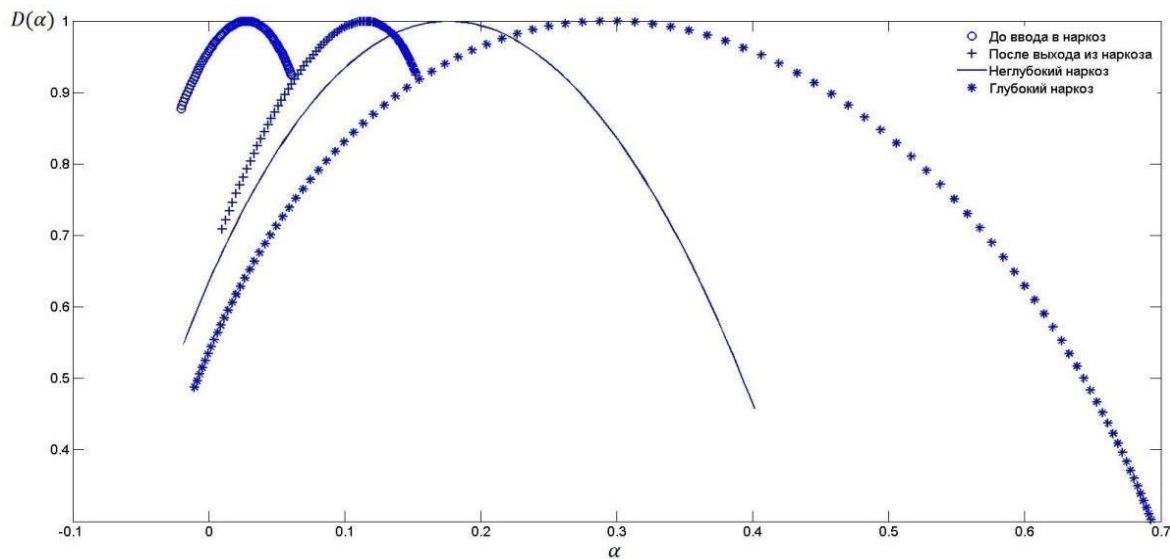


Рисунок 1 – Мультифрактальные спектры стадий наркоза

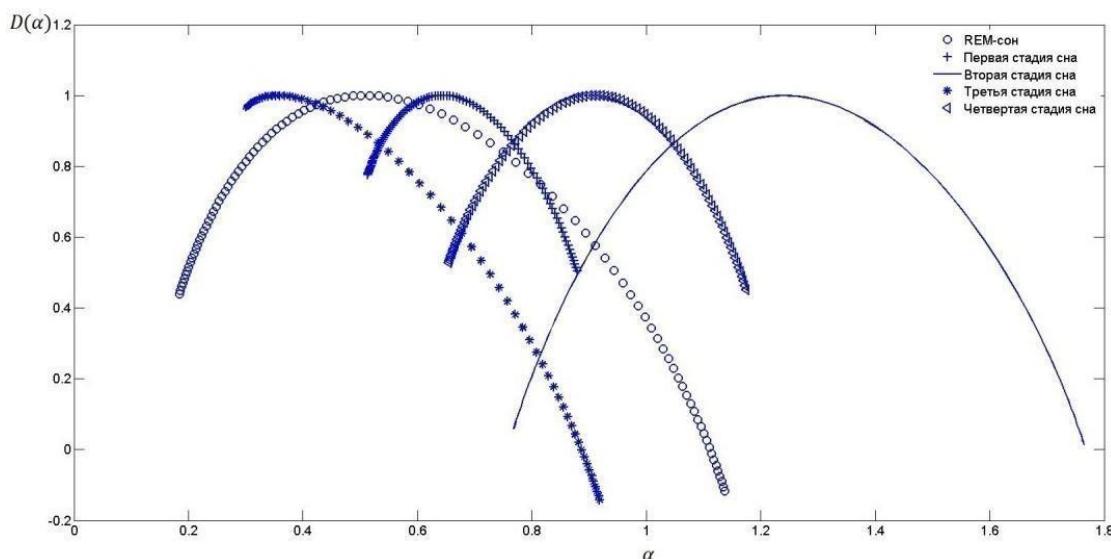


Рисунок 2 – Мультифрактальные спектры стадий сна

По полученным данным наркоза видно, что значения стадии глубокого наркоза превышают значение $H=0.5$, это значит, что он является персистентным временным рядом, а значит, характеризуется эффектами долговременной памяти, что указывает на его регулярность. В тоже время неглубокий наркоз, также показывает значения показателя Херста выше порога 0.5, но полученные значения отличаются от стадии глубокого наркоза, что может обеспечить характерное отличие двух классов. Состояния до ввода в наркоз и после выхода из него имеет значения в диапазоне $0 < H < 0.5$, что характеризует антипERSISTЕНТНОСТЬ системы, что означает более частое изменение системы. По полученным спектрам видно, что ширина мультифрактального спектра двух стадий наркоза значительно больше, чем у состояний до ввода в наркоз и после выхода из него. Также можно заметить, что при переходе стадии наркоза в стадию бодрствования спектр сигнала смещается по оси x влево.

Значения всех стадий сна превышают значение $H=0.5$, это значит, что сигналы являются персистентным временным рядом, а значит, характеризуется эффектами долговременной памяти. В тоже время REM-сон, показывая значения показателя Херста выше порога 0.5, имеет значительные отличия от остальных стадий сна. Анализируя полученные значения показателя Херста можно заметить, что с увеличением стадии сна, значения показателя увеличиваются, поэтому можно сделать вывод о том, что при увеличении стадии сна сигнал ЭЭГ становится более регулярным. По полученным значениям ширины спектра видно, что ширина мультифрактального спектра четвертой стадии сна значительно больше чем у других.

Для подтверждения возможности применения показателя Херста и ширины мультифрактального спектра для рассмотренных в работе задач был рассчитан дисперсионный критерий – критерий F . Дисперсионный критерий F основан на разделении общей изменчивости данных на межгрупповую изменчивость, которая описывает степень различия между экспериментальными группами, и внутригрупповую изменчивость, описывающую величину случайных различий между индивидуальными образцами в пределах каждой группы. При условии истинности нулевой гипотезы для k групп и N измерений F -критерий имеет распределение Фишера с $k-1$ и $N-k$ степенями свободы. Нулевая гипотеза принимается, если для требуемого уровня значимости α . Для первой задачи $F_{kp}=2.68$ для используемого в задаче уровня значимости $\alpha=0.05$ ($k=4, N=150$), а для второй $\alpha=0.05$ ($k=5, N=150$) и $F_{kp}=2.44$. Расчетные значения критерия F приведены в таблице 2.

Таблица 2 – Расчет дисперсионного критерия F

Показатель	Распознавание стадий наркоза по ЭЭГ	Распознавание стадий сна по ЭЭГ
Показатель Херста	4.75	3.17
Ширина спектра	4.56	5.75

Полученные значения F удовлетворяют неравенствам, поэтому можно сделать вывод о возможности использования показателя Херста для распознаваний стадий наркоза по ЭЭГ сигналу, а также для распознавания стадий сна. Отметим, что показатель ширины спектра лучше выявляет различия между стадиями сна по сравнению с показателем Херста.

Заключение

В данном исследовании был использован R/S-метод и МФДФА для расчета показателя Херста, а также определения мультифрактальных величин. Рассмотрены две медицинские задачи: распознавание глубины наркоза и стадий сна по ЭЭГ сигналу. В результате работы была показана возможность использования

показателя Херста и ширины мультифрактального спектра для исследуемых задач распознавания функциональных состояний организма по ЭЭГ.

Работа поддержана грантами РФФИ №19-07-00475.

Библиографический список

1. Манило Л.А., Миганько А.В. Исследование параметров и свойств аппроксимированной энтропии ЭЭГ в разных стадиях анестезии. - Биотехносфера. № 2 (50), 2017, с. 21 – 26.
2. Хачатрян К.С., Манило Л.А., «Метод анализа псевдофазового портрета в задаче распознавания биомедицинских сигналов». Биотехносфера вып. №5/47/2016, Санкт-Петербург, АО «Издательство «Политехника», 2016.
3. K. Khachatryan, L. Manilo and A. Anisimov, "The method of analysis pseudo-phase portrait in the problem of recognition of biomedical signals," 2017 20th Conference of Open Innovations Association (FRUCT), St. Petersburg, 2017, pp. 146-153.
4. Мачихин В.А. Корреляционный метод анализа электроэнцефалограммы [Текст]/ Антипов О.И., Мачихин В.А., Никушин Р.В. - В материалах XVII Международной научно-технической конференции «Проблемы техники и технологий коммуникации» ПТиТТ-2016. - 22-24 ноября. - Самара. – ПГУТИ
5. Кириченко Л.О. Сравнительный мультифрактальный анализ временных рядов методами детрендированного флюктуационного анализа и максимумов модулей вейвлет-преобразования. / Л.О. Кириченко. — Всеукр. межвед. науч.-техн. сб. АСУ и приборы автоматики. — Х.: Изд-во ХНУРЭ, 2011, — Вып. 157. — С. 66–77.
6. Kantelhardt J.W. Fractal and Multifractal Time Series. – 2008. <http://arxiv.org/abs/0804.0747>
7. Кириченко Л. О. Исследование выборочных характеристик, полученных методом мультифрактального флюктуационного анализа // Вісник НТУУ «КПІ». Інформатика, управління та обчислювальна техніка: зб. наук. пр. – 2011. – № 54. – С.101–111
8. Кубланов, В.С. К88 Анализ биомедицинских сигналов в среде MATLAB : учебное пособие / В.С. Кубланов, В.И. Борисов, А.Ю. Долганов.— Екатеринбург: Изд-во Урал.ун-та, 2016. – 120 с.

USING THE HURST INDICATOR IN THE ANALYSIS OF EEG SIGNALS

Starchenkova K. S., Manilo L. A.

Saint Petersburg state electrotechnical University «LETI» named after V. I. Ulyanov (Lenin) (SPbGETU «LETI»),
St. Petersburg, karinasmbatovna@gmail.com, lmanilo@yandex.ru

Keywords-Hearst index, R/S analysis, MFdfa, sleep stages, anesthesia stages.

Annotation. Abstract-fractal analysis allows you to find signs of self-similarity in the original signal. One of the main fractal methods is the normalized range method (R / S analysis), which is a combination of statistical methods and time series analysis methods that allow determining the presence of non-periodic cycles in the signal [1-5]. The article presents two tasks, namely, recognition of the depth of anesthesia and sleep stages by EEG signals. The developed software package is implemented in the MATLAB system.



МЕТОД ЭМПИРИЧЕСКОЙ МОДОВОЙ ДЕКОМПОЗИЦИИ ОБРАБОТКИ ФИЗИОЛОГИЧЕСКИХ СИГНАЛОВ СО СЛУЖЕБНОЙ СОБАКОЙ

Силаева А. А., Кобелев А. В., Аполлонова И. А., Николаев А.П.

Московский Государственный Технический Университет им. Н.Э. Баумана, г. Москва, alisika@mail.ru, ak.mail.ru@gmail.com, apollonova-i@yandex.ru

Ключевые слова: эмпирическая модовая декомпозиция, биомедицинская обработка сигналов, вариабельность сердечного ритма, импеданс

Аннотация. В данной работе рассматривается метод эмпирической модовой декомпозиции для одновременной обработки сигнала электрического импеданса и ЭКГ с собаки-детектора. Метод позволяет выделить дыхательную составляющую сигнала электрического импеданса и осуществить шумоподавление в сигнале ЭКГ. Полученные результаты в перспективе позволят реализовать ольфакторную биотехническую систему, которая сможет эффективно отличать ложные и истинные реакции собаки на взрывчатые вещества.

Большинство традиционных систем авиационной безопасности рассчитаны только на обнаружение сигналов тревог и сбор информации о событиях, другой отличительной чертой таких систем является их стационарное размещение на объектах аэропорта. Приведённые обстоятельства влияют на степень защищённости объектов и увеличивают их уязвимость за счет малого времени на реакцию по сигналам тревог. К тому же, стационарно расположенные средства безопасности, а также известные широкому кругу лиц их технические характеристики, значительно облегчают преодоление линий защиты подготовленными преступниками.

Важной задачей является поддержание общественной безопасности в аэропортах. Оптимальным решением является сочетание уникальных обонятельных качеств служебной собаки с возможностями современных технических средств, осуществляемое путем технологической интеграции их в ольфакторную биотехническую систему. Решение данной проблемы осуществляется за счет одного из методов усиления существующих систем, а именно применения службами авиационной безопасности кинологических расчетов со служебными собаками, подготовленными для обнаружения взрывчатых веществ под документально оформленным контролем регистрации активности сердца и дыхания собаки, осуществляемых системой из 4 электродов, которые помещены на грудь собаки, и вшиты в жилет с прикрепленным к нему электронном блоком. Для того чтобы зарегистрировать сигнал дыхания и ЭКГ с одной системы электродов применяется метод реографии, суть которого заключается в следующем: через пару токовых электродов пропускается высокочастотные, низкоамплитудный (5 мА) переменный ток, а с пары измерительных электродов регистрируется напряжение, которое пересчитывается в электрический импеданс, с этих же измерительных электродов можно дополнительно зарегистрировать сигнал ЭКГ.

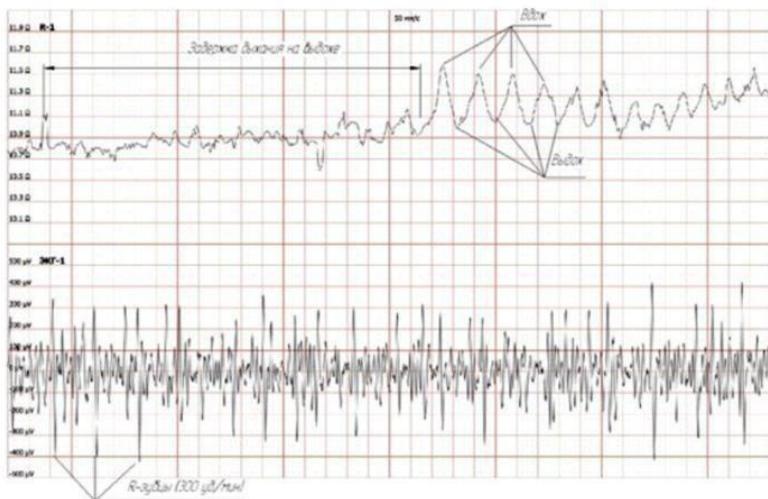


Рисунок 1 – Пример получаемых сигналов

Сигнал электрического импеданса имеет в своем составе не только дыхательную составляющую, но и артефакты движения, базовый импеданс и тренд изолинии. Поэтому для его анализа и обработки требуется метод, способных эффективно разделить его на элементарные составляющие (моды), с целью дальнейшего анализа только дыхательной составляющей для вычисления частоты дыхания. В данной работе было применено преобразование Гильберта-Хуанга.

Под преобразованием Гильберта-Хуанга понимается метод эмпирической модовой декомпозиции нелинейных и нестационарных процессов и Гильбертов спектральный анализ. Эмпирическая модовая декомпозиция – это адаптивный метод, применяющийся для анализа нелинейных и нестационарных сигналов. Его суть заключается в локальном и полностью управляемом разделении сигнала в быстрых и медленных колебаниях. Добавление белого Гауссовского шума решает проблему смешивания мод, заполняя все частотно-временное пространство. Восстановленный сигнал включает в себя остаточный шум, и различные реализации сигнала плюс и шума могут создавать различное количество режимов.

Эмпирическая модовая декомпозиция разбивает сигнал на небольшое количество внутренних функций режима (IMF). Эмпирическая модовая декомпозиция определяет «истинные» компоненты IMF, как среднее значение соответствующих IMF, полученных с помощью эмпирической модовой декомпозиции в ансамбле испытаний, генерируемых путем добавления различных реализаций белого шума конечной дисперсии к исходному сигналу [1].

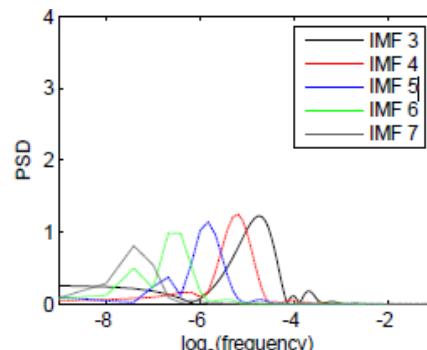


Рисунок 2 - Спектры мод с 3 по 7, полученные с помощью эмпирической модовой декомпозиции [1]

Рассмотрим свойства спектрального разделения на рисунке 2. Видно, что метод эмпирической модовой декомпозиции обеспечивает более четкую сеть разложения.

Метод эмпирической модовой декомпозиции можно использовать для шумоподавления ЭКГ. Преимуществом эмпирической модовой декомпозиции является то, что ее можно использовать не только для выделения дыхательной составляющей из сигнала электрического импеданса, но и для подавления шумов в сигнале ЭКГ, уровень которых очень высок при регистрации с собаки-детектора (Рис. 1).

На рисунке 3 представлено разложение сигнала ЭКГ. Использовалась выборка размером $I = 500$ с добавлением шума ($SNR = 14$ дБ). В седьмом режиме основная частота (F) сигнала четко фиксируется.

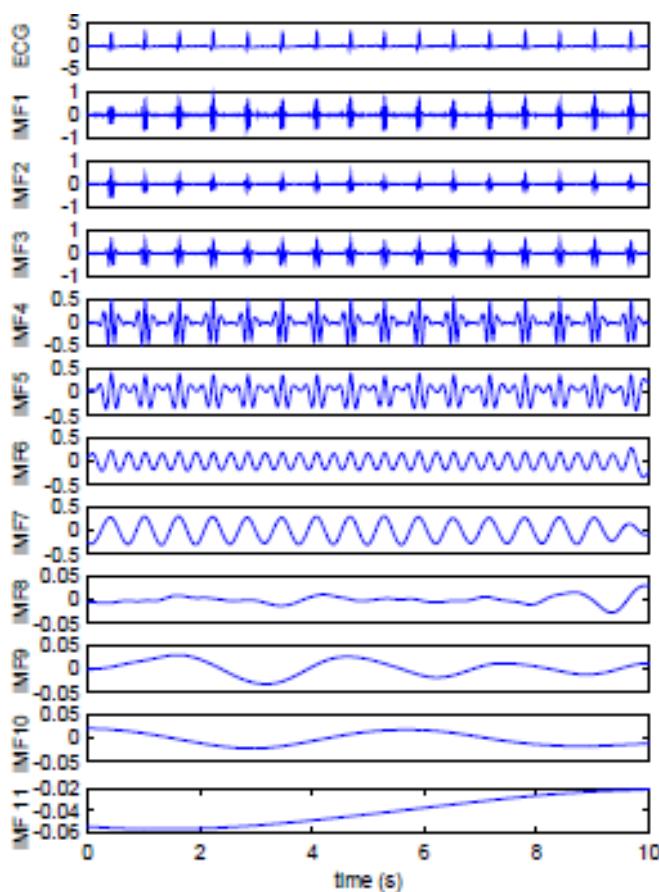


Рисунок 3 - Разложение 10-секундного сигнала ЭКГ, размер ансамбля $I = 500$ [1]

Таким образом данный метод может применяться для анализа ЭКГ и дыхания собаки одновременно (рисунок 4).

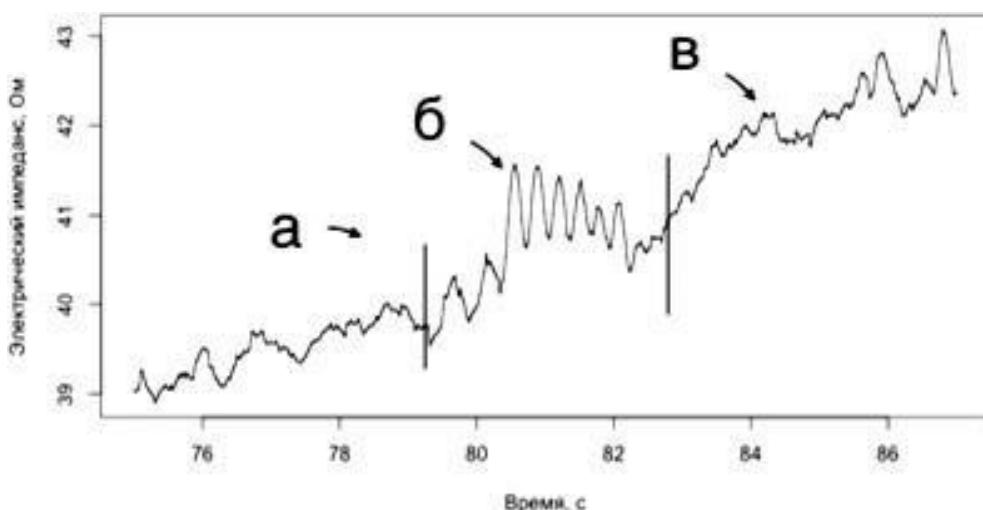


Рисунок 4 – Исходный сигнал электрического импеданса с собаки, а – собака не дышит, б - собака дышит, в - задержка дыхания у собаки

Разложив, исходный сигнал на моды можно наблюдать дыхание на 6 моде (рисунок 5).

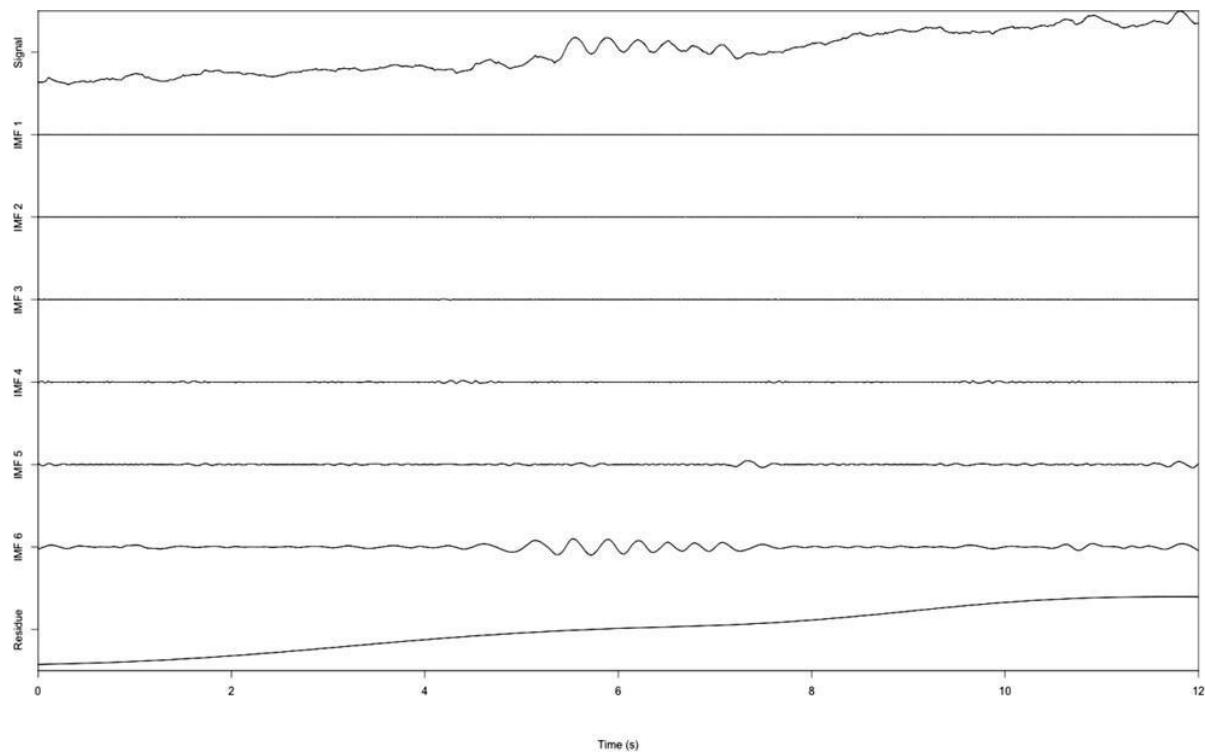


Рисунок 5 - Разложение на моды исходного сигнала электрического импеданса с собаки

Представленный алгоритм анализа и обработки нелинейных и нестационарных сигналов успешно опробован на полученном качественном, стабильном сигнале с мобильного модуля, который представляет собой комплекс оборудования: комплект электрофизиологических электродов для регистрации электрокардиограммы и сигнала дыхания с единой системы электродов, усилитель -передатчик сигналов. Предлагаемый метод имеет следующие преимущества: меньше половины итераций просеивания, чем это делает EEMD, и исходный сигнал может быть точно восстановлен суммированием мод. Полнота разложения была продемонстрирована на сигналах ЭКГ и электрического импеданса.

Библиографический список

1. Maria E. Torres, Marcelo A. Colominas, Gaston Schlotthauer, Patrick Flandrin, «Complete ensemble empirical mode decomposition with adaptive noise», IEEE International Conference on Acoustics, Speech and Signal Processing, 2011.
2. Мурашко В.В., Струтынский А.В. Электрокардиография. - М.: Медпресс, 2004.
3. Binwei Weng, M. Blanco-Velasco, and K.E. Earner, “ECG denoising based on the empirical mode decomposition,” in EMBS’06 28th Ann. Int. Conf. IEEE, Aug. 2006, pp. 1–4.
4. Kang-Ming Chang, “Ensemble empirical mode de- composition for high frequency ECG noise reduction,” Biomedizinische Technik/Biomedical Engineering, vol. 55, pp. 193–201, August 2010.

METHOD OF EMPIRICAL MODE DECOMPOSITION PROCESSING OF PHYSIOLOGICAL SIGNALS FROM A SERVICE DOG

Silaeva A. A., Kobelev A.V., Apollonova I. A., Nikolaev A. P.

Bauman Moscow State Technical University, Moscow, alisika@mail.ru, ak.mail.ru@gmail.com, apollonova-i@yandex.ru

Keywords: empirical mode decomposition, biomedical signal processing, heart rate variability, impedance

Annotation. In this paper, we consider the method of empirical mode decomposition for simultaneous processing of the signal of electrical impedance and ECG with a dog detector. The method allows you to isolate the respiratory component of the electrical impedance signal and perform noise reduction in the ECG signal. The results obtained in the future will allow us to implement an olfactory biotechnical system that can effectively distinguish between false and true dog reactions to explosives.



СЕКЦИЯ 3

БИОМЕХАНИКА, ПРОБЛЕМЫ КОРРЕКЦИИ И ЛЕЧЕНИЯ ОПОРНО-ДВИГАТЕЛЬНОГО АППАРАТА

ИННОВАЦИОННЫЕ ТЕХНОЛОГИИ КОМБИНИРОВАННОЙ СТЕРИЛИЗАЦИИ КОСТНЫХ ИМПЛАНТАТОВ. АНАЛИЗ И ПЕРСПЕКТИВЫ

^{1,2}Розанов В.В., ²Матвейчук И.В., ³Николаева Н.А., ¹Черняев А.П.

¹Московский государственный университет им. М.В. Ломоносова, г. Москва, vrozanov@mail.ru,

²ФГБНУ «Всероссийский научно-исследовательский институт лекарственных и ароматических растений»,
г. Москва,

³Северо-Восточный Федеральный Университет им. М.К. Аммосова, г. Якутск

Ключевые слова: костные имплантанты, высокотехнологичный метод двухступенчатой стерилизации

Аннотация. Авторы проанализировали современное состояние развития методов стерилизации и сформулировали современные тенденции развития высокотехнологичных методов комбинированной стерилизации костных имплантатов. В качестве одного из перспективных направлений рассматривается создание комбинированных методов стерилизации костных имплантатов, основанных на совместном использовании различных физико-химических факторов, что приводит к значительному увеличению суммарного результата по сравнению с селективным действием каждого из них, при этом индивидуальная интенсивность факторов, используемых в комбинированном методе, может быть снижена, что позволяет снизить степень вредных побочных эффектов каждого из них в отдельности, одновременно увеличивая суммарный эффект их синергетического действия и обеспечивая необходимый уровень стерилизации. В настоящее время авторами предложен и проходит комплексную экспериментальную апробацию один из возможных вариантов комбинированной стерилизации костных имплантатов - высокотехнологичный метод двухступенчатой стерилизации. На первом этапе костный имплантат подвергается химическому воздействию озона-кислородной смеси, а на втором-облучается потоком быстрых электронов. При использовании предложенного способа достигается значительное снижение уровня исходного загрязнения стерилизованных образцов после обработки их озонокислородной смесью, а, следовательно, и их устойчивости к радиационному воздействию. Это обстоятельство позволяет достичь требуемой стерильности при одновременном снижении количества поглощенной дозы облучения до 11 кгр.

Несмотря на достигнутый положительный результат, необходимо дальнейшее изучение реакции биологических тканей на обработку озона-кислородной смесью, облучение с целью расширения известных представлений о преимуществах и недостатках рассматриваемого метода. Среди приоритетных задач - проведение детальных исследований по определению параметров режима обработки биологических тканей озонокислородной смесью с учетом их реального физико-химического состояния, с целью оптимизации технологического процесса стерилизации, разработка технических требований к созданию современных стерилизационных установок с возможностью расширения их контрольных функций. Наряду с этим возникает необходимость разработки и внедрения малогабаритных (лабораторных) приборов (мобильных комплексов) для решения многочисленных задач в различных областях медицины (стоматология, военно-полевая хирургия и др.), а также установки (устройства) различной емкости для стерилизации специальных помещений-лабораторий, склада и др.

Широкое применение радиационного облучения не исключает наличия радиологических факторов риска, которые могут быть связаны с увеличением дозовой нагрузки, прежде всего от ее неучтенной составляющей, обусловленной вторичными потоками частиц. В связи с этим необходимо расширить исследования методологического характера, сделать акцент на определении дозовой нагрузки, что позволит адекватно учитывать и корректировать существующее субъективное отношение к радиационному облучению.

Проблема разработки высокотехнологичных методов комбинированной стерилизации костных имплантатов все еще далека от оптимального решения. Экспериментальная отработка различных комбинаций стерилизующих факторов, варьирование последовательности этапов и совершенствование применяемых методов позволяют создать прорывные технологии в области стерилизации биоимплантатов, которые станут

новым этапом в развитии современных здоровьесберегающих технологий, составляющих основу федеральных целевых программ здравоохранения настоящего и последующих десятилетий.

Одной из актуальных проблем современной биоимплантологии является разработка новых высокотехнологичных методов стерилизации костных имплантатов совершенствование традиционных технологий, применяемых многие годы в практике банков тканей [1-3]. Анализ современного состояния и инновационных направлений развития способов стерилизации [2] свидетельствует о широком использовании радиационного метода при стерилизации более 250 наименований изделий медицинского назначения, включая биоимплантаты. Сфера его применения отличается устойчивой тенденцией роста с расширением перечня стерилизуемых объектов [4,5,6]. Однако при использовании радиационного воздействия в биоимплантологии, ввиду специфических особенностей структуры биологических тканей и необходимости максимального обеспечения сохранности их природных регенеративных свойств, возникает дилемма: повышение дозы облучения усиливает стерилизационный эффект, но приводит к морфологическим изменениям тканей, ухудшению их механических характеристик [7]. Увеличение радиационной дозы инициирует деструктивные изменения, проявляющиеся в разрушении морфогенетических белков, что обуславливает снижение качества и эффективности процесса reparативного остеогенеза [8]. В этой связи целесообразно максимально возможное (желательно до значения около 15 кГр) снижение дозы поглощения в процессе стерилизационной обработки биотканей[2].

По мнению авторов, с учётом ранее предложенных другими исследователями новых подходов к совершенствованию технологий стерилизации [9], в качестве одного из перспективных направлений решения этой проблемы может рассматриваться создание комбинированных способов стерилизации костных имплантатов[9-12]. Именно такой подход позволяет уменьшить величину критической поглощенной дозы при радиационной обработке ниже значения 25 кГр, принятого в банках тканей ряда стран и указанного в соответствующих рекомендациях МАГАТЭ [13], что убедительно подтверждается результатами ряда экспериментальных исследований [9,10,14].

Основу таких комбинированных методик составляет сочетанное использование различных физических и химических факторов, приводящее к значительному увеличению суммарного результата по сравнению с селективным действием каждого из них их, т.е. к созданию предпосылок для достижения синергетического эффекта их совокупного воздействия. При этом индивидуальная интенсивность используемых в комбинированном методе факторов может быть снижена, что позволяет уменьшить и степень вредного побочного влияния каждого из них в отдельности при усилении суммарного эффекта и обеспечении необходимого уровня стерилизации.

При разработке комбинированных методов возможны различные подходы [2,9,10,12,15], отличающиеся набором и последовательностью воздействия химических и физических стерилизующих факторов(УФ-излучение, ИК-излучение, радиация, сухая и влажная гипертермия, СВЧ и др.)

В настоящее время авторами предложены проходит всестороннюю экспериментальную апробацию один из возможных вариантов комбинированной стерилизации костных имплантатов - высокотехнологичный метод двухэтапной стерилизации [10,16]. В нём использовано сочетание озонового [17,18] и радиационного [19,20] методов, выбор которых осуществлен на основе детального анализа их дефинитивных характеристик. К достоинствам стерилизации озоном следует отнести низкотемпературный режим обработки, короткую экспозицию, глубокое проникновение в материал, возможность стерилизации термоустойчивых материалов и изделий, работу со стерилизационными камерами различного объема, отсутствие токсичности, низкую стоимость оборудования и малые эксплуатационные затраты, а также безопасность для окружающей среды [17]. Существенным преимуществом озоновой обработки и важной её особенностью является осуществление стерилизации в газовой атмосфере, что исключает необходимость предварительной дегидратации образцов [20] перед радиационным облучением. Кроме того, озоновое воздействие может исключить микробиологический риск остаточной контаминации, поскольку оно способно эффективно поражать патогенные микроорганизмы и в споровой форме, которая может быть устойчива даже к радиации [14].

В рассматриваемой технологии, на первом её этапе, костный имплантат подвергается химическому воздействию озона-кислородной смеси, а на втором – облучению потоком быстрых электронов. Предварительные исследования эффективности стерилизации при использовании выбранных факторов позволили установить, что раздельная обработка костных образцов озона-кислородной смесью с концентрацией (6–8) $\text{мг}\cdot\text{л}^{-1}$ в течение (10–20) минут или только радиационным облучением с величинами поглощенных доз 11, 15 и даже 27 кГр, не обеспечивали в данных экспериментах полную стерильность костного вещества. Однако присоединенном использовании рассматриваемых факторов была достигнута необходимая стерилизация костных фрагментов при последовательной обработке их озона-кислородной смесью с указанной концентрацией при длительности экспозиции (10–20) минут и затем облучением потоком быстрых электронов с величиной поглощенной дозы, начиная уже с 11 кГр. Такие величины доз не оказывают негативного воздействия на структуру образцов, функциональный потенциал морфогенетических белков и остеоиндуктивные свойства костного материала[7].

При использовании предлагаемого комбинированного способа стерилизации достигается значительное уменьшение уровня исходной обсемененности стерилизуемых образцов после обработки их озона-кислородной смесью [14], а, следовательно, и их резистентности к радиационному воздействию. Это

обстоятельство позволяет обеспечить достижение требуемой стерильности при снижении величины поглощенной дозы радиационного облучения вплоть до 11 кГр [4,10,21].

Хотя рассматриваемые химические и физические факторы используются в известных методах стерилизации, применяемых в медико-биологических приложениях, существует необходимость дальнейшего изучения закономерностей их влияния на биологические объекты. Это относится как к обработке озона-кислородной смесью, так и к радиационному воздействию.

Необходимость всестороннего исследования влияния озона на биологические системы обусловлена не только потребностью получения дополнительных сведений, расширения известных представлений о достоинствах и недостатках рассматриваемого метода, но и появлением экспериментальных возможностей оценки особенностей реакции биологических тканей на указанное воздействие. Это позволит изменить сложившееся у некоторых авторов мнение о негативном влиянии озона на биологические ткани [1], хотя эффективность его применения является доказанной учёными разных стран - Германии, Кубы, Мексики, Италии, России, Испании, Франции, США, Австралии и ряда других. В большинстве из них озонотерапия официально используется в медико-биологических целях [14,17]. В США Федеральное Управление по санитарному надзору за качеством пищевых продуктов и медикаментов (FDA) еще в 2001 году присвоило озону статус GRAS («признанный безвредным»), которым принято маркировать лекарства и пищевые продукты. В этой связи приоритетными задачами дальнейших научно-практических разработок следует считать проведение обстоятельных исследований по определению параметров режима обработки биологических тканей с учётом их реального состояния в зависимости от физико-химической природы стерилизуемого объекта. Это позволит обеспечить оптимизацию технологического процесса стерилизации, разработку технических требований для создания современных установок для стерилизации с возможностью расширения их контрольных функций. В настоящее время создано несколько типов таких установок [17,22], которые могут быть использованы в качестве базовых для осуществления последующей их модернизации с расширением функций обратной связи, регистрацией момента завершения процесса стерилизации и его остановкой. Как показывает практика, существует необходимость в создании стационарных промышленных установок для обеспечения стерилизации больших объемов материала применительно к целям и задачам банков тканей, пищевой промышленности, сельскохозяйственного производства и др. Наряду с этим, имеется потребность в разработке и внедрении в научно-исследовательскую повседневную медицинскую практику малогабаритных (лабораторных) устройств (мобильных комплексов), предназначенных для решения многочисленных практических задач в различных областях медицины, в частности, в стоматологии, военно-полевой хирургии и др. Учитывая, что выполнение комплекса работ, связанных со стерилизацией различных объектов, требует создания адекватных условий их проведения, представляет интерес разработка и внедрение в практику установок (устройств) различной мощности для стерилизации специальных помещений – лабораторных, складских и т.д.

Углублённый анализ технологий стерилизации с использованием радиационного метода [4,17,20,21], позволил установить, что, несмотря на высокую эффективность и значительную проникающую способность указанного излучения [8,21], остаются не решёнными в полной мере ряд вопросов, представляющих интерес для биомеханики. Одним из них является продолжение поиска новых эффективных решений, связанных с выбором источников ионизирующего излучения, применимых в комбинированных технологиях стерилизации. Согласно имеющимся сведениям [20] гамма-кванты используются в 40,5 % от всех имеющихся установок, пучки быстрых электронов – в 4,5%, а другие виды излучения, включая рентгеновское – в 5%. Привлекательность гамма-излучения обусловлена возможностью выполнения стерилизации материалов с переменной плотностью, гомогенных или гетерогенных по составу, в различной фазе, объектов независимо от размеров, формы и т.д. Однако наличие непрерывно излучающих во всех направлениях изотопных источников требует соблюдения особых требований по защите персонала, окружающей среды, специальных условий хранения. Существенными недостатками являются продолжительность стерилизации (часы, сутки), а также трудности точного определения поглощенной дозы при использовании рассматриваемых источников.

Основными преимуществами технологий с использованием быстрых электронов по сравнению с гамма-квантами следует считать незначительное время экспозиции (секунды, минуты), большую производительность, возможность прекращения излучения в конце производственного цикла, более точную регистрацию поглощенной дозы. Существенными факторами, сдерживающими развитие этого метода, являются высокие энергетические затраты и стоимость оборудования (ускорителей). Есть основания полагать, что с развитием технологий и производством значительного количества ускорителей эта методика станет еще более конкурентоспособной [20].

Особый интерес для дальнейшего развития комбинированных технологий представляет рентгеновское излучение, обладающее высокой проникающей способностью, низкой мощностью дозы, возможностью отключения по завершении технологического процесса и характеризующееся средней стоимостью эксплуатационных затрат. Важным аспектом при его использовании является психологический, состоящий в наличии у людей особого восприятия, не вызывающего негативной реакции, настороженности благодаря многолетнему широкому использованию рентгеновских методов в медико-биологических приложениях [20].

Оценивая эффективность применения лучевых воздействий, нельзя исключить наличия радиологических факторов риска, которые могут быть связаны с увеличением дозовой нагрузки, в первую очередь, от

неучтённой её составляющей, вызываемой потоками вторичных частиц. В этой связи необходимо акцентировать внимание на актуальность проведения на современном уровне исследований методического характера, в частности, определение дозовой нагрузки [21]. Эти вопросы требуют дальнейшего обстоятельного изучения, а их результаты – учёта в практической деятельности, что позволит соответствующим образом учитывать и корректировать имеющее место субъективное отношение к лучевым воздействиям [23].

Представленные данные свидетельствуют о том, что проблема разработки высокотехнологичных методов комбинированной стерилизации костных имплантатов ещё далека от оптимального решения и остается по-прежнему актуальной [2]. Совершенствование методик, включая экспериментальную апробацию различных комбинаций стерилизующих факторов, вариацию последовательности этапов, на которых предусмотрено их воздействие, не только возможно, но и необходимо для достижения максимального эффекта [20]. Успех таких научно-практических разработок позволит создать прорывные технологии в области стерилизации биоимплантатов, обеспечить оптимизацию рассматриваемого процесса с обеспечением его высокой эффективности. Это станет новым этапом в развитии современных здоровьесберегающих технологий, составляющих основу Федеральных целевых программ здравоохранения настоящего и ближайших десятилетий.

Библиографический список

1. Воробьев К.А., Божкова С.А., Тихилов Р.М. и др. Современные способы обработки и стерилизации аллогенных костных тканей (обз. литературы) // Травматология и ортопедия России. 2017. Т.23 № 3. С.134-147.
2. Розанов В.В., Матвейчук И.В. Современное состояние и перспективные инновационные направления развития способов стерилизации биоимплантатов // Альманах клинической медицины. 2019. Т. 47. № 7. С. 634-646.
3. Матвейчук И.В., Розанов В.В., Краснов С.А. Совершенствование традиционных и создание перспективных технологий стерилизации биоимплантатов с учетом требований государственных стандартов // В сб.: Науч.-техн. конф. «Медико-технические технологии на страже здоровья», 22 – 29 сентября 2019 г., Москва, МГТУ им. Н.Э. Баумана.М.2019: НИИ радиоэлектроники и лазерной техники МГТУ им. Н.Э. Баумана. С. 75-77.
4. Алимов А.С., Близнюк У.А., Борщеговская П.Ю. и др. Применение пучков ускоренных электронов для радиационной обработки продуктов питания и биоматериалов // Известия Российской академии наук. Серия физическая. 2017. Т. 81. №6. С. 819-823.
5. Калашников В.В., Гордеев А.В., Павлов Е.П. и др. Разработка и применение метода радиационной стерилизации в Федеральном медицинском биофизическом центре им. А.И. Бурназяна (обзор) // Саратовский научно-медицинский журнал. 2014. Т.10. №4. С.844-849.
6. Ростов В.В., Алексеенко П.И., Выходцев П.С. и др. Инновационный метод стерилизации перевязочных средств // Приволжский научный вестник. 2012. Т.6. №2. С.94-102.
7. Розанов В.В., Матвейчук И.В., Черняев А.П. и др. Изменения морфомеханических характеристик костных имплантатов при радиационной стерилизации // Известия Российской академии наук. Серия физическая. 2019. Т. 83. №10. С. 1435-1440.
8. Singh R., Singh D., Singh A. Radiation sterilization of tissue allografts: A review // WorldJ. Radiol., 2016. 8(4). P.355-369.
9. Савельев В.И., Булатов А.А., Рыков Ю.А. Комбинированный способ стерилизации костных трансплантатов // Патент РФ № 2356224 от 21.12.2007 г.
10. Матвейчук И.В., Розанов В.В., Гордонова И.К. и др. Комбинированный способ стерилизации костных имплантатов // Патент РФ № 2630464. 2017.
11. Николаева Н.А., Розанов В.В., Матвейчук И.В. и др. Возможности и перспективы совершенствования комбинированных методик стерилизации биоимплантатов // Гены и клетки. 2019. Т. XIV. Приложение. С. 167.
12. Розанов В.В., Матвейчук И.В., Черняев А.П. и др. Комбинированные воздействия на биообъекты для повышения эффективности радиационной обработки // Медицинская физика. 2019. №1. С. 52-53.
13. Перова Н.В., Довжик И.А., Севастьянов В.И. // Актуальные вопросы тканевой и клеточной трансплантологии / Матер. V Всероссийского симпозиума с международным участием. Уфа. 2012. С.99.
14. Масленников О.В., Конторщикова К.Н., Шахов Б.Е. Руководство по озонотерапии. Н.Новгород: Исток, 2015. 346 с.
15. Лекишвили М.В., Михайлов А.Ю., Васильев М.Г. Способ изготовления имплантатов из губчатой костной ткани. Патент РФ № 2172104, кл. A01N1/00.2001.
16. Розанов В.В., Николаева А.А., Белоусов А.В. и др. Сочетание радиационного и озонового воздействия в процессе стерилизации костных имплантатов // Медицинская физика.2019.Т. 84. №4. С. 69-74.
17. Пантелейев В.И., Розанов В.В., Матвейчук И.В. и др. Медицинские озоновые технологии. Новые задачи, возможности, оборудование // Биомедицинская радиоэлектроника. 2013. №2. С. 3-11.

18. Розанов В.В., Матвейчук И.В., Пантелейев И.В. Озоновая стерилизация биоимплантатов. Новое техническое решение// В кн.: Матер. 13-ой Международной научной конф. «Физика и радиоэлектроника в медицине и экологии – ФРЭМЭ' 2018» - Владимир-Сузdalь. Россия, Александров: изд-во ООО «Графика». 2018. Книга 1. С. 313-315.
19. Розанов В.В., Николаева А.А., Матвейчук И.В. и др. Инновационная технология радиационной стерилизации костных имплантатов с низкой дозой поглощения // Гены и клетки. 2019. Т. XIV. Приложение. С. 197.
20. Розанов В.В., Матвейчук И.В., Черняев А.П. и др. Современное состояние и направления дальнейшего развития высокотехнологичных методов радиационной стерилизации // Известия Российской академии наук. Серия физическая. 2020. Т. 84. № 4. С. 521–524.
21. Розанов В.В., Николаева А.А., Матвейчук И.В. и др. Способ снижения дозовой нагрузки в процессе радиационной стерилизации костных имплантатов // Ученые записки физического факультета Московского университета. 2019. №2. С. 1920303-(1-5).
22. Пантелейев И.В., Розанов В.В., Матвейчук И.В. и др. Установка для стерилизации биоматериалов. Патент РФ №180532. 2018.
23. Зинченко Ю.П., Рассказова Е.И., Шилко Р.С. и др. Эффективность лучевой терапии: исследования радиологических и психологических факторов // Наукомкие технологии. 2020. №1. С.50-62.

INNOVATIVE TECHNOLOGIES OF BONE IMPLANTS COMBINED STERILIZATION ANALYSIS AND PROSPECTS

^{1,2}Rozanov V.V., ²Matveychuk I.V., ³Nikolaeva N.A., ¹Chernyaev A.P.

¹Lomonosov Moscow State University, Moscow, vrozanov@mail.ru,

²All-Russian Scientific Research Institute of Medicinal and Aromatic Plants, Moscow,

³North-Eastern Federal University named after M. K. Ammosov, Yakutsk

Keywords: bone implants, high-tech method of two-stage sterilization

Annotation. The authors analyzed the current state of development of sterilization methods and formulated current trends in the development of high-tech methods of combined sterilization of bone implants. As one of the promising directions, we consider the creation of combined methods of bone implant sterilization based on the joint use of various physical and chemical factors, which leads to a significant increase in the total result compared to the selective effect of each of them, while the individual intensity of factors used in the combined method can be reduced, which reduces the degree of harmful side effects of each of them separately, simultaneously increasing the total effect of their synergistic action and providing the necessary level of sterilization. Currently, the authors have proposed and are undergoing comprehensive experimental testing of one of the possible options for combined sterilization of bone implants - a high-tech method of two-stage sterilization. At the first stage, the bone implant is exposed to the chemical effects of an ozone-oxygen mixture, and at the second stage it is irradiated by a stream of fast electrons. When using the proposed method, a significant reduction in the level of initial contamination of sterilized samples after processing them with an ozone-oxygen mixture, and, consequently, their resistance to radiation effects, is achieved. This makes it possible to achieve the required sterility while reducing the amount of absorbed radiation dose to 11 KGR.

Despite the achieved positive result, it is necessary to further study the reaction of biological tissues to treatment with an ozone-oxygen mixture, irradiation in order to expand the known ideas about the advantages and disadvantages of the method under consideration. Among the priority tasks - conducting detailed research to determine the parameters of the treatment regime of biological tissues with an ozone-oxygen mixture, taking into account their real physical and chemical state, in order to optimize the technological process of sterilization, developing technical requirements for the creation of modern sterilization facilities with the possibility of expanding their control functions. Along with this, there is a need to develop and implement small-sized (laboratory) devices (mobile complexes) for solving numerous tasks in various fields of medicine (dentistry, military field surgery, etc.), as well as installing (devices) of various capacities for the sterilization of special rooms-laboratories, warehouses, etc.

The widespread use of radiation exposure does not exclude the presence of radiological risk factors that may be associated with an increase in the dose load, primarily from its unrecorded component due to secondary particle flows. In this regard, it is necessary to expand research of a methodological nature, to focus on determining the dose load, which will allow us to adequately take into account and correct the existing subjective attitude to radiation exposure.

The problem of developing high-tech methods of combined sterilization of bone implants is still far from an optimal solution. Experimental testing of various combinations of sterilizing factors, varying the sequence of stages and improving the methods used will allow creating breakthrough technologies in the field of bioimplant sterilization, which will become a new stage in the development of modern health-saving technologies that form the basis of Federal targeted health programs of this and subsequent decades.

БИОСОВМЕСТИМЫЕ НАНОМАТЕРИАЛЫ – КАРКАСНЫЕ НОСИТЕЛИ КЛЕТОЧНЫХ СТРУКТУР^{1,2}Белянин А.Ф., ^{2,3}Багдасарян А.С., ⁴Сергеева Н.С., ²Багдасарян С.А., ³Павлюкова Е.Р.¹Центральный научно-исследовательский технологический институт «Техномаш», г. Москва,²Научно-производственное предприятие «Технологии радиочастотной идентификации и связи», г. Москва,³Институт радиотехники и электроники им. В.А. Котельникова РАН, г. Москва,⁴Московский научно-исследовательский онкологический институт им. П.А. Герцена, Москва**Ключевые слова:** опаловые матрицы, гейзериты, биокомпозиционные материалы.**Аннотация.** Исследована возможность формирования и применения биосовместимых опаловых матриц и гейзерита для полного или частичного замещения структурно-функциональных дефектов тех или иных органов.

Введение. Формирование биоискусственных органов и тканей в реконструктивно-пластиической хирургии в значительной степени зависит от разработки каркасных носителей для клеток с использованием микро- и наночастиц различной природы, поскольку их размеры и особенности строения могут оказаться совместимыми с культивируемыми клеточными структурами. В работе исследовано физическое и биохимическое взаимодействие биологических тканей и наночастиц неорганических веществ. Для создания носителей для клеток использованы материалы на основе кремнезема (аморфного SiO_2): синтетические опалы (опаловые матрицы (ОМ)) и минералы (гейзерит – природный аналог ОМ). Возможность применения ОМ и гейзерита для культивирования на них клеток различных типов, в том числе стволовых, а также поддержка их дифференцирования в разных направлениях в соответствии с особенностями мест трансплантации, была показана нами ранее [1-3]. Гейзериты (кремнистые туфы) относятся, в основном, к биогенным отложениям и представляют наслоения кремнезема, образующиеся из термальных вод горячих источников, важной особенностью которых является участие в их формировании микроорганизмов. Выделено несколько “генетических” типов гейзеритов, отличающихся друг от друга размером и распределением частиц кремнезема, а также наличием силифицированных остатков микроорганизмов. ОМ представляют собой плотнейшую 3D-упаковку одинаковых по диаметру шаровых наночастиц SiO_2 , заполняющих 74% объема, и содержащих систему сообщающихся структурных межшаровых нанопустот. Для гейзеритов характерны как структурные нанопустоты, так и микропустоты размером несколько микрон.

Методика эксперимента. В экспериментах применялись массивные образцы природных гейзеритов субаквального типа и синтезированных по ранее разработанной методике [4] ОМ с диаметром шаровых наночастиц $\text{SiO}_2 \sim 260$ нм ($\Delta d < 4\%$). Массивные образцы ОМ и гейзерита дробились, а из полученного порошка выделялись фракции микрочастиц заданного размера. Биоматериалы для экспериментов “*in vitro*” и “*in vivo*” готовили по стандартной методике [1, 2]. При исследовании биосовместимости микрочастиц порошков ОМ в экспериментах “*in vivo*” использовали модель подкожной трансплантации.

Результаты и их обсуждение. Методами рентгеновской дифрактометрии (прибор ARL X'tra, Thermo Fisher Scientific) и спектроскопии комбинационного рассеяния света (LabRAM HR800, HORIBA Jobin-Yvon) показано, что использованные порошки ОМ и гейзерита, состояли из аморфных и рентгеноаморфных (размер кристаллитов < 1 нм) фаз SiO_2 . Гейзериты содержали оксиды и сульфиды Fe, концентрация которых не превышала 1%.

Были проведены исследования “*in vitro*” острой цитотоксичности и матриксных (адгезивных) свойств ОМ и гейзерита, а также “*in vivo*” – биосовместимости ОМ. Методом растровой электронной микроскопии (Carl Zeiss Supra 40-30-87), с использованием методики уменьшающей вносимые искажения в исследуемые биокомпозиты [1], рассмотрены особенности строения структур “ОМ (гейзерит) – культура клеток”. Биосовместимость ОМ (гейзерита) и динамика нарастания на них клеток оценивалась на модели иммортализованных фибробластов человека (ФЧ). Показано, что размножение клеток происходило на поверхности микрочастиц порошка ОМ (гейзерита) с поперечным размером от единиц до десятков микрометров. Полученные результаты позволяют рассматривать образование клеточными системами и микрочастицами порошка трехмерного биокомпозита как элемент самоорганизации. Устойчивость объемной двухфазной структуры “ОМ (гейзерит) – культура клеток” обусловлена тем, что твердая фаза (микрочастицы порошка ОМ или гейзерита) армирует биологическую массу.

При взаимодействии клеток с микрочастицами порошка ОМ или гейзерита наблюдалось появление характерных нитевидных отростков, а также в ряде случаев отделение и “захват” от микрочастиц порошка шаровых наночастиц SiO_2 или наночастиц гейзерита, используемых клеточной системой для увеличения объема биологической массы и последующего образования каркасной структуры. Строение объемных структур наблюдали при анализе слоев последовательных срезов толщиной ~ 14 мкм. Было установлено, что формируемый биокомпозит (двуфазная структура “ОМ (гейзерит) – культура клеток”) состоял из биологической массы, армированной каркасом из микрочастиц порошка ОМ (гейзерита) и имел шарообразную форму. На первом этапе размножение клеток происходило на многочисленных микрочастицах порошка до определенных размеров (50–100 мкм), после чего размножающиеся клетки продолжали захватывать из окружающей их питательной среды микрочастицы порошка. Клетки прикреплялись к микрочастицам порошка, при этом формировался каркас за счет объединения наночастиц небольшого размера, и рост шарообразных биокомпозитов продолжался. Установлено, что ФЧ, как правило, не распластываются на поверхности

микро частиц порошков ОМ и гейзерита, а формируют, начиная со 2 дня эксперимента, вокруг отдельных микро частиц порошка шарообразные структуры концентрического типа.

При недостатке в ростовой среде микро частиц порошка ОМ или гейзерита формировалась пористая структура. Пористость (в виде пустот и каналов) биокомпозитов, содержащих гейзерит, сохранялась в течение всего времени взаимодействия микро частиц порошка с ФЧ, что приводило к образованию структур фрактального типа. Когда объемных структур двухфазной системы “ОМ – клеточная масса” не наблюдалось, обнаружено (микроскоп JEM 200C) формирование оболочки толщиной $\sim 0,3d$ вокруг шаровых нано частиц SiO_2 . Вне контакта с единичными шаровыми нано частицами SiO_2 или объемными микро частицами порошка кремнезема биологическая масса разрасталась планарно и имела ячеистое строение.

Для изучения влияния размера микро частиц порошка и температуры их обработки на формирование объемных биокомпозитов были использованы 4 серии порошков ОМ. Серия 1 имела размер микро частиц 0,2–0,3 мм, обработанных при температуре 390 К; серия 2 – 0,3–0,5 мм (570 К); серия 3 – 0,52–1,0 мм (1060 К); серия 4 – 0,1–1,0 мм (1060 К). Зависимости оптической плотности раствора формазана (D , измеряли спектрофотометром МСС-340) и динамики прироста пуль (Δ) при культивировании ФЧ на полистирене и микро частицах порошков ОМ и гейзерита от продолжительности культивирования приведены на рисунке. Следует отметить, что увеличение D и Δ при использовании гейзеритов не прекращалось после 90 дней культивирования, при этом суммарное значение Δ увеличилось в десятки раз (рисунок 1). Биокомпозиты увеличивались в объеме как за счет нарастания количества клеток, так и за счет вовлечения новых микро частиц порошка ОМ (гейзерита) и шаровых нано частиц SiO_2 в такую структуру. Показанное поведение изучаемой системы немаловажно, поскольку одиночные клетки дифференцируются плохо, а в ряде случаев спектр дифференцировки расширяется при возрастании общего объема клеточной системы. Можно полагать, что наблюдаемая пористость обеспечивала возможность значительного увеличения клеточной массы.

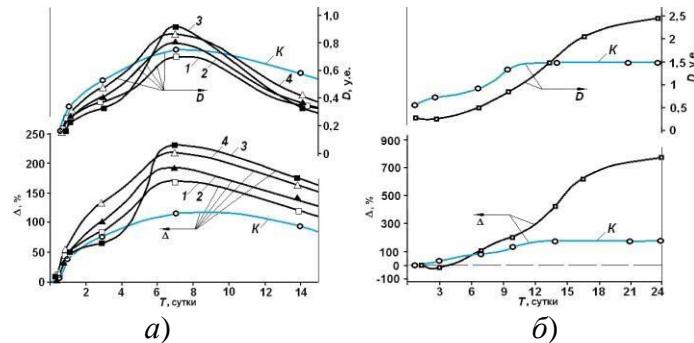


Рисунок 1 - Зависимости оптической плотности (D) раствора формазана и прироста пуль (Δ) при культивировании ФЧ на полистирене (контроль – K) и частицах порошков от продолжительности культивирования (T) биокомпозитов, содержащих: а) ОМ (серии 1–4); б) гейзерит

Исследование биосовместимости микро частиц порошка ОМ в экспериментах “in vivo” было проведено для образцов 3-ей и 4-ой серии порошков. Установлено, что на ранних сроках наблюдения (1 и 2 недели после подкожной имплантации мышам микро частиц порошка ОМ 3-ей серии) развивались микропризнаки воспалительной реакции в имплантате. В указанном случае наблюдалась массивная лейкоцитарная инфильтрация практически во всех полях зрения вокруг микро частиц порошка ОМ и наличие единичных макрофагов. Через месяц после операции, вокруг имплантата отмечалось формирование многослойной соединительнотканной капсулы с выраженным рисунком неоангиогенеза (обширной капиллярной сетью по поверхности) и отсутствие клеточных элементов воспаления внутри нее. Микро частицы порошка 4-ой серии при подкожном введении вызывали первичную асептическую воспалительную реакцию как инородное тело с последующим затиханием и прекращением воспалительного процесса. Проявлялось специфическое биораспознавание как в “конструкционных требованиях” к составу, размерам и плотности микро частиц порошка, используемых при формировании указанных структур, так и в виде особенностей биологического взаимодействия живого организма с неорганической составляющей.

Следует учитывать, что процессы упорядочения и фазовых превращений, протекающие в биологических системах, существенно отличаются от аналогичных для твердотельных структур отсутствием процессов кристаллизации. Подобное строение не дает рассмотренным биокомпозитам преобразовываться в решетки кристаллического типа, характеризующиеся небольшим набором целочисленных осей (элементов симметрии). Сказанное относится к особенностям строения материальных носителей генома, присутствующих в клетках. Что касается сложных системnano- и микроразмеров, можно полагать, что подобные структуры должны относится к фрактальным, поскольку в них происходят процессы самоорганизации, инвариантные относительно группы масштабных преобразований. Существенно, что фрактальные системы не только нелинейны, но и, в отличие от твердотельных систем, связаны не только с топологическими характеристиками, сколько с метрикой или, проще говоря, со способом построения системы, так что сама фрактальность структуры и характеризующая ее размерность являются основными свойствами такой системы. Как результат, наблюдается несколько эффектов, из которых наиболее значимыми будут нижеперечисленные.

Во-первых, определяющая роль (в поведении и свойствах отдельных подсистем, например, в развитии специализации) типа локальной упорядоченности, а во вторых, недавно обнаруженное (ранее известное для сложных колебательных систем) свойство сложных стохастических систем с неоднородностями (фрактальностью) определенного типа – резонансное возрастание чувствительности к подпороговым периодическим воздействиям.

Порождаемая фрактальным развитием системы пористость изучаемых клеточных структур обеспечивает поступление питательных веществ ко всем локальным областям биомассы. Последнее, в свою очередь, позволяет предполагать, что подобный тип роста сопровождается появлением возможностей для полидифференцирования клеточной системы благодаря наличию “разделенных областей”, что, по-видимому, является необходимым условием развития сложных органов и организмов. Изученная в настоящей работе сложная биоминеральная структура проявляет некоторые общие закономерности для различных типов упорядочения подобных систем, что может составлять задачу дальнейших исследований.

Заключение. Способ формирования биокомпозитов, в перспективе, должен обеспечивать замещение структурных дефектов, возникающих при оперативных вмешательствах. Объемная структура двухфазной системы “ОМ (гейзерит) – культура клеток” устойчива, так как твердая фаза (микрочастицы порошка) армирует “мягкую” биологическую массу, создавая возможность объемного формирования биокомпозита. Работа предполагает продолжения в части практической медицины, так как остаются нерешенными ряд вопросов, например, роль структурной нано- и микропористости ОМ и гейзеритов в процессе формирования и выживаемости биокомпозитов. Ранее установлено, что без учета биоспецифического распознавания, характерного для стволовых клеток, невозможно создание биоматериалов – матриксов для искусственных биоорганов. По указанной причине, особенность получения биоматериалов с требуемыми функциональными характеристиками, нередко уникальными, заключается в моделировании свойств, определяющих совместимость минеральных и клеточных материалов.

Работа выполнена при поддержке РФФИ (проект 18-29-02076 мк).

Библиографический список

1. Urusov V.S., Samoilovich M.I., Sergeeva N.S., Belyanin A.F., Shvanskaya L.V., Sviridova I.K., Kirsanova V.A., Bychkov A.Y., Achmedova S.A., Kleshcheva S.M. Formation of biocomposites based on natural geyserites and synthetic opals // Doklady Biological Sciences. 2008. V. 423. № 1. P. 473–477.

2. Белянин А.Ф., Багдасарян А.С., Гуляев Ю.В., Сергеева Н.С., Багдасарян С.А., Павлюкова Е.Р. Биосовместимые наноматериалы на основе опаловых матриц // Журнал радиоэлектроники [электронный журнал]. 2019. № 5. Режим доступа: <http://jre.cplire.ru/jre/may19/3/text.pdf> DOI 10.30898/1684-1719.2019.5.3

3. Белянин А.Ф., Багдасарян А.С., Сергеева Н.С., Багдасарян С.А., Павлюкова Е.Р. Изучение строения биосовместимых наноматериалов на основе диоксида кремния. Журнал радиоэлектроники [электронный журнал]. 2020. №4. Режим доступа <http://jre.cplire.ru/jre/apr20/14/text.pdf> DOI 10.30898/1684-1719.2020.4.14A

4. Самойлович М.И., Белянин А.Ф., Багдасарян А.С., Бовтун В. Строение и диэлектрические свойства нанокомпозитов: опаловые матрицы – оксиды титана и титанаты редкоземельных элементов // Тонкие химические технологии. 2016. Т. 11. № 2. С. 66–73.

BIOCOMPATIBLE NANOMATERIALS-FRAME CARRIERS OF CELLULAR STRUCTURES

^{1,2} Belyanin A. F., ^{2,3} Bagdasaryan A. S., ⁴Sergeeva N. S., ²Bagdasaryan S. A., ³Pavlyukova E. R.

¹Central research Institute of technology "Technomash", Moscow,

²Scientific production enterprise "technologies of radio frequency identification and communication", Moscow,

³ Kotelnikov Institute of radio engineering and electronics, Russian Academy of Sciences, Moscow,

⁴Moscow research Institute of Oncology named after P. A. Herzen, Moscow

Annotation. The possibility of forming and using biocompatible opal matrices and geyserite for full or partial replacement of structural and functional defects of certain organs is investigated.

Keywords: opal matrices, geyserite, biocomposite materials.



ИССЛЕДОВАНИЕ ДИНАМИКИ ТЕМПЕРАТУРНЫХ ПРОЦЕССОВ НА ПОВЕРХНОСТИ КОСТНЫХ ФРАГМЕНТОВ ПОСЛЕ ИХ ГИДРОДИНАМИЧЕСКОГО РАЗДЕЛЕНИЯ

¹Шутеев С.А., ^{1,2}Розанов В.В., ²Матвейчук И.В.

¹Московский государственный университет им. М.В. Ломоносова, г. Москва, shuteev@phys.msu.ru

²ФГБНУ «Всероссийский научно-исследовательский институт лекарственных и ароматических растений», г. Москва

Ключевые слова: костная ткань, математическая модель тепловых процессов, гидродинамический разрез

Аннотация. Проведен анализ существующих моделей механических и теплофизических свойств костной ткани, позволивший обосновать выбор программного комплекса, адекватного задачам настоящего

исследования. Предложена математическая модель тепловых процессов в костной ткани во время и после гидродинамического разреза. Расчеты температурного поля пластины с характерными параметрами режущего потока и костной ткани показали хорошее соответствие с результатами экспериментальных работ по гидродинамическому разрезанию костной ткани.

Технология гидроабразивной резки известна достаточно давно, однако профессиональное гидроабразивное оборудование появилось сравнительно недавно и все больше используется в различных областях промышленности, связанных с обработкой материалов, несмотря на относительную высокую стоимость оборудования, что связано с наличием явных преимуществ относительно традиционных методов резки [1]. Это и возможность обрабатывать мягкие, твердые и хрупкие материалы практически без изменения их физико-механических характеристик, и слабое тепловое воздействие, и возможность обрабатывать сложные профили и контуры, и низкая степень шероховатости финишной поверхности. По этим причинам гидродинамическая резка биологических тканей является весьма привлекательной и перспективной.

Гидродинамическая хирургия – эффективная и перспективная методика разделения биологических тканей как *in vitro*, так и *in vivo* получила свое развитие после пионерских работ, выполненных сорок лет назад отечественным офтальмологом Н.Э.Темировым [2] и затем абдоминальными хирургами американцами Д.Папахристоу и Р.Бартерсом [3]. Методика доказала свою применимость, в первую очередь, в таких областях, как хирургия печени, офтальмология, гнойная и нейрохирургия, пластическая хирургия, оториноларингология и др. [4]. В дальнейшем удалось распространить возможности гидродинамической резки и на твердые биологические ткани. При этом многочисленные исследования надежно продемонстрировали не только возможность эффективной резки такого твердого композитного материала, как костная ткань, но и весьма щадящий характер режущего воздействия высокоэнергетической струи на кость. Было показано, что специальным образом организованная жидкостная струя способна разрезать костный фрагмент таким образом, что на поверхности реза не формируется сколов и трещин (даже на микроуровне), которые характерны для любых других способов механического разделения кости. Это подтверждено и результатами гистологических исследований [5]. При этом следует особо подчеркнуть, что состояние поверхности костного имплантата, который будет изготовлен из данного костного фрагмента, может играть определяющую роль в эффективности его дальнейшего клинического использования в качестве костно-пластика материала при проведении восстановительных операций [6].

Однако наряду с этим не менее важным является тот факт, что в отличие от большинства других методик резки твердых материалов струйная резка не сопровождается гипертермией (не говоря уже о таких методиках, как лазерная и плазменная резка). Результаты проведенных экспериментов [7] подтверждают это утверждение. Вместе с тем такие исследования имеют и свое самостоятельное как фундаментальное, так и прикладное значение. Они, в частности, позволяют выработать практические рекомендации по оптимизации технологических режимов гидродинамической обработки костных фрагментов различного вида с учётом возрастного фактора, реального физико-химического состояния и композиционного состава. Это имеет большое значение для разработки специализированного гидроструйного оборудования для банков тканей, поскольку именно эта гидродинамическая технология наиболее перспективна для изготовления костных имплантатов. С другой стороны, не менее важны и собственно научно-исследовательские аспекты, связанные с получением новых знаний о кости – ее механических характеристиках при различных состояниях и условиях.

Существенную роль в этом процессе играет развитие модельных подходов к изучению исследуемых параметров и характеристик. При этом именно экспериментальные данные, полученные при непосредственном изучении механических характеристик и динамики температурных полей, необходимы для верификации моделей, описывающих физические характеристики костной ткани, поскольку моделирование костной ткани связано с использованием закономерностей как механического поведения модельных образцов костных тканей, так и теплофизических свойств с учетом морфологических особенностей и состава при разработке индивидуальных имплантатов, совместимых с костной тканью или изготавляемых из костной ткани.

Решение вопросов, связанных с оптимизацией процессов гидродинамического разделения костной ткани, требует развития новых подходов, опирающихся на разработку новых теплофизических моделей костной ткани. Кроме гидродинамической инцизии данная задача возникает в лазерной медицине и электрохирургии, в которых требуются оценки степени термического воздействия на биоматериал.

Построение математической модели тепловых процессов в костной ткани после высокоэнергетических воздействий позволит прогнозировать поведение динамических характеристик при различных параметрах как собственно костной ткани, так и процесса воздействия на нее высокоскоростной струей.

В сочетании с экспериментальными методами исследования динамики температурных процессов на поверхности костных фрагментов после гидродинамической резки такой подход в дальнейшем позволит делать адекватные оценки теплофизических процессов по результатам модельных расчетов. При этом большой интерес представляют упрощенные модели с использованием уравнения теплопроводности для получения различных критериев.

В настоящей работе рассматривается оценочная формула, полученная при предположениях, что костная ткань представляет собой пластину с постоянной температуропроводностью. В этом случае можно получить уравнение для распределения температуры $T(x,y,z,t)$ в пластине (ось Z направлена по толщине, ось X совпадает с направлением реза) в процессе гидродинамической резки со скоростью v методом наложения мгновенных точечных источников. В результате преобразований получена формула:

Здесь q – мощность источника (струя с температурой T_c и скоростью V_c), c – коэффициент объемной теплопроводности костной ткани, v – скорость перемещения источника (струи) вдоль оси OX , a – коэффициент температуропроводности костной ткани.

Расчеты температурного поля пластины с типичными параметрами режущей струи [7] и костной ткани [8] показали хорошее согласие с результатами экспериментальных работ по гидродинамической инцизии костной ткани [7].

Библиографический список

1. Тихомиров Р.А., Бабакин В.Ф., Петухов Е.Н., Стариakov И.Д., Ковалев В.А. Гидрорезание судостроительных материалов . Л.: Судостроение. 1987. С. 164.
2. Темиров Н.Э. Гидротомия в глазной микрохирургии // Офтальмологический журнал. 1980. №7. С. 437-439.
3. DimitriosN. PapachristouandRichardBarters. Resectionoftheliverwithawaterjet //Br. J. Surg. 1982. V. 69. P. 93-94.
4. Розанов В.В., КудряшовЮ.И., Сысоев Н.Н., СальниковС.К. Гидрорезаниебиологическихканей. М.: Изд-воНЭВЦФИПТ. 1999. 178 с.
5. Розанов В.В., Денисов-Никольский Ю.И., Матвейчук И.В., Ложкин О.В., Эйхенвальд Э.В., Осипенкова Т.К., Омельяненко Н.П., Северин А.Е. Гидродинамические технологии в биологии и медицине // Технологии Живых Систем. 2005. Т.2. №4-5. С.28.
6. Лекишвили М.В., Склянчук Е.Д., Акатов В.С. Костнопластические остеоиндуктивные материалы в травматологии и ортопедии // Гений ортопедии. 2015. №4. С. 61-67.
7. Розанов В.В., Матвейчук И.В., Шутеев С.А. Исследование температурных полей на поверхности нативной костной ткани после гидродинамической инцизии // Медицинская техника. 2017. №3. С.18-20.
8. Giering K., Lamprecht I., Minet O. andHandke A. Determination of the specific heat capacity of healthy and tumorous human tissue// ThermochimicaActa. 1995. V.251. P. 199-205.

STUDY OF THE DYNAMICS OF TEMPERATURE PROCESSES ON THE SURFACE OF BONE FRAGMENTS AFTER THEIR HYDRODYNAMIC SEPARATION

¹Shuteev S. A., ^{1,2}Rozanov V. V., ²Matveychuk I. V.

¹Moscow state University named after M. V. Lomonosov, Moscow, shuteev@phys.msu.ru,

²FGBNU «all-Russian research Institute of medicinal and aromatic plants», Moscow

Keywords: bone tissue, mathematical model of thermal processes, hydrodynamic section

Annotation. The analysis of existing models of mechanical and thermophysical properties of bone tissue was carried out, which allowed us to justify the choice of a software package that is adequate to the tasks of this study. A mathematical model of thermal processes in bone tissue during and after hydrodynamic incision is proposed. Calculations of the temperature field of the plate with the characteristic parameters of the cutting flow and bone tissue showed a good correspondence with the results of experimental work on hydrodynamic cutting of bone tissue.

СОВРЕМЕННЫЕ БИОМЕХАНИЧЕСКИЕ ПОДХОДЫ К ПОВЫШЕНИЮ ЭФФЕКТИВНОСТИ ДИАГНОСТИКИ И ЛЕЧЕНИЯ ОПОРНО-ДВИГАТЕЛЬНОГО АППАРАТА

¹Матвейчук И.В., ^{1,2}Розанов В.В., ²Шутеев С.А.

¹ФГБНУ «Всероссийский научно-исследовательский институт лекарственных и ароматических растений», г. Москва,

²Московский государственный университет им. М.В. Ломоносова, г. Москва, vrozanov@mail.ru

Ключевые слова: опорно-двигательный аппарат, биологические ткани, биомеханические тесты, костная система

Аннотация. В статье представлены сведения о современных биомеханических подходах к повышению эффективности диагностики и лечения опорно-двигательного аппарата на основе анализа результатов собственных научно-практических разработок авторов и исследований других авторов в области инженерной и медицинской биомеханики. Показана важная роль биомеханических исследований в анализе прочностных и деформационных характеристик различных биологических тканей (кости, мышцы, сосуды, сухожилия, связки, нервы, волосы и др.), отмечены их заменители, созданные на основе природных аналогов. Информация, полученная в ходе биомеханических испытаний, является информативной, что позволяет использовать ее для

объективной оценки реального состояния исследуемых тканей, выявления закономерностей изменений под влиянием различных факторов физико-химической природы и реакций на патологические процессы.

Перечислены основные направления дальнейших исследований в области биоимплантологии с использованием биомеханического метода определения закономерностей структурно-функциональных изменений костной ткани с учетом ее состава, элементного состава, биологических факторов, ее реакции на различные физико-химические воздействия при механической обработке и стерилизации. Обращается внимание на важность учета достижений биоэлементологии, которые могут быть использованы для решения практических вопросов, связанных с предварительной оценкой донорского материала, установлением физиологического статуса пациента, персонализированным подбором имплантатов для оперативных вмешательств с целью оптимизации репаративного остеогенеза, установлением корреляций с результатами биомеханических тестов с учетом реального состояния костной ткани.

Несмотря на положительные результаты, достигнутые в разработке высокотехнологичных методов комбинированной стерилизации костных имплантатов, в изучении реакции биологических тканей на различные физико-химические воздействия - обработку озона-кислородной смесью, облучение и другие факторы, эта проблема все еще далека от оптимального решения, что указывает на необходимость дальнейших исследований по расширению известных представлений о преимуществах и недостатках комбинированных методов стерилизации.

Недостаточное внимание к биомеханическим исследованиям существенно ограничивает возможность использования этих результатов в качестве объективного критерия оценки морфофункциональной специфики костной системы, ее адаптационного и компенсаторного потенциала, а также подтверждает необходимость дальнейшего совершенствования с учетом высоких требований современной науки и практической медицины, расширения технических возможностей и развития методической базы.

Значительные успехи, достигнутые в области медицинской, спортивной и инженерной биомеханики последних десятилетий определили не только вектор её дальнейшего развития, но и внесли достойный вклад в смежные области науки, позволивший создать базу для возникновения и успешного развития новых направлений, в частности, биоматериаловедения [1,2]. Особый интерес для совершенствования методов диагностики, эффективного лечения опорно-двигательного аппарата, решения различных задач биоимплантологии представляет инженерная биомеханика, базирующаяся на классических законах сопротивления материалов, механики полимеров, биофизики.

Биомеханические исследования применимы для всестороннего анализа прочностных и деформационных характеристик различных биологических тканей (костная, мышечная, сосуды, сухожилия, связки, нервы, волосы и др.), их заменителей, созданных на основе природных аналогов. Сведения, полученные в ходе проведения биомеханических испытаний, информативны, что позволяет использовать их для объективной оценки реального состояния исследуемых тканей, выяснения закономерностей изменений при действии различных факторов физико-химической природы и реакции на патологические процессы.

Всесторонний анализ результатов многочисленных исследований костной ткани, выполненных авторами, а также другими исследователями [3-5], позволяет сделать вывод о том, что данные биомеханического анализа дают возможность существенно расширить имеющиеся в остеологии представления о структурно-функциональных взаимосвязях этого природного полимерного композитного материала [2,6,7]. Сделанные выводы послужили основой для разработки концептуальной модели костной ткани [8], согласно которой она, как материал, рассматривается в качестве многокомпонентной анизотропной гетерогенной среды, имеющей объемную, ориентированную систему внутрикостных пространств. Такая среда способна реагировать на стрессоры биомеханической и физико-химической природы. Возникающие при этом изменения структуры, композитности подчиняются коррелирующим с механическими характеристиками закономерностям, которые могут быть учтены в условиях эксперимента и патологии.

В настоящее время имеются многочисленные сведения, свидетельствующие о необходимости учёта при выполнении биомеханических исследований многочисленных факторов методического и биологического характера, влияющих на количественные показатели [8]. Это требование носит не рекомендательный, а обязательный характер ввиду отсутствия общепринятых стандартных условий изготовления экспериментальных образцов, подготовки и проведения биомеханических испытаний, анализа полученных результатов. Выполнение указанных условий позволит осуществлять корректное сравнение механических характеристик, полученных в исследованиях различных авторов, установить пределы изменения изучаемых параметров костной ткани, близкие к её реальному состоянию, что обеспечит разработку научно-обоснованных требований к определению диагностических критериев и рекомендаций к совершенствованию диагностических приборов и методик.

Одним из важных аспектов, который необходимо учитывать при проведении биомеханических исследований, а также конструктивно-восстановительных мероприятий, является выбор способа резания кости, подготовки костного ложа в зоне оперативных вмешательств. Анализ состояния поверхностного слоя костных имплантатов и факторов, его определяющих, является основой для совершенствования технологий изготовления костных имплантатов с целью использования их в практике банков тканей, для изготовления костных образцов при решении ряда задач биоимплантологии и биоматериаловедения. Исследования в этом направлении немногочисленны, хотя на их актуальность и необходимость углубленного научного поиска акцентируют внимание ряд отечественных [9,10] и зарубежных авторов [11].

Для разделения костей человека, домашних и лабораторных животных на фрагменты заданных размеров и формы авторами разработаны и экспериментально апробированы инновационные технологии физико-механического резания с использованием полых цилиндрических, дисковых отрезных фрез [8], гидродинамической инцизии [12]. Результаты экспериментальной апробации указанных разработок с применением критериев оценки моррофункционального состояния поверхностей костных имплантатов [10], с учётом научно-методических основ объективной регистрации состояния поверхностей биологических объектов с использованием инновационных методов исследований, свидетельствуют о сохранении исходной структуры и физико-механических свойств образцов костной ткани. Сведения о структурно-функциональном состоянии поверхностного слоя представляют интерес при проведении контроля костных образцов после различных видов физико-химической обработки, имеющих место при изготовлении имплантатов (деминерализация, деорганификация, лиофилизация, стерилизация и др.). В этой связи основные принципы, положенные в основу разработанных методик изготовления и анализа состояния поверхности костных образцов, могут быть применимы в исследованиях с учётом их реального физико-химического состояния.

Одной из приоритетных задач, связанных с изучением состояния поверхностного слоя костных фрагментов, полученных в результате физико-механического разделения кости, является изучение теплофизических свойств костной ткани, регистрация температурных полей в зоне резания [13,14]. Такая информация необходима, в первую очередь, для разработки эффективных способов охлаждения и исключения структурно-функциональных изменений при механической обработке кости. Локальный нагрев костного вещества приводит к его дегидратации, повышению показателя микротвёрдости [8], характеризующего упруго-пластические свойства костной ткани в микрообъёме. При значительных температурах, возникающих в зоне механической обработки, могут происходить необратимые, обусловленные термическим воздействием, морфомеханические изменения костного вещества. Результатом локальной дегидратации может стать появление продольных трещин в костных образцах при их последующем увлажнении, что ранее установлено при анализе механического поведения лиофилизированных и регидратированных образцов [8].

В качестве одного из перспективных, современных биомеханических подходов к решению многочисленных проблем биомеханики, созданию эффективных здоровьесберегающих технологий следует выделить практическое использование научного открытия «Явление возникновения собственных напряжений в костях человека и животных» (1970, № 181). В.И. Лошилов с соавт. установил существование в костных тканях человека и животных уникального явления - наличия сложных полей собственных напряжений первого рода, уравновешиваемых в макрообъёмах [15]. Их величина может быть различной – от 10 до 25 МПа и зависит от отдела скелета, возраста организма. Это важное для биомеханики открытие, расширившее представления о несущей способности костей скелета как элементов биомеханической системы [16], подвергаемых воздействию не только внешних сил, но и собственных напряжений, следует учитывать при выполнении реконструктивных операций, лечении костных переломов. Особое внимание необходимо уделять этому явлению при разработке режущего инструмента, в частности, полых свёрл (фрез), в которых важно предусмотреть конструктивные особенности, учитывающие деформирование кости под влиянием собственных напряжений. По мнению авторов открытия с учетом полей собственных напряжений возможно прогнозирование формирования костной ткани.

Заслуживает внимания инновационная методика комплексного, многофакторного биомеханического анализа костной ткани, позволяющая изучать её дифференциальные (в микрообъёмах) и интегральные (в макрообъёмах) характеристики [8]. Для её практической реализации используются стандартные образцы цилиндрической формы, полученные с использованием полых фрез. Соотношение диаметра и высоты образцов устанавливается в зависимости от толщины взятых для исследования костей, а сравнительный анализ результатов испытаний осуществляется с учётом экспериментально полученных масштабных коэффициентов. Такие образцы служат для оценки плотности костной ткани, определения прочности при испытании на сжатие, микротвёрдости, применимы для морфологических и фрактографических исследований, изучения композиционного и элементного состава. Достоинством методики является возможность использования её при наличии ограниченного количества биологической ткани. В таких случаях применимы установленные опытным путём корреляции между механическими показателями. Экспериментальная апробация предложенной методики позволила получить новые данные о структурно-функциональной адаптации костной ткани как композита с учетом видовых, возрастных и функциональных особенностей, подтвердила возможность её применения при выборе донорского материала, на этапах хранения костных фрагментов, изготовления и всесторонней экспертизы биомеханических имплантатов, включая их стерилизацию.

Значительным прогрессом в практике научных исследований в области инженерной биомеханики является создание приборов нового поколения, позволяющих осуществлять структурно-функциональный, элементный анализ вещества в нанообъёмах. Это существенно расширит возможности дальнейшего совершенствования методов диагностики, разработки современного оборудования и приборов для этих целей.

Успешное развитие в последние десятилетия биоэлементологии [17] привлекает интерес к данному направлению специалистов различных областей медицины. Результаты исследования таких биосубстратов, как волосы, ногти, костная ткань и др. могут служить важной информацией для решения практических вопросов, связанных с предварительной оценкой донорского материала, оптимизацией репаративного остеогенеза. В этой связи заслуживают внимания исследования элементного состава стержней волос в норме и при различных патологических состояниях с установлением корреляционных связей с состоянием костной ткани и

результатами биомеханических испытаний. Такие данные представляют интерес для опосредованного контроля при выборе донорского материала, установлении физиологического статуса пациента и (при необходимости) персонифицированного подбора имплантатов при оперативных вмешательствах.

Проблема повышения качества имплантатов не утратила своей актуальности и в настоящее время, что подтверждается многочисленными исследованиями [3,7,18-21], связанными с разработкой морфологических и физико-механических критериев выбора костных фрагментов для изготовления имплантатов, комплексным анализом костной ткани как объекта биотехнологических исследований и разработок, с созданием новых имплантационных материалов на основе природных аналогов, совершенствованием методов их изучения, включая биомеханические подходы. Важное место в этих разработках занимает создание моделей для доклинических исследований [22], при использовании которых уточняются и корректируются различные аспекты, относящиеся к создаваемым технологиям получения и практического использования имплантатов. При решении рассматриваемой проблемы особое внимание уделяется созданию эффективных инновационных технологий стерилизации, оценке их влияния на структурно-функциональные особенности имплантатов с обеспечением их высокого остеоиндуктивного потенциала [23]. Эффективным решением этой задачи является применение комбинированных технологий, результаты экспериментальной апробации которых свидетельствуют об их перспективности и необходимости дальнейшего совершенствования для достижения оптимизации данного процесса. Инновационным направлением научных разработок, способствующим повышению эффективности лечения опорно-двигательного аппарата, является создание лекарственных препаратов с использованием костного имплантата в качестве носителя лекарственных средств для адресной их доставки в зону оперативного вмешательства. Благодаря разработанным технологиям контролируемого (с использованием химических, гистоморфометрических и биомеханических методов) [8] изменения композиционного состава существует возможность создания имплантатов, способных выдерживать определённую механическую нагрузку в зависимости от целей их применения.

Оценивая важную роль биомеханических исследований для решения задач биоимплантологии, необходимо отметить значение получаемых при их выполнении результатов для дальнейшего развития диагностических методик, появления новых методов структурно-функционального анализа, в частности, акустической микроскопии. Её применение позволяет получать объективные сравнительные данные о закономерностях изменения структуры, механических свойств костной ткани в норме с учётом биологических факторов, а также в условиях эксперимента и патологии при нарушении ее композиционного состава, обусловленного деминерализацией, деорганификацией, дегидратацией [24] и другими процессами и факторами.

Трудно переоценить значение биомеханических исследований для структурно-функционального анализа. Этот вывод совпадает с точкой зрения известного патолога-анатома А.В.Русакова о том, что тонкие изменения структуры могут быть выявлены в результате проведения механических испытаний [25].

Вместе с тем, представленные выше данные свидетельствуют о том, что, несмотря на имеющуюся в литературе информацию об исследованиях в области функциональной морфологии костной системы, отдельные актуальные проблемы еще не стали предметом детального структурно-биомеханического анализа. Это обстоятельство существенно ограничивает возможность использования результатов биомеханических исследований в качестве объективного критерия оценки морфофункциональной специфики костной системы, ее адаптационного и компенсаторного потенциала и подтверждает необходимость дальнейшего их совершенствования с учетом высоких требований современной науки и практической медицины, расширением технических возможностей и развитием методической базы.

Библиографический список

1. Матвейчук И.В., Розанов В.В., Денисов-Никольский Ю.И. и др. Современные подходы к решению проблем биоматериаловедения с использованием высоких технологий // Медико-технические технологии на страже здоровья. Медтех-2003 / Тез. V научно-техн. конф. Шарм-Эль-Шейх (Египет). 4-11.10.2003 г. С.79.
2. Денисов-Никольский Ю.И., Матвейчук И.В., Розанов В.В. Инновационные подходы к структурно-функциональному анализу костной ткани для решения фундаментальных и прикладных задач в биоимплантологии и биоматериаловедении // Вопросы биологической, медицинской и фармацевтической химии. 2012. №1. С.223-228.
3. Кирилова И.А., Подорожная В.Т., Легостаева Е.В. и др. Костно-пластические биоматериалы и их физико-механические свойства // Хирургия позвоночника. 2010. №1. С.81-87.
4. Пинчук П.В., Левандровская И.А. Прочностные свойства биологических тканей: современное состояние вопроса // Судебно-медицинская экспертиза. 2017. Т. 60.№ 5. С. 49-52.
5. Ромакина Н.А., Федонников А.С., Киреев С.И. и др. Использование методов биомеханики в оценке состояния и коррекции патологии опорно-двигательной системы (обзор) // Саратовский научно-медицинский журнал. 2015.Т.11. №3. С.310–316.
6. Матвейчук И.В., Денисов-Никольский Ю.И., Розанов В.В. Современные подходы к структурно-функциональному анализу костной ткани с применением инновационных технологий // Морфология.2010.№4.С.67.

7. Матвейчук И.В., Розанов В.В., Денисов-Никольский Ю.И. Сравнительная структурно-функциональная характеристика костных алло- и ксеноимплантатов // Технологии живых систем.2013.Т.10.№8.С.25-30.
8. Матвейчук И.В. Структурно-функциональная адаптация костной ткани как композита с учетом видовых, возрастных и функциональных особенностей.Дисс. ... д.б.н. М.1998.285с.
9. Матвейчук И.В., Розанов В.В., Краснов С.А.Анализ роли качества образованных костных поверхностей в решении задач биоимплантологии и биоматериаловедения // В сб.: Научно-техн. конф. «Медико-технические технологии на страже здоровья», 22 – 29.09.2019 г. Москва, МГТУ им. Н.Э. Баумана. М. 2019: НИИ радиоэлектроники и лазерной техники МГТУ им. Н.Э. Баумана. С.73-75.
10. Денисов-Никольский Ю.И., Матвейчук И.В., Розанов В.В. и др. Критерии оценки состояния поверхностей костных имплантатов // Актуальные вопросы тканевой и клеточной трансплантологии / Матер. IV Всерос. симп. с междунар. участ. СПб. 21-24.04.2010 г.С.63-64.
11. Кури Ф., Ханзер Т., Кури Ч. Регенеративные методы в имплантологии.2013.СПб.: ООО. «Издательство Азбука». 2013. 514 с.
12. Розанов В.В., Денисов-Никольский Ю.И., Матвейчук И.В. и др. Гидродинамические технологии в биологии и медицине // Технологии живых систем.2005.Т.2.№4-5.С.28-40.
13. Розанов В.В., Матвейчук И.В., Шутеев С.А. Исследование температурных полей на поверхности нативной костной ткани после гидродинамической инцизии // Медицинская техника.2017.Т.303. № 3. С.18-20.
14. Rozanov V.V., Matveychuk I.V., Shuteev S.A. Temperature fields on the surface of native bone tissue after waterjet incision // Biomedical Engineering (Springer New York).2017.V.51.№ 3.P.175-177.
15. Лощилов В.И. Внутренние собственные напряжения в трубчатых костях животных //Ортопед.,травмат. и протезирование.1971.№8.С.63-68.
16. Матвейчук И.В., Денисов-Никольский Ю.И., Слесаренко Н.А. Особенности построения костей как элементов биомеханической системы // Морфология.1998.Т.113.№3.С.78.
17. Матвейчук И.В., Розанов В.В., Скальный А.В. и др. Вклад биоэлементологии в здоровьесберегающие технологии // Медико-технические технологии на страже здоровья «Медтех-2013», Португалия (о.Мадейра), 20-27.09. 2013г. / Матер. XV научно-техн. конф.М.2013.С.108-110.
18. Матвейчук И.В., Розанов В.В., Литвинов Ю.Ю.Изучение биофизических свойств костной ткани для медико-биологических приложений // Альманах клинической медицины. 2016. Т. 44. № 2. С.193-202.
19. Розанов В.В., Матвейчук И.В., Денисов-Никольский Ю.И. и др. Костная ткань как объект биотехнологических исследований и разработок // Технологии живых систем.2016. Т.12. № 1.С.25-35.
20. Матвейчук И.В. Биомеханические подходы к изучению морфофункциональных особенностей кости с целью создания ее синтетического аналога//В кн.: Биомедицинские технологии / Сб. научн. тр. НПО «Биомедицинские технологии».М.1996.Вып.5.С.15-22.
21. Матвейчук И.В., Розанов В.В., Денисов-Никольский Ю.И. Морфологические и физико-механические критерии выбора костных фрагментов для изготовления имплантатов // Актуальные вопросы тканевой и клеточной трансплантологии / Матер. V Всеросс. симп. с междунар. участием, г.Уфа,17-18.05.2012 г.С.78-79.
22. Панин В.П., Матвейчук И.В., Розанов В.В. Анализ экспериментальных моделей для проведения доклинических испытаний костных имплантатов // VII Научная конф. ФГБНУ ВИЛАР с междунар. участием «Современные тенденции развития технологий здоровьесбережения».М.,12-13.12.2019 г.
23. Розанов В.В., Матвейчук И.В., Черняев А.П. и др. Изменения морфомеханических характеристик костных имплантатов при радиационной стерилизации // Известия РАН. Серия физ.2019.Т.83.№10.С.1435–1440.
24. Денисова Л.А., Маев Р.Г., Матвейчук И.В. и др. Закономерности изменения акустических свойств костной ткани при нарушении ее композиционного состава // Биомедицинские технологии (репродукция тканей и биопротезирование) / Сб. научн. тр. НИЦ БМТ.М.2002.Вып.18. Часть I. Деминерализация. С.95-104. Часть II. Деорганификация. С.105-110. Часть III. Дегидратация С.111-115.
25. Русаков А.В. Патологическая анатомия болезней костной системы. М.: Медгиз. 1959. Т.5. 536 с.

MODERN BIOMECHANICAL APPROACHES TO IMPROVING THE EFFECTIVENESS OF DIAGNOSTICS AND TREATMENT OF THE MUSCULOSKELETAL SYSTEM

¹Matveychuk I.V., ^{1,2}Rozanov V.V. ²Shuteev S. A.

¹All-Russian Scientific Research Institute of Medicinal and Aromatic Plants, Moscow,

²Lomonosov Moscow State University, Moscow, vrozanov@mail.ru

Keywords: musculoskeletal system, biological tissues, biomechanical tests, bone system

Annotation. The article presents information about modern biomechanical approaches to improving the effectiveness of diagnostics and treatment of the musculoskeletal system based on the analysis of the results of the authors ' own scientific and practical developments and research by other authors in the field of engineering and medical biomechanics. The important role of biomechanical research in the analysis of strength and deformation

characteristics of various biological tissues (bones, muscles, vessels, tendons, ligaments, nerves, hair, etc.) is shown, and their substitutes created on the basis of natural analogues are noted. The information obtained in the course of biomechanical tests is informative, which allows us to use it for an objective assessment of the real state of the tissues under study, to identify patterns of changes under the influence of various factors of physical and chemical nature and reactions to pathological processes.

The main directions of further research in the field of bioimplantology using the biomechanical method of determining the regularities of structural and functional changes in bone tissue, taking into account its composition, elemental composition, biological factors, its reaction to various physical and chemical effects during mechanical processing and sterilization are listed. Attention is drawn to the importance of taking into account the achievements of bioelementology, which can be used to solve practical issues related to the preliminary assessment of donor material, establishing the physiological status of the patient, personalized selection of implants for surgical interventions to optimize reparative osteogenesis, establishing correlations with the results of biomechanical tests taking into account the real state of bone tissue.

Despite the positive results achieved in the development of high-tech methods of combined sterilization of bone implants, in the study of the reaction of biological tissues to various physical and chemical effects - treatment with an ozone-oxygen mixture, irradiation and other factors, this problem is still far from an optimal solution, which indicates the need for further research to expand the known ideas about the advantages and disadvantages of combined methods of sterilization.

Insufficient attention to biomechanical research significantly limits the possibility of using these results as an objective criterion for evaluating the morphofunctional specificity of the bone system, its adaptive and compensatory potential, and also confirms the need for further improvement, taking into account the high requirements of modern science and practical medicine, expanding technical capabilities and developing the methodological base.



БИОМЕХАНИЧЕСКИЙ РОБОТИЗИРОВАННЫЙ ОРТОПЕДИЧЕСКИЙ АППАРАТ

¹Новиков В.И., ²Муравьев С.А., ¹Степура Д.С.

¹Общество с ограниченной ответственностью «Протезно-ортопедическое малое предприятие «ОРТЕЗ»,
г. Москва, novikov-ortez@yandex.ru

²Общество с ограниченной ответственностью «БИОНИЧЕСКИЕ ТЕХНОЛОГИИ», г. Москва,
info@techbionic.com

Ключевые слова: биомеханика, ортопедический аппарат, роботизированные аппараты

Аннотация. При ряде заболеваний, деформациях опорно-двигательного аппарата человека формируется дефицит мышечных сил, способных к локомоции, в частности, ходьбе. Устранять функциональные нарушения в относительно легкой или средней степени тяжести случаях, особенно если поражена одна из нижних конечностей с локализацией в области тазобедренного сустава, а также в сочетании с повреждением позвоночника, нецелесообразно применение экзоскелетов, как с медицинской, биомеханической точки зрения, так и с экономической. С помощью ортопедических приспособлений можно до некоторой степени компенсировать нарушенные функции. Но они не позволяют осуществлять, в той мере, в какой это необходимо, активную двигательную функцию, которая является основной для ходьбы и имеет ряд других существенных недостатков. Проведен анализ медицинских, биомеханических, технических аспектов, получены научные основы, предпосылки в виде схем, биотехнологических систем, а также проектные подходы. Разработан и изготовлен образец биомеханически обоснованного роботизированного ортопедического аппарата (РОА) с электроприводом, интегрированным в область тазобедренного сустава, и биоэлектрической системой управления, с оригинальными облегченными гнездами из композиционного материала, эластичными полимерными голеностопными суставами, функциональной схемой конструкции для инвалидов и пациентов с односторонним поражением нижних конечностей и частей тела. Полученные положительные результаты позволяют говорить об эффективности разработанного РОА и необходимости его подготовки и внедрения в практику ортезирования инвалидов и больных с травмами опорно-двигательного аппарата.

При ряде заболеваний, деформаций опорно-двигательной системы человека образуется дефицит мышечных сил, способных осуществлять локомоции, в частности, ходьбу. Наряду с медицинскими показателями нарушается ряд биомеханических характеристик, таких как масс-инерционные, упругие характеристики нижних конечностей, схема построения конечностей. Это происходит из-за изменения весовых параметров звеньев, изменения скоростей и ускорений перемещения звеньев, изменения тонуса мышц, наличия контрактур, патологических установок.

В особо тяжелых случаях в последние годы стали применяться дорогостоящие, сложные в эксплуатации медицинские экзоскелетоны. Но устранять функциональные нарушения в относительно легких или средней степени тяжести случаях, особенно если поражена одна из нижних конечностей, причем в сочетанности с поражением позвоночника, с помощью экзоскелетонов не предоставляется целесообразным, как с медицинской, биомеханической точек зрения, так и с экономической. При использовании экзоскелетонов не в достаточной

мере обеспечиваются кинематика ходьбы и схема построения, отсутствуют рациональные инерционные и упругие характеристики, нарушается стереотип ходьбы, отсутствует предотвращение вторичных деформаций, присутствует нерациональность нагрузки сегментов конечностей. Остаточные возможности опорно-двигательной системы больного не используются. Их принудительно заменяют механизмом и, тем самым приводят мышцы к атрофии. Конструкции медицинских экзоскелетонов - осредненные и не в должной мере индивидуализированные, они не приспособлены для ортопедической коррекции.

Восполнить в некоторой степени нарушенные функции опорно-двигательной системы у больного возможно с помощью ортопедических аппаратов. Но хотя ортопедические аппараты и спроектированы для нормализации кинематических параметров, предотвращения вторичных деформаций, осуществления разгрузки, фиксации в откорректированном с точки зрения ортопедии положении звеньев нижних конечностей и изготавливаются индивидуально для каждого пациента, они не позволяют восполнять в нужной мере активную двигательную функцию, являющуюся основной для осуществления ходьбы. Еще большие сложности возникают, когда одновременно поражены тазовые и нижнегрудные области туловища и когда аппараты изготавливаются совместно с корсетами. Наиболее часто недостаток мышечной активности сказывается на снижении движений, направленных на вынос нижней конечности за счет сгибания в тазобедренном суставе в первой половине фазы переноса и разгибания во второй половине фазы переноса, до касания пяткой в начале фазы переднего толчка пораженной конечностью. До настоящего времени оснащение ортопедических аппаратов механизмами активного локального воздействия на тазобедренное сочленение не осуществлялось.

В последние годы заметен рост интереса и практических результатов в использовании различных неинвазивных способов управления исполнительными механизмами в роботизированных устройствах обеспечения двигательных функций у человека. В основном это осуществляется за счет миотонических, элекромиографических (ЭМГ), электроэнцефалографических (ЭЭГ) сигналов. Следует отметить, что при ослабленных мышцах снятие миотонических сигналов весьма затруднено. Что касается ЭЭГ сигналов, то, как отмечено в [1], разработка интерфейсов мозг-компьютер для управления движениями нижних конечностей с помощью воображаемых движений ног сложна тем, что процедура анализа данных должна учитывать большое количество артефактов в записанных ЭЭГ-сигналах, вызванных электроникой исполнительных механизмов передвижения, интенсивными движениями тела и тонической мышечной активностью. После проведенного анализа нами определена целесообразность осуществления активного движения в тазобедренном сочленении за счет использования ЭМГ сигналов с не пораженных мышц нижней конечности или с другой ноги.

Однако роботизировать известные ортопедические аппараты не целесообразно, так как их конструкции имеют ряд существенных недостатков, отрицательно сказывающихся на биомеханике ходьбы. Они весьма тяжелы, в них недостаточно используются упругие элементы, не рациональны масс-инерционные характеристики, кинематика такова, что удлиняет конструкцию в фазу переноса и ряд других. Поэтому разработка биомеханического роботизированного ортопедического аппарата (БРО) нового типа на всю ногу с корсетом с обеспечением двигательных функций в тазобедренном сочленении является актуальной проблемой.

Проведен анализ медицинских, биомеханических, технических аспектов с использованием данных целого ряда работ, например [2,3], получены научные основы, предпосылки в виде биомеханических схем, биотехнических систем, в качестве подходов к проектированию.

Выявить оптимальные пути создания биомеханически обоснованного БРО возможно только при комплексном рассмотрении взаимосвязей характеристик живой ноги, имеющей определенную патологию и механической конструкции БРО, создающих единую биомеханическую систему.

Рассмотрим четыре биомеханические системы: «человек в норме», «человек с заболеваниями и деформациями нижних конечностей», «БРО», «человек с заболеваниями и деформациями нижних конечностей – БРО» («человек-БРО») и охарактеризуем их с точки зрения определенных критериев, единых для данных систем. Каждую из данных систем можно представить в виде биокинематической цепи, состоящей из отдельных звеньев, сочлененных между собой посредством суставов или шарниров. Движение системы осуществляется под действием моментов сил, действующих относительно сочленений. Локомоции системы должны быть антропоморфными. Антропоморфность при ходьбе можно охарактеризовать с помощью критериев, к которым отнесены расположение сочленений, количество степеней свободы, диапазоны движений и моменты сил, возникающие под действием внутренних сил. Рассмотрим подробнее эти критерии.

Расположение сочленений в звеньях биокинематической цепи охарактеризуем в декартовой системе координат (X, Y, Z) радиус-вектором r .

Степени свободы. Рассматривая степени свободы сочленений биомеханической системы, напишем следующее выражение:

$$W = W_{xz} + W_{xy} + W_{zy},$$

где: W – число степеней свободы системы;

W_{xz}, W_{xy}, W_{zy} - число степеней свободы в сагиттальной, горизонтальной, фронтальной плоскостях соответственно.

Диапазоны движений. Регулировка диапазонов движений происходит за счет действия сил трения, инерционных и упругих сил, а также за счет активных сил, т.е. со стороны остаточных силовых возможностей мышц, под действием привода, использующего внешний источник энергии. Поэтому при рассмотрении данного критерия биомеханической системы «человек-БРО» его целесообразно подразделять, выделив основные факторы. Запишем это в виде выражения:

$$\alpha_i = f(\alpha_{i\ mp}; \alpha_{i\ u}; \alpha_{i\ y}; \alpha_{i\ a}),$$

где: α_i - диапазон движений в i -м сочленении при ходьбе;

$\alpha_{i\ mp}$, $\alpha_{i\ u}$, $\alpha_{i\ y}$, $\alpha_{i\ a}$ - максимальный угол в i -м сочленении при условии действия сил трения, инерции, упругих сил, активных сил.

Причем справедливо будет следующее условие:

$$f \alpha_i = \min f(\alpha_{i\ mp}; \alpha_{i\ u}; \alpha_{i\ y}; \alpha_{i\ a}),$$

Моменты сил в сочленениях. Рассмотрим четвертый критерий представленной нами биомеханической системы, разложив его на слагаемые, характеризующие упругие и инерционные связи, силы трения и активные силы. Напишем выражение:

$$Mi = Mim + Miu + Miy + Mia,$$

где: Mi - суммарный момент сил относительно i -го сочленения;

Miy , Miu , Mim , Mia – момент относительно i -го сочленения, развивающийся за счет упругих, инерционных сил, сил трения, активных сил.

Рассматриваемые звенья биокинематической цепи состоят как из элементов БРО, так и из сегментов естественной конечности. Тогда относительно моментов, возникающих под действием активных сил, можно записать следующее выражение:

$$Mia = Mima + Miviа,$$

где: $Mima$ - момент сил, возникающий в i -м сочленении под действием остаточных силовых возможностей мышц;

$Miviа$ - момент сил, возникающий в i -м сочленении под действием привода с ВИЭ.

Рассматривая систему «человек в норме», можно считать, что в ней критерии оптимизированы. При поражении нижней конечности эта оптимальность нарушается, что выражается в нарушении антропоморфности ходьбы. Тогда, получив данные об этих нарушениях, находим степень рассогласования основных критериев в системах «человек в норме» и «человек с заболеваниями и деформациями нижней конечности». Уменьшить степень рассогласования представилось возможным за счет биомеханически обоснованных ортопедических аппаратов с внешним источником энергии, предварительно оцененных при проектировании с позиций данных критериев.

На основе полученных результатов и с использованием решений, приведенных в [4], была осуществлена разработка и изготовление образца БРО, со встроенным в области тазобедренного звена электроприводом и системой биоэлектрического управления для больного с односторонним поражением нижней конечности и части туловища.

При разработке создана структурная схема нейроуправляемого узла с отражением алгоритмов взаимодействия его компонентов. С помощью элементов локальной системы управления выбирается режим работы нейроуправляемого узла. При этом в зависимости от выбранного режима работы, при поступлении сигнала с датчиков управления микроконтроллер платы управления передает управляющие команды приводной системе толчкового механизма. Положение толчкового механизма, в свою очередь, определяется и корректируется микроконтроллером по сигналу датчиков и сенсоров обратной связи. Разработано программное обеспечение нейроуправляемого узла. Предварительно определены алгоритмы его работы при выполнении базовых действий и изготовлен образец нейроуправляемого узла.

В процессе отработки при включении нейроуправляемого узла, производилась его первичная инициализация. При этом, в память микроконтроллера загружались значения заранее предустановленных констант уставок срабатывания датчиков и временных параметров работы узла. Привод толчкового механизма с контролем силы тока и положения штока выводился в стартовое положение режима ходьбы. Затем начиналось циклическое выполнение основного блока программы управления. При этом, производилось считывание сигналов с кнопок переключения режимов работы, потенциометра настройки скорости работы привода толчкового механизма, а также с первого управляющего электромиографического электрода и датчика давления, расположенного на нижней поверхности носкового участка гильзы стопы. В случае, если значения сигналов с первого управляющего электромиографического электрода и датчика давления, превышали значения соответствующих уставок, начиналось выполнение первой фазы шага. При этом, привод толчкового механизма начинал сгибание тазобедренного шарнира с контролем силы тока, положения штока, времени и сигналов со второго управляющего электромиографического электрода и датчика давления.

При превышении значений одного из указанных выше сигналов соответствующей уставки, начиналось выполнение второй фазы шага. Привод толчкового механизма начинал разгибание тазобедренного шарнира. При превышении значений сигналов с первого управляющего электромиографического электрода и датчика давления соответствующей уставки, начиналось повторное выполнение первой фазы шага. В противном случае, по завершении второй фазы шага, нейромодуль ожидал инициирующего сигнала на выполнение первой фазы.

При переключении режима работы в режим «сесть», привод толчкового механизма начинал сгибание тазобедренного шарнира. При переключении от кнопки режима работы в режим «встать», привод толчкового механизма начинал разгибание тазобедренного шарнира до стартового положения режима ходьбы.

Для реализации приведенного алгоритма на базе платы управления с микроконтроллером была выбрана среда программирования Arduino IDE. Загрузка программы в микроконтроллер осуществлялась через соответствующий интерфейс платы микроконтроллера.

Разработанный БРО состоит из гильз стопы, голени, бедра и корсета, выполненных из оригинальных разработанных на предприятии композиционных материалов на основе лавсановых, углеканевых и тканей типа «Русар» армирующих, а также полиуретанового связующего. Гильзы стопы и голени соединены между собой за счет оригинальных полимерных упругих четырехлепестковых голеностопных шарниров, позволяющих осуществлять движения не только в сагиттальной, но и во фронтальной и горизонтальной плоскостях. Гильзы голени и бедра соединены за счет металлических коленных шарниров. Тазобедренный шарнир имеет упругий элемент, позволяющий осуществлять рекуперации энергии при разгибании ноги в фазу опоры на носок. Передний отдел гильзы стопы с целью рекуперации энергии выполнен в виде рессоры, что одновременно позволяет осуществлять движения в плюснефаланговых суставах стопы при ходьбе. Линейный актуатор, одним концом установлен на корсете, а другим концом на гильзе бедра и соединен с аккумулятором, расположенным в кармане на задней стенке корсета и нейроуправляемым узлом, установленным на боковой поверхности корсета.

В результате проведенных испытаний образца БРО выявлено, что в нем обеспечиваются: управляемые толкателем-поступательные движения сегмента бедра в фазу переноса нижней конечности, инициируемые биоэлектрическими сигналами и осуществляемые нейроуправляемым узлом, ортопедическая коррекция, фиксация, разгрузка поражённой конечности и нижнегрудного отдела позвоночника, рациональные упругие, кинематические, масс-инерционные биомеханические характеристики. При этом снижена масса компонентов за счет использования оригинальных композиционных материалов.

Одновременно в БРО осуществляется:

- рекуперация энергии за счёт упругих элементов, встроенных в тазобедренный шарнир и выполнения передней подошвенной области гильзы стопы в виде рессоры, что позволяет больному снизить энергозатраты на передвижение, снизить энергозатраты внешнего источника энергии и массу привода;
- рациональное распределение нагрузки на поражённую конечность за счёт изготовления индивидуальных гильз стопы, голени, бедра, корсета, что создаёт ортопедическую коррекцию, снижает вероятность появления вторичных деформаций, увеличивает комфортность;
- снижение воздействия поршневых движений и тем самым снижение травматизации кожных покровов, нарушения кровообращения;
- рациональная кинематическая схема построения, обеспечивающая подкоустойчивость в коленном сочленении в фазу опоры при ходьбе;
- создание оболочных систем гильз с участками различной жёсткости – от жёстких до эластичных, что позволяет создавать комфортные условия для снятия и надевания БРО;
- возможность термоподформовки гильз, создания в них воздухопроницаемых участков.

Полученные результаты ещё раз подтверждают, что биомеханика человека весьма рациональна. Если роботизированный аппарат рационален с позиции биомеханики, то и вся система «человек-БРО» эффективна.

Выводы.

1. Комплексный подход к рассмотрению проблемы обеспечения инвалидов и больных с локализацией поражений в области тазобедренного сустава и нижнегрудного отдела позвоночника позволил создать оригинальный биомеханически обоснованный роботизированный ортопедический аппарат на основе композиционных материалов с биоэлектрическим управлением функцией движения в тазобедренном сочленении, а полученные положительные результаты позволяют говорить об эффективности разработанного БРО и возможности значительного повышения уровня процесса реабилитации больных, инвалидов, лиц пожилого возраста при внедрении БРО в практику ортезирования.

2. Применение композиционных материалов значительно улучшило функциональные возможности разработанного БРО.

3. Введение в конструкцию биомеханически обоснованных упругих компонентов способствует улучшению биомеханических характеристик ходьбы, обеспечивает рекуперацию энергии, способствуя снижению энерготрат биотехнической системы «человек-БРО».

4. Предложенные подходы к построению БРО с позиций биомеханики позволяют рациональнее осуществлять создание гаммы роботизированных ортезов при других уровнях поражения опорно-двигательной системы и прогнозировать на стадии разработки эффективность их конструкций.

Библиографический список

1. Интерфейс мозг-компьютер для управления экзоскелетом: нейрореабилитация пациентов с нарушением локомоторных функций нижних конечностей [Электронный ресурс]. URL: <http://bioelectric.hse.ru/news/228980748.html> (Дата обращения: 13.03.2020).
2. Белецкий В.В. Двуногая ходьба. Модель и задачи динамики и управления. – М.: Наука, 1984. – 286 с.
3. Формальский А.М. Перемещение антропоморфных механизмов. – М.: Наука, 1982. – 368 с.
4. Патент 2708841 Российская Федерация, МПК A61F 5/00 A61F 5/01 A61H 3/00 Аппарат ортопедический на всю ногу Новиков В.И., Ашмарин В.С., Новикова Т.Р., Новиков И.В.; заявитель и патентообладатель ООО «ПРОП МП «ОРТЕЗ»; заявл.20.07.2018, опубл. 11.12.2019 Бюл. № 35.

BIOMECHANICAL ROBOTIZED ORTHOPEDIC APPARATUS

¹Novikov V.I., ²Murav'ev S.A., ¹Stepura D.S.¹ Limited liability company "Prosthetic and orthopedic small enterprise "ORTHEZ", Moscow, novikov-
ortez@yandex.ru² Limited liability Company "BIONIC TECHNOLOGIES", Moscow, info@techbionic.com

Keywords: biomechanics, orthopedic apparatus, robotic devices

Annotation. With a number of diseases, deformations of the human musculoskeletal system, a deficiency of muscle forces is formed capable of locomotion, in particular, walking. Eliminate functional disorders in relatively mild or moderate severity of cases, especially if one of the lower extremities is affected with localization in the area of the hip joint, and in combination with damage to the spine, it is not advisable to use exoskeletons, both from a medical, biomechanical point of view, and with economic. It is possible to compensate to some extent for disturbed functions with the help of orthopedic devices. But they do not allow to carry out, to the extent necessary, an active motor function, which is basic for walking and have a number of other significant drawbacks. The analysis of medical, biomechanical, technical aspects is carried out, scientific foundations, prerequisites in the form of circuits, biotechnological systems, as design approaches are obtained. A sample of a biomechanically grounded robotic orthopedic apparatus (ROA) was developed and manufactured, with an electric drive integrated in the hip area and a bioelectric control system, with original lightweight sockets made of composite material, elastic polymer ankle joints, a functional construction diagram for disabled people and patients with one-sided lower lesion limbs and parts of the body. The obtained positive results allow us to talk about the effectiveness of the developed ROA and the need to prepare and introduce it into the practice of orthosis of the disabled persons and patients with injuries of the musculoskeletal system.



ИНОВАЦИОННЫЕ ТЕХНОЛОГИИ В УПРАВЛЕНИИ РОСТА КОСТЕЙ И КОРРЕКЦИИ ДЕФОРМАЦИЙ КОНЕЧНОСТЕЙ У ДЕТЕЙ – ВОЗМОЖНОСТИ СТИМУЛЯЦИИ ОСТЕОГЕНЕЗА

Чочиев Г.М., Королькова О.И., Рубцов А.М.

ГБУЗ ВО «ОЦ специализированных видов помощи», г. Владимир, Россия, cgm1@yandex.ru

Ключевые слова: инновационные технологии, коррекция роста, костная регенерация

Аннотация. Коррекция роста у больных ахондроплазией в дошкольном возрасте оправдана с медицинской, экономической и социальной точек зрения. Разработка и использование физических устройств для стимуляции костной регенерации будет способствовать более быстрому возвращению детей в социальную среду, иметь большой экономический эффект.

Введение. Основным применяемым в нашей стране методом коррекции длины конечностей у больных ахондроплазией является метод чрескостного компрессионно-дистракционного остеосинтеза. Учитывая, что диспропорции роста у больных ахондроплазией детей – основная причина нарушения социальной адаптации в обществе, возможность ранней коррекции её – актуальная задача современной ортопедии. Вместе с тем сдерживающим фактором для применения метода удлинения в раннем возрасте является опасность слабой регенерации костей.

Цель и задачи: Определить сложности на пути коррекции роста у больных ахондроплазией в дошкольном возрасте и возможные пути их решения.

Материал и методы: Материалом нашей работы стали результаты лечения 63 пациентов в возрасте от 3 до 7 лет с ахондроплазией, оперированных в ОЦ спецмедпомощи г. Владимир с декабря 2010г. Всего было проведено 146 операций по одномоментному симметричному удлинению на различных сегментах (голень – 66; бедро – 34; плечо - 46).

Подавляющее большинство оперированных пациентов составили девочки -41 (65,1%). Возраст на момент первого удлинения составлял 3,3 – 7 лет (средний возраст $5,39 \pm 1,20$ года, девочки $5,5 \pm 1,27$ и мальчики $5,18 \pm 1,18$).

На первом этапе коррекции роста проводилось удлинение голеней, далее плечи, и третьим этапом – удлинялись бедра. Использовались стержневые аппараты (Stryker, Howmedica) и спице-стержневые аппараты из 2 колец (либо на полукольцо в проксимальном отделе и кольцо в дистальном) с применением спиц Киршнера и стержней АО 4-5 мм.

В силу особенностей детей раннего возраста (малая длина сегмента) остеотомия проводилась на одном уровне. Одномоментно с удлинением сегмента проводилась коррекция всех многоплоскостных деформаций сегментов и контрактур смежных суставов. Темп дистракции составил от 1мм (в начале дистракции) до $\frac{1}{4}$ мм в сутки и корректировался в зависимости от степени зрелости регенерата. Средняя величина удлинения сегментов составила: голени – 6,2см; бёдра – 8,6см; плечи – 8,4 см.

В ходе проводимого лечения, наблюдались следующие осложнения: воспаления мягких тканей в области выхода спиц и стержней (25%); прорезывание спиц из проксимального отдела голени (7%); частичная потеря коррекции – 2,3% (2 случая); гиперкоррекция – 5%. В 28-ти случаях (из 146 удлиняемых сегментов), что составило 19,2 % - наблюдалось замедленное созревание регенерата вплоть до образования ложного сустава. Из

них в десяти случаях потребовалось дополнительное оперативное вмешательство – выполнялась костная аллопластика с применением фактора роста (i-Factor). В 7 случаях отмечены переломы сегментов после снятия аппаратов внешней фиксации, что потребовало оперативного лечения. Так же, в 2-х случаях наблюдался преходящий неврит малоберцового нерва.

Важно отметить отсутствие в наблюдаемых случаях таких осложнений, как контрактуры смежных суставов, по некоторым данным являющихся основным недостатком данного метода лечения у детей старшего возраста.

Средняя продолжительность стационарного этапа лечения составила 10 ± 2 дней, после чего пациенты выписывались на амбулаторное наблюдение по месту жительства. Связь со всеми пациентами поддерживалась телекоммуникационно.

Выводы. Проведённое нами исследование показывает возможность ранней коррекции роста у детей с ахондроплазией в дошкольном возрасте. Наиболее оправданным методом является симметричное удлинение сегментов конечностей в последовательности голени – плечи – бёдра. Замечено, что удлинение сегментов даже на 50% их исходной длины не оказывается на состоянии и функции смежных суставов (плечевых, локтевых, тазобедренных, коленных, голеностопных), темп дистракции должен корректироваться в соответствии с рентгенологической оценкой степени зрелости регенерата.

Однако достаточный процент вялой регенерации показывает необходимость применением стимулирующих методов формирования регенераторов костей.

При этом существует необходимость создание портативного, мобильного, безопасного, бытовых условиях, с возможностью передачи его пациенту.

Как возможные объекты можно рассматривать переменные или постоянные магниты в виде интегрируемых в конструкцию дистракционных аппаратов узлов (Стержни, кольца, зажимы, спицы).

Таким образом, коррекция роста у больных с ахондроплазией в дошкольном возрасте является обоснованной с медицинской, экономической и социальной точек зрения. Разработка и применение физических устройств стимулирования костной регенерации будет способствовать более быстрому возвращению детей в социальную среду, иметь большой экономический эффект.

INNOVATIVE TECHNOLOGIES IN THE MANAGEMENT OF BONE GROWTH AND CORRECTION OF LIMB DEFORMITIES IN CHILDREN-THE POSSIBILITY OF STIMULATING OSTEOGENESIS.

Chochiev G. M., Korolkova O. I., Rubtsov A.m.

SBUZ VO «OC of specialized types of assistance», Vladimir, cgm1@yandex.ru

Keywords: innovative technologies, growth correction, bone regeneration

Annotation. Growth correction in patients with achondroplasia in preschool age is justified from the medical, economic and social points of view. The development and use of physical devices to stimulate bone regeneration will contribute to a faster return of children to the social environment and have a great economic effect.

МОДУЛЬНЫЕ БИОЭЛЕКТРИЧЕСКИЕ ПРОТЕЗЫ РУК

¹Муравьев С.А., ¹Муравьев А.Г., ²Новиков В.И.

¹Общество с ограниченной ответственностью «БИОНИЧЕСКИЕ ТЕХНОЛОГИИ», г. Москва, info@techbionic.com,

² Общество с ограниченной ответственностью «ПРОП МП ОРТЕЗ», г. Москва, mp-ordez@yandex.ru

Ключевые слова: модульная конструкция протезов, модуль тактильного виброотклика

Аннотация. ООО «Техбионик» разработана концепция модульного построения высокофункциональных протезов верхних конечностей с внешним источником энергии. Разработаны три типоразмера опытно-промышленных образцов искусственных кистей, применяемых для изготовления протезов предплечья и плеча с внешним источником энергии для детей, подростков и взрослых пользователей. Так же разработаны опытно-промышленные образцы взрослого протеза кисти и рабочего протеза с внешним источником энергии. Благодаря модульной конструкции, унификация деталей разработанных образцов протезов, составила от 55 до 82 %. Управление протезами осуществляется от одного или двух электромиографических электродов или миотонических датчиков. В конструкции использован металлический червячный редуктор и система жестких тяг, пальцы оснащены индивидуальными приводными системами и все пальцы, кроме большого, разделены на три фаланги. В данных протезах был использован модуль тактильного виброотклика, а также сенсорная система обратной связи с датчиками положения пальцев, силы давления на поверхность предмета, предотвращения выскользывания удерживаемого предмета. Встроенные модули беспроводной передачи данных и нейронной сети, а также кросплатформенное мобильное приложение позволили производить обучение протеза распознаванию жестов для переключения настроек и шаблонов схватов. Разработанные модульные многофункциональные биоэлектрические протезы рук позволят существенно улучшить эффективность реабилитационного процесса людей с ампутациями и врожденными аномалиями развития верхних конечностей.

Ежегодно в протезно-ортопедические предприятия России только для первичного протезирования обращаются более 2 тыс. пациентов после ампутаций верхних конечностей [1], большинство из которых составляют люди трудоспособного возраста.

Наиболее часто встречаются ампутации или врожденные аномалии развития предплечья (50,2%), плеча (24,6%) и кисти (17,6%) [2].

Для реабилитации этих людей изготавливаются различные типы протезов рук, которые в основном представлены косметическими и механическими моделями, выполняющими пассивную функцию либо позволяющими выполнять один вид схвата искусственной кисти за счет мускульной силы пользователя соответственно. Реже изготавливаются традиционные биоэлектрические и миотонические протезы верхних конечностей с внешним источником энергии, также реализующие единственный шаблон схвата искусственной кисти в щепоть.

Для протезирования детей и в случаях частичных ампутаций кисти или врожденных аномалий её развития, в том числе, с сохранением одного или нескольких пальцев, также используются пассивные косметические и механические протезы. Протезы с внешним источником энергии изготавливаются для них в единичных экземплярах.

При необходимости восполнения производственных функций у людей трудоспособного возраста, применяются механические рабочие протезы, оснащенные комплектами сменных насадок.

Рассмотренные типы протезов не являются высокофункциональными и не в полной мере обеспечивают пользователям реализацию желаемой ими способности к самообслуживанию, обучению или трудовой деятельности.

Высокофункциональные протезы с внешним источником энергии, позволяющие реализовывать несколько шаблонов схватов искусственной кисти и имеющие возможность гибкой настройки своих функций, из-за штучного характера производства и слабой унификации деталей в модельных рядах конкретных производителей, имеют высокую стоимость и недоступны большинству граждан РФ [3].

Для решения указанных выше проблем, ООО «Техбионик» разработана концепция модульного построения высокофункциональных протезов верхних конечностей с внешним источником энергии.

С целью проверки правильности выбора данной концепции, были разработаны универсальные приводные модули искусственных пальцев и на их базе изготовлены и ограниченно испытаны добровольцами прототипы высокофункциональных биоэлектрических протезов кистей рук [4].

Внешний вид данных прототипов представлен на рисунке 1.



Рисунок 1 – Внешний вид прототипов детского (слева) и взрослого (справа) высокофункциональных биоэлектрических протезов кистей рук

С учетом положительных результатов испытаний, с применением универсальных приводных модулей разработаны три типоразмера опытно-промышленных образцов искусственных кистей, применяемых для изготовления протезов предплечья и плеча с внешним источником энергии для детей, подростков и взрослых пользователей, а также опытно-промышленных образцов взрослого протеза кисти (для случаев частичной ампутации или врожденных аномалий кисти) и рабочего протеза с внешним источником энергии [5].

Внешний вид опытно-промышленных образцов искусственных кистей и протезов представлен на рисунке 2.



Рисунок 2 - Внешний вид опытно-промышленных образцов искусственных кистей (слева), протезов кисти (в центре) и рабочего протеза (справа)

Благодаря модульной конструкции, унификация деталей разработанных образцов протезов составила от 55 до 82 %, что позволило существенно снизить стоимость, а также сроки производства и ремонта готовых изделий.

Внешний вид основы образца протеза кисти с установленными приводными модулями представлен на рисунке 3.

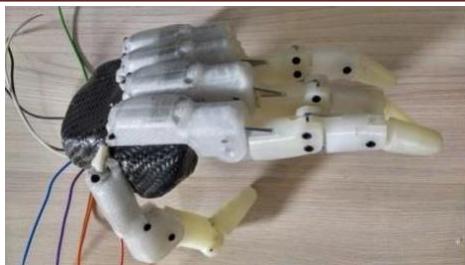


Рисунок 3 - Внешний вид основы образца протеза кисти с установленными приводными модулями

Конструктивные решения, принятые при разработке приводной системы протеза, такие как использование металлического червячного редуктора и системы жестких тяг, позволили пользователю выполнять точные и надежные захваты предметов.

Двигательные возможности протезов и количество доступных шаблонов схватов предметов для решения бытовых задач, расширены за счет оснащения отдельных пальцев индивидуальными приводными системами.

Кроме того, в отличие от большинства подобных разработок, все искусственные пальцы взрослых протезов, кроме большого, разделены на три фаланги, что позволяет пользователю выполнять адаптивный к форме удерживаемого предмета схват.

При изготовлении опытных протезов для случаев неполной ампутации кисти или врождённых аномалиях её развития, производится сканирование конечностей пользователей для создания их трехмерных моделей. По данным моделям проектируются примерочные варианты культиприемных устройств (см. рисунок 4), изготавливаемых с помощью трехмерной печати из термополиуретана, придающему культиприемному устройству гибкость и износостойкость.



Рисунок 4 - Примерочное культиприемное устройство протеза для случая врождённой аномалии развития кисти

Затем, традиционными методами производства из композитных материалов и эластомеров изготавливаются окончательные варианты культиприемных устройств (см. рисунок 5).



Рисунок 5 - Окончательный вариант культиприемного устройства протеза кисти из композитного материала

Культиприемные устройства для протезов предплечья и плеча изготавливаются путем снятия слепков с конечности и последующего формирования культиприемных составных гильз из соединенных между собой внутренней гильзы из термопластичного силикона и внешней жесткой гильзы из композитных материалов.

В процессе изготовления гильзы используются встраиваемые в нее унифицированные закладные элементы, такие как ротационный узел кисти и отсек для установки аккумуляторной батареи.

По результатам примерки культиприемного устройства пользователем, разработчиками производится его доработка и подгонка.

Компоненты протеза, в том числе искусственные пальцы, приводные системы, корпуса элементов управления, изготавливаются методом селективного лазерного спекания из полiamидного порошка.

Внешний вид изготовленных опытно-промышленных образцов протезов плеча представлен на рисунке 6.



Рисунок 6 – Внешний вид опытно-промышленных образцов протезов плеча

В данных протезах используется сенсорная система обратной связи с датчиками положения пальцев, силы давления на поверхность предмета и предотвращения выскальзывания удерживаемого предмета. Эта система позволяет выполнять точные схваты хрупких и легко деформируемых предметов. Кроме этого, в данной системе используется модуль тактильного виброотклика, что позволяет повысить качество обратной связи между протезом и пользователем.

Встроенные модули беспроводной передачи данных и нейронной сети, а также кроссплатформенное мобильное приложение, позволяют производить обучение протеза распознаванию жестов для переключения настроек и шаблонов схватов, проводить активную двигательную реабилитацию с использованием дополнительного игрового ПО для персонального компьютера (см. рисунок 7).

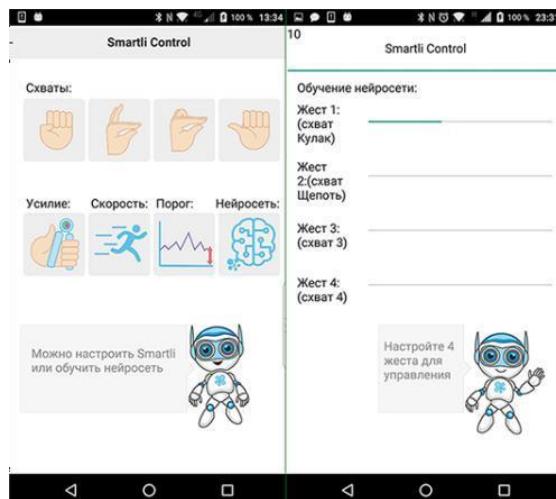


Рисунок 7 – Внешний вид интерфейса мобильного приложения протеза

Управление протезом может осуществляться как от одного электромиографического электрода или миотонического датчика с попеременным выполнением схвата и раскрытия кисти по заранее заданному шаблону, так и от двух электродов или датчиков, один из которых инициирует выполнение схвата, а другой – раскрытие искусственной кисти.

С целью обеспечения возможности использования с протезами выпускаемых промышленностью косметических оболочек, внешние габариты их искусственных кистей приведены в соответствие со стандартным размерным рядом кистей протезов (см. рисунок 8).



Рисунок 8 – Внешний вид искусственной кисти при использовании косметической оболочки

Разработанные модульные многофункциональные биоэлектрические протезы рук позволяют существенно улучшить эффективность реабилитационного процесса людей с ампутациями и врожденными аномалиями развития верхних конечностей.

Библиографический список

1. Технология изготовления протезов верхних конечностей: Метод. пособие / В.Г. Петров, Ю.И. Замилацкий, Г.Н. Буров, С.Ф. Курдыбайло, А.О. Андриевская, С.Е. Соболев, А.В. Антипов, Г.В. Чекушина / Под ред. Г.Н. Бурова. – СПб.: Гиппократ, 2008.-128 с.
2. Шихмагомедов А.А., Шведовченко И.В., Шапиро К.И., Шишков А.Л. Социально-гигиеническая характеристика инвалидов и больных после ампутации конечностей в РФ // Новости и

технологии медицины. URL: <https://medbe.ru/materials/reabilitatsiya-i-invalidnost/sotsialno-gigienicheskaya-kharakteristika-invalidov-i-bolnykh-posle-amputatsii-konechnostey-v-rf/>. (Дата обращения: 01.03.2020).

3. Worcester Polytechnic Institution. Limb Prosthetics Services and Devices. Critical Unmet Need: Market Analysis: [Электронный ресурс]. URL: https://tuxdoc.com/download/limb-prosthetics-services-and-devices-critical-unmet-need-market-analysis_.pdf. (Дата обращения: 01.03.2020).

4. Муравьев С.А. Бионический протез кисти руки // Патент России №176303. 2017. Бюл. №2

5. Муравьев С.А. Модульный бионический протез руки // Патент России №192333. 2019. Бюл. №26

MODULAR BIOELECTRIC PROSTHETIC HANDS

¹Murav'ev S.A., ¹Murav'ev A.G., ²Novikov V.I.

1 Limited liability Company "BIONIC TECHNOLOGIES", Moscow, info@techbionic.com,

2 Limited liability Company "prop MP ORTHEZ", Moscow, mp-ortez@yandex.ru

Key words: modular design of the prosthesis, the tactile haptic feedback module

Annotation. Techbionik LLC has developed the concept of modular construction of high-functional upper limb prostheses with an external power source. Three standard sizes of experimental industrial samples of artificial hands used for manufacturing prosthetics of the forearm and shoulder with an external power source for children, adolescents and adults have been developed. Experimental designs of an adult hand prosthesis and a working prosthesis with an external power source have also been developed. Thanks to the modular design, the unification of the details of the developed prosthesis samples ranged from 55 to 82 %. The prostheses are controlled by one or two electromyographic electrodes or myotonic sensors. The design uses a metal worm gear and a system of rigid rods, the fingers are equipped with individual drive systems and all fingers, except the thumb, are divided into three phalanges. In these prostheses, a tactile vibration feedback module was used, as well as a sensory feedback system with sensors for the position of fingers, the force of pressure on the surface of the object, and the prevention of slipping of the held object. Built-in modules for wireless data transmission and neural network, as well as a cross-platform mobile application, allowed the prosthesis to be trained in gesture recognition for switching settings and patterns of grabs. The developed modular multifunctional bioelectric hand prostheses will significantly improve the effectiveness of the rehabilitation process of people with amputations and congenital abnormalities of the upper extremities.



ПОТРЕБНОСТЬ В ВИЗУАЛИЗАЦИИ ПРИ ИСПОЛЬЗОВАНИИ МИНИИНВАЗИВНЫХ ТЕХНОЛОГИЙ В ОРТОПЕДИИ И ТРАВМАТОЛОГИИ

Чочиев Г.М., Королькова О.И., Ганькин И.А.

ГБУЗ ВО «Областной центр специализированных видов медицинской помощи», г. Владимир, cgm1@yandex.ru

Ключевые слова: миниинвазивные технологии, ортопедия и травмотология

Аннотация. Миниинвазивные технологии прочно вошли в современную хирургию, в том числе травматологию и ортопедию. Проведенный нами анализ показал высокую эффективность и экономичность технологии Мипо, возможность ее широкого применения как у взрослых, так и у детей. В то же время, чтобы сократить продолжительность операции, что непосредственно влияет на исход лечения, необходимо визуализировать костные фрагменты и имплантаты во время операции. Используемые сегодня приборы, такие как с-дуговые, рентгеновские аппараты достаточно громоздки, несут большую лучевую нагрузку на пациентов и персонал, обладают ограниченной маневренностью. Все это вызывает необходимость разработки приборов нового типа, позволяющих визуализировать интраоперационное маневрирование хирурга. Можно использовать не рентгеновские виды излучения, такие как ультразвук, лазер и другие виды. Крайне необходимо учитывать необходимость высокой мобильности устройства, его малый вес, экологичность, безопасность.

Концепция миниинвазивного остеосинтеза перелома длинных трубчатых костей была сформирована Ассоциацией Остеосинтеза (Швейцария) в последние годы согласно новой философии в понимании костного сращения. Открытая репозиция и прямой доступ требуют значительных разрезов и, соответственно, влекут нейро-сосудистые повреждения в зоне перелома.

В поисках решения проблемы снижении количества послеоперационных осложнений и ускорения реабилитации больных в послеоперационном периоде в конце 90-х года в XX века датским анестезиологом-реаниматологом профессором Н. Kehlet была предложена мультимодальная программа, основной целью которой было снижение стрессовой реакции организма на оперативное вмешательство, у больных после плановых оперативных вмешательств.

В то же время, в последние 2 десятилетия наметилась отчетливая тенденция в хирургических специальностях получившая название «Fast-Track Surgery» (быстрый путь в хирургии). Понятие «Fast — track» охватывает все фазы периоперационной терапии: дооперационную, интраоперационную послеоперационную. Основоположником данного направления считается датский анестезиолог- реаниматолог профессор Н. Kehlet, которым была предложена мультимодальная программа, основной целью которой было снижение

стрессовой реакции организма на оперативное вмешательство, у больных после плановых оперативных вмешательств.

Цель исследования: определить Пути повышения эффективности метода миниинвазивного остеосинтеза пластинами (minimally invasive plate osteosynthesis - МИРО) в лечении переломов длинных трубчатых костей.

Материал и методы. С марта 2007 года по декабрь 2019 года оперативное лечение по методике МИРО проведено у 224 больных (86 больных- с диафизарными переломами различных сегментов, 138 больных - с наличием имплантов после накостного остеосинтеза переломов и корректирующих остеотомий). Контрольной группой служила случайная подборка 35 больных соответствующего профиля, оперированных по обычной (открытой) методике.

Переломы локализовались: бедро – 30 больных (у одного больного перелом обеих бедер), плечо - 26 больных, голень – 30 больных. Все переломы были закрыты, тип A1 – B3 по классификации AO/ASIF. Возраст больных составил от 9 лет до 71 года, мужчин - 36, женщин – 20.

По локализации удаленных имплантов: на голени (большеберцовая и малоберцовая кости) – 72, бедро – 22, предплечье – 18, ключица – 12, плечо -14.

Техника оперативного вмешательства заключалась в проведении 2 – 6 малых (1 – 3 см) чрескожных разрезов вне области перелома, закрытой репозиции перелома, обязательном интраоперационном рентген-контроле с использованием электронно-оптического преобразователя, применение в большинстве случаев блокируемых пластин.

Удаление пластин проводилось из одного малого доступа с точечными разрезами по ходу пластины в проекции головок шурупов.

Средний срок пребывания в стационаре составил 2,6 койко-дня, в группе сравнения – 9,2 койко-дня. 45 процентов операций проведено в условиях местной анестезии.

Результаты. Отдаленные результаты прослежены в сроки 3 – 84 месяцев. Оценивались такие критерии, как: длительность оперативного вмешательства, вид анестезии, объем интраоперационной кровопотери, выраженность послеоперационной боли и отека, инфекционных осложнений, сроки госпитализации, длительность и вид иммобилизации, начало реабилитационных мероприятий и нагрузки на оперированную конечность, сроки достижения консолидации по данным рентгеновского обследования.

Отмечены значительно лучшие показатели по всем критериям, выбранным в качестве исследования по сравнению с контрольной группой больных.

Осложнения наблюдались в 7 случаях. Гипертрофические рубцы в 4 случаях, деформация пластины на бедре – 2, укорочение бедра на 1 см – 1 случай.

Инфекционных и сосудисто-нервных осложнений не было.

Обсуждение. Миниинвазивные технологии прочно вошли в современную хирургию, в том числе и травматологию и ортопедию. Проведенный нами анализ показал высокую эффективность и экономичность технологии МИРО, возможность широкого применения его как у взрослых, так и детей.

Вместе с тем, для сокращение сроков оперативного вмешательства, что напрямую влияет на исходы лечения, есть необходимость визуализации костных фрагментов и имплантов в ходе операции. Применяемые на сегодняшний день аппараты типа С- дуги, рентген аппаратов достаточно громоздки, несут большую лучевую нагрузку для пациентов и персонала, имеют ограниченную маневренность.

Всё это вызывает необходимость разработки нового типа аппаратов позволяющих визуализировать интраоперационно манёвры хирурга. возможно применение не рентгеновских видов излучения типа ультразвук, лазер и другие виды. Крайне необходимо учитывать необходимость высокой мобильности аппаратов, его незначительного веса, экологичность, безопасность.

Как возможные источники информации и прототипов следует подумать о космической биологической медицине, разработок оборонной промышленности, нефтегазового оборудования.

THE NEED FOR VISUALIZATION WHEN USING MINIMALLY INVASIVE TECHNOLOGIES IN ORTHOPEDICS AND TRAUMATOLOGY

Chochiev G. M., Korolkova O. I., Gankin I. A.

Regional center for specialized medical care, Vladimir, cgm1@yandex.ru

Keywords: minimally invasive technologies, orthopedics and traumatology

Annotation. Minimally invasive technologies are firmly embedded in modern surgery, including traumatology and orthopedics. Our analysis showed the high efficiency and cost-effectiveness of Mipo technology, the possibility of its wide application in both adults and children. At the same time, to shorten the duration of the operation, which directly affects the outcome of treatment, it is necessary to visualize bone fragments and implants during the operation. The devices used today, such as C-arc and x-ray machines, are quite bulky, carry a large radiation load on patients and staff, and have limited maneuverability. All this makes it necessary to develop a new type of device that allows visualizing intraoperative maneuvering of the surgeon. You can use non-x-ray types of radiation, such as ultrasound, laser, and other types. It is extremely necessary to take into account the need for high mobility of the device, its low weight, environmental friendliness, and safety.

18-ЛЕТНИЙ ОПЫТ ПРИМЕНЕНИЯ КОРРИГИРУЮЩИХ ОСТЕОТОМИЙ ОБЛАСТИ КОЛЕННОГО СУСТАВА ПРИ ДЕФОРМИРУЮЩИХ ОСТЕОАРТРИТАХ КОЛЕННОГО СУСТАВА – ПРОБЛЕМА УСКОРЕНИЯ КОНСОЛИДАЦИИ

Чочиев Г.М., Королькова О.И., Галустян А.Л., Репчанская Э.А., Дороговцева Н.Н.
ГБУЗ ВО «ОЦ специализированных видов помощи», г. Владимир, cgm1@yandex.ru

Ключевые слова: эндопротезирование, изменения коленного сустава, тибильная остеотомия

Аннотация. Быстрое развитие во всем мире эндопротезирования, оттеснило на второй план многие проверенные временем и опытом методики лечения различных патологических изменений коленного сустава, такие как высокая тибимальная остеотомия. Помимо философии органосохраняющих операций, обратимости оперативных вмешательств, возможность коррекции при возникновении осложнений и при необходимости – проведение дополнительных вмешательств, данные операции являются экономически значительно бюджетнее, не требуют дорогостоящих имплантов, могут осуществляться в учреждениях широкого профиля.

Цель исследования. Определить проблемы и возможности повышения эффективности высокой остеотомии большеберцовой кости (ВОББК) в лечении больных с деформирующим остеоартритом (ДОА) коленного сустава и определить границы ее применения.

Материал и методы. С января 2003 года по декабрь 2019 года прошли лечение 122 больных с ДОА коленного сустава (120 случаев - медиальный компартмент синдром, латеральный – 2). Средний возраст составил 62,9 лет (34 - 78 лет). У 54 больных предварительно или симультанто проводилась артроскопия коленного сустава.

Применялись различные виды корригирующих остеотомий большеберцовой кости: надбугорковые открытая (14), закрытая (11), высокая латеральная эластичная вальгизирующая (97). Фиксация зоны остеотомии большеберцовой кости проводилась пластиинами различных конструкций, (L-, Т-образными, Surfix), аппаратами внешней фиксации.

Реабилитационная программа начиналась в раннем послеоперационном периоде.

Результаты. Отдаленные результаты прослежены в 86 случаях со средним сроком 88 месяцев (12 - 176 месяцев). Угол коррекции составил в среднем 16° (9°- 27°), в результате операции ось коленного сустава - 6° вальгуса (4°-12°), у всех больных устранена сгибательно-торсионная деформация. Средний срок госпитализации составил 4,4 койкодня. Средний балл оценки боли пациентами по ВАШ до операции был 7,5, после операции - 3,2. Значительно увеличилась дистанция ходьбы (в среднем, в 3- 4 раза), значительно сократилось применение анальгетиков - вплоть до полной их отмены.

Осложнения. Наиболее часто отмечалась боли по передней поверхности коленного сустава (12), задержка консолидации (11), нестабильность остеосинтеза (9), неврит малоберцового нерва (2).

Только 6 (!) больных прошли процедуру замены (эндопротезирование) коленного сустава.

Заключение. Высокая эластичная остеотомия большеберцовой кости является оправданным хирургическим методом лечения ДОА коленного сустава даже у больных с показателями тяжести патологии коленного сустава, превышающими общепринятые международные показания к ВОББК. Артроскопия является одной из составляющих для достижения хорошего результата.

Вместе с тем возникли ряд проблем, связанных прежде всего с возрастной категорией больных, и в первую очередь замедленная консолидация и частичная потеря коррекции в виду остеопороза костей данной категории больных.

В этой связи в этой связи существует настоятельная необходимость в аппаратной стимуляции костеобразования. Известны ряд аппаратов зарубежных фирм, использующих ультразвук определенной частоты для стимуляции остеогенеза.

К сожалению, в Отечественной медицинской промышленности данной категории аппаратов не разрабатывается. В этой связи есть предложение создать экспертную группу для научно обоснованной разработки данных аппаратов, что позволит расширить показания к ВТО и, добиться ранней консолидации и, соответственно, реабилитации и улучшения качества жизни.

18 YEARS EXPERIENCE IN THE APPLICATION OF CORRECTIVE OSTEOTOMIES OF THE KNEE JOINT WHEN DEFORMING OSTEOARTHRITIS OF THE KNEE – THE PROBLEM OF ACCELERATING CONSOLIDATION

Chochiev G. M., Korolkova O. I., Galustyan A. L., Repchanskaya E. A., Dorogovtseva N. N.
SBUZ VO "OC of specialized types of assistance", Vladimir, cgm1@yandex.ru

Keywords: endoprosthesis, changes in the knee joint, tibial osteotomy

Annotation. The rapid development of endoprosthetics around the world has pushed into the background many time-tested and experienced methods of treating various pathological changes of the knee joint, such as high tibial osteotomy. In addition to the philosophy of conservative surgery, the reversibility of surgical interventions, the possibility of correction when complications arise and, if necessary, additional interventions, these operations are economically much budget, do not require expensive implants may be carried out at the facilities.

ИССЛЕДОВАНИЕ РЫНКА СИСТЕМ УПРАВЛЕНИЯ БИОЭЛЕКТРИЧЕСКИМИ ПРОТЕЗАМИ ВЕРХНИХ КОНЕЧНОСТЕЙ

Гайдина Т.А., Кобелев А.В., Писарева А.В.

Федеральное государственное бюджетное образовательное учреждение высшего образования «Московский государственный технический университет имени Н.Э. Баумана (национальный исследовательский университет)», г. Москва, t.goidina@yandex.ru, ak.mail.ru@gmail.com, paupav.06@mail.ru

Ключевые слова: ЭМГ, электрический импеданс, протез, система управления, маркетинговое исследование

Аннотация. Обеспечение российских инвалидов высокофункциональными протезными и реабилитационными устройствами является социально значимой задачей, так как это позволяет вернуть инвалидов к прежней активной жизни. Разработка систем пропорционального антропоморфного управления биоэлектрическими механическими устройствами на основе сигналов ЭМГ и биоимпеданса является актуальной и ценной задачей, а также позволит в дальнейшем реализовать реабилитационные медицинские устройства с более удобным управлением и понизить себестоимость подобных продуктов с расширением объема производства, заполняя рынок отечественными производителями, и выйти на зарубежный рынок за счет увеличения конкурентоспособности.

Актуальность проблемы

По данным Росстата, на 1 января 2019 года в России зарегистрировано 12,1 млн человек всех групп инвалидности (8,2 % населения России).

Комплексное восстановительное лечение, протезирование и реабилитация инвалидов, перенесших ампутации и имеющих врожденные пороки развития верхних конечностей, остается сложной и многогранной проблемой.

Ежегодно на протезно-ортопедические предприятия России только для первичного протезирования обращаются более 8 тыс. пациентов, из них около 2 тыс. после ампутации верхних конечностей [1].

Ампутация верхних конечностей приводит к нарушению двигательных и функциональных возможностей человека, она ограничивает или лишает человека способности к трудовой деятельности. Наиболее частыми причинами утраты верхних конечностей являются производственные травмы, электротравмы, ранения и т. д. (рисунок 1).

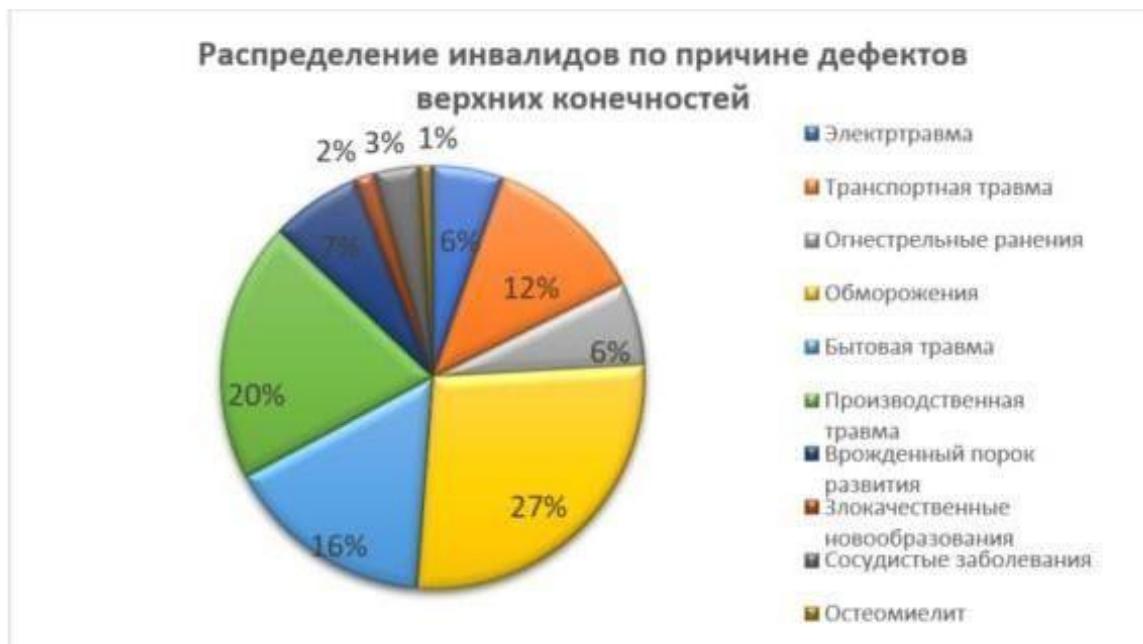


Рисунок 4 - Основные причины утраты верхних конечностей

Потребность в протезах верхних конечностей в разные годы закрывалась следующим образом: до 75% - косметическими и функционально косметическими протезами, около 24% - рабочими протезами и механическими протезами с тяговым управлением, и менее 1% - биоэлектрическими протезами [1].

Протезы – механические приспособления, заменяющие отсутствующие сегменты конечностей или другой части тела и служащие для косметического и функционального восполнения дефекта. По данным СПб НЦЭПР (рисунок 2) контингент инвалидов с дефектами предплечья составляет около 50% от общего числа инвалидов с ампутационными дефектами конечностей. На втором месте протезы плеча – 28,6%. Протезы кисти занимают третье место с 14,1%. Протезы после вычленения плеча и вследствие врожденного недоразвития верхней конечности по типу культи являются менее актуальными и составляют 3,6% и 3,9% соответственно.



Рисунок 5 - Статистические данные по контингенту инвалидов с ампутацией верхней конечности

Согласно официальной статистике, в России на 2015 год общая численность инвалидов, состоящих на учете в системе Пенсионного Фонда Российской Федерации составляет 12460 тысяч человек (86,5 человек на 1000 человек населения). За последние 10 лет в Российской Федерации численность инвалидов не уменьшается, изменяясь в диапазоне 12,2 – 12,8 млн. человек (рисунок 3).



Рисунок 6 - Численность инвалидов в Российской Федерации

Протезы рук, которые доступны на рынке сейчас, ещё очень далеки до функциональности человеческой руки. С их помощью можно выполнять лишь простые бытовые операции.

Одним из путей повышения функциональности протеза верхних конечностей является использование биоэлектрических протезов. В существующих в настоящее время протезах используется система управления, которая работает с помощью электродов (ЭМГ-датчики), считывающих электрический потенциал, вырабатываемый мышцами культи в момент их сокращения [2].

При этом сигналы ЭМГ хорошо отражают начало мышечного сокращения, но не дают истинного представления о характере движения мышцы при сокращении [3].

Кроме того, хотя сигнал ЭМГ один из самых простых электрофизиологических сигналов для измерения, но он же является одним из самых трудных для количественной интерпретации. Поэтому для распознавания различных движений по сигналам ЭМГ необходимо увеличивать количество электродных систем, накладываемых на мышцу, что не всегда возможно, например, при больших уровнях ампутации.

Разработка комбинированной системы регистрации ЭМГ и сигнала электрического импеданса для управления протезом верхней конечности является одним из путей получения качественного и стабильного сигнала, который позволит повысить степень функциональности протеза верхних конечностей [4].

Обеспечение российских инвалидов высокофункциональными протезными и реабилитационными устройствами является социально значимой задачей, так как это позволяет вернуть инвалидов к прежней активной жизни. Разработка систем пропорционального антропоморфного управления биоэлектрическими механическими устройствами на основе сигналов ЭМГ и биоимпеданса является актуальной и ценной задачей, а также позволит в дальнейшем реализовать реабилитационные медицинские устройства с более удобным управлением и понизить себестоимость подобных продуктов с расширением объема производства, заполняя рынок отечественными производителями, и выйти на зарубежный рынок за счет увеличения конкурентоспособности.

Описание отрасли (медицинские услуги, специфика отрасли, перспективы)

В зависимости от уровня ампутации используют протезно-ортопедические изделия (косметические протезы пальцев и кисти, противоупоры, рабочие и активные протезы, специальные приспособления для самообслуживания, занятия спортом). Женщинам чаще назначаются функционально-косметические протезы, так как они заинтересованы в сохранении эстетической привлекательности. Мужчинам важнее функциональность изделия, позволяющего выполнять различные трудовые операции, в том числе и по самообслуживанию. По данным опроса ФГУП ПрОП протезы с внешним источником энергии изготавливаются преимущественно пациентам после ампутации предплечья (83 %), после ампутации плеча (12 %), вычленения плеча (5 %).

Механические протезы, не смотря на отсутствие естественности и эстетичности в движениях, требуют совершения лишних действий с прилагаемыми сравнительно большими усилиями, что вызывает утомление и неудобство их использования.

Биоэлектрические протезы, обладают внешним источником энергии и управляются посредством регистрируемых с электродных систем биосигналов, тем самым они решают проблемы,ственные механическим протезам. Благодаря новейшим технологиям конструкция биоэлектрического протеза позволяет осуществлять как обычные движения захвата и удержания, так и вращательные движения.

Главным недостатком использования биоэлектрических протезов в настоящее время является сложность управления ими. Так как число электродных систем зачастую ограничено, возникают проблемы по распознаванию точных движений, что приводит к сложности использования таких предметов, как вилка, ручка, ключ.

В последние годы появилась система управления протезом верхних конечностей с внешним источником, которая представляет собой наиболее адаптированный к практике вариант реализации и является наиболее совершенным решением для создания реабилитационного аппарата восполнения утраченных функций инвалида.

В течение последнего десятилетия в развитых странах все больше пациентов протезируется современными протезами повышенной функциональности на основе использования микроэлектроники и вычислительной техники с управлением от биоэлектрических сигналов, вырабатываемых оставшейся частью конечности. При этом доля протезирований высокофункциональными протезно-ортопедическими изделиями непрерывно растет. В США и Канаде, например, доля протезирований верхних конечностей биопротезами превышает 50% (в России менее 2%).

Существующие отечественные биоэлектрические протезы по функциональности, ряду важных характеристик и надежности пока уступают зарубежным аналогам, но в 2 – 3 раза дешевле.

Наиболее активные и не имеющие возможности использовать тяговые протезы инвалиды пользуются услугами частных фирм (в России и за рубежом) по изготовлению протезов из зарубежных комплектующих. Отсутствие необходимого ассортимента современных отечественных средств протезирования неизбежно приведет к закупке импортной продукции по значительно высшей цене. При этом органы социальной защиты населения будут вынуждены оплачивать эти закупки из средств федерального бюджета. В результате реализации проекта будет достигаться значительная экономия бюджетных средств на протезирование за счет импортозамещения.

По данным Минтруда России с 2009 года наблюдается медленный рост количества протезов, в том числе эндопротезов и ортезов, которыми обеспечены инвалиды. По статистическим данным количество таких протезов составило более 642 тысяч единиц только в 2019 году. Благодаря разработке и изготовлению новых видов и моделей протезов, эндопротезов и ортезов верхних конечностей в Российской Федерации станет возможным уменьшение себестоимости продукта, вследствие чего уровень обеспечения техническими средствами инвалидов будет увеличиваться значительно быстрее, наполняя рынок устройств для реабилитации отечественными моделями.

Обеспечение российских инвалидов высокофункциональными протезными и реабилитационными устройствами является социально значимой задачей, так как это позволяет вернуть инвалидов к прежней активной жизни [5]. Актуальность разработки темы не вызывает сомнений, ведь речь идет о жизнеобеспечении и жизнедеятельности тысяч российских инвалидов. Таким образом, разработка систем пропорционального антропоморфного управления биоэлектрическими механическими устройствами на основе сигналов ЭМГ и биоимпеданса является актуальной и ценной задачей, а также позволит в дальнейшем реализовать реабилитационные медицинские устройства с более удобным управлением и понизить себестоимость подобных продуктов с расширением объема производства, заполняя рынок отечественными производителями, и выйти на зарубежный рынок за счет увеличения конкурентоспособности.

Проект будет иметь следующий экономический эффект:

- экономия средств потребителей, так как при отсутствии необходимого ассортимента современных отечественных средств протезирования и реабилитации пациент, а также органы социальной защиты населения вынуждены приобретать дорогостоящую импортную продукцию;
- экономия времени и средств на ремонт и техническое обслуживание изделий за счет привлечения отечественных специалистов и применения современной элементной базы;
- выход на зарубежный рынок медицинской техники.

Реализацией проекта будет достигаться следующая социальная значимость:

- снижение стоимости медицинских реабилитационных устройств и процедур;

- повышение качества реабилитации при частичной утрате функций конечности;
- повышение качества жизни инвалидов с ампутацией предплечья и нижней конечности;
- обеспечение замещения импортной медицинской продукции за счет выпуска конкурентоспособной отечественной медицинской продукции;
- выпуск отечественной социально значимой медицинской техники с последующим ее сопровождением;
- расширение производственно-экспериментальной базы с последующим увеличением доли отечественной инновационной продукции;
- обеспечение занятости высококвалифицированных отечественных специалистов с сохранением отечественных конструкторских и технологических коллективов.

Рынок сбыта систем управления биоэлектрическими протезами

В 2009-2019 годах наблюдается снижение объемов протезирования инвалидов вследствие снижения численности инвалидов по РФ в целом и увеличением сроков эксплуатации протезов, по причине применения более износостойких комплектующих.

По оценкам OrthopaedicMarketNews объем мирового рынка ортопедических медицинских изделий составляет более \$ 30 млрд. Мировой рынок протезов искусственных конечностей составляет примерно \$ 16 млрд. По данным специалистов подразделения протезно-ортопедических средств ОАО Ракетно-Космическая Корпорация «Энергия», объем российского рынка искусственных протезов конечностей составляет порядка 3 млрд рублей в год. Ориентировочная потребность в изделиях составляет около 8 000 протезов верхних конечностей и 40 000 – 50 000 протезов нижних конечностей в год (Россия). В мире этот показатель варьируется вокруг оценки 10 млн протезов.

В современных условиях рынок протезов конечностей в РФ характеризуется следующими факторами:

1. На территории РФ исторически сложилась и поддерживается государственная система обеспечения протезами конечностей инвалидов согласно медицинским показаниям. В настоящее время протезы конечностей устанавливаются за счет средств ФСС РФ.
2. Обеспечением протезной продукцией занимаются государственные структуры – протезно-ортопедические предприятия (ПрОП). Как правило, удовлетворение потребностей в протезах конечностей в РФ построено по территориальному признаку, т.е. ПрОП обслуживает преимущественно жителей своего региона.
3. По причине индивидуальности протезно-ортопедического изделия в зависимости от конституции тела пациента и его образа жизни, протез конечности в ПрОП изготавливается для конкретного больного. В связи с этим, в изготовлении протеза используются комплектующие разных производителей (как отечественных, так и зарубежных).

Таким образом, в качестве производителей протезов конечностей выступают ПрОП, которые непосредственно занимаются конечной комплектацией протеза в зависимости от потребностей пациента. В ходе патентного исследования можно констатировать Незначительное количество патентов в области активных протезов в РФ. Из имеющихся изобретений, основными направлениями в патентовании являются: сокращение времени выполнения протезом рабочих операций; повышение качества управления, точности; расширение области применения протеза, увеличение функциональности, улучшение материала протеза.

На существующем рынке, в качестве особенности, следует отметить прямой канал сбыта протезов, непосредственно конечному потребителю, и комплексный характер протезирования, включающий в себя следующие услуги:

1. Бесплатную консультацию, на которой обсуждаются возможные варианты протезирования пациента, проводится тестирование его физических и физиологических возможностей;
2. Протезирование;
3. Обучение пользованию протезом;
4. Гарантийное обслуживание.

Таким образом, можно сделать заключение о важности организации сервисного обслуживания, в силу индивидуализма и сложности продукта. Грамотно организованный сервис по протезированию является одним из безусловных конкурентных преимуществ.

Портрет потребителя систем управления биоэлектрическими протезами

Выделяются три основных целевых сегмента потребителей продукта (рисунок 4).



Рисунок 4 - Целевые сегменты потребителей создаваемого продукта

Первый сегмент – частные продажи оптимизированной системы управления для использования в домашних и офисных целях в качестве периферийного устройства для мультимедиа.

Второй сегмент - государственные учреждения здравоохранения, клиники, стационары и коммерческие отделения, где осуществляется специализированная, в том числе высокотехнологичная, помощь больным с травмами и заболеваниями опорно-двигательного аппарата, нервной системы, реабилитацией больных с двигательными нарушениями. Потребителями данного сегмента разрабатываемого изделия будут являться такие лечебные и реабилитационные медицинские учреждения как: Центральный научно-исследовательский институт травматологии и ортопедии ЦИТО; Центральный институт травматологии и ортопедии им. Н.Н.Пирогова; городские клинические больницы; спортивные реабилитационные учреждения; медучреждения МО, МЧС, ФСБ и МВД; реабилитационные лечебно-профилактические учреждения различного уровня Министерства здравоохранения РФ, оказывающих услуги по реабилитации пациентов и оказывающим услуги по повышению качества жизни инвалидов с локомоторными нарушениями.

Третий сегмент - государственные и коммерческие отделения, занимающиеся протезированием верхних и нижних конечностей. В качестве примеров данных учреждений будут являться следующие: ФГУП "Московское протезно-ортопедическое предприятие" Министерства труда и социальной защиты Российской Федерации; Федеральное государственное бюджетное учреждение «Федеральный научный центр реабилитации инвалидов им Г.А. Альбрехта» Министерства труда и социальной защиты Российской Федерации; Министерство труда и социальной защиты РФ, как конечный потребитель бионических протезов верхних и нижних конечностей для реабилитации инвалидов.

Анализ основных конкурентов на рынке систем управления биоэлектрическими протезами

Российские специалисты в области протезирования предлагают технологии антропоморфного пропорционального управления техническими устройствами, системами и комплексами, а также перспективными комплексами типа экзоскелет с элементами биосенсорного управления. Ключевой особенностью технологии является реализация управления с максимальным временем задержки управляющих команд не более 100 мс, что позволяет реализовать антропоморфное управление в режиме реального времени.

Традиционные пути решения подобных проблем для реализации бионического управления, как правило связаны с использованием каналов электромиографической активности, принудительного программного управления определенными типами движений оператора на основе информации о усилиях и угловых перемещений элементов конструкций, известны и имеют успехи в применении подходы с использованием электрической активности головного мозга для формирования управляющих команд.

Признанными недостатками этих подходов являются:

- невозможность анализа информации о степени мышечного сокращения по ЭМГ сигналам, их низкая помехоустойчивость;
- ограниченная мобильность оператора при реализации управлении;
- существенные задержки по времени при трансляции команд управления свыше 3 с.
- или ограниченный набор команд управления при использовании технологии интерфейса "мозг-компьютер". Данная проблема связана со специфичностью цифровой обработки сигналов электрической активности головного мозга и особенностями формирования сигналов электроэнцефалограммы.

Разрабатываемый прототип системы управления биоэлектрическими механическими устройствами предназначен для определения степени сокращения и силы сокращения мышцы путём синхронной регистрации электромиограммы и биоимпеданса. Данный метод позволяет реализовать пропорциональное антропоморфное управление различными биоэлектрическими механическими устройствами, например, такими как: биоэлектрическими протезами, ортезами, экзоскелетами.

Хотя ЭМГ один из самых простых электрофизиологических сигналов для измерения, но он же является одним из самых трудных для количественной интерпретации. Поэтому управление по ЭМГ возможно только после предварительной калибровки и настройке под конкретного пользователя, которые возможны только в лабораторных условиях.

Главной инновацией предлагаемого проекта является использование технологии пропорционального антропоморфного управления, основанной на совместной регистрации ЭМГ и биоимпеданса. Данная технология позволяет неинвазивно получать информацию о параметрах и степени мышечного сокращения с формированием управляющих команд с временем задержки не более 100 мс. Подобной технологии управления не представлено в мире, что обеспечивает изделию конкурентное преимущество не только на внутреннем, но и международном рынках.

Обработка сигналов и подача управляющих команд за время, не превышающее 100 мс позволит пациенту комфортно осуществлять управление механическим устройством без ощущения задержки выполнения действий. Пропорциональность действий будет достигаться посредством анализа ЭМГ сигналов, размах которых обуславливает силу напряжения мышц. Благодаря антропоморфности управления, обеспечиваемой сигналами биоимпеданса, пациенту для выполнения команды на совершение одного действия не нужно будет делать иное движение или использовать специальную «кодировку» сокращений (как это представлено в современных биоэлектрических протезах), так как это не естественно и не удобно.

На рынке присутствуют российские производители биоэлектрических протезов предплечья, но существующие отечественные системы управления сильно уступают по функциональности и прочему ряду характеристик зарубежным аналогам, одновременно обладая значительно меньшей стоимостью. Их сравнение приведено в таблице 1.

Таблица 1 - Сравнительные характеристики российских систем управления

Технико-экономические параметры продукта	Галатея Миотея [6]	Моторика Страдивари [7]	Создаваемый продукт
1. Количество электродных систем	2шт или 1шт	Данных не представлено	2шт на мышцах-антагонистах
2. Управляющие сигналы	ЭМГ	ЭМГ	ЭМГ, биоимпеданс
3. Схват кисти	Да	Да	Да
4. Ротация кисти	Да, пассивная	Нет	Да
5. Количество активных действий	1	1	2
6. Смена действий	Не производится	Не производится	Антропоморфно
7. Пропорциональность управления	Нет	Данных не представлено	Да
8. Цена	Протез с системой управления – более 300 000 рублей	Данных не представлено	110 000 рублей

Из-за высокой стоимости импортное оборудование является малодоступным в России, однако оно обладает отличными механическими характеристиками и неплохой управляемостью. В результате анализа продукции зарубежных фирм, занимающихся производством биоэлектрических протезов были сведены в таблицу 2 основные характеристики выпускаемых систем управления.

Таблица 2 - Сравнительные характеристики импортных автономных датчиков

Технико-экономические параметры продукта	Otto Bock Bebionic [8]	Otto Bock Michelangelo [8]	Otto Bock MyoFacil [8]	Touch Bionics i-Limb quantum [9]	Vincent Systems Vincent Evolution 2 [10]	Создаваемый продукт
1. Количество электродных систем	2шт на мышцах-антагонистах	2шт на мышцах-антагонистах	2шт на мышцах-антагонистах	2шт на мышцах-антагонистах	2шт на мышцах-антагонистах	2шт на мышцах-антагонистах
2. Размер электродных систем, не более, мм	30x28x10	30x28x10	30x28x10	30x28x10	30x28x10	50x15x10
3. Универсальность электродных систем	Да	Да	Да	Да	Да	Да
4. Управляющие сигналы	ЭМГ	ЭМГ	ЭМГ	ЭМГ	ЭМГ	ЭМГ, биоимпеданс
5. Необходимость настройки усиления управляющих сигналов	Да	Да	Да	Да	Да	Нет
6. Схват кисти	Да	Да	Да	Да	Да	Да
7. Ротация кисти	Нет	Да	Нет	Нет	Нет	Да
8. Количество активных действий	1	1	1	1	1	2
9. Смена действий	Управляющими командами	Механически	Не производится	Мобильным устройством, управляющими командами	Мобильным устройством, управляющими командами	Антропоморфно
10. Пропорциональность управления	Да, только активным действием	Да, только активным действием	Да, только активным действием	Да, только активным действием	Да, только активным действием	Да
11. Цена	Протез с системой управления - более 1 200 000 руб.	Протез с системой управления - более 1500 000 руб.	Протез с системой управления - более 700 000 руб.	Протез с системой управления - более 2 000 000 руб.	Данных не представлено	110 000 рублей

Мероприятия по продвижению продукта на рынок

На начальном этапе продукция преимущественно будет реализовываться на внутреннем рынке, а в последующем на рынках стран Европейского Союза. Сначала основным рынок сбыта будет являться рынок Москвы, который активно участвует в реализации федеральных программ развития здравоохранения, и реализует собственные региональные программы.

Можно выделить основное направление сбыта продукции (медицинского назначения) на внутреннем рынке:

1. Участие в федеральных, региональных и муниципальных долгосрочных целевых программах развития здравоохранения, совместно с отечественными предприятиями изготовителями протезов верхних и нижних конечностей, ортезов;

2. Взаимодействие с зарубежными предприятиями изготовителями высокотехнологичных бионических протезов и ортезов в рамках кооперации и поставки компонентной базы – систем управлений;

3. Поставка роботизированных комплексов реабилитационного назначения в федеральные медицинские центры в рамках ФЦП Министерства здравоохранения и социального развития РФ.

Основное направление сбыта продукции на внешних рынках:

1. через представителей зарубежных производителей протезов и ортезов верхних и нижних конечностей;

2. Через дочерние компании, аккредитованные в Европейском Союзе.

Инструментом продвижения продукции станут специализированные российские и международные выставки, сеть Интернет, в основном для размещения просветительских статей на тематических порталах. А также специализированные средства массовой коммуникации включая ТВ, журналы, социальные сети.

Участие в различных выставках медицинской продукции, обучение специалистов в производстве протезов, проведение реабилитации и клиентского сервиса.

Финансовый план

Пошаговые действия для внедрения отдельных систем управления биоэлектрическими протезами и биоэлектрическими ортезами.

№	Контрольные точки	Описание выполняемых работ
1.1	Предварительное исследование конфигурации электродов	Установление размеров, расположения, количества и материала электродов для удобства использования пациентом (оператором).
1.2	Разработка концепции портативного источника питания	Автономный малогабаритный источник питания будет обеспечивать бесперебойную работу системы управления в течение, как минимум 8 часов с возможностью перезарядки.
1.3	Подбор аналоговых и цифровых компонентов	Выбор оптимальных аналоговых и цифровых компонентов в результате обзора рынка электронных компонентов
1.4	Сборка подсистем	Сборка подсистем с целью последующего тестирования экспериментального образца системы управления.
2.1	Реализация источника питания	Сборка автономного малогабаритного источника питания.
2.2	Обработка биосигналов	Разработка специализированных алгоритмов фильтрации и обработки сигналов электромиограммы и биоимпеданса.
2.3	Программирование микроконтроллеров	Реализация специализированных алгоритмов фильтрации и обработки сигналов электромиограммы и биоимпеданса на языке низкого уровня программирования.
3.1	Производство первых прототипов	Сборка печатных плат, прошивка микроконтроллеров, подключение электродных систем.
3.3	Предварительные испытания	Испытания прототипа
4.1	Исправление ошибок и доработка	Устранение ошибок, выявленных на ходе предварительных испытаний.
4.2	Оформление документации	Подготовка документации на прототип системы управления в соответствии с требованиями ГОСТ.
4.3	Запуск в производство	Производство автономных датчиков

В настоящее время, на государственных протезно-ортопедических предприятиях России протезами верхних конечностей ежегодно протезируются от 6 до 7 тыс. инвалидов (в основном функционально-косметическими протезами), в том числе биоэлектрическими протезами лишь 200 – 300 человек. Таким

образом, по нашей оценке ежегодный объем закупок высокофункциональных протезов верхних конечностей в России составляет 60 – 80 млн. рублей.

Ожидается, что за счет внедрения новых функциональных механических протезов и биоэлектрических протезов ежегодное количество протезирований верхних конечностей приблизится к уровню начала 90-х годов и составит 10 – 12 тыс. протезирований в год, в том числе доля ежегодного количества протезирований биоэлектрическими протезами достигнет уровня развитых стран и составит 5 – 6 тыс. в год, а биоэлектрическими протезами предплечья 3 тыс. в год.

При достижении прогнозируемых ежегодных количеств протезирований 3 тыс. биопротезов в год ежегодная потребность в высокофункциональных протезах составит 700 – 800 млн. рублей.

Исходя из опыта реализации протезно-ортопедической продукции на российском рынке, выход на стабильный спрос происходит в течение 5 – 6 лет. Поэтому прогнозируются следующие объемы выпуска комплектов нового протеза предплечья:

- 1-ый год – до 100 штук;
- 2-ой год – до 200 штук;
- 3-5 лет - линейное увеличение до 1200 штук в год;
- 6 лет и далее - свыше 1200 штук в год.

Затраты на разработку и отработку современного отечественного импортозамещающего протеза оцениваются в 90,0 млн. рублей, в том числе 45,0 млн. рублей за счет бюджетных средств. Стоимость комплекта протеза предплечья фирмы "Otto Bock" (Германия) составляет 420,0 тыс. рублей. При стоимости комплекта разрабатываемого протеза не выше 250,0 тыс. рублей бюджетные затраты по проекту окупятся после реализации всего ~ 270 протезов.

При достижении прогнозируемых ежегодных количеств протезирований к 2020 году 1200 биопротезов в год ежегодная экономия бюджетных средств за счёт импортозамещения составит 200 млн. рублей.

Кроме того, решается задача протезирования и реабилитации широкой категории инвалидов, в том числе обеспечение возможности самообслуживания и возвращение части инвалидов к трудовой деятельности.

Выпуск систем управления для использования в медицинских устройствах в России позволит существенно изменить характеристики протезов, выпускаемых российскими производителями. Это сделает их наиболее привлекательными для покупки и позволит отказаться от импортных протезов.

Заключение

В результате проведенного анализа рынка систем управления протезами верхних конечностей можно считать, что технические и эксплуатационные параметры предлагаемой к созданию системы управления механическими устройствами будут соответствовать, а также превосходить по своим показателям отечественные и зарубежные образцы, что будет являться определяющим фактором конкурентоспособности и инновационности изделия. Разрабатываемая система управления биоэлектрическими механическими устройствами предназначена для определения степени сокращения и силы сокращения мышцы путём синхронной регистрации электромиограммы и биомимпданса. Данный метод позволит реализовать пропорциональное антропоморфное управление различными биоэлектрическими механическими устройствами, например, такими как: биоэлектрическими протезами, ортезами, экзоскелетами.

Выпуск системы управления для использования в медицинских устройствах в России позволит существенно изменить характеристики протезов, выпускаемых российскими производителями. Это сделает их наиболее привлекательными для покупки и позволит отказаться от импортных протезов. Планируется выход и постепенное освоение российского и зарубежного рынков. В дальнейшем планируется расширять производство и область освоения. Продукт проекта имеет конкурентное преимущество на внешних рынках, поскольку продукция имеет высокое качество, инновацию в управлении, но при этом доступную цену. Экспорт в другие страны позволит увеличить долю рынка и усилить позиции российской компании на мировых рынках.

Библиографический список

1. Петров В.Г., Буров Г.Н. Технология изготовления протезов верхних конечностей.pdf. 2008.
2. Rutkove S.B. Electrical impedance myography: background, current state, and future directions // Muscle Nerve Off. J. Am. Assoc. Electrodiagn. Med. Wiley Online Library, 2009. Vol. 40, № 6. P. 936–946.
3. Kobelev A. V, Shchukin S.I. Anthropomorphic prosthesis control based on the electrical impedance signals analysis // 2018 Ural Symposium on Biomedical Engineering, Radioelectronics and Information Technology (USBEREIT). IEEE, 2018. P. 33–36.
4. Briko A.N., Kobelev A. V, Shchukin S.I. Electrodes interchangeability during electromyogram and bioimpedance joint recording // 2018 Ural Symposium on Biomedical Engineering, Radioelectronics and Information Technology (USBEREIT). IEEE, 2018. P. 17–20.
5. Андреева О.С. Анализ Практики Обеспечения Инвалидов Техническими Средствами Реабилитации // Медико-социальные проблемы инвалидности. Федеральное государственное бюджетное учреждение Федеральное бюро медико ..., 2012. № 2. P. 10–15.
6. Продукция компании НПФ "Галатея" [Электронный ресурс]: (<http://npf-galatea.ru/>)
7. Продукция компании "Моторика" [Электронный ресурс]: (<https://motorica.org/>)

8. Продукция компании "Ottobock" [Электронный ресурс]: (<https://www.ottobock.ru/>)
9. Продукция компании "Ossur" [Электронный ресурс]: (<https://www.ossur.com/en-us>)
10. Продукция компании "Vincent Systems GmbH" [Электронный ресурс]: (<https://vincentsystems.de/en/>)

MARKET RESEARCH OF CONTROL SYSTEMS FOR BIOELECTRIC UPPER LIMB PROSTHESES

Goidina T.A., Kobelev A.V., Pisareva A.V.

Bauman Moscow State Technical University, Moscow, t.goidina@yandex.ru, ak.mail.ru@gmail.com, pavpav.06@mail.ru

Keyword: EMG, electrical impedance, prosthesis, control system, marketing research

Annotation. Providing Russian disabled people with highly functional prosthetic and rehabilitation devices is a socially significant task, as it allows them to return to their former active life. The relevance of the development of the topic is not in doubt, because we are talking about the life support and life activity of thousands of Russian disabled people. Thus, the development of systems for proportional anthropomorphic control of bioelectric mechanical devices based on EMG signals and bioimpedance is an urgent and valuable task, and will also allow us to further implement rehabilitation medical devices with more convenient management and reduce the cost of such products with the expansion of production volume, filling the market with domestic manufacturers, and enter the foreign market by increasing competitiveness.



ИЗМЕРЕНИЯ ВЯЗКИХ (МЕТОД КАМЕРТОНА) И УПРУГИХ (ЭЛАСТОГРАФИЯ СДВИГОВОЙ ВОЛНОЙ) ХАРАКТЕРИСТИК БИОЛОГИЧЕСКИХ ТКАНЕЙ И ЖИДКОСТЕЙ

¹Спивак А.Е., ¹Иванова А.В., ¹Демин И.Ю., ²Рыхтик П.И., ³Сафонов Д.В.

¹ Национальный исследовательский Нижегородский государственный университет им. Н.И. Лобачевского, г. Нижний Новгород, strigino831@gmail.com,

² Приволжский окружной медицинский центр ФМБА России, г. Нижний Новгород,

³ Приволжский исследовательский медицинский университет, г. Нижний Новгород

Ключевые слова: ультразвук, вязкость, затухание, вискозиметр, эластография сдвиговой волной, верасоникс

Аннотация. В докладе представлен метод измерения вязкости в мягких биологических тканях и жидкостях. Приведены результаты измерения вязкоупругих характеристик сметановидных фантомов и фантомов, полученные с использованием вискозиметра и УЗ-томографа экспертного класса.

Существует широкий спектр патологических процессов, которые изменяют материальные свойства ткани органов, таких как печень, молочная железа, щитовидная железа, скелетные мышцы, поджелудочная железа, селезенка, почка и т. д. Для выявления изменений в вязкоупругих характеристиках мягких биологических тканях применяются современные методы ультразвуковой диагностики, имеющие общее название, эластография. Особую диагностическую ценность имеют методы эластографии сдвиговой волной: Shear Wave Elasticity Imaging (SWEI) и Supersonic Shear Imaging (SSI), которые позволяют определить количественную характеристику упругости исследуемой ткани, модуль Юнга, в точке или в целой области соответственно [1]. Данные методы также начали активно применять при изучении свойств жидкостных образований в организме (киста).

Одним из способов измерения вязкости являются вискозиметры, которые широко применяются в различных областях науки и техники для исследования вязкоупругих свойств различных веществ (в основном жидкостей). Однако большинство существующих моделей вискозиметров предполагают работу со сравнительно большими объёмами жидкостей (50 мл и более), что не всегда возможно, например, при реологическом анализе крови.

В докладе представлены результаты по измерению коэффициента вязкости биологических жидкостей (содержащих гной) и тканей (сметановидных фантомов) методом камертонна. Данный метод лишена недостатка, описанного выше, так как не требует погружения колеблющегося тела в исследуемую жидкость: капли вещества наносятся на поверхность камертонна. Это позволяет уменьшить объем пробы до 1 мл и менее. Кроме того, описываемая лабораторная модель вискозиметра позволяет проводить измерения в режиме реального времени.

В работе [2] была предложена методика измерения коэффициента вязкости по затуханию колебаний камертонна:

где коэффициент пропорциональности (определяется при калибровке камертонна), - плотность жидкости, разность декрементов затухания колебаний камертонна с каплей и без неё.

Основной частью экспериментальной установки является высокодобротный лабораторный камертон (собственная частота $f=400$ Гц), представляющий собой П-образную металлическую рамку. На поверхность

камертона (на его «ножки») наносятся капли исследуемой жидкости. Колебания камертона возбуждаются молоточком и регистрируются с помощью микрофона Brüel & Kjær 4189, подключённого к осциллографу TEKTRONIX DPO 4034. Данные, записанные на осциллограф, обрабатываются на компьютере в программной среде MATLAB. После этого вычисляется декремент затухания и искомый коэффициент вязкости.



Рисунок 1 - Экспериментальная модель вискозиметра в лаборатории «МедЛаб»

С использованием данного вискозиметра были измерены коэффициенты затухания сметановидных фантомов (рисунок 2а). Изготовление данных фантомов не требует больших затрат, при этом они хорошо имитируют кистообразные образования в организме. Параллельно было проведено измерение упругих характеристик (модуль Юнга) фантомов. Измерения проводились с помощью УЗ-томографа экспертного класса Supersonic Aixplorer в Приволжском окружном медицинском центре (ПОМЦ) с использованием технологии Supersonic Shear Imaging (SSI).

Аналогичные измерения вязких и упругих характеристик были выполнены для фантомов (рисунок 2б), содержащих гной. Эти образцы были предоставленные Приволжским окружным медицинским центром и измерения были проведены *in vitro*.



Рисунок 2 - Сметанообразные фантомы (а); образец, содержащий гной (б)

Результаты измерений вязкоупругих характеристик фантомов представлены в таблице 1.

Таблица 1 – Результаты измерений.

Исследуемый образец	Модуль Юнга (кПа)	коэффициент вязкости (Па ² с)
Молоко	нет	0,02790
Кефир	5,2	0,88680
Сметана	3,5	4,95240
Творог	15,9	3,88439
Образец 1 (гной)	2,6	0,32
Образец 2 (гной)	3,8	0,59

Из приведенных результатов видно, что вязкие включения, с одной стороны, коррелируют с упругими характеристиками (видно на примере образцов с гноем), хотя, с другой стороны, пример измерения сметановидных фантомов показывает, что требуются дополнительные исследования. В настоящее время активно ведутся работы по разработке методов и созданию новых видов диагностической аппаратуры, позволяющие измерить затухание и вязкость в мягких биологических тканях *in vivo*. Одним из способов такого решения является разработка дополнительного оборудования для уже существующих УЗ-томографов, которые позволяют во время работы методов эластографии сдвиговой волной измерять сдвиговое затухание [3]. Такой подход, например, позволил увеличить достоверность определения стадии фиброза печени.

Важна возможность непосредственного измерения сдвиговой вязкости и сопоставления её с модулем сдвига. Данные исследования проводятся в лаборатории «МедЛаб» кафедры акустики ННГУ им. Н.И. Лобачевского с использованием акустической системы Verasonics, на которой реализованы методы

эластографии сдвиговой волной SWEI и SSI, что позволяет измерять сдвиговую вязкость и модуль сдвига мягких биологических тканей [4]

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

Библиографический список

- Сафонов Д.В., Рыхтик П.И., Шатохина И.В., Романов С.В., Гурбатов С.Н., Демин И.Ю. Эластография сдвиговой волной: сравнение точности показателей разных ультразвуковых сканеров в эксперименте с калиброванными фантомами // Современные технологии в медицине. Т. 9. № 4. 2017. С. 51-59.
- Жданов А.Г., Пятаков А.П. Измерение динамической вязкости жидкости по затуханию колебаний камертоном // Физическое образование в вузах. 2002. Т. 8. № 4. С. 117-126.
- A.K. Sharma, J. Reis, D.C. Oppenheimer, D.J. Rubens, J. Ormachea, Z. Hah, K.J. Parker. Attenuation of Shear Waves in normal and steatotic livers // Ultrasound in Med. & Biol., Vol. 45, No. 4, pp. 895-901, 2019
- Спивак А. Е., Демин И. Ю., Лисин А. А., Симонов А.Е. Supersonic Shear Imaging: описание и реализация метода на акустической системе Verasonics // Учен. зап. физ. фак-та Моск. ун-та. 2019. № 5. 1950102.

THE MEASUREMENT OF VISCOS (METHOD OF A TUNING FORK) AND ELASTIC (SHEAR WAVE ELASTOGRAPHY) CHARACTERISTICS OF BIOLOGICAL TISSUES AND FLUIDS

¹Spivak A.E., ¹Ivanova A.V., ¹Demin I.Yu., ²Rykhtik P.I., ³Safonov D.V.

¹ Lobachevsky State University of Nizhny Novgorod, Nizhny Novgorod, strigino831@gmail.com,

² Privolzhsky Research Medical University, Nizhny Novgorod,

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

Key words: ultrasound, viscosity, attenuation, viscosity, elastography shear wave, verasonics

Annotation. The report presents a method for measuring viscosity in soft biological tissues and fluids. The results of measuring the viscoelastic characteristics of sour cream-like phantoms and phantoms obtained using a viscometer and an expert-class ULTRASOUND tomograph are presented.

РАСПРЕДЕЛЕНИЕ СКОРОСТИ В КАВОПУЛЬМАНАЛЬНОМ СОЕДИНЕНИИ ПРИ ХИРУРГИЧЕСКОЙ РЕКОНСТРУКЦИИ ОДНОЖЕЛУКОЧКОГО КРОВООБРАЩЕНИЯ

Ермоленко С. И.

Федеральное государственное бюджетное образовательное учреждение высшего образования «Московский государственный технический университет имени Н.Э. Баумана (национальный исследовательский университет)», г. Москва, sweet.scheck@yandex.ru

Ключевые слова: кавопульмональное соединение, артерии, вычислительная гидродинамика, потеря энергии, метод Фонтана

Аннотация. В статье решается задача, которая заключается в подсчёте потери энергии потока жидкости с помощью вычислительной гидродинамики через смоделированное кавопульмональное соединение, используя программный пакет COMSOL Multiphysics.

В мире множество людей страдают от сердечно-сосудистых заболеваний. Одним из таких является пораженный однополярный сердечный дефект - один желудочек не выполняет свою функцию. Для спасения жизни, при отсутствии донорского сердца, пациенту делают хирургическую реконструкцию одножелудочкового кровообращения.

Одножелудочковое кровообращение - кавопульмональное соединение, в котором венозная кровь пассивно направлена к легким в обход нефункционирующего подлегочного желудочка. Современные способы моделирования позволяют исследовать поток жидкости, проследить потерю скорости при прохождении через вены и артерии.

Выбранным методом было проведено моделирование в пакете программ COMSOL Multiphysics кавопульмонального соединения двух конфигураций: стандартного, и смещенной. В ходе данной работы были получены графики распределения скоростей, рассчитана потеря энергии в смоделированном соединении.

Основная потеря происходит при прохождении жидкости соединения артерии и вен (в середине соединения). В смещенной модели потеря скорости меньше чем в стандартной и поэтому потеря энергии меньше.

Актуальность проблемы

В мире множество людей страдают от сердечно-сосудистых заболеваний [11]. Одним из таких заболеваний является пораженный однополярный сердечный дефект- один желудочек не выполняет свою функцию. Эту проблему решают с помощью хирургической реконструкции одножелудочкового кровообращения. Эта процедура называется операция Фонтана. У пациентов с циркуляцией Фонтана пассивно направляется венозная кровь к легким при отсутствии функционального подлегочного желудочка [9]. Поэтому

циркуляцию напрямую зависит от благоприятного потока и энергии, и минимальная потеря энергии имеет большое значение [10].

Циркуляция Фонтана

Одним из методов решения проблемы с однополярным дефектом кровообращения является циркуляция Фонтана. Но она зависит от потока и энергии, что не всегда удается поддерживать [2]. Но был разработан новый метод уменьшения потерь энергии: кавопульмональное соединение [4]. Многие достигли в разработке этого метода определенных успехов: сделана трехмерная модель кровотока, индивидуальная для каждого пациента [5]. Но эффективность кровотока сильно отличалась от нужного результата, что уменьшало величину сердечного выброса [6]. Кроме того, кровоток вызывал механическую силу на стенках сосуда [11], что вызывало ряд заболеваний, усложняющих дальнейшее лечение [3]. Но были использованы новые методы, такие как четырехмерная магнитно-резонансная томография и модель динамики вычислительной жидкости, обеспечивающие точное понимание физиологического и патофизиологического течения крови человека [4]. Эти модели обеспечивали поле скоростей и давления [7]. Используя эти модели, были выявлены сложные внутрисердечные и сосудистые потоки [11]. Эти методы позволяют определять точное количество энергии трехмерных данных крови, которые приводят к новым параметрам потери вязкости крови, турбулентной кинетической энергии, напряжение сдвига стенки и кинетической энергии [8]. Расчет и сравнение потерь энергии производится по формуле:

(1.1)

где v – скорость жидкости, ρ – плотность жидкости, p – статическое давление, h - высота столба жидкости, g – гравитационная постоянная, поскольку изменение гравитационной энергии (pgh) пренебрежимо мало, и его вклад часто не учитывают, что приводит к упрощению уравнения:

(1.2).

Но кровоток человека не идеален и из этого следует, что уравнение (1.1) действует в случае, когда силы вязкости жидкости считаются минимальными и пренебрежимо малы по сравнению с ускоряющими силами. Но расчёт потерь энергии требовал данных давления и скорости, следовательно, что усложняло подсчет [1].

Моделирование кровотока в кавопульмональном соединении

Для моделирования кровотока были выбраны две модели (стандартная и смещенная) для сравнения результатов решения задачи (рис.1 и 2). Все этапы построения модели одинаковы для двух моделей. Для смещенной модели отличается только движение потока жидкости как показано на рисунке 2.

С помощью COMSOL Geometry был спроектирован поток жидкости в кавопульмональном соединении.

Параметры соединение выбраны исходя из параметров человеческих артерий и вен.

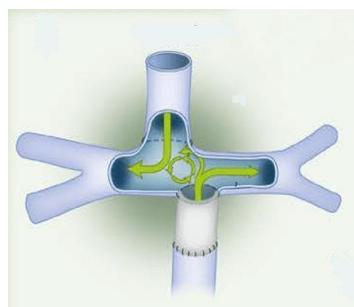


Рисунок 1 - Смещенная модель

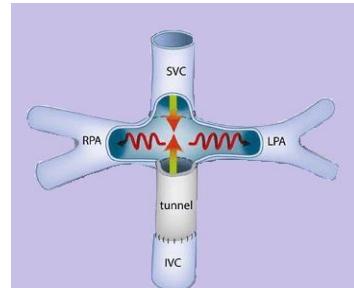


Рисунок 2 - Кавопульмональное соединение (стандартная модель)

Обработка и анализ результатов

По заданным параметрам был смоделирован поток жидкости в кавопульмональном соединении. В результате вычисления были получены графики векторов скоростей потока (рис.3 -4). С помощью данных графиков были рассчитаны области потерь энергии.

По графикам векторов скоростей можно заметить область потерь энергии. Выделим из графиков скоростей области застойных зон. Амплитуда скоростей в этих зонах близка к нулю, поэтому выделим эти

области. На этих рисунках можно заметить области, где происходит понижение скорости потока жидкости до нуля. В этих областях происходит потеря энергии.

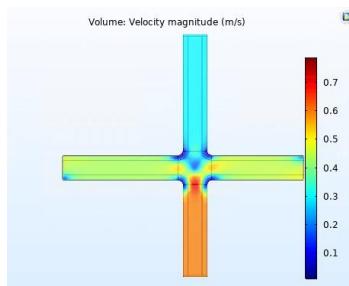


Рисунок 3 - Распределение скорости в стандартной модели

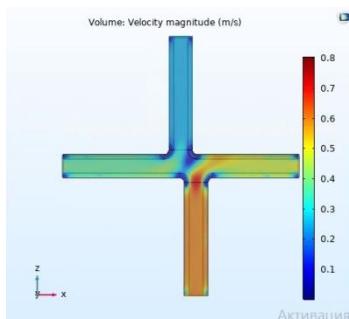


Рисунок 4 - Распределение скорости в смещённой модели

Расчёт потери энергии в стандартной и смещённой моделях

Для расчёта потери энергии нужно воспользоваться формулой:

$$\Delta E = \frac{Q}{A} \cdot \frac{V^2}{2} \cdot \rho \cdot \Delta z, \quad (1)$$

где

$$Q = \rho \cdot A \cdot V, \quad (2)$$

и

$$\Delta z = \frac{h}{2}, \quad (3)$$

где Q -кровоток и A - площадь поверхности.

Исходные данные о скорости течения жидкости и площади поверхности сосудов сведены в табл. 1 и 2.

Таблица 1 - Исходные данные о скорости течения.

Модель	Скорости потока жидкости			
Стандартная	0,3 м/с	0,6 м/с	0,4 м/с	0,4 м/с
Смещённая	0,3 м/с	0,6 м/с	0,4 м/с	0,5 м/с

Таблица 2 - Исходные данные о площади поверхности сосудов.

Модель	Площадь поверхности сосудов А			
Стандартная	$83,61 \cdot 10^{-4}$ м ²	$69,61 \cdot 10^{-4}$ м ²	$83,61 \cdot 10^{-4}$ м ²	$69,61 \cdot 10^{-4}$ м ²
Смещённая	$75,61 \cdot 10^{-4}$ м ²	$75,61 \cdot 10^{-4}$ м ²	$78,01 \cdot 10^{-4}$ м ²	$54,21 \cdot 10^{-4}$ м ²

Из уравнения (3) выражается Q , прежде всего, выразить все значения в системе СИ. Для каждой модели были подсчитаны Q и занесены в таблицу 3 для дальнейшего подсчёта.

Таблица 3 - Значение кровотока для данных моделей

Модель	, м ³ /с			
Стандартная	$25,08 \cdot 10^{-4}$	$41,77 \cdot 10^{-4}$	$33,44 \cdot 10^{-4}$	$27,84 \cdot 10^{-4}$
Смещённая	$22,68 \cdot 10^{-4}$	$45,37 \cdot 10^{-4}$	$31,21 \cdot 10^{-4}$	$27,11 \cdot 10^{-4}$

Для решения уравнения (1) нужно так же подсчитать , все параметры для расчёта взяты из табл. 1 и 4. Результаты собраны в таблицу 5 для дальнейшего расчёта.

Плотность потока жидкости: .

Таблица 4 - Исходные данные статического давление.

Модель	, Па	, Па	, Па	, Па
Стандартная	0	0	10	15
Смещенная	0	0	10	15

Таблица 5 - Значение давления для данных моделей

Модель	, Па	, Па	, Па	, Па
Стандартная	47,25	189	94	99
Смещенная	47,25	189	94	146,25

Таким образом, подставив результаты из табл. 2 и 3 в уравнение (1) можно получить значение потери энергии для каждой из модели. Результаты представлены в виде табл. 5.

Таблица 6 - Потеря энергии

Модель	, мВт
Стандартная	3,16
Смещенная	2,75

Рассчитанные значения показывают, что в стандартной модели происходит большая потеря энергии при прохождении крови через кавопульмональное соединение, а наименьшая потеря у смещенной модели. В смещенной модели происходит экономия энергии и из-за этого потери становятся меньше чем в стандартной модели.

Выводы

Были построены две модели кавопульмонального соединения при хирургической реконструкции одножелудочкового кровообращения: стандартная, как идеальный случай подсоединения вен и артерий напрямую и смещенная вены подсоединены со сдвигом относительно центра симметрии.

Были построены графики распределения скоростей в проектируемых моделях соединения, определены зоны застойных зон, где скорость течения жидкости равны нулю.

Рассчитана с помощью формулы (1) потеря энергии для каждой модели кавопульмонального соединения: стандартная модель – 3,16 мВт, смещенная модель – 2,75 мВт.

Выявлено, что основные зоны застоя жидкости находятся в месте соединения вен и артерий. В смещенной модели происходит экономия энергии и из-за этого потеря энергии становится меньше чем в стандартной модели.

Тем не менее, кровоток в человеческом кровообращении не идеализирован, и механическая энергия может необратимо преобразовываться в тепловую энергию через вязкие силы. Из-за своей необратимости эта энергия теряется.

Заключение

Процедура Фонтана – современный метод операции, которая проводится при отсутствии функциональности одного из желудочков сердца. Эта коррекция позволяет направить венозную, не обогащённую кислородом, кровь мимо сердца напрямую в легочную артерию, чтобы сохранить легочный круг кровообращения. Главным плюсом данной процедуры является снятие нагрузки с неработающего желудочка. Такие операции чаще всего проводят детям из-за того, что им нельзя делать пересадку здорового донорского органа.

В кавопульмональном соединении необходимо учитывать какой поток жидкости будет, в данном исследовании был рассмотрен турбулентный поток. Основным фактором потери энергии при течении крови является уменьшение скорости потока течи крови.

Таким образом, моделирование данного соединения является приближенным вычислением, так как изначально обуславливается ряд условий о свойствах крови. Данная работа позволяет оценить значение потери энергии при прохождении крови через смоделированное кавопульмональное соединение. По данным наработкам можно провести исследование данного соединения. В ходе данной работы были решены все поставленные задачи.

Библиографический список

1. Rijnberg F.M., Hazekamp M.G., Wentzel J.J., de Koning P.J.H., Westenberg J.J.M., Jongbloed M.R.M, Blom N.A. and Roest A.A.W. Concept and Clinical Implications of Adverse Energetics in Patients With a Fontan Circulation // Energetics of Blood Flow in Cardiovascular Disease – 2018 – Vol.137 – No.22.
2. Khoo D.P.Y., Cookson A.N., Gill H.S. and Fraser K.H. Normal fluid stresses are prevalent in rotary ventricular assist devices: A computational fluid dynamics analysis // The International Journal of Artificial Organ. – 2018 –P. 1-14.

3. Dresar P., Rutten M.C.M., Gregoric I., Duhovnik J. A Numerical Simulation of HeartAssist5 Blood Pump Using an Advanced Turbulence Model // Biomedical Engineering. – 2018 – Vol. 64 – Is. 5 – P. 673-679.
4. Engelke J., Karmonik C., Rengier F., Partovi S., Popov A.F., Osswald A., Arif R., Schmack B., Raake P., Simon A.R., Doesch A., Weymann A., Lotz J., Karck M., Ruhparwar A. Competing Flow Between Partial Circulatory Support and Native Cardiac Output: A Clinical Computational Fluid Dynamics Study // Adult Circulatory Support. – 2017 – Vol. 64 – Is. 5 – P. 636-642.
5. M. A. Rezaienia, G. Paul, E. J. Avital, M. Rothman, and T. Korakianitis Computational Parametric Study of the Axial and Radial Clearances in a Centrifugal Rotary Blood Pump // Adult Circulatory Support. – 2018 – Vol. 64 – Is. 5 – P. 643-650.
6. S. G. Chopski, O. M. Rangus, W. B. Moskowitz, and A.L. Throckmorton Experimental Measurements of Energy Augmentation for Mechanical Circulatory Assistance in a Patient-Specific Fontan Model // Artificial Organs. – 2014 – Vol. 38 – Is. 9 – P. 791-799.
7. E. A. Downs, W. B. Moskowitz, and A. L. Throckmorton Steady Flow Analysis of Mechanical Cavopulmonary Assistance in MRI-Derived Patient-Specific Fontan Configurations // Artificial Organs. – 2012 – Vol. 36 – Is. 11 – P. 972-980.
8. P. C. Frommelt, E. Gerstenberger, J. F. Cnota, M. S. Cohen, J. Gorentz, K. D. Hill, J. Blaine John, J. C. Levine, J. Lu, W. T. Mahle, R. T. McCandless, L. Mertens, G. D. Pearson, C. Spencer, D. Thacker, I. A. Williams, P. C. Wong, J. W. Newburger and Pediatric Heart Network Investigators, JOURNAL // OF THE AMERICAN COLLEGE OF CARDIOLOGY. – 2014 – Vol. 64 – No. 19 – P. 2026-2035.
9. T. M. Healy, C. Lucas and A. P. Yoganathan Noninvasive Fluid Dynamic Power Loss Assessments for Total Cavopulmonary Connections Using the Viscous Dissipation Function: A Feasibility Study // Journal of Biomechanical Engineering. – 2001 – Vol. 123 – P. 317-324.
10. M. Ghoreyshi and M. S. Saidi, M. Ali Navabi, B. D. Firoozabadi, R. Shabanian, Int. J. Numerical investigation of Ante grade Flow effects on flow pulsations in Fontan operation // Biomedical Engineering and Technology. – 2012 – Vol. 10 – No. 3.
11. Сатаненко А.А., Кудашов И.А., Писарева А.В. Разработка метода регистрации положения инъекционной иглы при проведении пункции периферических сосудов//Системный анализ и управление в биомедицинских системах. 2019. Т. 18. № 4. С. 93-104.

VELOCITY DISTRIBUTION IN A CO-MUSLIM COMPOUND DURING SURGICAL RECONSTRUCTION OF A UNISOLVENT CIRCULATION

Ermolenko S.I.

Bauman Moscow State Technical University, Moscow, sweet.scheck@yandex.ru

Keywords: cavopulmonary connection, artery, computational fluid dynamics, the energy loss, the method of the Fountain

Annotation. The paper solves the problem of calculating the energy loss of a fluid flow using computational fluid dynamics through a simulated cavopulmonary junction using the COMSOL Multiphysics software package.

In the world, many people suffer from cardiovascular diseases. One of these is an affected unipolar heart defect - one ventricle does not perform its function. To save life, in the absence of a donor heart, the patient is given a surgical reconstruction of the single-ventricular blood circulation.

Single-ventricular blood circulation is a cavopulmonary junction in which venous blood is passively directed to the lungs, bypassing the non-functioning sub-pulmonary ventricle. Modern modeling methods allow us to study the flow of fluid, trace the loss of speed when passing through veins and arteries.

The chosen method was used to simulate a cavopulmonary junction of two configurations in the COMSOL Multiphysics software package: standard and offset. In the course of this work, velocity distribution graphs were obtained, and the energy loss in the simulated connection was calculated.

The main loss occurs when the fluid passes through the junction of the artery and veins (in the middle of the junction). In the offset model, the speed loss is less than in the standard model and therefore the energy loss is less.

ИССЛЕДОВАНИЕ РЫНКА ТРЕНАЖЁРОВ ДЛЯ ОТРАБОТКИ НАВЫКОВ ВЫПОЛНЕНИЯ СОСУДИСТОГО ШВА

Давыдова И. Д.

МГТУ им. Н.Э. Баумана, г. Москва, irinaland04@mail.ru,

Научный руководитель статьи Писарева Аза Валерьевна, доцент (к.н.) кафедры медико-технического менеджмента МГТУ им. Н.Э. Баумана, г. Москва, pavpav@bmstu.ru

Ключевые слова: сосудистый шов, артерии, медицинский тренажёр, симуляционное оборудование, себестоимость продукта

Аннотация. В данной статье описываются аналоги разрабатываемых тренажёров с их достоинствами и недостатками. Рассчитана стоимость разработанной модели. Во время хирургических операций одним из

наиболее опасных, угрожающих жизни состояний является кровотечение, которое может привести к летальному исходу. Важной задачей сосудистой хирургии является подготовка специалистов путем развития их навыков, максимально приближенных к природным условиям.

Решение проблемы заключается в разработке системы моделирования кровотока с пульсирующим контуром, которая поможет оценить качество выполняемой специалистом сосудистой хирургии, а также повысить уровень мастерства.

Оценка специалиста, если анализировать с профессиональной точки зрения, ведётся по критериям его умений и навыков в данной области, а также способности быстрого принятия решений и выполнения ряда манипуляций и вмешательств, особенно при особо сложных состояниях.

Во многих странах существует статистика врачебных ошибок, которая позволяет оценивать причины неточного установления диагноза, неверного проведения лечения, а также влияние личных и внешних факторов. Например, в учреждениях здравоохранения США статистика показывает, что ежегодно 251 тысяч смертей случаются по причине предотвратимых врачебных ошибок [1,2]. Данные представлены на рисунке 1.

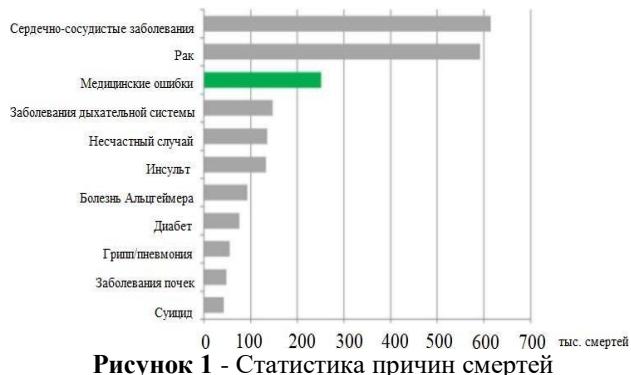


Рисунок 1 - Статистика причин смертей

Согласно постановлению Правительства РФ от 21 июля 2012 г. N 750 "Об утверждении Правил передачи невостребованного тела, органов и тканей умершего человека для использования в медицинских, научных и учебных целях, а также использования невостребованного тела, органов и тканей умершего человека в указанных целях" возможность проведения практики заметно уменьшается, так как происходит сокращение материала для отработки навыков на трупном материале [3].

Согласно введению системы непрерывного медицинского и фармацевтического образования в виде индивидуального пятилетнего цикла обучения соответствующей специальности, каждый медицинский работник должен проходить аккредитацию или сертификацию каждые пять лет, которая основана по большей части на сдаче практических умений [4,5].

На основании вышесказанного, проблема заключается в поиске методов по улучшению качества образования медицинских работников посредством отработки навыков в максимально близких к естественным условиям, а также с помощью этих методов аккредитование их на протяжении последующих лет работы. Клинические решения, принимаемые в условиях ограниченного времени и стресса, должны быть доведены до автоматизма, прежде чем медицинский специалист приступит к выполнению операции на человеке.

Решением данной проблемы является введение симуляционного обучения, которым активно пользуются за границей и которое набирает обороты в нашей стране [6]. Актуальность решаемой в работе проблемы обусловлена необходимостью отработки навыков при выполнении сосудистого шва медицинскими специалистами.

Целью работы служит анализ рынка по тренажерам для выполнения сосудистого шва, расчёт себестоимости разработанного тренажера [7], который обладает следующими свойствами и функциями:

- 1) независимая от компьютера системы имитации кровотока,
- 2) необходимая для отработки навыков, проверки специалистов на правильность выполнения операций,
- 3) способная показывать время кровотечения и объём потерянной крови.

Задачей работы является выявление информации в отрасли симуляционного обучения, анализ конкурентов в создании системы.

Рынок сбыта симуляционного оборудования

В последнее время симуляционное обучение набирает популярность в сфере здравоохранения, так как является неотъемлемой частью в подготовке медицинских специалистов. В связи с этим рынок потребителей очень широк. Высшие медицинские учебные заведения заинтересованы приобретением тренажеров. В стране организовываются симуляционные центры для аккредитации медицинских специалистов, которым также необходимы данные тренажеры. Сами медицинские специалисты и студенты заинтересованы в приобретении небольших тренажеров для отработки навыков.

Анализ основных конкурентов на рынке симуляционного оборудования

Для создания конкурентоспособного изделия необходима оценка качества, наличия необходимых уникальных свойств и функций изделия, а также его ценовая категория. Существует множество компаний по

производству симуляционного оборудования в области медицины, затрагивающие разные аспекты проведения операций, наложения швов и другие. Наиболее известными в России считаются ГЕОТАР, Virtumed.

На рисунке 2 представлен тренажер фирмы ГЕОТАР по отработке наложения сосудистого шва. Представлена силиконовая трубка, закрепленная на стенде, изготовленная из силикона, который близок по тактильным ощущениям с сосудами человека и который подвергается разрезу и дальнейшему выполняемому наложению шва [6]. Недостатком является отсутствие наполняемостью крови, следственно, и пульсации кровотока.



Рисунок 2 - Тренажёр компании ГЕОТАР

Компания Virtumed также представляет для отработки хирургических манипуляций тренажер. Данный тренажёр изображён на рисунке 3, он оснащён встроенной помпой, которая имитирует ток крови по венам (непрерывный поток) и артериям (пульсирующий поток). После наложения сосудистых швов возможна проверка герметичности анастомоза. Возможна регулировка глубины тренажёра для удобства размещения макетов тканей и сосудов разных размеров [6]. Стоимость данного тренажёра составляет 12 тыс. рублей.



Рисунок 3 - Тренажёр компании Virtumed

Новизна разрабатываемого тренажёра

Тренажёры для отработки навыков выполнения сосудистого шва существуют. Разработанная модель имеет ряд преимуществ перед ними:

1. подача имитированной крови и создание пульсации важны для достижения эффекта близкого к реальным условиям проведения операции, так как швы будут накладываться на сосуды, пульсирующие и заполненные кровью;
2. возможность замены сосудов, прежде всего для универсальности тренажёра, таким образом, можем заменить имитированные сосуды на новые, а также использовать сосуды с различной толщиной стенок;
3. подсчёт количества крови и затраченного на выполнение задания времени требуется для оценки обучаемого, как для сдачи экзамена, зачёта, так и для повышения личной эффективности и улучшению навыков наложения швов.

Расчёт себестоимости продукции произведен в таблицах 1 и 2.

Таблица 1 – Себестоимость комплектующих элементов

Название	Количество	Стоимость, руб
Насос	1	280
Arduino Uno	1	350
Блок питания 24 В	1	500
Клапан	1	140
LCD-экран	1	225
Датчик давления	1	300
Датчик расхода жидкости	1	270
Трубки, имитирующие сосуды	50 см	150
Итого		2215

Таблица 2 - Себестоимость продукции в количестве 20 шт.

Показатель	Стоимость, руб
Сырье и материалы (трубки, припой, изоляция)	2520
Покупные полуфабрикаты (составляющие компоненты)	25980
Возвратные отходы	0
Затраты на электроэнергию на технологические цели (пайка компонент, затраты во время программирования контроллера)	144
Затраты на топливо на технологические цели	680
Основная заработная плата производственных рабочих	40000
Дополнительная заработная плата производственных рабочих	6230
Отчисления во внебюджетные фонды на сумму основной и дополнительной заработной платы производственных рабочих	8578
Общепроизводственные расходы	1298
Общехозяйственные расходы	5468
Расходы на продажу (комерческие расходы)	2476
Производственная себестоимость (1+ 2 – 3 + 4 + 5 + 6 + 7 + 8 + 9 + 10 + 11)	93 374
Полная себестоимость 20 шт. (13+12)	95 580

С/С производственная = М + П – В + Э + Т + ЗПос + ЗПдоп + Отч + РПОП + ПБ + ПР + ОПР + ОХР,
где М – затраты на сырье и материалы;

П – затраты на полуфабрикаты;

В – сумма возвратных отходов;

Э – затраты на электроэнергию;

Т – затраты на топливо;

ЗПос – затраты на выплаты основной заработной платы рабочих, занятых производством продукции;

ЗПдоп – затраты на выплаты дополнительной заработной платы рабочих, занятых производством продукции;

Отч – сумма отчислений в фонды, которые являются внебюджетными, на основную и дополнительную заработную плату производственных рабочих;

РПОП – сумма расходов на подготовку и освоение производства;

ПБ – сумма потерь от брака;

ПР – сумма прочих затрат;

ОПР – часть общепроизводственных расходов;

ОХР – часть общехозяйственных расходов.

Полная себестоимость рассчитывается по формуле:

С/С полная = С/С производственная + РК,

где С/С производственная – производственная себестоимость;

РК – расходы коммерческие.

Рассчитанная полная себестоимость отражает сумму всех затрат на весь объём выпуска продукции.

С/С производственная=2520+25980-0+144+680+40000+6230+8578+1298+5468=93 374

С/С полная =93 374+2476=95 580.

При условии выпуска за месяц 20 тренажёров, получим себестоимость одной штуки составляет 4779.
(95850/20=4 779 руб.)

Заключение

Исходя из себестоимости комплектующих элементов можно сделать вывод, что производство данного тренажера по себестоимости компонентов очень низкое. Учитывая все достоинства перед тренажерами крупных компаний-производителей аналогичных тренажеров, разработанный тренажер имеет право на выход на рынок. В основном все комплектующие элементы были закуплены в Китае через глобальную виртуальную торговую площадку AliExpress.

Библиографический список

1. Makary M., Daniel M. Medical error — the third leading cause of death in the US // The British Medical Journal. – 2016. – Vol. 353. – N 8056. – P. 236 – 238. 2. James JT A new, evidence-based estimate of patient harms associated with hospital care // Journal of Patient Safety. – 2013. – Vol. 9. – N 3. – P. 122 – 128.
2. Motola I., Devine L.A., Hyun Soo Chung, Sullivan J. E., Issenberg S.B. Simulation in healthcare education: A best evidence practical guide. AMEE Guide No. 82 // Medical Teacher. –2013. – Vol. 35. – N 10. – P. 1511 – 1530.
3. Постановление Правительства РФ от 21 июля 2012 г. N 750 "Об утверждении Правил передачи невостребованного тела, органов и тканей умершего человека для использования в медицинских, научных и

учебных целях, а также использования невостребованного тела, органов и тканей умершего человека в указанных целях".

4. Приказ Министерства здравоохранения Российской Федерации от 25 февраля 2016 г. N 127н "Об утверждении сроков и этапов аккредитации специалистов, а также категорий лиц, имеющих медицинское, фармацевтическое или иное образование и подлежащих аккредитации специалистов" (зарегистрирован Министерством юстиции Российской Федерации 14 марта 2016 г., регистрационный N 41401).

5. Приказ Министерства здравоохранения РФ от 21 ноября 2017 г. N 926 "Об утверждении Концепции развития непрерывного медицинского и фармацевтического образования в Российской Федерации на период до 2021 года".

6. Сатаненко А.А., Кудашов И.А., Писарева А.В. Разработка метода регистрации положения инъекционной иглы при проведении пункции периферических сосудов//Системный анализ и управление в биомедицинских системах. 2019. Т. 18. № 4. С. 93-104.

7. Писарева А.В. Бизнес планирование. Учебное пособие//Издательство: Московский государственный технический университет имени Н.Э. Баумана (национальный исследовательский университет) (Москва), 2017 г., 56 с.

MARKET RESEARCH OF SIMULATORS FOR PRACTICING VASCULAR SUTURE SKILLS

Davydova I. D.

Bauman Moscow state technical University, Moscow, irinaland04@mail.ru,

The scientific supervisor of the article is Aza V. Pisareva, associate Professor (PhD) of the Department of medical and technical management of Bauman Moscow state technical University, Moscow, pavpav@bmstu.ru

Keyword: vascular suture, arteries, medical simulator, simulation equipment, product cost

Annotation. This article describes the analogs of the developed simulators with their advantages and disadvantages. The cost of the developed model is calculated. During surgical operations, one of the most dangerous, life-threatening conditions is bleeding, which can lead to death. An important task of vascular surgery is to train specialists by developing their skills as close as possible to natural conditions.

The solution to the problem is to develop a system for modeling blood flow with a pulsating contour, which will help assess the quality of vascular surgery performed by a specialist, as well as improve the level of skill.



РАЗРАБОТКА МЕДИЦИНСКОГО ЭКЗОСКЕЛЕТА С БИОЭЛЕКТРИЧЕСКИМ УПРАВЛЕНИЕМ

Куст С.Ю., Кадыров С.Х., Шостак П.А., Писарева А.В.

МГТУ им. Н.Э. Баумана, г. Москва, skyst1997@mail.ru@mail.ru, kadyrov.suleyman@yandex.ru,
shostak.petya@yandex.com, pavpav.06@mail.ru

Ключевые слова: электромиография, экзоскелет, блок регистрации, биоэлектрический сигнал, управление

Аннотация. В работе рассматривается разработка медицинского экзоскелета, управляемого биоэлектрическими сигналами. Медицинские экзоскелеты необходимы для реабилитации пациентов с заболеваниями или травмами мышц. В качестве биоэлектрического сигнала используется электромиографический сигнал, определяющий электрическую активность мышц. С помощью электромиографического сигнала возможно определить желаемое движение пациента.

Предложен вариант исполнения блока регистрации сигнала. Проведено исследование по определению количества и местоположения каналов регистрации сигнала для функционирования экзоскелета. Результаты исследования предварительно статистически обработаны.

Предлагаемый вариант медицинского экзоскелета нацелен на исправление недостатков аналогов. Предполагается, что готовое устройство будет дольше работать в непрерывном режиме, иметь более нативное управление по сравнению с аналогами за счет биологической связи с пациентом, а также будет быстрее реагировать на желаемые движения пациента.

Введение

Создание технических средств для восстановления способности самостоятельно ходить является сложной, однако важной задачей современной биотехнической инженерии. Сложность создания медицинских экзоскелетов обусловлена требуемыми прочностными характеристиками, эстетическим видом экзоскелета, а также способом управления биотехнической системой. Таким образом, разработка новых систем восстановления мышечной активности конечностей является актуальной технологической задачей.

Экзоскелет используется для реабилитации и абилитации пациентов с болезнями и травмами мышц. Используются медицинские экзоскелеты в медицинских учреждениях, а также частными лицами, нуждающимися в экзоскелете для адаптации в повседневной жизни посредством восполнения утраченных функций нижних конечностей. Обычно пользуются экзоскелетом пациенты с заболеваниями мышц, такими как парез, мышечная дистрофия, боковой миотрофический склероз, последствия инсульта, детский церебральный паралич (ДЦП), рассеянный склероз и другими. Также экзоскелеты применяют для восстановления

двигательных функций после травм мышц. Экзоскелет может вернуть инвалиду способность перемещаться в пространстве, помочь интегрироваться в общество, максимально возможно улучшить качество жизни.

Необходимость разработки и совершенствования экзоскелетов обусловлена увеличивающимся числом людей, нуждающихся в них, вследствие заболеваний мышц и мышечной ткани. Согласно [1] с 2010 по 2017 годы число жителей России, перенесших ишемический инсульт, возросло с 161 до 221 на 100 тысяч населения. Всего в России проживает 1 млн человек, перенесших инсульт [2]. Лишь 13% людей, перенесших инсульт, восстанавливаются в полном объеме, тогда как до 30% больных не имеют возможности обслуживать себя самостоятельно в быту и требуют посторонней помощи [3].

Способы управления медицинским экзоскелетом

В зависимости от наличия источника питания системы экзоскелеты делятся на активные и пассивные [4]. Активные экзоскелеты имеют внешний источник питания, энергия которого приводит механизмы биотехнической системы в действие, питает электрическую часть устройства. Пассивные экзоскелеты используют кинетическую энергию и силу человека.

Для медицинских целей подходят в основном только активные экзоскелеты, так как на начальных стадиях реабилитации конечность пациента может совсем не функционировать, и для совершения ею движений в целях терапии необходим внешний механизм с собственным источником питания. На данный момент, активное управление экзоскелетами осуществляется двумя способами: за счет использования силомоментных датчиков, а также датчиков ускорения и угла наклона, либо за счет комбинации вышеперечисленных датчиков с биоэлектрическими сенсорами.

Биоэлектрические сенсоры, или датчики, регистрируют электрический сигнал с поверхности тела пациента во время использования им экзоскелета. Это необходимо для осуществления обратной связи между экзоскелетом и пациентом.

Распространенным в протезировании и механотерапии биоэлектрическим сигналом обратной связи является электромиографический сигнал (ЭМГ). ЭМГ сигнал представляет собой электрический сигнал, обусловленный электрической активностью мышц. При сгибании и разгибании мышцы вырабатывают электрический сигнал, который может быть зарегистрирован на поверхности тела в области их расположения. По регистрируемому сигналу можно определить, какое движение совершается или было совершено. Таким образом, по регистрируемому ЭМГ сигналу в механотерапии можно определить, какое движение хочет совершить пациент. Затем экзоскелет совершает необходимое движение, либо помогает его совершить, если функциональность конечности утрачена не полностью.

Известные примеры медицинских экзоскелетов

В настоящий момент самым известным медицинским экзоскелетом является экзоскелет HAL производства компании CYBERDYNE (рисунок 1).

Устройство использует для управления электрическую активность мышц, регистрируемую с поверхности тела пациента. Для этого используется 18 электродных систем, также в комплект устройства входит специальная обувь, в которой установлены датчики давления ступни пациента на подошву. Движение определяется при обработке сигналов давления на обувь и регистрируемых с поверхности тела электрических сигналов мышц.

Данный аналог не подлежит продаже и сдается в аренду медицинским учреждениям. Также система работает всего 1 час в непрерывном режиме.



Рисунок 1 – Экзоскелет HAL



Рисунок 2 – Экзоскелет ReWalk

Другой пример медицинского экзоскелета – модель ReWalk производителя Argo Medical Technologies, Inc. Экзоскелет снабжен двигателями в тазобедренных и коленных суставах. ReWalk контролирует движение, используя мелкие изменения в положении центра тяжести. Устройство предназначено, чтобы позволить людям с повреждением спинного мозга на уровне T7 - L5 позвонков выполнять реабилитационную терапию.

Вышеперечисленные экзоскелеты не предназначены для спорта или автоматической ходьбы по лестнице. Более того, устройства работают в непрерывном режиме не более 2-ух часов.

Разработка медицинского экзоскелета

В связи с недостатками существующих медицинских экзоскелетов, а также по причине необходимости развития механотерапии в лечебных учреждениях была поставлена задача разработки нового медицинского экзоскелета, управляемого как сигналами с силомоментных датчиков, так и биоэлектрическими сигналами, регистрируемыми с поверхности тела пациента. Предполагается, что новый экзоскелет будет позволять

выполнять движение по лестнице, а также работу в непрерывном режиме до шести часов. Таким образом, экзоскелет может быть предназначен не только для использования в медицинских учреждениях, а также для частного постоянного пользования с целью реабилитации.

На базе факультета Биомедицинской техники МГТУ им. Н.Э. Баумана разработан макет блока регистрации сигнала для управлением медицинским экзоскелетом. Блок регистрации включает в себя хлорсеребряные электроды и электрическую схему, предназначенную для регистрации ЭМГ – сигнала с одной из мышц пациента. Для усиления электрического сигнала, передаваемого от хлорсеребряных электродов на схему, используется малошумящий инструментальный усилитель, предназначенный для медицинских изделий. Для дополнительного подавления синфазной помехи, искажающей выходной сигнал, добавлена схема «активной земли», реализованная на операционном усилителе [5]. Фильтр высоких частот с частотой среза 20 Гц был установлен для фильтрации постоянной составляющей сигнала, а также напряжения поляризации электродов. Перед аналого – цифровым преобразователем (АЦП) встроен пассивный фильтр низких частот (ФНЧ) с частотой среза 500 Гц (верхняя граница полезного спектра ЭМГ – сигнала). Для дискретизации аналогового сигнала установлен 16-битный АЦП.

Определение количества каналов регистрации

Одной из задач при разработке медицинского экзоскелета является определение количества каналов регистрации сигнала. Их должно быть достаточно для определения желаемого движения. Для определения количества каналов регистрации было проведено исследование по регистрации ЭМГ – сигнала с разных мышц здоровых испытуемых во время совершения разных движений. Для регистрации сигнала использовался разработанный блок регистрации. Данные с АЦП передавались на микроконтроллер. Микроконтроллер осуществлял цифровую фильтрацию сигнала с целью удаления сетевой наводки с частотой 50 Гц. Затем микроконтроллер передавал данные на персональный компьютер с помощью Универсального асинхронного приемопередатчика, где они были визуализированы в виде графиков.

В исследовании участвовало десять здоровых испытуемых. Средний возраст участников – 21 год. Каждый испытуемый совершал разные изолированные виды движений, в реализации которых участвуют мышцы нижних конечностей: сгибание голени, разгибание голени, сгибание бедра, разгибание бедра. Также исследовалось движение прямо и движение по лестнице. Электродная система (блок регистрации) крепилась попеременно на разные мышцы нижних конечностей: переднюю, медиальную, латеральную и двуглавую мышцы бедра, а также на большую ягодичную и подвздошно – поясничную мышцы.

Была рассчитана величина среднего квадратичного отклонения (СКО) сигналов, регистрируемых с мышц в состоянии покоя и в состоянии напряжения. Отношение сигнал – шум (ОСШ) определялось через отношение СКО сигнала для мышцы в состоянии напряжения к СКО сигнала для мышцы в состоянии покоя (1).

$$ОСШ = 20 \times \lg \left(\frac{СКО_{напр.}}{СКО_{покой}} \right) \quad (1)$$

Результаты

При ОСШ более 10 дБ можно надежно выделить биоэлектрический сигнал для применения его в управлении протезом или экзоскелетом [6]. Результаты исследования показали, что большинство исследуемых мышц могут быть использованы для управления экзоскелетом. Биологический сигнал с подвздошно – поясничный мышцы у большинства испытуемых выделить не удалось ни при одном виде движения. Большая ягодичная мышца показала значимый результат во время разгибания бедра. Двуглавая мышца бедра обеспечивает хороший сигнал при сгибании голени. Прямая и медиальная мышцы дают надежный сигнал при разгибании голени (рисунок 3). Прямая мышца бедра также обеспечивает значимый сигнал при сгибании бедра.

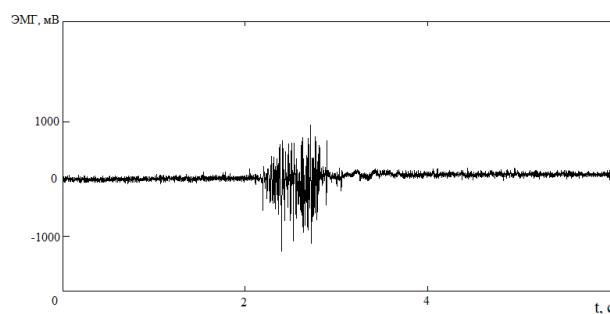


Рисунок 3 - ЭМГ сигнал, регистрируемый с прямой мышцей бедра при разгибании голени

Сигнал, регистрируемый с латеральной мышцей бедра, может быть использован для управления биотехнической системой, однако его ОСШ в среднем на 20 - 30 % меньше, чем у сигнала, регистрируемого с медиальной и прямой мышцами бедра. В таблице 1 приведены результаты расчета ОСШ для прямой мышцы бедра при разгибании голени и сгибании бедра. Достоверной разницы между двумя выборками обнаружено не было. Различие между средними значениями двух наборов данных проверялось с использованием критерия

Стьюдента для уровня статистической значимости 5%. Перед выполнением теста Стьюдента данные проверялись на нормальность распределения.

Таблица 1 - ОСШ сигнала, регистрируемого с прямой мышцы бедра, для разных видов движения.

№ испытуемого	Разгибание голени	Сгибание бедра
1	18.9	18.7
2	18.5	17.5
3	19.2	17.9
4	17.9	18.8
5	20.2	19.1
6	19.5	19.4
7	18.9	17.9
8	19.1	18.3
9	19.5	18.6
10	17.3	18.7

Обсуждение

Исходя из полученных результатов, для определения разницы между разгибанием голени и сгибанием бедра недостаточно регистрировать сигнал только с прямой мышцы бедра. Для определения желаемого движения в самом простом случае могут использоваться комбинации регистрируемых сигналов. Например, для определения момента разгибания голени могут использоваться сигналы, регистрируемые с прямой и медиальной мышцы бедра. Оба сигнала покажут достоверную разницу между состоянием покоя и состоянием напряжения мышц. В то же время отсутствие сигнала на медиальной мышце, или ОСШ сигнала с данной мышцы меньше определенного порогового уровня, при наличии полезного сигнала с прямой мышцы бедра указывают на выполнение сгибания бедра. При сгибании голени полезный сигнал регистрируется с двуглавой мышцы бедра, тогда как сигналы с прямой и медиальной мышц состоят преимущественно из шума. Разгибание бедра определяется комбинацией полезного сигнала, регистрируемого с большой ягодичной мышцы, и преимущественно шумового сигнала с прямой и медиальной мышц бедра.

При движении по лестнице и при движении прямо сигнал с медиальной мышцы бедра является полезным с точки зрения управления. Однако у прямой мышцы бедра полезный сигнал наблюдается только при движении по лестнице, а при обычной ходьбе надежно выделить биоэлектрический сигнал не удается. Таким образом, можно различить движение прямо и движение по лестнице. При подъеме по лестнице сигнал с медиальной и прямой мышц бедра показывает ОСШ в среднем на 2 – 2.5 дБ больше, чем при спуске. Разница между результатами для подъема и спуска по лестнице устанавливается с использованием критерия Стьюдента. Однако для подтверждения результата требуются дополнительные исследования с увеличением числа испытуемых.

Выводы

Для определения четырех изолированных движений, необходимых в управлении медицинским экзоскелетом, а также для осуществления движения прямо и движения по лестнице необходимо, как минимум четыре канала регистрации биоэлектрического сигнала. Сигналы необходимо регистрировать с прямой, медиальной и двуглавой мышц бедра, а также большой ягодичной мышцы. Вышеперечисленные каналы регистрации должны обеспечивать достаточно данных для функционирования медицинского экзоскелета. При этом увеличение количества каналов регистрации сигнала уменьшает удобство использования экзоскелета пациентом.

Планируется разработать экзоскелет, который будет обладать нативностью, то есть природностью, управления за счет биологической связи с пациентом. Блок регистрации ЭМГ сигнала обеспечивает нативность управления. Биологическое управление также способствует более быстрой ответной реакции экзоскелета на желание пациента произвести движение. Дальнейшие исследования будут направлены на разработку алгоритма управления экзоскелетом, системы питания, позволяющей непрерывную работу изделия в течении шести часов, а также на разработку системы приводов, обеспечивающих функционирование устройства.

Библиографический список

1. П.А. Мачинский. Сравнительная характеристика показателей заболеваемости ишемическим и геморрагическим инсультом в России // Медицинские науки. Патологическая анатомия. – 2019.- Т. 50. - №5. – С. 112 – 132.
2. Скворцова В.И. Медицинская и социальная значимость проблемы инсульта // Качество жизни. Медицина. - 2004. - № 4 (7). - С. 2-6.
3. М.А. Литвинова. Инсульт: современные тенденции развития и профилактическая работа врача // Здоровье и образование в XXI веке. - 2017. – Т. 19. – № 5. - С. 20 - 22.
4. А.А. Воробьев. Экзоскелет как новое средство в абилитации и реабилитации инвалидов (обзор) // Современные технологии в медицине. – 2015. – Т. 7. - № 2. - С. 185 – 197.

5. А. П. Гордейчук Система «активной земли» в электроэнцефалографах // Петербургский Журнал Электроники. - 2005. - №2.
 6. Гурфинкель В.С. Биоэлектрическое управление/ В.С.Гурфинкель. – М.: Наука, 1972.

DEVELOPMENT OF MEDICAL EXOSKELETON WITH BIOELECTRIC CONTROL

Kust S.Y., Kadirov S.K., Shostak P.A., Pisareva A.V.

Bauman Moscow State Technical University, Moscow, skyst1997mail.ru@mail.ru, kadyrov.suleyman@yandex.ru, shostak.petya@yandex.com, pavpav.06@mail.ru

Keywords: electromyography, exoskeleton, registration unit, bioelectric signal, control

Annotation. The paper considers the development of a medical exoskeleton controlled by bioelectric signals. Medical exoskeletons are necessary for the rehabilitation of patients with diseases or injuries of the muscles. As a bioelectric signal, an electromyographic signal is used that determines the electrical activity of the muscles. Using an electromyographic signal, it is possible to determine the desired movement of the patient. A variant of the signal registration block is proposed. A study was conducted to determine the number and location of signal registration channels for the exoskeleton functioning. The results of the study were previously statistically processed. The proposed version of the medical exoskeleton is aimed at correcting the shortcomings of analogues. It is assumed that the finished device will work longer in continuous mode, have a more native control compared to its analogues due to the biological connection with the patient, and will also respond faster to the desired movements of the patient.



СТЕНД ОПРЕДЕЛЕНИЯ ОПТИМАЛЬНОГО ПРИЖАТИЯ ЭЛЕКТРОДНОЙ СИСТЕМЫ ДЛЯ БИОНИЧЕСКОГО УПРАВЛЕНИЯ НА ОСНОВЕ СИГНАЛА ЭЛЕКТРИЧЕСКОГО ИМПЕДАНСА

Брико А.Н., Каправчук В.В.

Московский государственный технический университет им. Н.Э. Баумана, г. Москва, brikoan@bmstu.ru

Ключевые слова: бионическое управление, электрический импеданс, верхние конечности, сила прижатия электродной системы

Аннотация. Статья посвящена исследованию влияния силы прижатия электродной системы на сигнал электрического импеданса. Были проведены эксперименты, в ходе которых регистрировался сигнал электрического импеданса при итерационном увеличении силы прижатия электродной системы, расположенной в проекции мышц сгибателей верхней трети предплечья при выполнении сжатия кистевого эспандера. Углубление электродной системы в процессе измерений и регистрация сигналов производилась посредством специального стенда. В ходе измерений были получены зависимости электрического импеданса от силы прижатия и углубления электродной системы, а также представлен пример определения оптимального значения силы прижатия.

Введение

Определение типа и параметров выполняемого действия является важной задачей при разработке устройств, используемых для восполнения утраченных организмом функций. Современные исследования направлены на совершенствование систем управления, не позволяющих раскрыть весь функциональный потенциал существующих бионических устройств, способных антропоморфно реализовать действия с высокой точностью [1], [2], [3]. Одним из перспективных современных методов бионического управления является электроимпедансная миография, которая рассматривается в настоящей работе.

Электроимпедансная миография – неинвазивный метод определения нейромышечной активности, заключающийся в пропускании зондирующего тока высокой частоты между токовыми электродами и регистрацией возникающей разности потенциалов на измерительных электродах. Для регистрации сигнала используется тетраполярная электродная система, располагаемая в проекции участков при выполнении действия мышц. Сокращение мышц приводит к изменению сигнала электрического импеданса, вследствие изменения параметров среды зондирования, которая в случае расположения электродной системы на предплечье, включает в себя кожно-жировой слой, мягкие ткани и костную ткань.

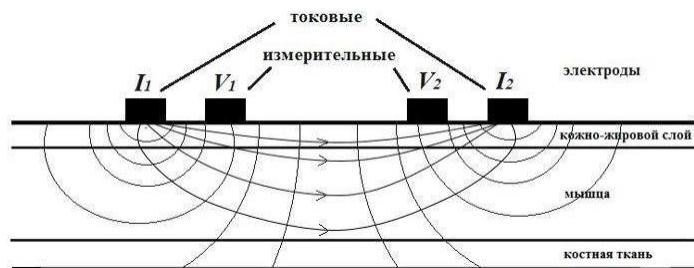


Рисунок 1 – Изображение тетраполярной электродной системы и модели среды зондирования

В ряде исследований было показано, что сигнал электрического импеданса сильно зависит от прижатия электродной системы, что вызывает сложности в воспроизведимости результатов и регистрации сигнала электрического импеданса без артефактов измерения [4], [5], [6].

В настоящей работе определялось оптимальное значение силы прижатия электродной системы посредством специального лабораторного стенда, которое позволяет проводить измерения электрического импеданса с большей стабильностью паттерна сигнала.

Материалы и методы

Стабильный контакт электродной системы с участком измерения можно достичнуть благодаря определенной степени прижатия электродов. При проведении измерений необходимо учитывать, что при недостаточном прижатии могут возникать перекосы положения электродной системы, связанные с утолщением мышц при сокращении, что, в свою очередь, может привести к нежелательным артефактам или полной потере контакта электродов с поверхностью кожи [7], [8]. Чрезмерное прижатие также недопустимо, так как оно приводит к дискомфорту и невозможности продолжительного использования системы.

Для определения оптимального прижатия электродной системы, позволяющего производить измерения с комфортом для испытуемого и обеспечить стабильность контакта, были произведены исследования на добровольцах в области верхней трети предплечья на специальном стенде (см. рис. 2,а). Для перемещения электродной системы относительно трех положений относительно области измерения и произведения вдавливания стенд включал в себя систему шаговых двигателей. Электродная система устанавливалась посредством крепежа на конструкцию с датчиками силы, что позволило регистрировать силу прижатия. Запись сигнала электрического импеданса осуществлялась с помощью прибора «Статус-А» (см. рис. 2,в). Технические характеристики комплекса приведены в таблице 1.

Таблица 1 - Технические характеристики

Стенд	Прибор «Статус-А»		
Максимальная сила вдавливания	10 даН	Частота зондирующего тока	75 кГц
Чувствительность	0.01 даН	Частотный диапазон сигнала	0-40 Гц
Частотный диапазон сигнала	0-40 Гц	Диапазон измерений	1-300 Ом
Шаг перемещения по осям X, Y и Z	50 мкм	Чувствительность измерений	10 мОм



Рисунок 2 – Используемое оборудование: а - стенд прижатия; б – кистевой эспандер; в – прибор «Статус-А».

Измерения при расположении электродной системы в области мышц-гибателей верхней трети предплечья и циклическом сжатии кистевого эспандера (с нагрузкой 10 даН) (см. рис. 2,б) были выполнены на добровольцах. В процессе записи производилось итерационное прижатие электродной системы посредством стенда. Пример измерений для добровольца с обхватом предплечья 30 см приведен на рисунке 3.

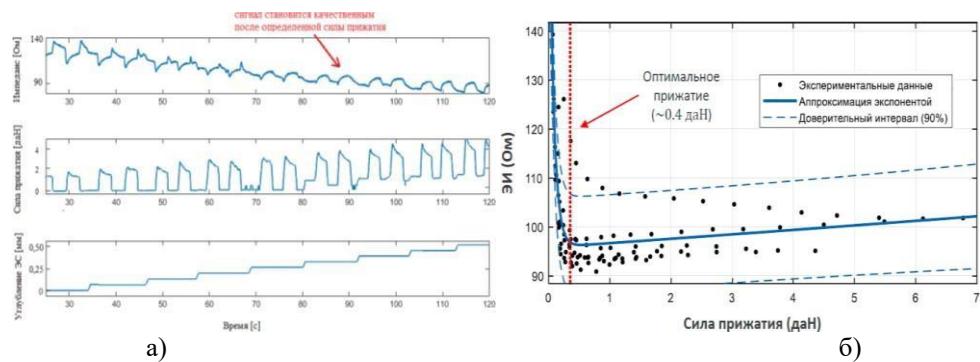


Рисунок 3 – Пример измерений: а - пример сигналов, зарегистрированных при итерационном увеличении силы прижатия электродной системы, расположенной в проекции мышц разгибателей верхней трети предплечья при выполнении добровольцем сжатия кистевого эспандера; б - зависимость электрического импеданса (ЭИ) от силы прижатия и углубления электродной системы (ЭС) в области мышц разгибателей верхней трети предплечья

В ходе измерений были получены зависимости электрического импеданса от силы прижатия и углубления электродной системы, а также определено оптимальное значение силы прижатия для представленного испытуемого, которое составило порядка 0.4 дан.

На основе анализа экспериментальных данных подтверждено, что сила прижатия электродной системы оказывает значимое влияние на сигнал электрического импеданса. Среднее значение оптимального прижатия электродной системы для испытуемых составило 0.5 дан. Данное значение оказалось приемлемым для стабильной регистрации паттерна сигнала при выполнении действия для большинства испытуемых.

Выводы

Полученные значения оптимальной силы прижатия позволяют получить качественный и повторяемый паттерн сигнала электрического импеданса, позволяющий точнее реализовывать бионическое управление, а также исключить дискомфорт пользователя при измерениях, вызванный чрезмерным прижатием электродной системы. Силу прижатия электродной системы к поверхности кожи следует учитывать при использовании систем управления бионическими устройствами на основе сигнала электрического импеданса, оптимальное значение которого возможно определять посредством представленного стенда.

Исследование выполнено при финансовой поддержке РФФИ и DFG в рамках научного проекта № 20-58-12006

Библиографический список

1. Pasquina P. F. et al. Recent advances in bioelectric prostheses //Neurology: Clinical Practice. – 2015. – Т. 5. – №. 2. – С. 164-170.
2. Amici C. et al. Bioelectric prostheses: review of classifications and control strategies //Giornale italiano di medicina del lavoro ed ergonomia. – 2015. – Т. 37. – №. 3. – С. 39-44.
3. Geethanjali P. Myoelectric control of prosthetic hands: state-of-the-art review //Medical Devices (Auckland, NZ). – 2016. – Т. 9. – С. 247.
4. A. Albulbul, Adrian D. C. Chan, "Electrode-Skin impedance changes due to an externally applied force" IEEE 2012
5. Bahareh Taji, Adrian D. C. Chan, "Effect of Pressure on Skin-Electrode Impedance in Wearable Biomedical Measurement Devices", IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement, 2018
6. Briko A. [и др.]. Effect of Electrode Pressure on Neuromuscular Signals During Hand Movements IEEE, 2019. 120–123 с.
7. Kobelev A.V., Shchukin S.I., Anthropomorphic prosthesis control based on the electrical impedance signals analysis, // 2018 Ural Symposium on Biomedical Engineering, Radioelectronics and Information Technology (USBEREIT). 7–8 May 2018. Yekaterinburg, Russia
8. T. Zagar and D. Krizaj "Electrical impedance of relaxed and contracted skeletal muscle", Hermann Scharfetter, Robert Merva (Eds.): ICEBI 2007, IFMBE Proceedings 17 (2007).

STAND FOR DETERMINING THE OPTIMAL PRESSURE OF THE ELECTRODE SYSTEM FOR BIONIC CONTROL BASED ON THE ELECTRICAL IMPEDANCE SIGNAL

Briko A.N., Kapravchuk V.V.

Bauman Moscow State Technical University, Moscow, briko@bmstu.ru

Keywords: bionic control, electric impedance, upper extremities, pressure force of the electrode system

Annotation. The article is devoted to the study of the influence of the pressure force of the electrode system on the signal of the electrical impedance. Experiments were conducted in which an electrical impedance signal was registered with an iterative increase in the clamping force of the electrode system located in the projection of the flexor muscles of the upper third of the forearm when performing hand expander compression. The electrode system was deepened during the measurement process and signals were registered using a special stand. During the measurements, the dependences of the electrical impedance on the clamping force and the depth of the electrode system were obtained, and an example of determining the optimal value of the clamping force was presented.

РАЗРАБОТКА МОДУЛЯ РЕГИСТРАЦИИ ТРЕМОРА КИСТЕЙ РУК НА БАЗЕ ТЕРМЕНВОКСА

Ефремова А. С., Смирнова А.А., Писарева А.В., Николаев А.П.

Московский государственный технический университет им. Н.Э. Баумана, г. Москва,
albinaefremova11@gmail.com

Ключевые слова: трепор, терменвокс, генератор частоты биений, частота, амплитуда

Аннотация. В данной статье рассматривается разработка модуль для регистрации трепора кистей рук на базе терменвокса. Задача заключалась в том, чтобы создать совершенно новое устройство для регистрации дрожательных колебаний, которое сможет точно установить тип трепора. Разрабатываемый модуль основан на базе терменвокса – музыкального инструмента, который является высокочувствительным прибором, реагирующим на малейшие изменения электромагнитного поля рядом с антенной. Таким образом, колебания рук преобразуются в электрический сигнал звуковой частоты, что дает возможность оценить амплитуду

тремора и установить тип гиперкинеза у пациента. Было показано, что разрабатываемый прибор обладает преимуществом перед существующими, так как не требует физического контакта, компактен и имеет небольшую стоимость.

Введение

Тремор является самым распространенным гиперкинезом [1]. Он может проявляться на фоне нервных расстройств, утомления, тревоги, депрессии, физической нагрузки, или после приема лекарственных препаратов. Также тремор может быть симптомом многих заболеваний, таких как болезнь Паркинсона, дистонии, мозжечковой патологии т.д.

На сегодняшний день встречаемость таких патологий увеличивается с возрастом. Самым популярным является эссенциальный тремор. Распространенность его по данным различных исследователей составляет от 0,41% до 3,92% в общей популяции и существенно возрастает с возрастом. В возрастной группе старше 60 лет она составляет от 1,3% до 5,05%, 85-94 лет – 9,9%, а в возрастной группе больных старше 95 лет – 21,7% [1], [2], [3]. Из 1000 человек примерно 67 страдают заболеваниями, сопровождающимися непроизвольными осцилляциями.

Существует шкала выраженности эссенциального тремора для оценки тяжести эссенциального тремора. По ней можно определить какая стадия тремора наблюдается у пациента, но для этого необходимо зарегистрировать амплитуду гиперкинеза [2]. Данная причина является основанием для создания модуля регистрации тремора кистей рук на базе терменвокса, с помощью которой возможно определить с какой амплитудой происходят дрожательные колебания у больного.

В данной работе был разработан модуль регистрации тремора кистей рук на базе терменвокса, включающий в себя блок регистрации сигнала, блок обработки сигнала и блок вывода сигнала [8].

Разработанная конструкция модуля регистрации состоит из прибора «терменвокса», блока обработки сигнала и блока вывода сигнала.

Сам «терменвокс» является высокочувствительным прибором, реагирующим на малейшие изменения электромагнитного поля рядом с антенной [4]. Движение рук преобразуется в электрический сигнал звуковой частоты, который передается на блок обработки сигнала, а далее на дисплей, где врач, основываясь на известных данных о треморе, может оценить состояние пациента. Таким образом, разрабатываемый прибор позволит максимально точно определить какой вид тремора наблюдается у пациента, что позволит подобрать правильное лечение. Актуальность разработки состоит в том, что никто до этого не использовал музыкальный прибор для диагностики заболевания тремора.

В основе терменвокса используются генератор частоты биений, который содержит два генератора, генерирующих независимые сигналы на угловых частотах ω_1 и ω_2 (рисунок 1). Они используются для генерации тона инструмента. Первый генератор, который подключен к антенне, имеет переменную частоту, которая изменяется при колебаниях руки, а второй с постоянной частотой.

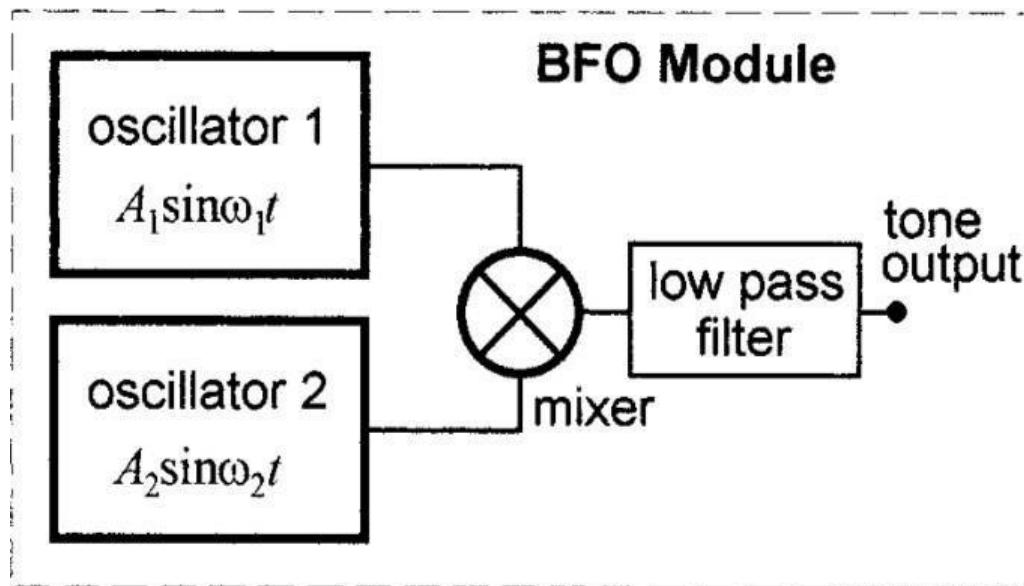


Рисунок 1 - Генератор частоты биений

Чем дальше рука человека находится от антенны, тем меньше будет частота у сигнала. Но при этом при треморе руки частота не будет меняться, так как дрожание происходит во фиксированном амплитудном диапазоне. И чтобы увидеть изменение частоты необходимо чтобы колебания были не в одном диапазоне (рисунок 2).

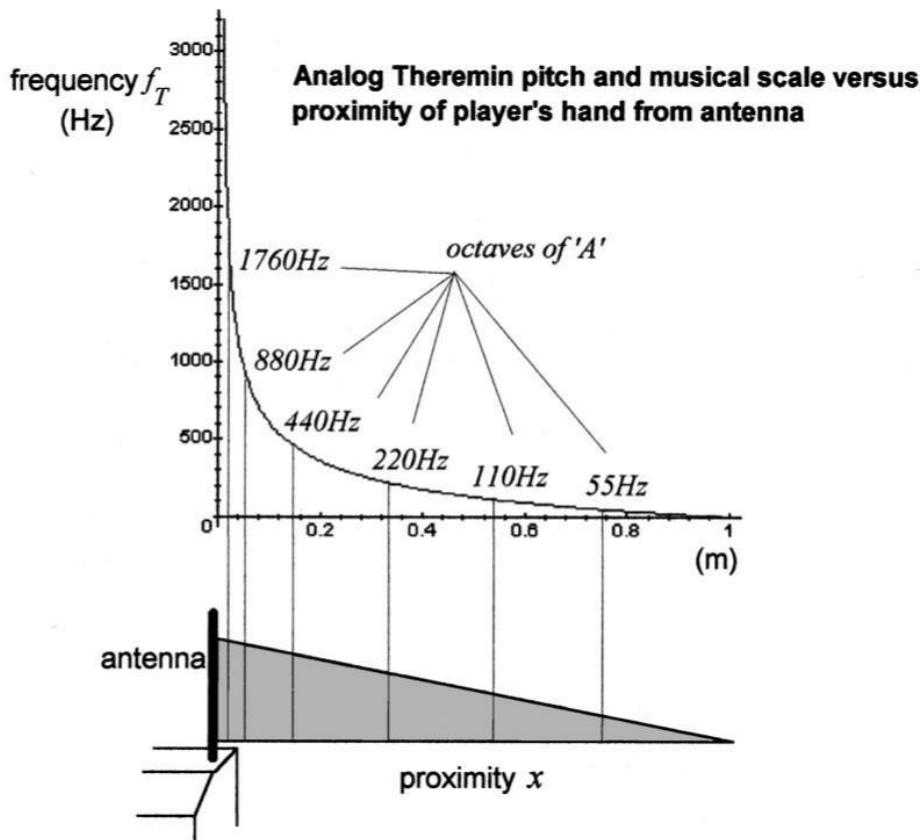


Рисунок 2 - Зависимость частоты тона терменвокса и близостью руки к частотной антенне

На рисунке 2 показана зависимость частоты тона терменвокса и близостью руки к частотной антенне. Целью данной работы являлась разработка нового прибора для регистрации тремора кистей рук, который бы смог точно установить тип двигательных осцилляций у пациента и, следовательно, определить диагноз заболевания. Для достижения цели были поставлены следующие задачи:

- 1) Определить численность поражения тремора среди населения
- 2) Анализ литературных данных тремора
- 3) Обзор существующих методов диагностики тремора
- 4) Создание идеи прибора
- 5) Разработка схемы БТС модуля регистрации тремора
- 6) Разработка структурной схемы БТС
- 7) Разработка принципиальной электрической схемы
- 8) Чертеж разрабатываемого модуля

На данный момент существует немалое количество методов диагностики тремора. Проведя анализ литературы и обзор рынка можно отметить, что все они регистрируют тремор недостаточно точно, к тому же имею большую стоимость. Число заболеваемости тремором растет среди населения и, следовательно, требует современных и доступных методов лечения.

Первый и наиболее популярный это метод **электромиографии** (ЭМГ). Метод косвенного анализа тремора, в котором регистрируют электрические потенциалы, генерируемые мышечными волокнами в процессе сокращения. Ритмическую активность мышц регистрируют, преобразовывают и представляют в виде разнообразных параметров треммограммы [5].

Рассматривают три вида ЭМГ регистрации:

- Накожная ЭМГ;
- Игольчатая ЭМГ;
- Длительная ЭМГ-регистрация

Кинематические методы

Существует несколько кинематических методов регистрации тремора. Например, устройства, которые регистрируют только механический эффект сердцебиения, тремора и дыхательной активности человека [6]. Основным принципом является фиксация двигательных колебаний кистей рук, которая осуществляется с помощью специальных датчиков [5].

Известны три вида кинематических методов регистрации тремора:

- Акселерометрия
- Гирроскопия
- Системы видеорегистрации

Другие кинематические системы регистрации тремора:

- электромагнитные следящие системы – регистрирующие устройства, состоящие из передатчика, генерирующего низкочастотное магнитное поле, и приемника сигнала;
 - системы на основе гибких угловых датчиков – используют принцип регистрации изменений электрического сигнала, происходящих при нарушении геометрии датчиков. Так, например, в специальных угломерных приборах – гониометрах – натяжение особых сенсорных устройств при движениях вызывает электрический ток, пропорциональный углу (например, углу сгибания конечности в исследуемом суставе);
 - системы с комбинированными кинематическими сенсорными устройствами (оптико-механическими, оптико-электронными и т.п.). Многие из них используют отражаемые или активные световые маркеры, фиксируемые на коже. Системы фиксируют трехмерные движения и оценивают средние 3D-скорости, средние 3D-ускорения и среднюю 3D-дисперсию [5], [6], [7].

В таблице 1 представлены описанные выше существующие методы диагностики трепора.

Таблица 1 – Существующие методы диагностики трепора

Методы диагностики трепора	Принцип регистрации трепора
Накожная ЭМГ	Производится запись суммарной ЭМГ активности.
Игольчатая ЭМГ	Производится запись с помощью игольчатых электродов и выделяет потенциалы действия отдельных двигательных единиц из общего сигнала.
Длительная ЭМГ – регистрация	Происходит длительная запись ЭМГ активности с помощью накожных электродов.
Акселерометрия	Измеряются ускорения оси датчика. Датчики регистрируют ускорение, которое отмечается при каждом движении.
Гироскопия	Трансформируют скорость вращения конечностей и туловища в показатели, измеряющие трепор.
Системы видеорегистрации	Регистрируют и анализируют кинематику колебательных движений.

В ходе работы была разработана схема БТС модуля регистрации трепора кистей рук на базе терменвокса (рисунок 3), схема структурная, принципиальная электрическая схема и чертеж разрабатываемой конструкции.

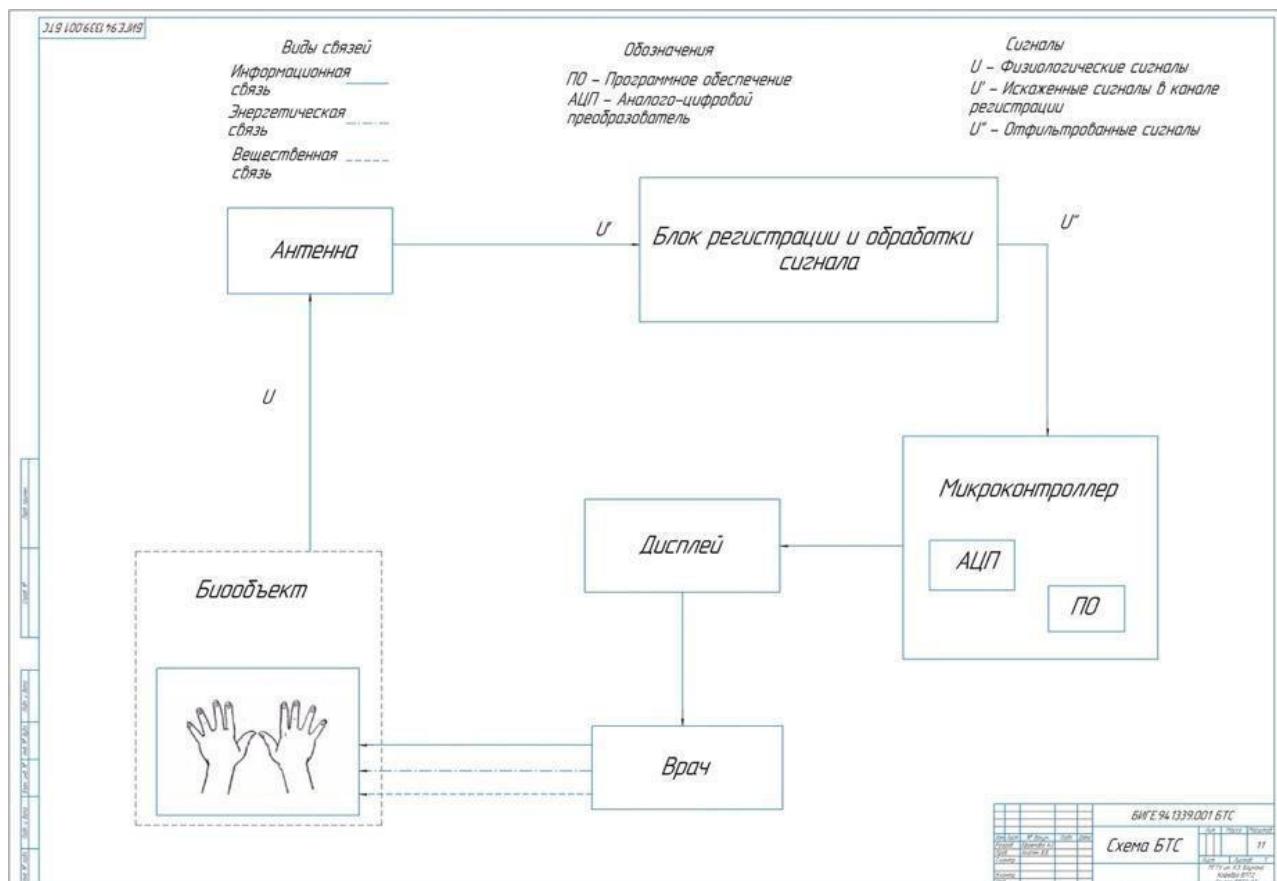


Рисунок 3 – Схема БТС

Выводы

В ходе работы была разработана схема биотехнической системы, регистрирующей сигнал тремора и его амплитуду, необходимую для установки уровня выраженности эссенциального тремора. В конструкторской части работы на основании схемы биотехнической системы была разработана электрическая принципиальная схема, соответствующая ГОСТ 2.701-2008 “Схемы. Виды и типы. Общие требования к выполнению” и ГОСТ 2.702-2011 “Правила выполнения электрических схем”. Чертеж общего вида прибора выполнен на основе ГОСТ 2.109- 73 “Основные требования к чертежам”. В электрической принципиальной схеме представлен блок обработки сигнала. В данный блок входят следующие элементы:

- Генератор частоты биений;
- Аналоговый умножитель;
- Преобразователь частота - напряжение;
- Фильтр низких частот;
- Микроконтроллер.

Заключение

Разработанная в ходе работы блок регистрации тремора кистей рук на базе терменвокса является новейшим методом диагностики гиперкинеза, который регистрирует амплитуду тремора, что позволяет определить стадию тяжести эссенциального тремора у пациента. Основным преимуществом разрабатываемого модуля является его высокая чувствительность, отсутствие физического контакта с пациентом, его компактность и небольшая стоимость.

Библиографический список

1. Иванова Е.О., Иванова-Смоленская И.А., Иллариошкин С.Н. Тремор: патогенез, особенности клинической картины и лечение. – Неврологический журнал, 2013. - №5, с. 4-11.
2. Иванова-Смоленская И.А., Карабанов А.В., Червяков А.В., Иллариошкин С.Н. Современные инструментальные методы регистрации тремора. – Новые технологии, 2011. - №2, с. 17-23.
3. Королёв Л. Терменвокс. / Журнал «Радио», 2005. - № 8, с. 48-51; № 9, с. 48-51.
4. Куницына А. Н. Сравнительная характеристика эссенциального тремора и ранних проявлений болезни Паркинсона: автореферат диссертации на соискание ученой степени кандидата медицинских наук / Московский государственный медико-стоматологический университет. Москва, 2011. с.25
5. Лихачёв С.А., Вацкин В.В., Дик С.К. Тремор: феноменология и способы регистрации. - Медицинский журнал, 2010. - № 2, с. 133-137.
6. Филиппова Н.А., Алешин В.Д., Матанский С.В., Писарева А.В. Сравнительный анализ систем контроля. Методы мониторинга состояния водителя автотранспорта. / Тенденции развития науки и образования. 2016. № 15-5. С. 22-24.
7. Труфанов Е. А. Эссенциальный тремор: стандарты диагностики и лечения. Национальная медицинская академия последипломного образования имени П.Л. Шупика, Киев, 2016.
8. Фролов С.В., Горбунов А.В., Потлов А.Ю. Регистрация и анализ тремора с помощью детектора движения на основе веб-камеры. - Биомедицина, 2012. – №2, с. 80-83.

DEVELOPMENT OF A HAND TREMOR REGISTRATION MODULE BASED ON A THEREMIN

Efremova A. S., Smirnova A. A., Pisareva A.V., Nikolaev A. P.

Bauman Moscow state technical University, Moscow, albinaefremova11@gmail.com

Keywords: tremor, theremin, beat frequency generator, frequency, amplitude

Annotation. This article discusses the development of a module for registering tremor of the hands on the basis of a theremin. The goal was to create a completely new device for recording tremors that could accurately determine the type of tremor. The module being developed is based on a theremin – a musical instrument that is a highly sensitive device that reacts to the slightest changes in the electromagnetic field near the antenna. Thus, the hand vibrations are converted into an electrical signal of sound frequency, which makes it possible to assess the tremor amplitude and determine the type of hyperkinesis in the patient. It was shown that the developed device has an advantage over existing ones, since it does not require physical contact, is compact and has a low cost.



СЕКЦИЯ 4

ИНФОКОММУНИКАЦИОННЫЕ ТЕХНОЛОГИИ В МЕДИЦИНЕ И ЭКОЛОГИИ

«МОНИТОРИНГ БИОМЕДИЦИНСКИХ ДАННЫХ И КОРРЕКЦИЯ КОГНИТИВНЫХ СПОСОБНОСТЕЙ ЛИЦ С ИНВАЛИДНОСТЬЮ НА ОСНОВЕ МНОГОПАРАМЕТРИЧЕСКИХ БОС-ТРЕНИНГОВ»

¹Истомина Т.В., ¹Петрунина Е.В., ¹Истомин В.В., ¹Труб Н.В., ²Копылова Е.В.

¹МГГЭУ (ФГБОУ ВО "МГГУ"), г. Москва, ²«Trade design» JSC, г. Москва

Ключевые слова: БОС- тренинг, веб-приложение, когнитивные способности

Аннотация. Работа направлена на решение актуальной задачи создания интеллектуальной системы обработки и хранения данных, повышающей эффективность анализа гетерогенных интегрированных данных с использованием онтологического подхода, основанного на использовании когнитивных нейро-нечетких алгоритмов и позволяющего осуществлять динамическую визуализацию больших неструктурированных данных. Специально созданная и обновленная база данных мониторинга позволяет создавать и совершенствовать систему электрофизиологических показателей и комплексных коэффициентов для использования в рамках методов обучения бос, а также веб-приложение для управления базой данных мониторинга и редактирования информации.

Технический прогресс в сфере информационных технологий и компьютерных методов визуализации привел к теоретическому обоснованию и практическому внедрению современных методов параметрических тренингов, основанных на применении биологической обратной связи (БОС) при проведении реабилитационных тренингов, направленных на исследование и развитие когнитивных навыков лиц с инвалидностью [1]. Биологическая обратная связь по параметрам электроэнцефалограммы (ЭЭГ) является одним из методов исследования когнитивных способностей, который позволяет человеку управлять и регулировать параметрами биологической активности мозговой деятельности [2]. Использование ЭЭГ-БОС тренингов имеет высокую терапевтическую эффективность при лечении депрессий, синдрома дефицита внимания с гиперактивностью, хронических болей и т.п. [3].

Благодаря применению БОС, такой подход в процессе обучения лиц с инвалидностью позволяет обеспечить адекватный контроль физиологических параметров и, в, развитие их когнитивных способностей за счет проведения специальных индивидуально подобранных тренингов.

Особенно эффективно применение метода при лечении таких расстройств, как гипертоническая болезнь, болезнь Рейно, последствия травм, а также при терапии тревожных состояний, фобий, расстройств внимания, пост-травматических стрессовых расстройств и многих других патологических состояний, в первую очередь связанных с нарушением центральных механизмов регуляции физиологических функций.

С каждым годом увеличивается количество модификаций биоуправления, т.е. видов регулируемых в процессе БОС-тренинга параметров.

Наиболее часто встречаются следующие виды применений БОС:

- электромиографическая БОС (ЭМГ-БОС), используемая при терапии двигательных нарушений и релаксационном тренинге [4, 5];
- БОС по температуре и кожно-гальванической реакции для усиления кровоснабжения различных участков тела;
- электроэнцефалографическая БОС (ЭЭГ-БОС), применяемая для изменения степени концентрации внимания, контроля уровня эмоционального возбуждения, лечения аддиктивных расстройств;
- БОС по респираторно-дыхательным показателям, используемая, например, при лечении синдрома гипервентиляции, бронхиальной астмы;
- мультипараметрическая БОС;
- БОС-терапия с применением стресс-нагрузок и использованием психотерапевтических методик [6].

В настоящее время БОС-тренинги широко применяются в отечественной медицинской практике для решения задач реабилитации, например, система телеметрической реабилитации «Степс Реабил», использующая также погружение пациентов в виртуальную реальность [7]. В Клинике реабилитации ФГБУ «Национальный медико-хирургический Центр им Н.И. Пирогова» МЗ РФ проводятся тренинги двигательной, речевой и психологической реабилитации пациентов для коррекции утраченных функций. Система «Степс

Реабил» позволяет осуществлять индивидуальный подход к формированию разнообразных вариантов и сочетаний тренингов [8].

Однако эта и целый ряд других отечественных разработок не обеспечивают решение задач проведения синхронных многопараметрических БОС-тренингов для коррекции и развития когнитивных способностей обучающихся с инвалидностью. Поэтому данная проблема в настоящее время является крайне актуальной.

За рубежом также активно развивается данное направление, например, несомненный интерес представляет американская платформа «Mind Med» для применения дистанционных технологий реабилитации и развития когнитивных способностей на базе on-line платформы и обширной библиотеки видеоуроков и БОС-тренингов [9]. К сожалению, технология «Mind Med» является платной и пациентам предлагаются видеоролики и тренинги только на английском языке.

С целью реализации мониторинга биомедицинских данных и коррекции когнитивных способностей лиц с инвалидностью на основе многопараметрических БОС-тренингов коллективом ученых факультета Прикладной математики и информатики МГГЭУ разработана информационно-аналитическая интеллектуальная система, обеспечивающая поддержку деятельности пользователей – педагогов, обучающих лиц с ограниченными возможностями здоровья в профессиональных образовательных организациях и включающая в себя экспертную информационно-алгоритмическую среду, базу данных, базу знаний и методов, основанных на семантических и нейро-нечетких сетях, а также интерфейс пользователя и веб-приложение.

Возможные варианты применения системы представлены на рисунке 1. Они включают различные сочетания оборудования и БОС-тренингов, включая виртуальную реальность, стабилометрическую платформу, телеметрическую систему «Колибри» с возможностью исследования динамики ЭЭГ, ЭМГ и ЭКГ. При этом обучающиеся, в зависимости от их индивидуальных особенностей, могут тренироваться в положениях стоя, стоя с опорой или сидя.



Рисунок 1 - Возможные варианты применения системы.

Примеры проведения обследований представлены на рисунках 2, а и 3, б. Примеры результатов тренингов приведены на рисунках 2, б и 3, а.

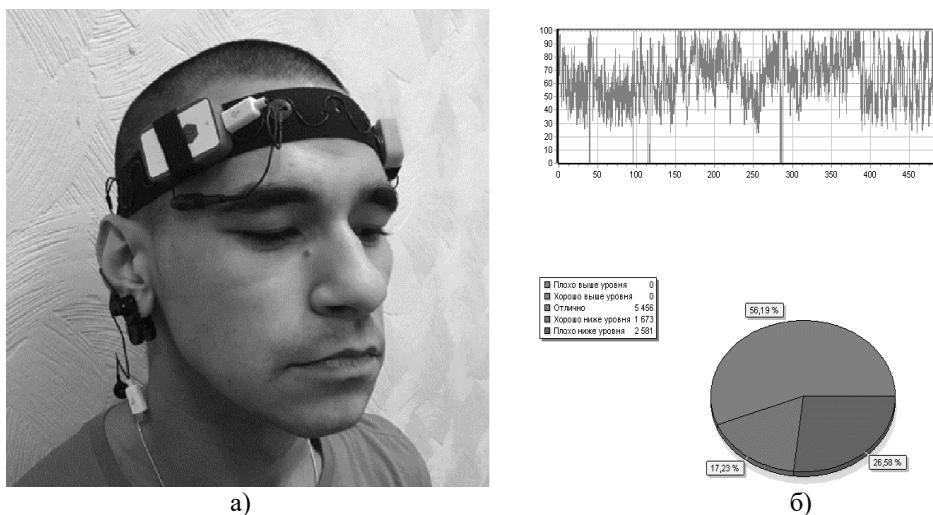


Рисунок 2 – Результаты тренингов.

Интеллектуальная система предназначена для:

- 1) эффективного представления и комплексного интеллектуального анализа больших данных в системах поддержки принятия решений для задач превентивной и персонализированной медицины;
- 2) моделирования задач реабилитации, мультидиагностики и БОС-тренингов студентов с нарушениями опорно-двигательной системы и коррекции их когнитивных функций;
- 3) компенсации средствами виртуального представления технологии творческого процесса психофизических особенностей студентов, например, таких как слабая концентрация внимания, отчуждённость, скованность, недостаточная социализация;
- 4) активизации поведения и трудоспособности средствами виртуальной и дополненной реальности с целью формирования творческих процессов получения знаний и умений.

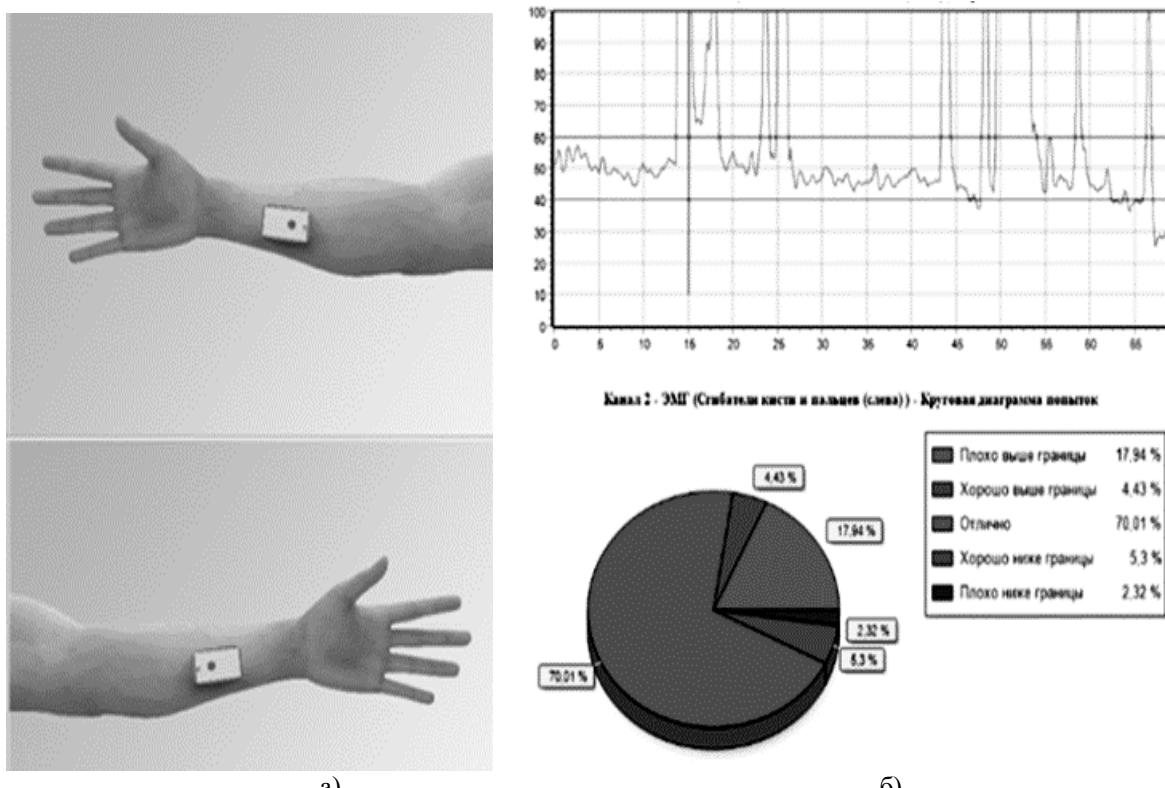


Рисунок 3 – Результаты тренингов

Рассмотрим основные инновационные характеристики интеллектуальной системы. Многопараметрическая БОС по основным параметрам функциональных систем организма (опорно-двигательной, сердечно-сосудистой, мышечной и нервной) с применением различного периферического оборудования, позволяет всесторонне оценивать и контролировать состояние функциональных систем организма в ходе тренингов. Разрабатываются интеллектуальные методики проведения сочетанных БОС-тренингов с использованием очков виртуальной реальности, комплекса Колибри, стабилоплатформы, миостимуляторов в различных режимах работы.

Специально созданная и пополняемая база данных мониторирования позволяет создавать и совершенствовать систему электрофизиологических показателей и комплексных коэффициентов для использования в рамках методик БОС-тренингов [10], а также предлагать и апробировать формулы расчета комплексных коэффициентов для интегрирования и обработки электрофизиологических данных, снимаемых с обследуемых, на основе которых формируется система решающих правил анализа электрофизиологических показателей и рекомендации по результатам прохождения БОС-тренингов в зависимости от вида нарушений [11].

С целью сопровождения процесса проведения БОС-тренингов в НОЦ МГГЭУ разработано веб-приложение для управления базой данных мониторирования и редактирования информации (рисунок 4). В ходе работы использовались - СУБД Microsoft SQL Server для проектирования и редактирования базы данных пользователей сайта; Microsoft Visual Studio 2017 – интегрированная среда разработки программного обеспечения; ASP.NET MVC Framework - фреймворк для создания веб-приложений, который реализует шаблон Model-view-controller; а также Bootstrap Framework - свободный набор инструментов для создания сайтов и веб-приложений, который включает в себя HTML- и CSS-шаблоны оформления для типографики, веб-форм, кнопок, блоков навигации и прочих компонентов веб-интерфейса, включая JavaScript-расширения.

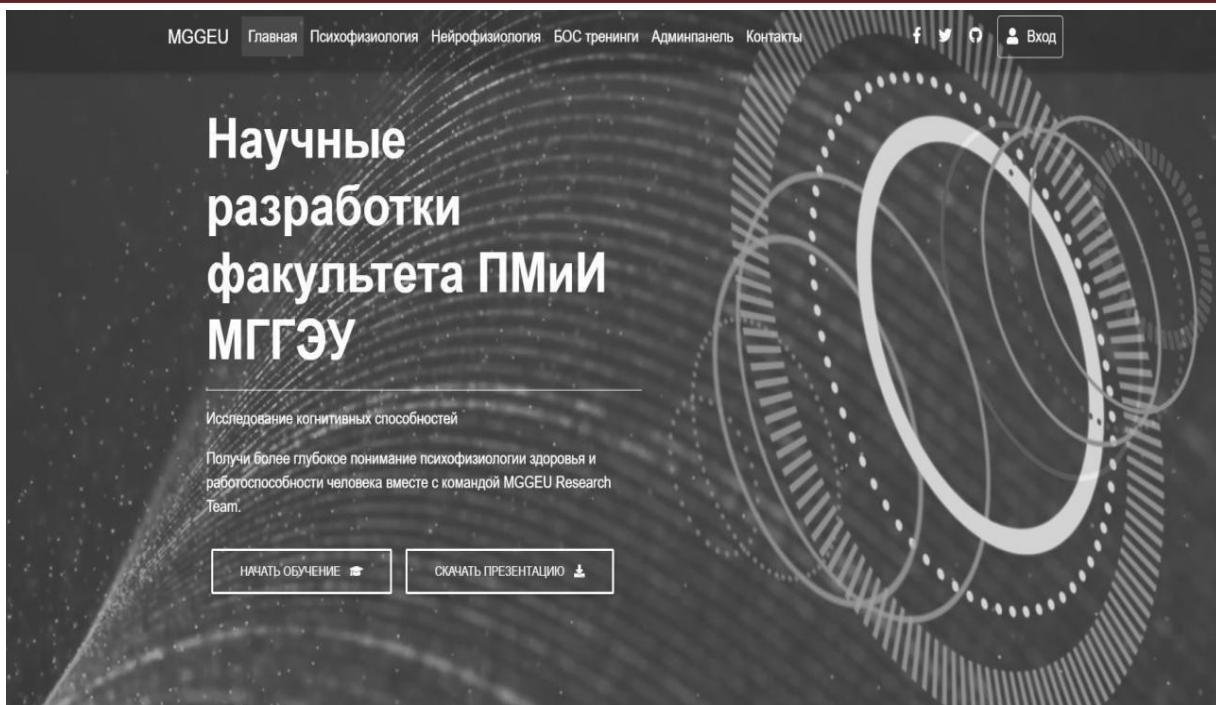


Рисунок 4 - Веб-приложение для управления базой данных мониторирования и редактирования информации

Ожидается эффект от применения тренингов с биологической обратной связью по ЭКГ:

- кардиобиоуправление эффективно при хроническом стрессе;
- снижает неспецифическое психоэмоциональное напряжение;
- кардиобиоуправление показано при повышенной тревожности;
- формируются навыки регуляции тонуса периферических сосудов.

Эффект от применения тренингов с биологической обратной связью по ЭЭГ будет заключаться в:

- стабилизации психоэмоционального состояния;
- коррекции синдрома дефицита внимания при гиперактивности;

Нейробиоуправление предполагается использовать для:

- коррекции различных типов тревожных расстройств (фобий и панических атак);
- коррекции вторичных расстройств, возникающих на фоне повышенной тревожности (психосоматических болей, нарушений засыпания, уменьшения продуктивности работы);
- в качестве тренингов для общей релаксации и повышения стрессоустойчивости;
- для повышения работоспособности (в частности, альфа-тренинг);
- для совершенствования навыков поддержания устойчивости внимания, увеличения периода продуктивной деятельности и повышения эффективности расхода времени;

• при затруднении социализации или низкой концентрации внимания.

Ожидается положительный эффект от применения тренингов с БОС по опорной реакции для:

- развития функции равновесия при поддержании вертикальной позы и координации движений;
- улучшения состояния лиц с НОДА и (или) с функциональным головокружением;
- повышения чувствительности стоп;
- тренировки тонкого управления мышцами баланса;
- снижения риска травматизма, связанного с потерей контроля равновесия;
- развития физических и когнитивных способностей обучающихся.

Полученные в ходе исследований данные служат основой для совершенствования интеллектуальной системы, в ходе дальнейших исследований предполагается осуществление обоснованного выбора наиболее эффективных индивидуальных методик, которые в будущем будут использованы в образовательном процессе для повышения когнитивных способностей студентов с инвалидностью.

Таким образом, работа направлена на решение актуальной проблемы создания интеллектуальной системы обработки и хранения данных, повышающей эффективность анализа разнородных интегрированных данных с использованием онтологического подхода, основанного на применении когнитивных нейро-нечетких алгоритмов и позволяющего проводить динамическую визуализацию больших неструктурированных данных.

В результате исследований на базе МГГЭУ для обучающихся с различными нозологиями будут разработаны и апробированы методики выявления влияния на обучение и профилактику нервных, опорно-двигательных и ССЗ, а также развитие когнитивных способностей с целью повышения познавательных функций студентов с инвалидностью, что должно положительно отразиться на образовательном процессе в целом.

Библиографический список

1. Matthias Witte, Silvia Erika Kober, Manuel Ninaus, Christa Neuper, Guilherme Wood. Control beliefs can predict the ability to up-regulate sensorimotor rhythm during neurofeedback training. [Электронный ресурс]. URL: <https://doi.org/10.3389/fnhum.2013.00478>
2. Neumann, N., Kubler, A., Kaiser, J., Hinterberger, T., Birbaumer, N. Conscious perception of brain states: mental strategies for brain-computer communication. *Neuropsychologia* 41, 1028–1036.
3. Budzynski T. H., Budzynski H. K., Evans J. R., Abarbanel A. Introduction to quantitative EEG and neurofeedback: Advanced theory and applications. – N. Y.: Academic Press, 2009. 549 p.
4. Нефёдова Н.В. Диагностика и коррекция биомеханических нарушений опорно-двигательного аппарата методом биологической обратной связи в физической реабилитации и спорте / Н.В. Нефёдова, Ю.И. Тимофеева // Ученые записки. – 2015. – №2(120). – С. 99–108.
5. Пинчук Д.Ю. Биологическая обратная связь по электромиограмме в неврологии и ортопедии: справочное руководство / Д.Ю. Пинчук, М.Г. Дудин. – СПб.: Человек. – 2002. – 120 с.
6. Биоуправление в клинической практике М.Б. Штарк, С.С. Павленко, А.Б. Скок, О.С. Шубина, Институт медицинской и биологической кибернетики СО РАМН, Новосибирск.
7. Rahman Y.A., Hoque M.M., Zinnah K.I., Bokhary I.M. Helping-hand: a data glove technology for rehabilitation of monoplegia patients. In: 9th International Forum on Strategic Technology (IFOST). IEEE; 2014; p. 199–204, <https://doi.org/10.1109/ifost.2014.6991104>.
8. СтепРеабил. [Электронный ресурс] URL: <http://stepsreabil.com/> (дата обращения 20.04.2020 г.).
9. Mindmed. [Электронный ресурс] URL: <https://www.mindmed.co/> (дата обращения 21.04.2020 г.).
10. T.V. Istomina, I.A. Filatov, A.I. Safronov, V.V. Istomin et al, “Multi-channel biopotential network analyzer for remote rehabilitation of patients with postural deficiencies”, *Biomed. Eng.*, vol. 48, no. 3, pp. 120–125, 2014. (<https://doi.org/10.1007/s10527-014-9434-1>).
11. Nikolsky A.E., Petrunina E.V., Istomina T.V. Modern methods and means of rehabilitation and social adaptation (physical and rehabilitation medicine)//LAMBERT Academic Publishing, 2019. ISBN: 978-620-0-28935-3.

«МОНИТОРИНГ БИОМЕДИЦИНСКИХ ДАННЫХ И КОРРЕКЦИЯ КОГНИТИВНЫХ СПОСОБНОСТЕЙ ЛИЦ С ИНВАЛИДНОСТЬЮ НА ОСНОВЕ МНОГОПАРАМЕТРИЧЕСКИХ БОС-ТРЕНИНГОВ»

¹ Истомина Т.В., ¹ Петрунина Е.В., ¹ Истомин В.В., ¹ Труб Н.В., ² Копылова Е.В.
¹ МГГЭУ (ФГБОУ ИВО "МГГУ"), Moscow, ² «Trade design» JSC, Moscow

Keyword: BFB-training, web application, cognitive abilities

Annotation. The work is aimed at solving the actual problem of creating an intelligent data processing and storage system that increases the efficiency of analyzing heterogeneous integrated data using an ontological approach based on the use of cognitive neuro-fuzzy algorithms and allows for dynamic visualization of large unstructured data. A specially created and updated monitoring database allows you to create and improve a system of electrophysiological indicators and complex coefficients for use in the framework of BOS training methods, as well as a web application for managing the monitoring database and editing information.

УМЕНЬШЕНИЕ ИНСТРУМЕНТАЛЬНОЙ ПОГРЕШНОСТИ ПРИ ИЗМЕРЕНИИ АРТЕРИАЛЬНОГО ДАВЛЕНИЯ

Алиев Тельман Абаскули оглы
 Азербайджанский технический университет, г. Баку, taliyev646@gmail.com

Ключевые слова: артериальное давление, инструментальная погрешность измерения

Аннотация. Статья посвящена проблеме снижения инструментальной погрешности измерения артериального давления. Рассматривается ошибка из-за несоответствия рекомендуемым размерам ширины камеры манжеты и длины обхвата плеча. Предложен простой способ исправить результат измерения.

Кровообращение человека - замкнутый сосудистый путь, обеспечивающий непрерывный ток крови, несущий клеткам кислород и питание, уносящий углекислый газ и продукты метаболизма. Кровообращение в организме осуществляется сердечно-сосудистой системой, обеспечивающей циркуляцию крови. Очень важным показателем состояния организма является давление в артериальных сосудах. Таким образом, будучи одним из основных диагностических параметров точность измерения артериального давления была, есть и будет всегда актуальной задачей.

Широко используемыми неинвазивными методами являются аускультативный и осциллометрические методы. Отметим что, аускультативный метод был предложен 1905-ом Н.С. Коротковым (называют метод Короткова), а до этой даты 1876-ом году Е.Марей предложил осциллометрический метод. Следует отменить,

что в большинстве автоматических тонометров используется осциллометрический метод измерения артериального давления.

В обоих методах измерение артериального давления, как известно, используется одеваемая на предплечье манжета, в которую нагнетается воздух до определенного значения давления в нем. После чего осуществляется декомпрессия давления. При аускултивным методе систолические и диастолические значения артериального давления определяют по наличию и отсутствию слухового ощущения пульса. Оценка указанных величин производят по измеренным значениям давления в манжете. Оценка вышеуказанных величин при осциллометрическом методе производят также по измеренным значениям давления в манжете при возникновении осцилляции давления в манжете и при его исчезновении [1, 2]. Следует отменить, что инструментальная погрешность определения артериального давления связана с размером выбранного герметического манжета. Рекомендуемые Международной кардиологической ассоциацией [3] параметры манжета в зависимости от обхвата руки даны в таблице 1.

Таблица 1 - Параметры манжета в зависимости от обхвата руки.

№ п/п	Пациент	Длина окружности обхвата руки, см (L)	Ширина камеры манжета, см (b)	Длина камеры манжета, см (a)
1.	Новорожденный	5... 7,5	3	5
2.	Младенец	7,5... 13	5	8
3.	Ребенок	13... 20	8	13
4.	Подросток	17... 26	11	17
5.	Взрослый	24... 36	13	24
6.	Взрослый полный	32... 42	17	32
7.	Инвалид (манжет накладывается на бедро)	42... 50	20	42

Основные рекомендации к размерам таковы, что ширина камеры манжета должна составляться 40% от длины окружности охвата руки, к которой она прикладывается, а длина камеры манжета приблизительно равна 80% длины охвата руки. При несоблюдении указанных рекомендаций измеренные значения артериального давления будут или завышенными (при использовании манжет меньшего размера), или заниженными (при использовании манжет большего размера). Результаты американских исследователей показывают, чтобы погрешность измерения не превышала $\pm 5\%$ при известной длине манжета, при этом ширину манжета следует выбрать согласно рисунку 1 [3]. При несоответствии ширины и длины обхвата руки погрешность δP может достигать $\pm 40\%$ (рисунок 2).

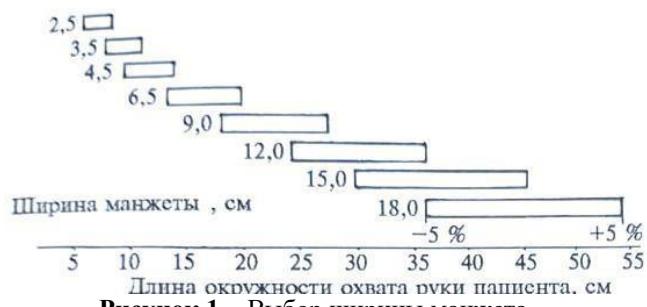


Рисунок 1 – Выбор ширины манжеты

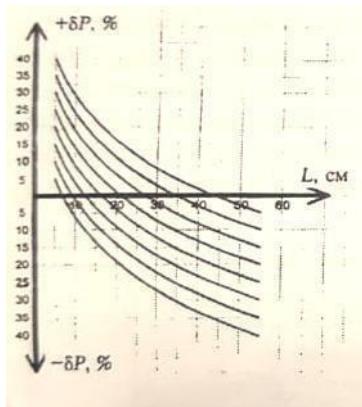


Рисунок 2 - Погрешность

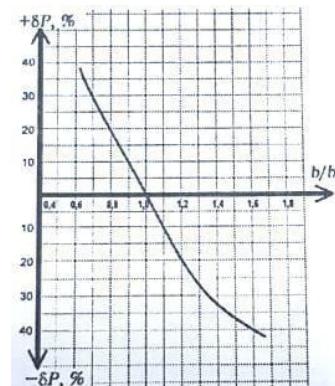


Рисунок 3 – Зависимость между погрешностью и отношением ширины манжеты к ширине камеры

Из приведенных графиков можно определить связь между погрешностью δP и отношением b/b' (где b – рекомендуемая величина ширины манжеты; b' – ширина камеры используемого манжета), показанную на рисунке 3.

Таким образом, вышеуказанное и приведенные графики позволяют уменьшить инструментальную погрешность при измерении артериального давления. Наипростейшим путем решения данной задачи предлагается использование измерения длины обхвата руки при известной ширине манжеты и произвести коррекцию полученного результата с учетом приведенных графиков. Для реализации сказанного на манжете можно провести параллельные риски, основным из которых является так называемая «0»-вая риска. Положение нулевой риски определяется согласно ширине камеры применяемого манжета (рисунок 4).

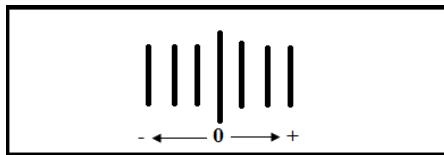


Рисунок 4 - Риски на манжете

Количество рисков вправо от «0»-нуля указывает на увеличенные размеры обхвата руки, а слева от «0»-нуля на уменьшенные размеры обхвата руки. Коррекцию показания осуществляют путем алгебраического суммирования количества рисков к измеренному значению артериального давления.

Библиографический список

- Попечителев Е.П. и др. Медицинские приборы, аппараты, системы и комплексы: Курск, ОАО, ИПП «Курск» 2009, 986с.
- Эман А.А. Биофизические основы измерения артериального давления. – Л.: Медицина, 1983, 126 с.
- American Heart Association/ Recommendations for human blood pressure determination by sphygmomanometers. Stroke 12:555A-564A. 1981

REDUCTION OF INSTRUMENTAL ERROR WHEN MEASURING ARTERIAL PRESSURE

Aliev Telman oglu Bascule
Azerbaijan technical University, Baku, taliyev646@gmail.com

Keywords: blood pressure, instrumental measurement error

Annotation. The article is devoted to the problem of reducing the instrumental error of blood pressure measurement. An error is considered due to the discrepancy between the recommended dimensions of the cuff chamber width and the shoulder girth length. A simple way to correct the measurement result is suggested.



СЕГМЕНТАЦИЯ ОБЛАСТЕЙ ИНТЕРЕСА В ДАННЫХ ДЛИТЕЛЬНОГО МОНИТОРИНГА ЭЭГ ПОСЛЕОПЕРАЦИОННЫХ БОЛЬНЫХ ЭПИЛЕПСИЕЙ

¹Кершнер И.А., ¹Обухов Ю.В., ²Синкин М.В.

¹Институт радиотехники и электроники им. В.А. Котельникова РАН, г. Москва, ivan_kershner@mail.ru,

²НИИ СП им. Н.В. Склифосовского, г. Москва, yuvobukhov@mail.ru, mvsinkin@gmail.com

Ключевые слова: сегментация, области интереса, вейвлет анализ, ЭЭГ, хребты, эпилептический приступ, артефакт жевания

Аннотация. Разработан метод, позволяющий автоматически обнаруживать области интереса в сигналах длительного ЭЭГ мониторинга. Метод основан на анализе хребтов вейвлет-спектрограмм. Предлагается путем сегментирования хребтов вейвлет-спектрограмм найти начало и конец фрагментов сигнала с высокими значениями спектральной плотности мощности. Для фрагментированных хребтов рассчитываются частотно-временные параметры, которые в дальнейшем могут быть использованы для классификации фрагментов хребтов. Приведён способ дифференциации эпилептического приступа и артефакта жевания. Изучалась периодичность широкополосных пиков вейвлет-спектрограмм в моменты времени, соответствующие пик-волновой эпилептиформной активности, с одной стороны, и пикам миографической активности в электроэнцефалограмме при жевании с другой стороны.

Введение

Одной из важных задач для нейрофизиологов является нахождение эпилептических приступов в длительных записях ЭЭГ (сутки и более). В сигналах ЭЭГ ищут фрагменты, характерные для эпилептического приступа. За последние годы было разработано множество методов по нахождению и предсказанию начала

эпилептических приступов [1,2]. В сигналах длительного мониторинга ЭЭГ присутствуют не только эпилептические приступы, но и различные артефакты движения, схожие с ними. Врач делает разметку сигнала, анализируя амплитудно-частотные характеристики ЭЭГ по 15-30 секундным изображениям на экране монитора. Такой анализ является трудоёмкой работой, требующей высокой квалификации. Чтобы сократить время, затрачиваемое на амплитудно-частотный анализ суточного сигнала, существует необходимость в автоматическом сегментировании сигнала ЭЭГ на области интереса. В данной работе рассматривается способ сегментации длительных записей ЭЭГ, основанный на анализе хребта вейвлет-спектрограммы ЭЭГ. Он позволяет одновременно анализировать амплитуду и частоту сигнала. Предлагается путём сегментирования хребтов вейвлет спектрограмм находить начало и конец фрагментов сигнала с большими значениями спектральной плотности мощности (СПМ). Для фрагментированных хребтов рассчитываются временные характеристики СПМ и частоты, по которым в дальнейшем можно произвести классификацию фрагментов хребта на соответствующие события. В качестве примера приведён способ дифференциации артефакта жевания и эпилептического приступа, основанный на изучении широкополосных пиков вейвлет-спектрограмм пик-волновой эпилептиформной активности и миографической активности при жевании.

Метод

Рассмотрим подход по детектированию областей интереса пошагово на примере фрагмента суточного сигнала, содержащего эпилептический приступ, полученным в отделении нейрохирургии НИИ скорой помощи им. Н.В. Склифосовского (рисунок 1).

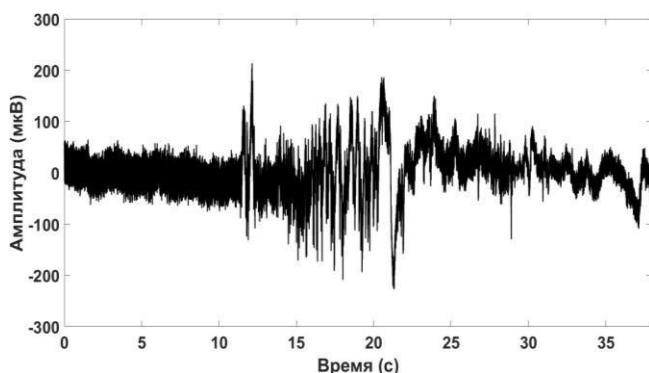


Рисунок 1 - Фрагмент суточного сигнала ЭЭГ с эпилептическим приступом.

После подавления сетевой наводки режекторным фильтром на 50 Гц, для сигнала рассчитывается хребет вейвлет-спектрограммы с использованием материнской функции Морле [3]:

$$, \quad , \quad (1)$$

где R – точки хребта вейвлет-спектрограммы с максимальными значениями спектральной плотности мощности, f_R – частота точек хребта R вейвлет-спектрограммы. В приложении работы [4] было показано, что для сигнала в точках хребта справедливы следующие соотношения:

$$, \quad (2)$$

При этом фаза хребта вейвлет-спектрограммы, определяемая как $P_R(t) = 2\pi f_R t$, должна удовлетворять условиям:

$$— \quad (3)$$

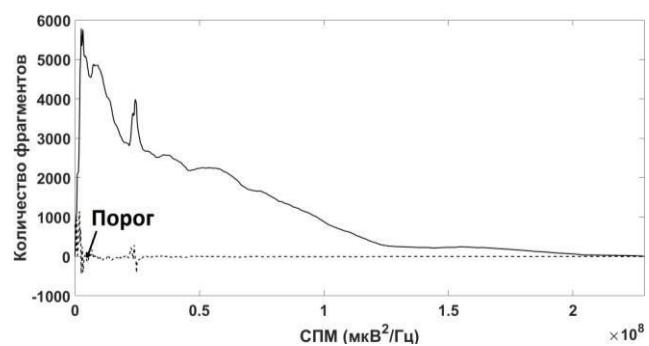


Рисунок 2 - Гистограмма СПМ хребта вейвлет спектрограммы и её производная (пунктирная линия)

На рисунке 2 представлена гистограмма СПМ хребта вейвлет-спектрограммы суточной записи ЭЭГ и её производная. Пороговое значение СПМ определяется в точке резкого возрастания производной гистограммы. Близлежащие точки, имеющие значения СПМ выше порога, объединяются во фрагменты хребта, а точки,

которые лежат ниже порогового значения, удалялись из рассмотрения. Пример фрагментированного хребта при коротком эпилептическом приступе представлен на рисунке 3.

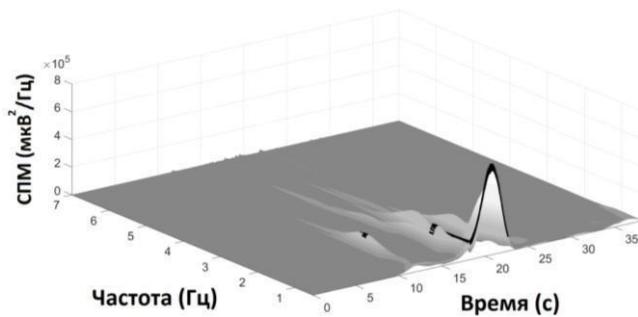


Рисунок 3 - Фрагментированный хребет вейвлет-спектрограммы

На рисунке 4 приведён пример фрагментированного хребта вейвлет-спектрограммы для суточного сигнала в проекциях СПМ-время и частота-время. Для каждого фрагмента хребта рассчитываются длительность; максимальное и минимальное значения частоты и спектральная плотность мощности; момент времени, в котором было зафиксировано максимальное значение спектральной плотности мощности; среднее арифметическое и среднеквадратическое отклонения частоты. По этим параметрам можно определить является ли данный фрагмент эпилептическим приступом или другой активностью с помощью методов классификации [5].

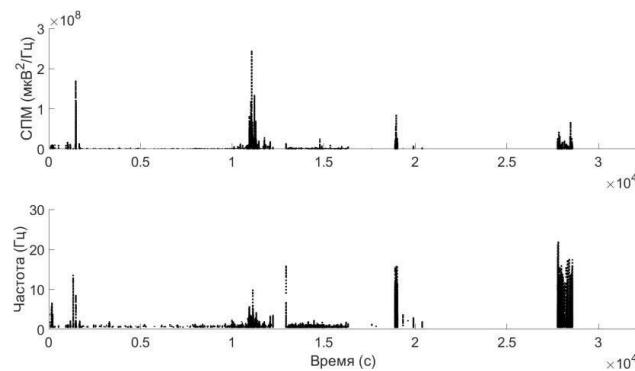


Рисунок 4 - Проекции фрагментированного хребта вейвлет-спектрограммы суточного сигнала на оси СПМ-время (верхний рисунок) и частота-время (нижний рисунок).

Способ дифференциации эпилептического приступа и артефакта жевания

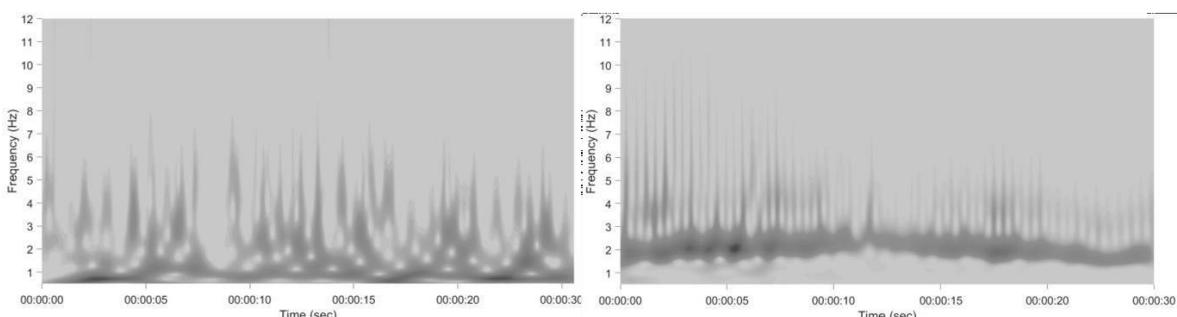


Рисунок 5 - Фрагменты вейвлет спектрограммы ЭЭГ с жеванием (левый рисунок) и эпилептическим приступом (правый рисунок)

На рисунке 5 приведены примеры вейвлет-спектрограмм, в которых содержатся эпилептический приступ и артефакт жевания. Выше хребтов вейвлет-спектрограмм видны хвосты вейвлет-спектрограмм. Для того чтобы отличить эпилептический приступ от артефакта жевания рассчитывались спектры Фурье для срезов вейвлет-спектрограмм. $V_{cur}(t)=|W(t, F_{cur})|$, на частотах F_{cur} от 3.5 до 6 Гц с шагом 0.5 Гц [6]. Для каждого спектра Фурье рассчитывались частота и полуширина пика. На частотах среза выше $F_{cur} = 3.5$ Гц частоты пиков спектров Фурье у фрагментов с эпилептическим приступом и артефактом жевания существенно различаются. Так, например, на частоте среза $F_{cur} = 4$ Гц (рис. 5), частота пика спектра Фурье артефакта жевания равна 0.71 Гц, а у эпилептического приступа частота пика спектра Фурье - 1.86 Гц (рисунок 6). Полуширина пиков спектров

Фурье у артефакта жевания почти в 2 раза больше, чем у эпилептического приступа. Это может означать большую устойчивость периода пик-волновой активности при приступе по сравнению с жеванием.

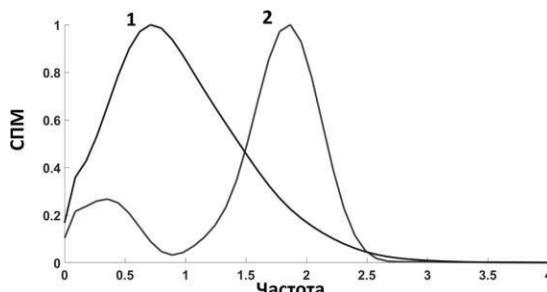


Рисунок 6 - Спектры Фурье на частоте среза вейвлет-спектрограммы ЭЭГ $F_{\text{cur}} = 4$ Гц. Спектр 1 относится к артефакту жевания, спектр 2 – к эпилептическому приступу

Выводы

В связи с необходимостью уменьшить время и трудозатраты врача при анализе данных длительного ЭЭГ мониторинга послеоперационных больных был разработан метод автоматической сегментации суточных сигналов ЭЭГ на основе анализа хребтов вейвлет-спектрограмм на области интереса. Анализировалась гистограмма фрагментов хребта вейвлет-спектрограммы суточной записи ЭЭГ для нахождения порогового значения СПМ, чтобы отделить области интереса от фоновой активности. После чего были рассчитаны амплитудно-частотные характеристики фрагментов хребта вейвлет-спектрограммы. Данный метод позволяет существенно уменьшить время, затрачиваемое врачом на маркировку длительных записей ЭЭГ. Изучалась периодичность широкополосных пиков в моменты времени, соответствующие пик-волновой эпилептиформной активности и миографической при жевании. Найдены показатели, позволяющие отличить эпилептический приступ от артефакта жевания.

Работа выполнена в рамках государственного задания и частично поддержана Российским фондом фундаментальных исследований (проект РФФИ № 18-29-02035).

Библиографический список

1. Alotaiby T. N. et al. EEG seizure detection and prediction algorithms: a survey //EURASIP Journal on Advances in Signal Processing. – 2014. – Vol. 2014. – №. 1. – С. 183.
2. Acharya U. R., Hagiwara Y., Adeli H. Automated seizure prediction //Epilepsy & Behavior. – 2018. – Vol. 88. – Pp. 251-261.
3. Малла С. Вейвлеты в обработке сигналов. М, Мир, 2005, 671 с.
4. Толмачева РА, Обухов ЮВ, Полупанов АФ, Жаворонкова ЛА. Новый подход к оценке межканальной фазовой связности электроэнцефалограмм. Радиотехника и электроника, 2018, 63(9):1009-1014.
5. Obukhov, K., Kershner, I., Komoltsev, I., Obukhov, Y. Metric Classification of Traumatic Brain Injury Epileptiform Activity from Electroencephalography Data // Journal of Physics: Conference Series, 2019, Vol. 1096(1), pp. 1-11.
6. Кершнер И.А., Синкин М.В., Обухов Ю.В. Новый подход к детектированию эпилептиформной активности в сигналах ЭЭГ и способы дифференциации эпилептических приступов от артефактов жевания // «Радиоэлектроника Наносистемы Информационные технологии», 2019, Том 11, номер 2, сс. 237-242.

SEGMENTATION OF AREAS OF INTEREST IN LONG-TERM EEG MONITORING DATAFOR POSTOPERATIVE EPILEPSY PATIENTS

Kershner I. A., ¹Obukhov Y.V., ²Sinkin M.V.

¹ V. A. Kotelnikov Institute of radio engineering and electronics, Russian Academy of Sciences, Moscow, ivan_kershner@mail.ru

² Sklifosovsky SP research Institute, Moscow, yuvobukhov@mail.ru, mvsinkin@gmail.com

Keywords: Segmentation, areas of interest, wavelet analysis, EEG, ridges, epileptic seizure, chewing artifact

Annotation. A method has been developed to automatically detect areas of interest in long-term EEG monitoring signals. The method is based on the analysis of wavelet spectrograms ridges. It is proposed to find the beginning and end of signal fragments with high values of spectral power density by segmenting the ridges of wavelet spectrograms. For fragmented ridges, frequency-time parameters are calculated, which can later be used to classify fragments of ridges. A method for differentiating an epileptic attack and a chewing artifact is presented. We studied the frequency of broadband peaks of wavelet spectrograms at times corresponding to the peak-wave epileptiform activity, on the one hand, and the peaks of myographic activity in the electroencephalogram during chewing, on the other hand.



ИНТЕЛЛЕКТУАЛЬНАЯ СИСТЕМА ОЦЕНКИ И ПРОГНОЗИРОВАНИЯ ФУНКЦИОНАЛЬНОГО СОСТОЯНИЯ ПРЕДСТАТЕЛЬНОЙ ЖЕЛЕЗЫ

¹Забанов Д.С., ²Жилин В.В., ¹Филист С.А.

¹Федеральное государственное бюджетное образовательное учреждение высшего образования «Юго-Западный государственный университет», г. Курск, SFilist@gmail.ru,

²«Курский институт кооперации (филиал) Белгородского университета кооперации, экономики и права», г. Курск

Ключевые слова: биотехническая система реабилитационного типа, экзоскелет, электромиосигнал, нейроконтроллер

Аннотация. Целью исследования является разработка биотехнической системы реабилитационного типа, предназначеннной для восстановления двигательной активности мышц пациента посредством биотехнической и биологической обратной связи. Полученные классификационные модели поверхностных сигналов электромиограмм могут быть использованы для создания интеллектуальных систем реабилитации пациентов с неврологическими заболеваниями и позволят разработать диагностические тестовые программы стимуляции, которые можно использовать для создания искусственной биологической обратной связи. Это обеспечит новые предикторы риска социально значимых заболеваний.

Введение

Одной из актуальных задач цифровой медицины является разработка и внедрение эффективных систем поддержки принятия решений, которые, используя методы интеллектуального анализа данных, помогают врачам в задачах постановки диагнозов, оценки эффективности лечения и т.д. Особый интерес представляет мониторинг эффективности терапевтических электромагнитных воздействий внутренних органов человека при лечении инфекционных и онкологических заболеваний. При такой терапии часто используются хаотические электромагнитные колебания в звуковом частотном диапазоне, однако при этом возникает необходимость как обеспечения его хаотического воздействия на орган-мишень, так и управление его параметрами с целью оптимизации терапевтического эффекта [1, 2].

Средства оптимизации магнитотерапии

Для оптимизации терапевтического воздействия на внутренние органы предлагается использовать биотехническую обратную связь (БТОС) и модуль нечеткого управления (МНЧУ). Структурная схема биотехнической системы с включенными в ее состав модулями БТОС и МНЧУ представлена на рис. 1. Магнитотерапия, осуществляемая этой системой, включает курсовое воздействие электромагнитным излучением на предстательную железу после эндоректального ввода аппликатора. Внутри аппликатора находится катушка индуктивности, которая является источником терапевтического электромагнитного поля. С катушкой индуктивности соединен генератор звуковой частоты (ГЗЧ). Для снижения нелинейных искажений сигнал с ГЗЧ проходит через фильтр низких частот. Интенсивностью электромагнитных колебаний управляют посредством аудиосилителя. Вектор состояния объекта управления формируем посредством датчиков фотоплазмограммы (ФПГ) и датчиков температуры, установленных на аппликаторе [1].

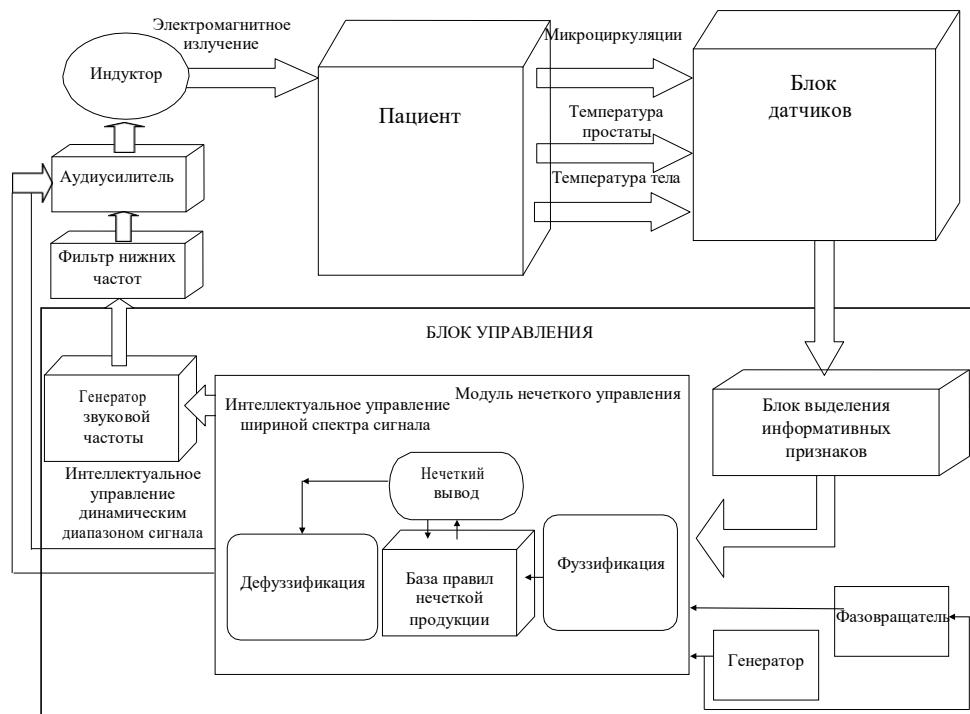


Рисунок 1 - Структурная схема биотехнической системы для интеллектуального управления магнитотерапией внутренних органов человека

Для управления магнитотерапией предлагается множество суррогатных маркеров, таких как параметры межклеточных соотношений, артериальное давление, температура и т.д. [3]. При магнитотерапии по результатам мета-анализа в качестве суррогатных маркеров используем результаты мониторинга ФПГ и температуры [4].

Сущность управления состоит в следующем. Данные ФПГ и датчиков температуры оцифровываются в блоке датчиков и поступают в блок управления (рис. 1). Блок управления выполняет две функции: а) создает хаотическое электромагнитное поле; б) управляет частотным диапазоном и интенсивностью хаотического электромагнитного поля.

Для создания хаотического магнитного поля используется генератор и фазовращатель блока управления. Они формируют два синусоидальных сигнала, сдвинутые по фазе, которые предназначены для модуляции частоты ГЗЧ и коэффициента усиления аудиусилителя. Это позволяет в фиксированный дискрет времени получить два псевдослучайных числа, определяющих частоту и интенсивность электромагнитного поля. Для управления этими двумя числами посредством БТОС, модуль МНЧУ формирует свои два числа, которые модулируют две синусоиды, поступающие с генератора и фазовращателя. Таким образом, посредством МНЧУ устанавливается частотный диапазон и динамический диапазон аудиусилителя.

Методика управления магнитотерапией посредством БТОС

При магнитотерапии простатита использовался аппликатор аппарата УЛП-01-ЕЛАТ [5]. На аппликаторе имеется технологическое плато, которое было использовано для установки инфракрасного излучателя и приемника инфракрасного излучения. Датчик ФПГ размещен вдоль области аппликатора, указанной на рис. 2, приблизительно по центру технологического уклона у конца аппликатора (над простатой), при этом не имеет значения последовательность «фототранзистор-светодиод» или «светодиод-фототранзистор» относительно концевой части аппликатора.

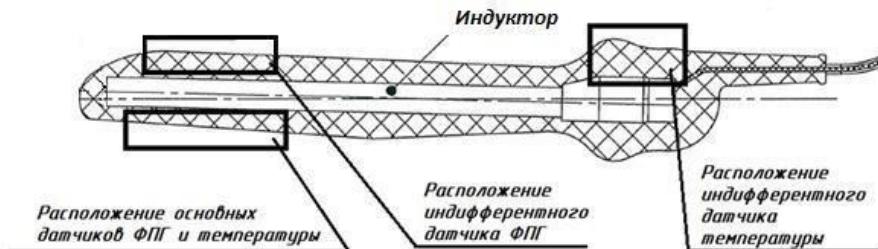


Рисунок 2 - Схема расположения датчиков регистрации ФПГ и температуры на аппликаторе

Аппликатор рисунка 2 после ректального ввода устанавливается в окрестности предстательной железы, снимается ФПГ посредством пары светодиод-фотодиод, установленной на плате аппликатора (рис. 2), определяются статистические параметры информативных признаков, и по их показателям МНЧУ корректируется терапевтическое магнитное поле.

Динамический диапазон ГЗЧ и аудиусилителя формируется МНЧУ на основе анализа датчиков БТОС. Предложены архитектурные решения МНЧУ, включая модели фузификатора, блока нечеткого вывода и блока дефузификации, а также комплект решающих правил, составляющих основу блока нечеткого вывода, имеющих иерархическую структуру, которая построена на основе чувствительности информативных признаков к электромагнитному воздействию.

С помощью первого (основного) и второго (индифферентного) датчиков температуры измерялась температура в окрестности простаты и в индифферентной точки (рис. 2). В качестве датчика температуры использовалась интегральная микросхема серии «HTU21D» фирмы «TE Connectivity», которая обеспечивает максимальную разрешающую способность измерения температуры до 0,01°C.

Сеанс магнитотерапии проводят в течение 10 мин. После чего определяют степень эффективности магнитотерапии. Пример результатов мониторинга магнитотерапии пациента Б по показателю «Изменение температуры в анатомической области интереса» представлен в таблице 1. При повышении температуры в области простаты на 0,6...0,9 °C делают вывод о высокой эффективности магнитотерапии, при повышении температуры на 0,2...0,5 °C - о средней эффективности, при изменении температуры на 0...0,2 °C - о низкой эффективности, а при понижении температуры до 0,5 °C об инверсионной магниточувствительности.

Таблица 1 - Мониторинг температуры основного и индифферентного датчиков

Время магнитотерапии, мин	Основной датчик, °C	Индифферентный датчик, °C
0	35,20	35,00
3	35,25	35,10
6	35,30	35,10
9	35,60	35,20
После магнитотерапии	35,80	35,20

Для создания хаотических электромагнитных воздействий коэффициент усиления аудиусилителя меняется по линейному или синусоидальному закону от нуля до максимума. При этом сигнал с ГЗЧ пробегает всю линейку частотного диапазона от $\Omega_{\min} \dots \Omega_{\max}$ с заданным шагом дискретизации по частоте и с «замиранием» на каждой дискретной частоте на определенный временной дискрет. В итоге на фазовой плоскости в координатах $(Z1, Z2)$ будем наблюдать замкнутую кривую (окружность, эллипс и т.п.), вписанную в прямоугольник со сторонами $(\Omega_{\max} - \Omega_{\min})$ и K_{\max} . МНЧУ имеет возможность перемещать центр описанного прямоугольника в системе координат $(Z1, Z2)$ в зависимости от результатов магнитотерапии, то есть в зависимости от показаний датчиков БТОС. На рисунке 3а представлен пример такого перемещения в декартовых координатах. Очевидно, что такое перемещение управляет энергией электромагнитного поля на соответствующий анатомический орган. В данной БТС в процессе магнитотерапии возможно управление частотным диапазоном ГЗЧ и динамическим диапазоном K_{\max} аудиусилителя (рисунок 3б).

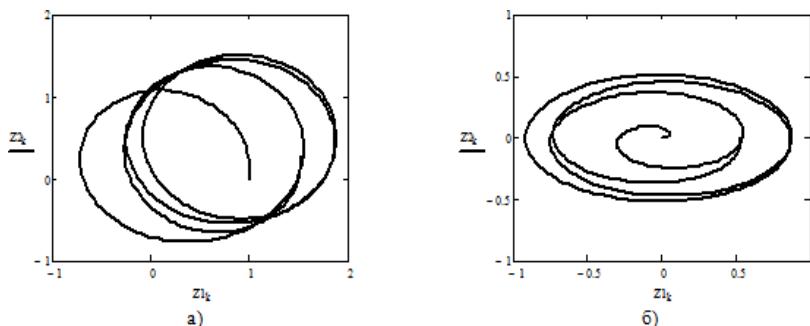


Рисунок 3 - Фазовая плоскость, иллюстрирующая процесс управления магнитотерапией: а) смещение центра описанного четырехугольника, б) расширение динамического диапазона аудиусилителя и частотного диапазона ГЗЧ

Для того, чтобы МНЧУ мог управлять параметрами магнитотерапии согласно рис. 3, необходимо ввести соответствующие лингвистические переменные и построить соответствующие функции принадлежности. Согласно рис.3 имеем два канала управления. Каждый канал управляет двумя координатами.

Таким образом, на выходе фузификатора (входе блока нечеткого вывода) имеем лингвистические переменные, которые характеризуют изменение суррогатных маркеров в процессе магнитотерапии, на выходе – числовую переменную, которая характеризует величину информативного признака.

Анализ результатов лечения пациентов из экспериментальной и контрольной групп приведен в таблице 2.

Таблица 2 - Клинико-лабораторные показатели у больных хроническим простатитом до и после комплексного лечения с использованием магнитотерапии с комбинированной биотехнической обратной связью

Клинико-лабораторные показатели	Частота появления признаков							
	Экспериментальная группа				Контрольная группа			
	До лечения		После лечения		До лечения		После лечения	
	абс.	%	абс.	%	абс.	%	абс.	%
Количество больных	28	100	28	100	30	100	30	100
Психоневрологические симптомы	18	64	9	32	20	67	10	33
Общее недомогание (субфебрильная температура, головные боли)	7	25	0	0	6	20	1	3
Боли (в промежности, в паху, над лобком, в яичках)	18	64	2	8	20	67	3	10
Рези при мочеиспускании	18	64	0	0	22	73	1	3
Чувство покалывания в уретре	2	7	0	0	3	10	0	0
Зуд в области уретры	0	0	0	0	2	7	0	0
Выделения из уретры	21	75	0	0	18	60	1	3
Повышенная частота мочеиспускания	21	75	4	16	17	57	5	17
Снижение потенции	4	14	0	0	3	10	1	3
Лейкоциты: сплошные в поле зрения	9	32	0	0	8	27	1	3
31-50	4	14	0	0	6	20	1	3
13-30	2	7	0	0	3	10	0	0
0-12	11	39	28	100	10	33	30	100

Экспериментальная и контрольная группа пациентов с хроническим простатитом создавались для оценки эффективности магнитотерапии созданы. Для лечения больных в этих группах использовалась антибактериальная терапия, соответствующие характеру и чувствительности микрофлоры по данным бактериальных посевов. В экспериментальной группе больные получали магнитотерапевтическое воздействие, а в контрольной нет.

Выводы

По результатам исследований проведен анализ терапевтического эффекта лечения простатита в экспериментальной и контрольной группах. Оценка эффективности лечения осуществлялась на основе субъективных клинических исследований и результатов лабораторных и инструментальных исследований. Гипотеза на принадлежность выборок по экспериментальной и контрольной группам после курсового лечения к одной и той же генеральной совокупности была отвергнута на уровне 0,06 на основе критерия Джонхиера

Субъективная оценка лечения в экспериментальных и контрольных группах показала, что использование комбинированной биотехнической обратной связи позволило устраниить болевой синдром в области мочевого пузыря и промежности у пациентов экспериментальной группы на 4...5 дней раньше, чем у пациентов контрольной группы.

Библиографический список

1. Филист, С.А. Магнитотерапия простатита с биологической обратной связью по оптическому каналу связи / С.А. Филист, Д.С. Забанов, А.А. Трифонов //Физика и радиоэлектроника в медицине и экологии: Доклады XIII – й межд. Научн. конф. Книга 1 – Владимир: 2018. С. 147-153.
2. Филист С.А. Магнитотерапевтический аппарат с адаптируемым спектром электромагнитного излучения для лечения простатита и гинекологических заболеваний/С.А. Филист, А.А. Кузьмин, Д.В. Мешковский // Медицинская техника. 2008. №4. - С.20-24.
3. Пат. 2012234 Российская Федерация, МПК A61B8/06. Способ определения эффективности магнитотерапии при лечении цереброваскулярных заболеваний / Мясников И.Г., Сорокина Г.А.; патентообладатель Нижегородский государственный медицинский институт. – заявл. 11.06.1990; опубл. 15.05.1994.
4. Филист С.А. Алгоритмы мета-анализа эффективности диагностических и терапевтических решений на основе мониторинга суррогатных маркеров, получаемых по результатам анализа сложноструктурных изображений/С.А. Филист, А.Г. Курочкин, А.А. Кузьмин и др// Известия Юго-Западного государственного университета. Серия: Управление, вычислительная техника, информатика. Медицинское приборостроение. 2016. № 4 (21). С. 41-55.
5. Подмастерьев, К.В. Система коррекции функционального состояния организма человека на основе медицинского мониторинга параметров внутренних органов/ К.В. Подмастерьев, Д.С. Забанов и др// Искусственный интеллект в решении актуальных социальных и экономических проблем XXI века: сб. статей по материалам Четвертой всерос. научн.-практ. конф. Ч.1. Перм. гос. нац. исслед. ун-т. – Пермь, 2019. – С. 186-191.

INTELLIGENT SYSTEM FOR EVALUATING AND FORECASTING THE FUNCTIONAL STATE OF THE PROSTATE

¹Zabanov D.S., ²Zhilin V.V., ¹Filist S.A.

¹ Federal state budgetary educational institution of higher education «South-Western state University», Kursk,

SFilist@gmail.ru,

² «Kursk Institute of cooperation (branch) Belgorod University of cooperation, Economics and law», Kursk

Keywords: biotechnical system of rehabilitation type, exoskeleton, electromyogram, the neurocontroller
Annotation. The aim of the study is to develop a biotechnical system of rehabilitation type, designed to restore the motor activity of the patient's muscles through biotechnical and biofeedback. The obtained classification models of surface signals of electromyograms can be used to create intelligent rehabilitation systems for patients with neurological diseases and will allow the development of diagnostic test stimulation programs that can be used to create artificial biofeedback. This will provide new predictors of the risk of socially significant diseases.



ПРИМЕНЕНИЕ ТЕХНОЛОГИИ ИНТЕРФЕЙС МОЗГ-КОМПЬЮТЕР НА ОСНОВЕ СЕНСОМОТОРНЫХ РИТМОВ ПРИ ПАРЕЗЕ ВЕРХНЕЙ КОНЕЧНОСТИ

Левадний И.А.

Московский государственный технический университет имени Н.Э. Баумана, г. Москва, ivan.levadniy@mail.ru
Руководитель: Дмитриев А.Н., асс. кафедры «Медико-технические информационные технологии», г. Москва

Ключевые слова: постинсультная реабилитация, интерфейс мозг-компьютер, сенсомоторные ритмы, представление движения, ЭЭГ

Аннотация. Статья посвящена изучению возможности применения технологии интерфейс мозг-компьютер при парезе верхней конечности. Представлены результаты разработки системы регистрации сенсомоторных ритмов головного мозга для реабилитации постинсультных пациентов.

На сегодняшний день проблема роста числа цереброваскулярных заболеваний очень актуальна. По официальным данным Минздрава России, в нашей стране проживает более миллиона людей, перенесших

острое нарушение мозгового кровообращения. У 80 % из них имеются двигательные нарушения в верхней конечности, главном образом в кисти. У 40 % постинсультных пациентов снижение мышечной силы (парез) руки, вызванное поражением проводящих путей центральной нервной системы, остаётся пожизненно [1].

Всё это обуславливает необходимость внедрения высокотехнологичных методов постинсультной реабилитации. Исследования отечественных и зарубежных учёных в рамках реабилитации пациентов, страдающих полным параличом (плегией) или грубым парезом с неблагоприятным прогнозом на восстановление, показали, что наиболее эффективным методом восстановления движений является технология интерфейс мозг-компьютер [2]. Данная технология позволяет: регистрировать биоэлектрическую активность головного мозга, осуществлять контроль процесса мысленного представления движения, распознаваемого по электроэнцефалограмме (ЭЭГ) [11], преобразовывать сигналы биологической обратной связи в команды управления внешними техническими устройствами (рисунок 1) [3].

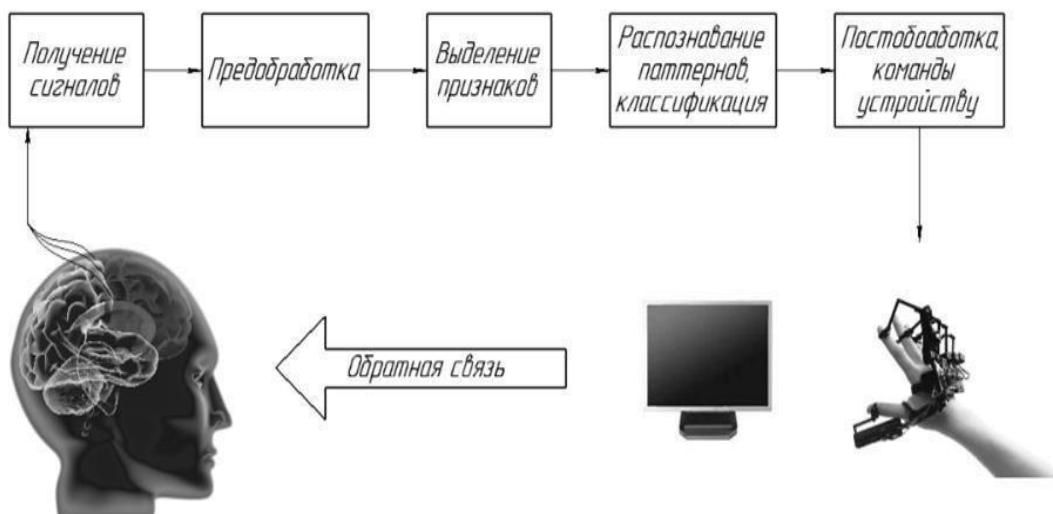


Рисунок 1 - Общая схема интерфейса мозг-компьютер [4]

Среди интерфейсов мозг-компьютер наиболее значимым представляется применение методики на основе регистрации сенсомоторных ритмов (μ -ритма), с помощью которой можно предоставить пациенту обратную связь во время проведения мысленных тренировок по воображению движений.

Воображаемое движение - динамическое состояние, при котором человек мысленно имитирует заданное действие, связанное с активацией нейронных цепей, участвующих в управлении движением.

Сенсомоторные ритмы могут быть определены как периодические колебания биопотенциалов в диапазоне 8-13 Гц, имеющие амплитуду от 50 до 100 мкВ, производимые таламокортичальными нейронными сетями в состоянии бодрствования [5].

Регистрируется μ -ритм у человека в зоне роландической борозды на контролатеральной движению стороне, в моторных проекционных областях головного мозга передней и задней центральных извилин. Поскольку в коре больших полушарий мозга расположение конечностей имеет значительное представительство, по локализации μ -ритма можно определить, движение какого исполнительного органа воображает или совершает испытуемый (рисунок 2) [6].

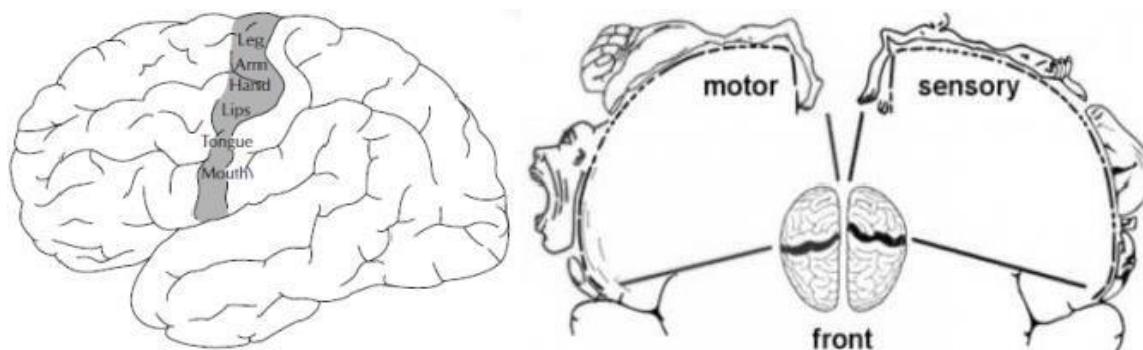
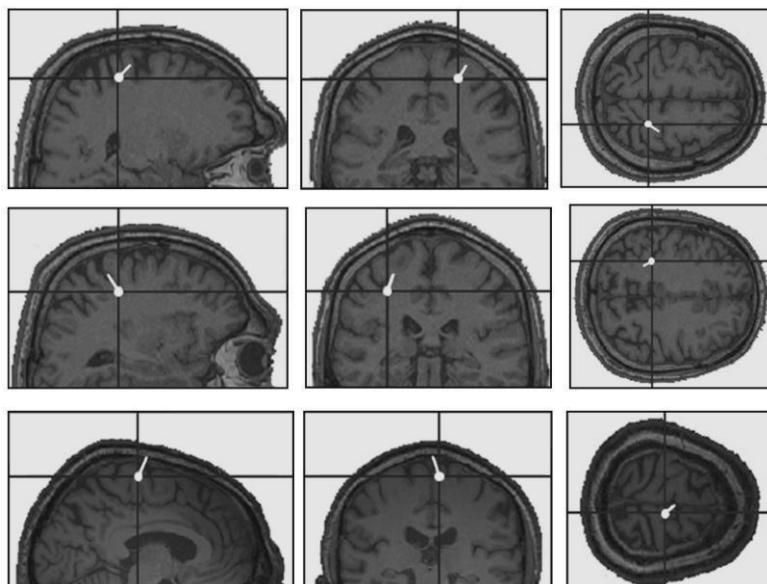


Рисунок 2 - Локализация источников генерирования μ -ритмов [7]

Представление движения обеспечивается обширной нейронной сетью. При выполнении реального или воображаемого движения исполнительного органа в соответствующем корковом моторном представительстве проявляется снижение μ -ритма – десинхронизация (рисунок 3). При расслаблении, в состоянии покоя, μ -ритм имеет высокую амплитуду, происходит повышение μ -ритма – синхронизация.

Рисунок 3 - Десинхронизация μ -ритма [8]

Данные о положении трёх источников электрической активности мозга, которые имеют наибольшее значение в управлении интерфейсом мозг-компьютер, основанном на представлении движений, получают решением обратной задачи ЭЭГ, состоящей в определении локализации источников по измеренным потенциалам на поверхности головы испытуемого с учётом её индивидуальной геометрии. Для определения источников десинхронизации и синхронизации μ -ритма в представительстве конечности, движение которой воображается, выделяются независимые компоненты - μ_1 , μ_2 , β (рисунок 4).

Рисунок 4 - Локализация источников компонент μ_1 , μ_2 , β , найденных решением обратной задачи ЭЭГ [9]

По данным функциональной магнитно-резонансной томографии, источники компонент μ_1 и μ_2 , находятся рядом с дном центральной борозды - по сагиттальному срезу на расстоянии 3 ± 2 мм. Токовые диполи отвечают за обеспечение совпадения с распределением компонент μ_1 , μ_2 , β . Компоненты μ_1 и μ_2 показывают десинхронизацию и синхронизацию μ -ритма [10].

Компонента μ_1 отвечает за подавление μ -ритма при мысленном образе движения левой рукой. Фокус компоненты μ_1 сосредоточен в правом полушарии над первичными сенсомоторными областями представительства мышц левой руки. Для компоненты μ_2 μ -ритм подавляется при воображаемом движении правой руки. Локализация фокуса компоненты, обозначенной μ_2 - над первичными областями сенсомоторного представительства правой руки. Для компоненты β активизируются дополнительные моторные зоны. При представлении движений любой руки подавление активности происходит в диапазоне 10–40 Гц (по заключениям электрокортографии).

При постинсультной реабилитации интерфейс мозг-компьютер на основе сенсомоторных ритмов позволяет контролировать степень активации проекций моторных областей мозга. Пациент получает инструкции по представлению движений (сжать руку в кулак, раскрыть кисть). Путём мысленных тренировок закрепляется двигательная программа, активизируются мышцы, которые участвуют в воображаемом движении. Была проведена серия экспериментальных исследований по регистрации сенсомоторных ритмов для изучения возможности их использования в технологии интерфейс мозг-компьютер для постинсультной реабилитации.

В экспериментах участвовали добровольцы мужского пола. Ставились последовательные задачи при закрытых (ЗГ) глазах и открытых глазах (ОГ): представление движений (ПД) правой рукой (ПР), представление движений левой рукой (ЛР), расслабление (Р), реальное движение (Д) (таблица 1).

Таблица 1 - Параметры испытуемых

	Пол	Возраст, год	Особенность	Задачи
Испытуемый 1	Мужской	21	Левша	ЗГ: ПД: ПР, Р, ЛР
Испытуемый 2		19		Д: ПР, Р, ЛР
Испытуемый 3		26	Правша	ОГ: ПД: ПР, Р, ЛР
Испытуемый 4		20		Д: ПР, Р, ЛР

Использовался 32-канальный электроэнцефалограф экспертного класса Нейрон-Спектр-5. В настройках было выбрано:

- частота дискретизации на канал - 500 Гц;
- частота среза фильтра верхних частот – 0.5 Гц;
- частота среза фильтра нижних частот – 35 Гц.

В экспериментах был использован комплект из 21 электрода (шапочка) для регистрации ЭЭГ-сигналов по стандартной схеме «10-20%». Но для регистрации сенсомоторных ритмов было минимизировано количество электродов за счёт использования только 3 каналов, действительно необходимых в постинсультной реабилитации:

- C3 (соответствующий компоненте $\mu 1$);
- C4 (соответствующий компоненте $\mu 2$);
- Cz (соответствующий компоненте β).

Время проведения процедуры сокращается вследствие того, что требуется меньшее время на установку электродной шапочки, чем при традиционной процедуре электроэнцефалографии. Это делает рассматриваемую методику простой в использовании.

Производилась монополярная регистрация потенциала между активными и референтными испилатеральными электродами, располагающимися на мочках обоих ушей. Заземляющий электрод находился в передне-центральном отведении на поверхности головы. С помощью индикатора контролировалось значение импеданса электрод-кожа на электродах C3, C4, Cz, которое не должно было превышать 20 кОм.

После записи ЭЭГ-сигнал экспортировался в текстовый формат ASCII, после чего производилась обработка сигнала в программном пакете MATLAB R2017a. Длительная запись разбивалась на отдельные фрагменты (например, «Закрытые глаза, представление движений правой руки, канал CzA2»), согласно известным временным интервалам каждого из заданий эксперимента, записанных в протоколе эксперимента.

В качестве признаков сигнала, по которым происходит распознавание движения, были выбраны абсолютные и относительные показатели (таблица 2).

Таблица 2 - Сравнение признаков сигнала

Признак	Чувствительность	Специфичность	Точность	κ
По всем испытуемым				
Амплитуда доминирующей частоты μ -ритма	53, 12 %	50 %	51,56 %	0,03
Доминирующая частота μ -ритма	53,12 %	37,5%	45,31%	-0,09
Отношение амплитуды доминирующей частоты μ -ритма к средней амплитуде θ -ритма	59,4 %	46,9 %	53,1 %	0,06
Отношение средних амплитуд μ -ритма и θ -ритма	75 %	43,8 %	59,38%	0,19
По испытуемому Г, показавшему лучшие результаты				
Амплитуда доминирующей частоты μ -ритма	81,5 %	12.5 %	50 %	0
Доминирующая частота μ -ритма	62,5 %	37,5 %	50 %	0
Отношение амплитуды доминирующей частоты μ -ритма к средней амплитуде θ -ритма	87,5 %	37,5 %	62,5 %	0,25
Отношение средних амплитуд μ -ритма и θ -ритма	100 %	25 %	62,5 %	0,25

Наилучший результат показали относительные признаки, так как учитывают фоновое состояние ЭЭГ-сигнала. И в относительных и в абсолютных признаках чувствительность классификации оказалась выше, чем специфичность. Специфичность оказалась меньше вероятности случайного распознавания движения. Это объясняется тем, что при воображаемом и реальном движении отмечается десинхронизация μ -ритма в зоне коры мозга, соответствующей определённой руке, не только на определённом электроде, но и на соседних электродах.

Коэффициент Каппа Коэна для испытуемого, показавшего лучшие результаты, составил 0,25. Наилучшую точность классификации движения показал признак отношения средней амплитуды μ -ритма к средней амплитуде θ -ритма.

Таким образом, ожидаемый медицинский эффект при использовании технологии интерфейс мозг-компьютер, основанной на регистрации сенсомоторных ритмов, - возможность получения информации о степени десинхронизации μ -ритмов во время воображения движения, для предоставления обратной связи пациенту при реабилитации постинсультного пареза верхней конечности с помощью тренажёра.

Обучение представлению движений может проводиться как в стационаре, так и в амбулаторном режиме. Тренировки в формате мысленных движений возможны при параличе мышц, как в раннем, так и в позднем восстановительных периодах, а также в резидуальном (остаточном) периоде.

В отличие от методик с предъявлением стимула, при работе с интерфейсом мозг-компьютер на основе регистрации μ -ритмов, у испытуемых отмечается меньшая утомляемость. Отказ от применения световых и звуковых раздражителей предотвращает риск негативных последствий для пациентов с эпилепсией.

Перспективным методом стимулирования пластиичности головного мозга является представление движений с контролем степени активации по биологической обратной связи и одновременным подкреплением воображения движения периферийным сигналом о её выполнении с помощью экзоскелета кисти руки.

Библиографический список

1. Заболеваемость взрослого населения России в 2017 году. Статистические материалы. Ч. III. М.: ФГБУ «Центральный научно-исследовательский институт организации и информатизации здравоохранения» Минздрава России. 2018. URL: <https://www.rosminzdrav.ru/ministry/61/22/stranitsa-979/statisticheskie-i-informatsionnye-materialy/statisticheskiy-sbornik-2017-god> (дата обращения: 01.12.2019).
2. Инсульт у взрослых: центральный парез верхней конечности: клинические рекомендации. Ред. О.А. Мокиенко, Н.А. Супоневой. М.: МЕДпресс-Информ, 2018. 224 с.
3. Фролов А.А., Бирюкова Е.В., Бобров П.Д. [и др.] Эффективность комплексной нейрореабилитации пациентов с постинсультным парезом руки с применением нейроинтерфейса «мозг – компьютер + экзоскелет» // Альманах клинической медицины. 2016. Март. 44(3). С. 280–286.
4. Левадний И.А., Дмитриев А.Н. Интерфейсы мозг – компьютер на основе нестимуляционных методик // Научно-техническая конференция «Медико-технические технологии на страже здоровья». Сборник докладов. 21 сентября – 28 сентября 2018 г., г. Москва, МГТУ им. Н.Э. Баумана. М.: Изд-во: НИИ Радиоэлектроники и лазерной техники МГТУ им. Н.Э. Баумана. 2018. С. 25-29. 23.
5. Кирой В.Н. Интерфейс мозг-компьютер (история, современное состояние, перспективы). Ростов н/Д.: Южный федеральный университет. 2011. - 240 с.
6. Wolpaw J.R., Birbaumer N., McFarland D.J., Pfurtscheller G., Vaughan T.M. Brain-computer interfaces for communication and control // *EEG and Clin. Neurophysiol.* 2002. V.113, № 6. P. 767-791.
7. McFarland D.J., Wolpaw J.R. Sensorimotor rhythm-based brain computer interface (BCI): model order selection for autoregressive spectral analysis // *J Neural Eng.* 2008. V. 5. P. 155-162.
8. Neuper C., Scherer R., Wriessnegger S., Pfurtscheller G. Motor imagery and action observation: modulation of sensorimotor brain rhythms during mental control of a brain-computer interface // *Clin Neurophysiol.* 2009. V. 120. P. 239-247
9. Фролов А.А., Гусек Д., Бобров П.Д. [и др.] Локализация источников электрической и фокусов гемодинамической активности при воображении движений // М.: Физиология человека. 2014. Т. 40. № 3. С. 45–56. DOI: 10.7868/S0131164614030060
10. De Graaf G., Frolov A., Fiocchi M. et al. Preparing for a motor perturbation: early implication of primary motor and somatosensory cortices // *Human Brain Mapping.* 2009. V. 30. P. 575.
11. Алешин В.Д., Филиппова Н.А., Матанский С.В., Писарева А.В. Методы решения проблемы дорожно-транспортного травматизма на автомагистралях России с помощью технических средств//Тенденции развития науки и образования. 2016. № 15-1. С. 5-8.

APPLICATION OF THE BRAIN-COMPUTER INTERFACE TECHNOLOGY BASED ON SENSORIMOTOR RHYTHMS IN PARESIS OF THE UPPER LIMB

Levadniy I.A.

Bauman Moscow state technical University, Moscow, ivan.levadniy@mail.ru

Head: Dmitriev A. N., ass. of the Department of «Medical and technical information technologies», Moscow

Keywords: post-stroke rehabilitation, brain-computer interface, sensorimotor rhythms, motion representation, EEG

Annotation. The article is devoted to the study of the possibility of using the brain-computer interface technology for upper limb paresis. The results of the development of a system for registering sensorimotor rhythms of the brain for the rehabilitation of post-stroke patients are presented.

РАЗРАБОТКА ОТКРЫТОГО НАБОРА ТЕРАГЕРЦОВЫХ ВИДЕОДАННЫХ И ПРОГРАММНОЙ ПЛАТФОРМЫ ДЛЯ ЭКСПЕРИМЕНТОВ С ИНТЕЛЛЕКТУАЛЬНЫМ ТЕРАГЕРЦОВЫМ ВИДЕОНАБЛЮДЕНИЕМ

Морозов А.А., Сушкива О.С., Кершнер И.А.

Институт радиотехники и электроники им. В.А. Котельникова РАН, г. Москва, morozov@cplire.ru, o.sushkova@mail.ru

Ключевые слова: сегментация, области интереса, вейвлет анализ, ЭЭГ, хребты, эпилептический приступ, артефакт жевания

Аннотация. Разработаны открытый набор терагерцовых видеоданных и программная платформа для экспериментов с интеллектуальным терагерцовым видеонаблюдением. Набор видеоданных включает короткие видеоролики людей, у которых под одеждой спрятаны предметы. Набор данных является мультимодальным, то есть, он содержит синхронизированные видео различных видов: терагерцовые, тепловизионные, видимые, ближнего инфракрасного диапазона и 3D. Специальная программная платформа разработана для сбора и предварительной обработки видеоданных. Программная платформа включает транслятор языка Акторный Пролог в Java и библиотеку встроенных классов с открытым исходным кодом для сбора и обработки данных. В частности, программное обеспечение позволяет проецировать терагерцовые и тепловизионные видеоданные на трёхмерные облака точек, используя трёхмерные таблицы соответствий. Описан эксперимент с анализом терагерцовых видеоданных на основе различных архитектур CNN.

Терагерцовое видеонаблюдение открывает новые возможности в сфере обеспечения безопасности в общественных местах, поскольку позволяет обнаруживать скрытое оружие и другие опасные предметы и тем самым предотвращать их использование. Хотя первое поколение терагерцовых систем видеонаблюдения уже создано и доступно на рынке систем обеспечения безопасности, оно до сих пор не нашло широкого применения. Главной причиной этого является то, что существующие методы анализа терагерцовых изображений не способны обеспечить скрытое и полностью автоматическое распознавание оружия и опасных предметов и могут использоваться только под управлением специально обученного оператора. В результате, терагерцовое видеонаблюдение оказывается более затратным и менее эффективным, чем традиционные методы организации периметра безопасности и ручного досмотра посетителей. В статье рассматривается проблема создания метода автоматического анализа терагерцовых видеоизображений. В качестве основы для такого метода предложено использовать принцип семантического слияния видеоизображений, полученных с помощью разных физических принципов, идея которого заключается в том, что смысловое содержание одного видеоизображения используется для анализа другого видеоизображения. Например, информация о положении человека в пространстве, координатах его рук, ног и туловища может быть использована для анализа и интерпретации цветовых областей, наблюдаемых на терагерцовом изображении. Для реализации принципа семантического слияния видеоизображений созданы средства объектно-ориентированного логического программирования, включающие специальные классы для сбора, обработки и анализа видеоизображений в видимом, инфракрасном и терагерцовом диапазонах, а также трёхмерных видеоизображений, получаемых с помощью времяпролётных камер.

Проведены эксперименты с нейросетевой классификацией субтерагерцовых изображений оружия и других опасных предметов, скрытых под одеждой человека. Цель экспериментов – выяснить, содержит ли терагерцовое видеоизображение достаточное количество информации, чтобы научить нейросеть различать опасные и неопасные предметы. Обучающая выборка включала изображения людей в домашней и уличной одежде. Под одеждой были спрятаны оружие и опасные предметы, такие как автомат Калашникова, топор, бутылки, нож, резиновая дубинка и пистолеты различных марок (рисунок 1), а также обычные бытовые предметы, такие как телефоны и USB-диски, размер обучающей выборки 9173 кадра, размер тестовой выборки 2293 кадра. Нейронные сети, обученные на этом множестве данных, были применены для анализа другого множества данных, включающего винтовку M16 (рисунок 2), размер выборки 672 кадра.

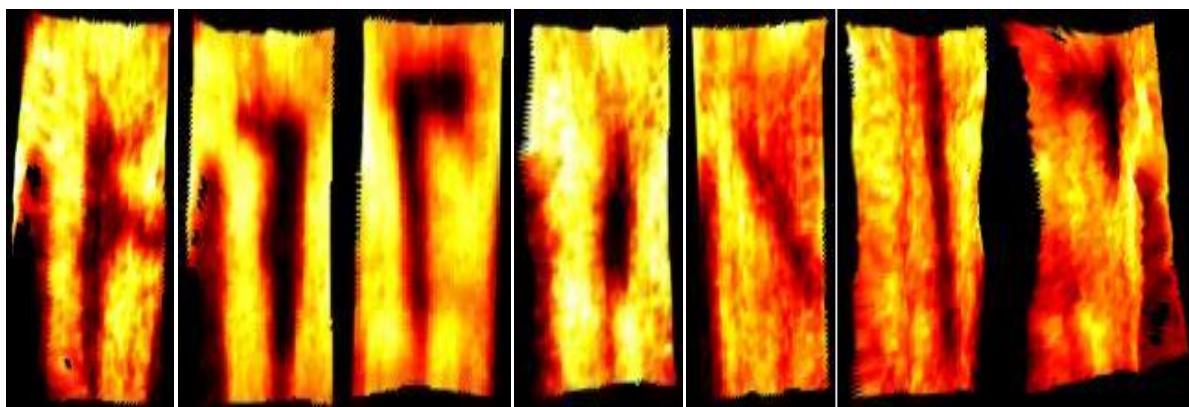


Рисунок 1 – Обучающая выборка включает в себя оружие и другие опасные предметы (слева направо): автомат Калашникова (АК), АК без магазина, топор, бутылки, нож, дубинку и пистолеты разных марок

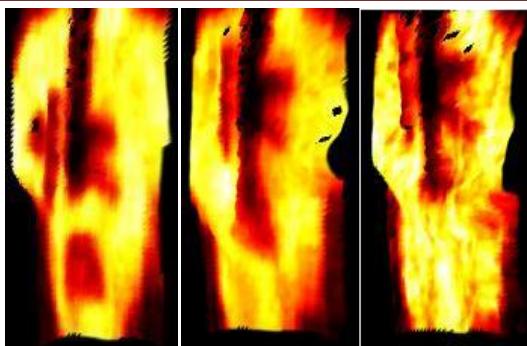


Рисунок 2 – Терагерцовые изображения человека, который держит автоматическую винтовку M16

Нейронные сети сумели успешно определить, что винтовка является опасным предметом (accuracy от 75 до 99% на разных архитектурах сетей). Результаты экспериментов показывают, что нейронные сети могут быть использованы для обобщения свойств терагерцовых видеоизображений и могут успешно предсказывать, является ли скрытый под одеждой предмет опасным. Для экспериментов с терагерцовым и многомодальным видеонаблюдением были разработаны специальные средства логического программирования, включающие набор встроенных классов языка Акторный Пролог для получения, записи и чтения терагерцовых, тепловых, визуальных и 3D видеоизображений [1-8].

Благодарности

Авторы выражают благодарность Р.А. Толмачёвой, Г.К. Мансурову, В.Е. Анциперову и В.А. Кершнеру за участие в проводимых экспериментах, а также компаниям ЗАО «Астрон» и ООО «АСофт» за предоставленное оборудование терагерцового излучения THERZ-7A. Исследование выполнено при финансовой поддержке РФФИ, проекты № 18-07-01295 А и № 16-29-09626 офи-м (www.fullvision.ru).

Библиографический список

1. Morozov A.A., Sushkova O.S., Kershner I.A., Polupanov A.F. Development of a method of terahertz intelligent video surveillance based on the semantic fusion of terahertz and 3D video images // CEUR, 2019. – V. 2391. – Paper 19. – URL: <http://ceur-ws.org/Vol-2391/paper19.pdf>
2. Murashov D.M., Morozov A.A., Murashov F.D. A technique for detecting concealed objects in terahertz images based on information measure // CEUR, 2019. – V. 2391. – Paper 37. – URL: <http://ceur-ws.org/Vol-2391/paper37.pdf>
3. Morozov A.A., Sushkova O.S., Polupanov A.F., Antsiperov V.E., Mansurov G.K., Paprotskiy S.K., Yanushko A.V., Petrova N.G., Bugaev A.S. Semantic fusion and joint analysis of terahertz and 3D video images by the means of object-oriented logic programming // RENSIT: Radioelectronics. Nanosystems. Information technologies, 2018. – V. 10, No. 2. – p. 329-340. – DOI: 10.17725/rensit.2018.10.329, URL: [http://en.rensit.ru/vypuski/article/259/10\(2\)329-340e.pdf](http://en.rensit.ru/vypuski/article/259/10(2)329-340e.pdf)
4. Morozov A.A., Sushkova O.S., Polupanov A.F., Antsiperov V.E., Mansurov G.K., Paprotskiy S.K., Gorchakov A.P., Yanushko A.V., Petrova N.G., Bugaev A.S. A Method of Terahertz Intelligent Video Surveillance Based on the Semantic Fusion of Terahertz and 3D Video // Journal Basic & Clinical Pharmacology & Toxicology (ISSN: 1742-7835, e-ISSN: 1742-7843), 2019. – V. 124, Issue S3. – p. 24. – DOI: 10.1111/bcpt.13217, URL: <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1111/bcpt.13217>
5. Морозов А.А., Сушкова О.С., Полупанов А.Ф. Разработка метода терагерцового интеллектуального видеонаблюдения на основе семантического слияния терагерцового и трёхмерного видеоизображений // Сборник трудов ИТНТ-2019: V международная конференция и молодёжная школа «Информационные технологии и нанотехнологии», 2019. – Т. 2. – С. 13-21. – URL: <http://repo.ssau.ru/bitstream/Informacionnye-tehnologii-i-nanotehnologii/Razrabotka-metoda-teragercovogo-intellektualnogo-videoanabludeniya-na-osnove-semaniticheskogo-sliyaniya-teragercovogo-i-trehmernogo-videoizobrazhenii-76223/1/paper3.pdf>
6. Мурашов Д.М., Морозов А.А., Мурашов Ф.Д. Обнаружение скрытых предметов на терагерцовых изображениях на основе метода максимизации взаимной информации // Сборник трудов ИТНТ- 2019: V международная конференция и молодёжная школа «Информационные технологии и нанотехнологии», 2019. – Т. 2. – С. 507-513. – URL: <http://repo.ssau.ru/handle/Informacionnye-tehnologii-i-nanotehnologii/Obnaruzhenie-skrytyh-predmetov-na-teragercovykh-izobrazheniyah-na-osnove-metoda-maksimizacii-vzaimnoi-informacii-76411>
7. Морозов А.А., Сушкова О.С., Кершнер И.А. Разработка нейросетевого метода распознавания оружия и опасных предметов на терагерцовых изображениях // Программа 62-й Всероссийской научной конференции МФТИ, 18-24 ноября 2019 года. Секция информационных технологий. – М.: МФТИ, 2019. – С. 81. – ISBN 978-5-7417-0725-8. – URL: <https://mipt.ru/science/5stop100/education/courseproposal/ProgV7.pdf>
8. Morozov A.A., Sushkova O.S. Development of a Publicly Available Terahertz Video Dataset and a Software Platform for Experimenting with the Intelligent Terahertz Visual Surveillance // Advances in Intelligent

Systems and Computing: the International Conference on Frontiers in Computing and Systems (COMSYS-2020, January 13-15, 2020, Jalpaiguri, West Bengal, India) / Debotoch Bhattacharjee, Dipak Kumar Kole, Nilanjan Dey, Subhadip Basu, and Dariusz Plewczynski (Eds.). / Springer Nature Singapore Pte Ltd, 2020. – Advances in Intelligent Systems and Computing. – Принято в печать.

DEVELOPMENT OF A PUBLIC AVAILABLE TERAHERTZ VIDEO DATASET AND A SOFTWARE PLATFORM FOR EXPERIMENTS WITH INTELLIGENT TERAHERTZ VIDEO SURVEILLANCE

Morozov A.A., Sushkova O.S., Kershner I.A.

Kotel'nikov Institute of Radio Engineering and Electronics of RAS, Moscow, morozov@cplire.ru, o.sushkova@mail.ru

Keyword: segmentation, areas of interest, wavelet analysis, EEG, ridges, epileptic seizure, chewing artifact Annotation. A publicly available terahertz video dataset and a software platform for experimenting with the terahertz intelligent video surveillance are developed. The video dataset includes short videos of people with objects hidden under the clothing. The dataset is multimodal, that is, it contains synchronized videos of various kinds: terahertz, thermal, visible, near-infrared, and 3D. A special software platform is developed for the acquisition and preprocessing of the video data. The software platform includes a translator of the Actor Prolog language to Java and an open-source library of built-in classes for data acquisition and processing. In particular, the software enables one to project terahertz/thermal video data onto three-dimensional point clouds using 3D lookup tables. An experiment with the terahertz video data analysis based on various CNN architectures is described.



ИССЛЕДОВАНИЕ ЭЛЕКТРОМИОГРАФИЧЕСКИХ И АКСЕЛЕРОМЕТРИЧЕСКИХ СИГНАЛОВ В НИЗКОЧАСТОТНОМ ДИАПАЗОНЕ 0.5-4 ГЦ У ПАЦИЕНТОВ С БОЛЕЗНЬЮ ПАРКИНСОНА И ЭССЕНЦИАЛЬНЫМ ТРЕМОРОМ

¹Сушкова О.С., ¹Морозов А.А., ²Габова А.В., ³Карабанов А.В., ³Чигалейчик Л.А.

¹Институт радиотехники и электроники им. В.А. Котельникова РАН, Москва, o.sushkova@mail.ru, morozov@cplire.ru

²Институт высшей нервной деятельности и нейрофизиологии РАН, г. Москва, agabova@yandex.ru,

³ФГБНУ «Научный центр неврологии», г. Москва, doctor.karabanov@mail.ru, chigalei4ick.lar@yandex.ru

Ключевые слова: вейвлет-спектрограммы, ROC-анализ, всплескообразная электрическая активность, непараметрическая статистика, ЭМГ, акселерометр, болезнь Паркинсона, эссенциальный тремор

Аннотация. Проведено исследование малоизученного частотного диапазона 0.5-4 Гц сигналов поверхностной электромиограммы (ЭМГ) мышц и акселерометра у пациентов с болезнью Паркинсона (БП) и эссенциальным тремором (ЭТ). В этом частотном диапазоне были выявлены новые нейрофизиологические закономерности между группами пациентов с БП и ЭТ, а также контрольной группой испытуемых, не описанные ранее в литературе. Для исследования был применён метод анализа всплескообразной электрической активности мышц, основанный на вейвлет-анализе и ROC-анализе. Идея метода заключается в поиске локальных максимумов («всплесков») на вейвлет-спектрограмме и вычислении различных характеристик, описывающих эти максимумы: ведущая частота всплеска, длительность всплеска в периодах, ширина полосы частот всплеска, число всплесков в секунду. Исследуется функциональная зависимость AUC от значений границ диапазонов рассматриваемых параметров. Данный метод направлен на исследование изменений частотно-временных характеристик (формы) сигналов, в том числе, не связанных с изменением спектральной плотности мощности сигнала.

Ранняя клиническая диагностика важна для начала своевременного лечения БП и ЭТ. Однако маркёры ранних стадий этих заболеваний, включая латентную (доклиническую) стадию, всё ещё плохо изучены [1,2]. Перспективным подходом к диагностике доклинических и ранних стадий БП и ЭТ является анализ электромиографических (ЭМГ) и акселерометрических (АКС) сигналов.

Обычно диапазон частот ниже 4 Гц в ЭМГ и АКС не рассматривается, так как, считается, что в нём невозможно найти статистически значимые отличия между группами пациентов и здоровых испытуемых. Например, в работе [3] указано, что диапазон частот 0-3,5 Гц в АКС не должен рассматриваться, исходя из этого мнения. В ЭМГ, в основном, изучаются диапазоны частот от 5 до 18 Гц [4]. В работах по изучению когерентности тремора на ЭМГ с треморными компонентами на ЭЭГ, также изучаются диапазоны выше 4 Гц [5]. Тремор покоя у пациентов с БП принято изучать по ЭМГ в классическом диапазоне частот 4-7 Гц, а ЭТ – в диапазоне частот 4-12 Гц [6]. Однако есть работы, в которых диапазон частот ниже 4 Гц на ЭМГ всё же изучается. Так, авторы [7] занимаются поиском связанных с тремором характеристик ядер базальных ганглиев во время движения у пациентов с БП.

Общие математические подходы, используемые для анализа сигналов ЭМГ и АКС при БП, основаны на спектральных методах (средняя частота, доля мощности в определённых полосах частот) [8,9], анализе характеристик всплесков (bursts) ЭМГ (количество, амплитуды, длительности и частоты) [10-13], анализе морфологии сигнала ЭМГ [14] и методах нелинейного анализа ЭМГ [8]. Однако анализ сигналов с использованием имеющихся методов иногда даёт противоречивые результаты, например, при оценке

изменения мощности бета-ритма ЭЭГ при БП. Перспективным методом решения этой проблемы является применение анализа электрофизиологических сигналов на основе всплесков на вейвлет-спектрограмме.

Для исследования был применён метод анализа всплескообразной электрической активности мышц, основанный на вейвлет-анализе и ROC-анализе [15,16]. Идея метода заключается в поиске локальных максимумов («всплесков») на вейвлет-спектрограмме и вычислении различных характеристик, описывающих эти максимумы: ведущая частота всплеска, длительность всплеска в периодах, ширина полосы частот всплеска, число всплесков в секунду. Анализируется степень отличия групп пациентов с БП и ЭТ в пространстве этих параметров. Для этого используется ROC-анализ. Исследуется функциональная зависимость AUC (площади под ROC-кривой) от значений границ диапазонов рассматриваемых параметров. Данный метод направлен на исследование изменений частотно-временных характеристик (формы) сигналов, в том числе, не связанных с изменением спектральной плотности мощности сигнала.

Известно, что клинический дебют БП на первой стадии проявляется асимметрично, в виде синдрома гемипаркинсонизма, то есть трепора руки или ноги одной стороны тела. У пациентов с ЭТ трепор чаще проявляется сразу на обеих сторонах тела. Далее мы будем условно называть руку клинического дебюта пациента с БП – рука с дрожательным гиперкинезом, при этом вторую руку мы будем условно называть «здоровой». В данной работе исследуется количество всплесков (в секунду) в диапазоне частот 0.5-4 Гц в ЭМГ и АКС пациентов с БП и ЭТ. Количество всплесков сравнивается с данными здоровых испытуемых с помощью специальных AUC-диаграмм и непараметрического статистического теста Манна-Уитни. Подробное описание AUC-диаграмм приведено в работах [16-18].

Данные нелеченых (ранее не получавших специфической терапии) пациентов с БП и ЭТ на ранних стадиях сравнивались с данными здоровых добровольцев. Отметим, что группа пациентов с БП включала пациентов на первой стадии БП по классической шкале Хен-Яра с дебютом (клиническими проявлениями трепора) в левой руке (9 человек) и в правой руке (11 человек), смешанная форма БП, правши, всего 20 человек. Число пациентов с ЭТ (правши) составляло 13 человек, а здоровых добровольцев (правши) – 8 человек. Участие пациентов во всех проведённых исследованиях было добровольным. Больные и здоровые добровольцы подписали информированное согласие в соответствии со стандартами хельсинкской декларации Всемирной медицинской ассоциации «Рекомендации для врачей, занимающихся биомедицинскими исследованиями с участием людей» [19].

Сигналы ЭМГ записывались с применением 41-канального многофункционального комплекса для проведения нейрофизиологических исследований Нейрон-Спектр-5 (Нейрософт). ЭМГ-электроды располагались как на внешних сторонах рук, на мышцах-разгибателях, так и на внутренних сторонах рук, на мышцах-сгибателях. Датчики акселерометра устанавливались на тыльные стороны ладоней. Сигналы ЭМГ и АКС записывались в специальном положении испытуемого: сидя в кресле с закрытыми глазами, руки выпрямлены перед собой, ноги спокойно стоят на полу.

Статистически значимые отличия между группами пациентов и контрольной группой испытуемых были обнаружены как на руках с дрожательным гиперкинезом, так и на «здоровых» руках пациентов с БП и у пациентов с ЭТ на обеих руках. Мы вычислили всплески в частотном диапазоне от 0.5 до 4 Гц для сигналов ЭМГ (как для мышц-разгибателей, так и для мышц-сгибателей) и для сигналов АКС у каждого пациента с БП (пациенты с трепором левой руки и пациенты с трепором правой руки исследовались отдельно), у каждого пациента с ЭТ и у каждого здорового добровольца. По этим данным были вычислены значения AUC для различных диапазонов частот в интервале от 0.5 до 4 Гц. Будем условно называть синими областями на AUC-диаграммах области, где количество всплесков у пациентов меньше, чем у здоровых испытуемых, а красными областями – области, где количество всплесков у пациентов больше, чем у здоровых испытуемых.

Пример частотной AUC-диаграммы для мышц-разгибателей левых рук с дрожательным гиперкинезом пациентов с БП на основе сигналов ЭМГ представлен на рисунке 1. На диаграмме видны ярко выраженные закономерности (красные и синие области) в диапазонах частот 0.1-1.8 Гц (синее пятно), 1.8-2.3 Гц (красное пятно), 2.1-3.9 Гц (синее пятно). Был проведён статистический анализ количества всплесков в секунду с помощью теста Манна-Уитни.

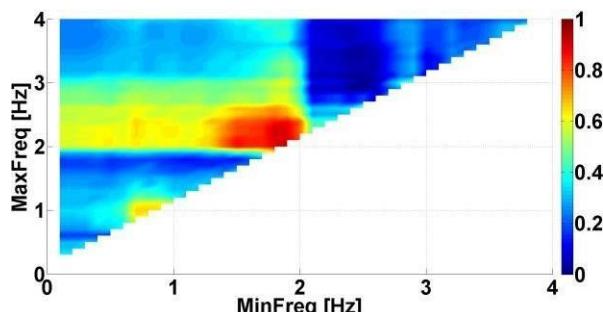


Рисунок 1 – AUC-диаграмма для мышц-разгибателей. ЭМГ левой руки с дрожательным гиперкинезом пациентов с БП. Ось абсцисс – нижняя граница диапазонов частот, ось ординат – верхняя граница диапазонов частот. Рассматриваются частоты от 0.5 до 4 Гц с шагом 0.1 Гц.

Статистически значимые отличия в количестве всплесков были обнаружены для мышц-разгибателей на основе данных ЭМГ в диапазонах частот 0.1-1.8 Гц (синее пятно), 1.8-2.3 Гц (красное пятно), 2.1-3.9 Гц (синее пятно) только на руках с дрожательным гиперкинезом пациентов с БП. Для пациентов с БП с трепором в левой руке для диапазона частот 0.1-1.8 Гц p -value = 0.02, для 1.8-2.3 Гц p -value = 0.003, для 2.1-3.9 Гц p -value = 0.001. Для пациентов с БП с трепором в правой руке для 0.1-1.8 Гц p -value = 0.01, для 2.1-3.9 Гц p -value = 0.01.

В отличие от мышц-разгибателей в мышцах-сгибателях присутствуют отличия не только в руках с трепором, но и в «здоровых» руках пациентов с БП, а также есть отличия в левых руках с дрожательным гиперкинезом пациентов с ЭТ. Были проанализированы следующие диапазоны частот: 1.1-3.1 Гц (красное пятно), 2.1-3 Гц (синее пятно), 2.2-3.9 Гц (синее пятно), 1.6-2.3 Гц (красное пятно). Для пациентов с БП с трепором в левой руке для диапазона частот 2.2-3.9 Гц p -value = 0.00008 (рука с дрожательным гиперкинезом). Для пациентов с БП с трепором в левой руке для диапазона частот 2.2-3.9 Гц p -value = 0.01 («здоровая» рука). Для пациентов с БП с трепором в правой руке для 1.1-3.1 Гц p -value = 0.006 («здоровая» рука). Для пациентов с БП с трепором в правой руке для 2.1-3 Гц p -value = 0.006 (рука с дрожательным гиперкинезом). Для пациентов с ЭТ для диапазона частот 1.6-2.3 Гц p -value = 0.005 (левая рука).

Также на основе данных ЭМГ было проведено сравнение мышц-разгибателей и мышц-сгибателей испытуемых. Было выявлены закономерности в «здоровых» руках пациентов с БП. Были обнаружены два ярко выраженных диапазона частот, в которых количество всплесков в мышцах-разгибателях и мышцах-сгибателях различаются: 1.8-3.9 Гц (синее пятно), 2.1-2.5 Гц (красное пятно). Для пациентов с БП с трепором в левой руке для диапазона частот 1.8-3.9 Гц p -value = 0.008 («здоровая» рука). Для пациентов с БП с трепором в правой руке для диапазона частот 2.1-2.5 Гц p -value = 0.003 («здоровая» рука).

Таким образом, было показано, что при анализе поверхностной ЭМГ в мышцах-разгибателях и мышцах-сгибателях у пациентов с БП выявлены различия, в то время как отличий между мышцами-разгибателями и мышцами-сгибателями у пациентов с ЭТ не обнаружено. Найденные закономерности в ЭМГ могут быть полезны для ранней диагностики БП.

На основе данных АКС статистически значимые отличия были обнаружены отдельно для синей и красной областей на АУС-диаграммах. В синей области для пациентов с БП с трепором в левой руке для 0.5-4 Гц p -value = 0.00008 (рука с дрожательным гиперкинезом); для пациентов с БП с трепором на левой руке для 2.3-2.9 Гц p -value = 0.001 («здоровая» рука); для пациентов с БП с трепором в правой руке для 1.9-2.4 Гц p -value = 0.002 («здоровая» рука); для пациентов с БП с трепором на правой руке для 1.9-2.7 Гц p -value = 0.0007 (рука с дрожательным гиперкинезом); для пациентов с ЭТ для 1.3-3.3 Гц p -value = 0.03 (левая рука); для пациентов с ЭТ для 2.1-2.8 Гц p -value = 0.01 (правая рука). В красной области для пациентов с БП с трепором в левой руке для 1-4 Гц p -value = 0.00008 (рука с дрожательным гиперкинезом); для пациентов с БП с трепором в левой руке для 1.1-2 Гц p -value = 0.002 («здоровая» рука); для пациентов с БП с трепором в правой руке для 1-4 Гц p -value = 0.02 («здоровая» рука); для пациентов с БП с трепором в правой руке для 1-1.7 Гц p -value = 0.01 (рука с дрожательным гиперкинезом).

Найденные статистически значимые отличия в синей области на частотных диаграммах АУС на основе данных АКС могут быть перспективными для ранней диагностики БП и ЭТ. Наличие красной области на частотных диаграммах АУС на основе данных АКС у пациентов с БП и её отсутствие у пациентов с ЭТ представляют значительный интерес для дифференциальной диагностики пациентов с БП и ЭТ.

Таким образом, при анализе ЭМГ и АКС были найдены статистически значимые отличия пациентов от контрольной группы испытуемых как на руках с дрожательным гиперкинезом, так и на «здоровых» руках. Выявленные закономерности на «здоровых» руках пациентов с БП на основе данных сигналов ЭМГ и АКС представляют значительный интерес для ранней диагностики БП, поскольку «здоровые» руки пациентов с БП могут использоваться в качестве модели процессов, происходящих на доклинических стадиях БП [20].

Выводы

Полученные результаты на основе данных ЭМГ и АКС похожи между собой. Цвета областей с нейрофизиологическими закономерностями на АУС-диаграммах совпадают, диапазоны частот, где были обнаружены статистически значимые отличия, пересекаются. Не полное совпадение диапазонов частот возникает из-за того, что исследуются разные части тела пациентов (электроды ЭМГ устанавливаются на мышцы-разгибатели и на мышцы-сгибатели, а датчики акселерометра устанавливаются на тыльные стороны ладоней), а также применяются разные способы измерения (ЭМГ регистрирует разницу биоэлектрических потенциалов мышц, а акселерометр – ускорение движения рук). Было показано, что анализ пациентов с БП и ЭТ с помощью ЭМГ и акселерометра даёт похожие результаты, при этом ЭМГ и акселерометр могут взаимно дополнять друг друга. Таким образом, применение метода анализа всплескообразной электрической активности позволило выявить новые закономерности в сигналах ЭМГ и АКС, которые ранее не удавалось выявить с помощью стандартных спектральных методов, основанных на анализе спектральной плотности мощности сигналов. Что говорит о том, что новый метод математической обработки электрофизиологических сигналов может быть перспективен для диагностики не только БП и ЭТ, но и других заболеваний.

Благодарности

Авторы благодарны член-корреспонденту РАН С.Н. Илларионкину за помощь в проведении работы и ценные замечания по тексту статьи, а также Е.М. Тиманину за разработку акселерометра [21], который был использован в данной работе. Работа выполнена в рамках государственного задания. Исследование выполнено

при поддержке стипендии Президента РФ молодым учёным и аспирантам № СП-5247.2018.4 и частично поддержано Российским фондом фундаментальных исследований в рамках научного проекта № 18-37-20021.

Библиографический список

1. Meigal A.Y., Rissanen S.M., Tarvainen M.P., Airaksinen O., Kankaanp M., Karjalainen P.A. Non-linear EMG parameters for differential and early diagnostics of Parkinson's disease // *Front. In Neuro*, 2013. – V. 4. – p. 135.
2. Чигалейчик Л.А., Тесленко Е.Л., Дамянович Е.В., Карабанов А.В., Полещук В.В., Федотова Е.Ю. Нейрофизиологические маркёры риска первичного паркинсонизма в ранней и латентной стадии нейродегенеративного процесса // Руководство для врачей по материалам IV Национального конгресса по болезни Паркинсона и расстройствам движений / С.Н. Иллариошкин, О.С. Левин. – г. Москва. 2017. – С. 82-84.
3. Palmerini L., Rocchi L., Mellone S., Valzania F., Chiari L. Feature selection for accelerometer-based posture analysis in Parkinson's disease // *IEEE Trans. on Inf. Tech. in Biomedicine*, 2011. – V. 15 (3). – pp. 481-490.
4. Caviness J.N., Shill H.A., Sabbagh M.N., Evidente V.G., Hernandez J.L. and Adler C.H. Corticomuscular coherence is increased in the small postural tremor of Parkinson's disease // *Movement disorders: official journal of the Movement Disorder Society*, 2006. – V. 21 (4). – pp. 492-499.
5. Holobar A., Gallego J.Á., Kranjec J., Rocon E., Romero J.P., Benito León J., Pons J. and Glaser V. Motor unit-driven identification of pathological tremor in electroencephalograms // *Front. In Neuro*, 2018. – V. 9. – p.879.
6. Joudi R.A., Brittain J.S., Jenkinson N., Green A.L. and Aziz T. Rapid tremor frequency assessment with the iPhone accelerometer // *Parkinsonism & related disorders*, 2011. – V. 17 (4). – pp. 288-290.
7. Burgess J.G., Warwick K., Ruiz V., Gasson M.N., Aziz T.Z., Brittain J.S. and Stein J. Identifying tremor-related characteristics of basal ganglia nuclei during movement in the Parkinsonian patient // *Parkinsonism & related disorders*, 2010. – V. 16 (10). – pp. 671-675.
8. Fattorini L., Felici F., Filligoi G., Traballesi M., Farina D. Influence of high motor unit synchronization levels on non-linear and spectral variables of the surface EMG // *Journal of neuroscience methods*, 2005. – V. 143 (2). – pp. 133-139.
9. Robichaud J.A., Pfann K.D., Vaillancourt D.E., Comella C.L., Corcos D.M. Force control and disease severity in Parkinson's disease // *Movement Disorders*, 2005. – V. 20 (4). – pp. 441-450.
10. Flament D., Vaillancourt D., Kempf T., Shannon K., Corcos D. EMG remains fractionated in Parkinson's disease, despite practice-related improvements in performance // *Clinical neurophysiology*, 2003. – V. 114 (12). – pp. 2385-2396.
11. Pfann K.D., Buchman A.S., Comella C.L., Corcos D.M. Control of movement distance in Parkinson's disease // *Movement Disorders*, 2001. – V. 16 (6). – pp. 1048-1065.
12. Robichaud J.A., Pfann K.D., Comella C.L., Brandabur M., Corcos D.M. Greater impairment of extension movements as compared to flexion movements in Parkinson's disease // *Experimental Brain Research*, 2004. – V. 156 (2). – pp. 240-254.
13. Robichaud J.A., Pfann K.D., Comella C.L., Corcos D.M. Effect of medication on EMG patterns in individuals with Parkinson's disease // *Movement disorders*, 2002. – V. 17 (5). – pp. 950-960.
14. Rissanen S., Kankaanpää M., Tarvainen M.P., Nuutinen J., Tarkka I.M., Airaksinen O., Karjalainen P.A. Analysis of surface EMG signal morphology in Parkinson's disease // *Physiological measurement*, 2007. – V. 28 (12). – p. 1507.
15. Sushkova O.S., Morozov A.A., Gabova A.V. A method of analysis of EEG wave trains in early stages of Parkinson's disease // *BSB*, 2016. – IEEE, 2016. – pp. 1-4
16. Sushkova O.S., Morozov A.A., Gabova A.V. Data mining in EEG wave trains in early stages of Parkinson's disease // *Advances in Soft Computing: MICAI 2016 / Obdulia Pichardo-Lagunas, Sabino Miranda-Jimenez (Eds.)* – Springer, 2017. – V. 10062 LNAI, pp. 403-412.
17. Sushkova O.S., Morozov A.A., Gabova A.V., Karabanov A.V. Investigation of Surface EMG and Acceleration Signals of Limbs' Tremor in Parkinson's Disease Patients Using the Method of Electrical Activity Analysis Based on Wave Trains // *Advances in Artificial Intelligence: IBERAMIA 2018 / G.R. Simari, F. Eduardo, F. Gutiérrez Segura, J.A. Rodríguez Melquiades (Eds.)* – Springer, 2018. – V. 11238 LNAI, pp. 253-264.
18. Сушкова О.С., Морозов А.А., Габова А.В., Карабанов А.В. Применение метода анализа всплескообразной электрической активности мозга для выявления особенностей ЭЭГ пациентов на ранней стадии болезни Паркинсона // Журнал неврологии и психиатрии им. С.С. Корсакова, 2018. – Т. 118, № 7. – С. 45-48.
19. О порядке проведения биомедицинских исследований у человека. Экспертный совет по медицине ВАК Минобразования России // Бюллетень ВАК. – 2002. – №3.
20. Andreeva Y., Khutorskaya O. EMGs spectral analysis method for the objective diagnosis of different clinical forms of Parkinson's disease // *Electromyography and Clinical Neurophysiology*, 1996. – V. 36(3). – pp. 187-192.
21. Timanin E.M., Gustov A.V., Eremin E.V. (2013) Patent no. 2483676. Russian Federation. Device for complex analysis of different types of human tremor. 10.06.2013.

INVESTIGATION OF ELECTROMYOGRAPHIC AND ACCELEROMETER SIGNALS IN THE 0.5-4 Hz FREQUENCY RANGE IN PATIENTS WITH PARKINSON'S DISEASE AND ESSENTIAL TREMOR

¹Sushkova O. S., ¹Morozov A. A., ²Gabova A.V., ³Karabanov A.V., ³Chigaleychik L. A.

¹ V. A. Kotelnikov Institute of radio engineering and electronics of the Russian Academy of Sciences, Moscow, o.sushkova@mail.ru, morozov@cplire.ru,

² Institute of higher nervous activity and neurophysiology of the Russian Academy of Sciences, Moscow, agabova@yandex.ru,

³ FGBNU "Scientific center of neurology", Moscow, doctor.karabanov@mail.ru, chigalei4ick.lar@yandex.ru

Keywords: wavelet spectrograms, ROC analysis, burst electrical activity, nonparametric statistics, EMG, accelerometer, Parkinson's disease, essential tremor

Annotation. An investigation of the 0.5-4 Hz frequency range of the surface electromyogram (EMG) of muscles and the accelerometer signals in patients with Parkinson's disease (PD) and essential tremor (ET) was conducted. In this frequency range, new neurophysiological regularities were revealed between groups of patients and the control group of subjects. For investigation, the method of analysis of wave train electrical activity of muscles based on wavelet analysis and ROC analysis was applied. The idea of the method is to find local maxima ("wave trains") on the wavelet spectrogram and to calculate various characteristics that describe these maxima: the central frequency of the wave train, the wave train duration in periods, the wave train bandwidth, the number of wave trains per second. The functional dependence of AUC on the boundaries of the ranges of the considered parameters is investigated. This method is aimed at studying changes in the time-frequency parameters (the shape) of signals, including changes that are not related to changes in the power spectral density of the signal.



ИНФОРМАЦИОННАЯ СИСТЕМА «ВСЕРОССИЙСКИЙ РЕЕСТР ГРЫЖ»

¹Никитаев В.Г., ²Этингер А.П., ¹Проничев А.Н., ¹Дружинина Е.А., ³Протасов А.В., ³Джабиев А.А.,

¹Кирдянов В.Е., ¹Мартынова А.А., ¹Блинова А.В., ¹Савченков И.Л., ¹Простаков С.Н., ¹Козлов В.С.

¹Национальный исследовательский ядерный университет «МИФИ», г. Москва, vgnikitayev@mephi.ru,

²Российский национальный исследовательский медицинский университет им. Н. И. Пирогова, г. Москва,

³Российский университет дружбы народов, г. Москва, 1042190040@pfur.ru

Ключевые слова: база знаний, грыжа, аналитика

Аннотация. Грыжа является широко распространённым и часто встречающимся заболеванием. В последние годы эффективность оперативного лечения остаётся на одном уровне, несмотря на введение различных методик операций, разработку эндовидеохирургических доступов, применение синтетических материалов. Целью этого исследования является создание структуры информационной системы «Всероссийский реестр грыж». Разработано проектное решение, в рамках которого выделены категории пользователей и для каждой категории разграничены функциональные возможности. Такое разграничение позволяет удобным образом структурировать информацию. Формируется карта на каждого пациента, в которой закреплены ссылки на каждую грыжу этого пациента, соответствующие этому операции и лечение. Также в карте пациента формализована его личная информация и сведения, которые могут оказывать косвенное воздействие на возникновение грыжи. Например, факторы риска содержат сведения о вредных привычках спортивном или сидячем образе жизни. Есть в анкете пациента данные о сопутствующих заболеваниях и непереносимости лекарств. Также в анкете указано место проживание пациента, которое с экономической точки зрения может влиять на работу и образ жизни пациента. Все эти сведения для группы пациентов образуют статистические рейтинги, делают информацию более доступной для пациентов и стимулируют больницы к развитию современных технологий, улучшающих качество оперативного лечения, к быстрому распространению положительного опыта.

Введение

В медицине «грыжа» (лат. *hernia*) – выпячивание внутреннего органа или его части через отверстия в анатомических образованиях под кожу, в межмышечные пространства или внутренние карманы и полости. Местом образования грыжи могут являться нормально существующие у человека отверстия или промежутки (щели), расширившиеся в патологических условиях (похудание, ослабление связочного аппарата) или возникшие на месте дефекта ткани, истончения послеоперационного рубца и т. п.

На сегодняшний день грыжа является часто встречающимся заболеванием. По данным различных исследований распространенность грыж передней брюшной стенки, варьирует от 3,9 до 18,3% [1]. У детей на долю грыж приходится до 35% от всех хирургических заболеваний [2].

В мире ежегодно выполняется более 20 миллионов грыжесечений, что составляет 10-15% от общего числа больных, которым проводятся операции [3]. Причем в последнее время в зарубежных клиниках подавляющее количество операций производятся в условиях стационара одного дня. При этом предпочтение

отдается ненатяжной пластике, которая на сегодняшний день считается наиболее прогрессивной, решающей многие вопросы при грыжах живота любых локализаций.

В последние годы эффективность оперативного лечения остаётся на одном уровне, несмотря на введение различных методик операций, разработку эндоскопических доступов, применение синтетических материалов. В связи с этим появилась необходимость обобщения результатов лечения в рамках всей страны, а не отдельного лечебного учреждения, и, как следствие, выработки рекомендаций по совершенствованию применяемых методик. Это актуализирует задачу создания информационного ресурса по сбору и анализу данных результатов лечения грыж.

За рубежом уже имеется успешный опыт. Так, например, Европейский реестр грыж может послужить примером. Но в России подобный ресурс отсутствует.

Цель работы – создание структуры информационной системы «Всероссийский реестр грыж».

Проектное решение

В качестве исходных данных рассматриваются сведения, предоставленные врачами-герниологами (герниология – наука о грыжах), научные публикации [4-8] и ресурсы internet [9,10]. На англоязычном сайте (www.eurahs.eu) европейского реестра брюшных грыж представлены примеры форм для заполнения врачом истории болезни, различные способы диагностики, виды лечения и операции. Информация, полученная от врачей – примеры протоколов, данные о пациентах и приемлемый формат их представления. Такие сведения позволяют разработать концепцию базы знаний, формы представления и редактирования данных о пациенте.

Согласно МКБ-10, выделяется несколько типов грыж:

- паховая грыжа;
- бедренная грыжа;
- пупочная грыжа;
- грыжа передней брюшной стенки;
- грыжа брюшной полости;
- диафрагмальная грыжа.

Для каждого типа может быть выделено его уточнение по различным признакам, к числу которых относятся сторона, характер, размер, наличие органа в грыжевом мешке и т.д. Помимо самого типа, важным параметром можно выделить сторону, с которой грыжа располагается. Данный параметр может принимать три значения:

- правосторонняя;
- левосторонняя;
- двусторонняя.

При указании наличия грыжи важно отмечать, первичный ли это случай или рецидивирующий.

На основе анализа полученной информации и применения принципов построения информационных систем для поддержки принятия врачебных решений [11, 12] сформирована концептуальная модель системы (рисунок 1).



Рисунок 1 - Концептуальная модель системы «Всероссийский реестр грыж».

В зависимости от категории пользователя в системе необходимо разграничить права доступа к информации, представленной в системе.

Принципы работы системы отражены на рисунках 2-5.



Рисунок 2 - Принцип работы информационной системы «Всероссийский реестр грыж»: регистрация и авторизация пользователей.

Определены три категории пользователей – Врач, Администратор, Рядовой пользователь.

Врач – врач-герниолог. Он может просматривать, в том числе личную информацию пациентов, проходящих у него лечение в данный период времени.

Администратор – специалист, отвечающий за функционирование системы в данном медицинском учреждении.

Рядовой пользователь - любой желающий:

- посмотреть статистику заболеваний и поиск по каким-то признакам заболеваний (без личных конфиденциальных данных пациентов);
- найти свою (существующую) карту для посещения медицинского учреждения;
- завести карту, чтобы стать пациентом (попасть на прием).

Для разных типов пользователей существуют различные функциональные возможности системы (рисунки 3-5).

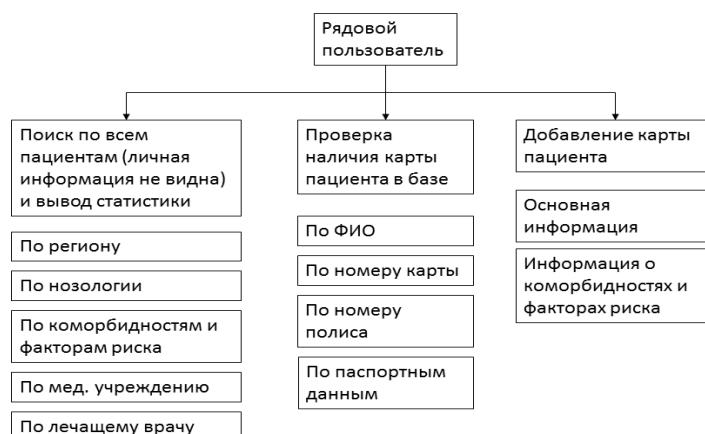


Рисунок 3 - Принцип работы и функциональные возможности информационной системы «Всероссийский реестр грыж» для рядового пользователя.

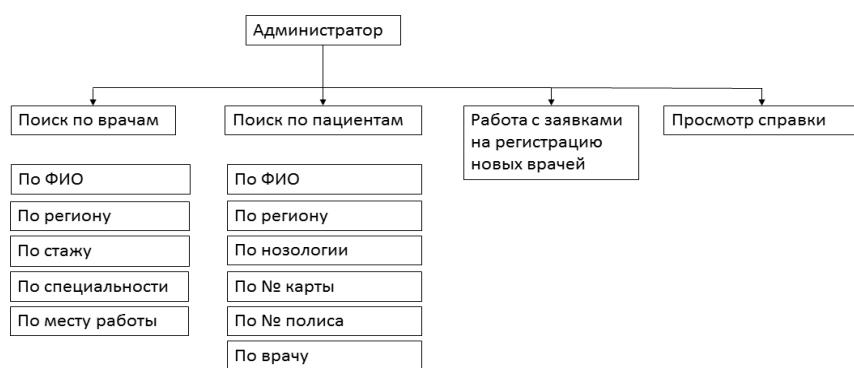


Рисунок 4 - Принцип работы и функциональные возможности информационной системы «Всероссийский реестр грыж» для администратора.



Рисунок 5 - Принцип работы и функциональные возможности информационной системы «Всероссийский реестр грыж» для врача.

На рисунке 6 представлена классификация сведений о пациенте.

Рядовой пользователь может воспользоваться системой как просто для просмотра статистики по интересующим его факторам риска, сопутствующим заболеваниям, формам грыж, для ознакомления со списком практикующих врачей интересующей его больницы, так и для регистрации своей карты в выбранной больнице в качестве потенциального пациента. Когда пользователь регистрируется в качестве пациента, он обязательно заполняет личные данные: СНИЛС, ФИО, серия номер паспорта, дата рождения, пол, группа крови, регион лечения. Затем в удобное для себя время пользователь заполняет анкетные данные: состояние здоровья (рост, вес, прием лекарств, жалобы, непереносимость лекарств), факторы риска (курение, род деятельности, занятия спортом, прочие факторы), коморбидности (наличие или отсутствие заболеваний: 1) сахарный диабет 1 типа, 2) сахарный диабет 2 типа, 3) сердечные заболевания, 4) артериальная гипертония, 5) заболевания легких (ХОБЛ, астма), 6) заболевания печени (присутствует астцит), 7) заболевания почек (гемодиализ, перитониальный диализ), 8) злокачественная болезнь (лечение), 9) прочие коморбидности). Также ему предоставляется список доступных для записи на прием врачей с указанием свободных дней и времени.



Рисунок 6 - Классификация сведений о пациенте информационной системы «Всероссийский реестр грыж» для врача.

Врач заполняет более подробную информацию о пациенте, в частности, сведения о местонахождении пациента: палату, отделение, стационарный режим, количество проведенных в больнице дней, какие грыжи имеются у пациента, проведены ли операции, их описание, назначаемое лечение. Так формируется карта на каждого пациента, в которой закреплены ссылки на каждую грыжу, пациента, соответствующие этому операции и лечение. У врача ведется учет его пациентов (какие прошли лечение, какие лечатся на данный момент, какие записаны на прием). Таким образом, можно получить рейтинговую диаграмму распределения пациентов по формам грыжи, по возрастным группам, по типу лечения для каждого врача. За пациентом закреплен его лечащий врач. И пациент из личного кабинета может просмотреть всю информацию о себе.

Грыжи описываются следующими показателями:

- 1) Этиологический признак (а)врожденная, б)приобретенная, в)послеоперационная, г)рецидивная, д)травматическая, и т.д.).
- 2) Клинический признак (а)вправимая, б)невправимая, в)ущемленная).
- 3) Формы послеоперационных грыж (если есть) (а)полушаровидная, с широким основанием и широкими грыжевыми воротами, б)сплющенная спереди назад вследствие спаек, соединяющих стенки грыжевого мешка и внутренности, в)типичная, с узкой шейкой и расширенным дном).
- 4) Осложнение грыж (если есть) (а)эластическое ущемление, б)каловое ущемление, в)корпостаз, г)воспаление грыжи).

- 5) Локальный статус грыжи (а) левосторонняя паховая грыжа б)правосторонняя паховая грыжа, в)двусторонняя паховая грыжа).
- 6) Размер грыжевого выпячивания (а)меньше 4мм, б) 4-10мм, в)больше 10мм.
- 7)Методы диагностики (а)осмотр, б)пальпация, в)узи, г)мрт, д)кт.
- 8) Тип грыжи (со своим подробным уточнением для каждого типа грыжи). например, серома бывает симптоматической, которая может нуждаться в лечении: незначительные осложнения, уточнение типа серомы - делящаяся от 3 до 6 месяцев.
- 9) Диагноз по МКБ (выбранный из списка).
- 10) Врунную созданное клиническое описание диагноза.
- Операция описывается по следующим показателям:
- 1) Тип операции (а)аутопластика, б)аллопластика i)передний доступ, открытая методика; ii)задний доступ (лапаро-/эндоскопическая методика)).
- 2) Тип анестезии (а)МА, б)СМА, в)ЭТХ.
- 3)Размер сетчатого импланта (в мм).
- 4) Тип сетчатого импланта (а)полиэстер, б)полипропилен, в)политетрафтор, г)другое).
- 5) Производство сетчатого импланта (3D MAX, C.R.BARD, США; POLYSOF, C.R.BARD, США; PROLENE, Ethicon Johnson& Johnson, США, и др.).
- 6) Фото
- 7) Метод фиксации (а)шов, б)такер (степлер), в)клей, г)самофиксация).
- 8)Консервативная терапия (а)предоперационно, б)операционно, в)послеоперационно).
- 9)Оценка боли (Счетчик (1-10 балл)).

Администратор может сравнить распределения пациентов по типам грыж для нескольких врачей, может просматривать и составлять графики работ врачей с помощью разрабатываемой системы. Может так же, как и рядовой пользователь, узнать какой процент людей с определенным типом грыжи лечится в каждой больнице, в каждом регионе.

Для осуществления поиска по заболеваниям и по их подвидам разработана структура модуля аналитики.

Разрабатываемая система позволит систематизировать результаты лечения и оценить эффективность применяемых методик лечения, материалов и инструментов с целью выработки рекомендаций для лечебных учреждений России. Предложенная концепция предусматривает сбор информации лечения пациенте, в каком бы городе он ни лечился, когда и какая операция была выполнена.

Такая система может быть опробована сначала на одной больнице, а затем внедрена на нескольких. Она позволит удобно хранить личные данные о пациенте, например, количество операций, непереносимость лекарств, пройденные лечения, факторы риска, сопутствующие заболевания. Такие данные о группах людей позволяют сформировать сведения о факторах наиболее влияющих на возникновение заболеваний, о лучших способах лечения этих заболеваний. Наряду с этим, указанные данные предоставят пациентам возможность познакомиться с достижениями врачей в лечении определенных видов заболеваний, подобрать для себя лучшую больницу и подходящего доктора. Система будет реализована в виде информационного портала, на котором, наряду с вышеописанным, будут размещаться новости и актуальная медицинская информация. Внедрение такой системы позволит сделать информацию более доступной пациентам и будет стимулировать больницы к развитию современных технологий, улучшающих качество оперативного лечения, т.к. подведение статистики позволит быстрее выявить преимущества и недостатки применяемых методик, быстрее распространять положительный опыт.

Заключение.

В работе предложен проект по созданию информационной системы «Всероссийский реестр грыж». Система предусматривает ее использование, как пациентами, так и врачами. Для пациентов система позволит повысить уровень их информированности о возможных вариантах лечения и необходимых мерах реабилитации после операций, для врачей система будет средством обмена опытом и скорейшего внедрения перспективных методик.

Библиографический список

1. Кириенко А. И., Никишков А.С., Селиверстов Е.И., Андрияшкин А.В. Эпидемиология грыж передней брюшной стенки //Эндоскопическая хирургия. – 2016. – Т. 4. – С. 55-60.
2. Стальмахович В. Н., Страшинский А.С., Кайгородова И.Н., Ли И.Б. Результаты использования различных методов эндоскопической паховой герниографии у детей //Детская хирургия. – 2018. – Т. 22. – №. 3. С.124-126.
3. Мовчан К.Н., Чистяков Д.Б., Сеньков Р.Э., Яковенко Т.В., Русакевич К.И. Основные статистические параметры оказания медицинской помощи жителям Санкт-Петербурга при грыжах живота в формате обязательного медицинского страхования //Современные проблемы науки и образования. – 2016. – №. 5. – С. 97-97.
4. Протасов А.В., Каляканова И.О., Каитова З.С. Выбор импланта для герниопластики вентральных грыж. Вестник Российского университета дружбы народов. Серия: Медицина. 2018. Т. 22. № 3. С. 258-264.

5. Протасов А.В., Каляканова И.О., Кайтова З.С. Отдаленные результаты аллопластики послеоперационных вентральных грыж с помощью самофиксирующихся имплантов. Московский хирургический журнал. 2018. № 3 (61). С. 81.
6. Евлоева Л.А., Протасов А.В., Навид М.Н., Джабиев А.А. Применение самофиксирующих имплантатов при оперативном лечении послеоперационных вентральных грыж. Национальное здоровье. 2018. № 3. С. 62-64.
7. Протасов А.В., Каляканова И.О., Кайтова З.С. Выбор имплантата для герниопластики вентральных грыж. Вестник Российской университета дружбы народов. Серия Медицина, Изд-во РУДН (М.), 2018. Том 22, № 3, с. 258-264
8. Morales-Conde S. A new classification for seroma after laparoscopic ventral hernia repair //Hernia. – 2012. – Т. 16. – №. 3. – С. 261-267.
9. Большая медицинская энциклопедия. [Электронный ресурс]. – Режим доступа: <http://бмэ.оргб,> свободный. – Загл.с экрана.
10. European registry of abdominal wall hernias. [Электронный ресурс]. – Режим доступа: <http://www.eurahs.eu/EHS-Ventral-Hernia-Classification.php>, свободный. – Загл.с экрана.
11. В.Г.Никитаев. Высокотехнологичные информационно-измерительные комплексы онкологической диагностики: проблемы и ключевые положения методологии построения. Измерительная техника. 2015. №2. с.68-70
12. В.Г.Никитаев. Экспертные системы в информационно-измерительных комплексах онкологической диагностики. Измерительная техника. 2015. №6. с.67-70

DRAFT INFORMATION SYSTEM "ALL-RUSSIAN HERNIA REGISTER"

¹Druzhinina E.A., ¹Nikitaev V.G., ²Etinger A.P. , ¹Pronichev A.N., ³Protasov A.V., ³Dzhabiev A.A., ¹Polyakov E.V., ¹Kirdyanov V.E., ¹Martyanova A.A., ¹Blinova A.V., ¹Savchenkov I.L., ¹Prostakov S.N., ¹Kozlov V.S.

¹National Research Nuclear University MEPhI (Moscow Engineering Physics Institute), Moscow,
vgnikitayev@mephi.ru,

²National Research Institute of Translational Medicine of the Russian National Research Medical University named after N.I. Pirogova, Moscow,

³Medical Institute of the Peoples' Friendship University of Russia, Moscow, 1042190040@pfur.ru

Keywords: knowledge base, hernia, Analytics

Annotation. Hernia is a widespread and common disease. In recent years, the effectiveness of surgical treatment has remained at the same level, despite the introduction of various surgical procedures, the development of endovideo surgical approaches, and the use of synthetic materials. The purpose of this study is to create the structure of the information system "All-Russian hernia registry". A design solution has been developed, within the framework of which the categories of users are distinguished and the functionality is delineated for each category. This distinction allows you to conveniently structure information. A card is generated for each patient. It contains links to each hernia of this patient, corresponding to this operation and treatment. Also in the patient's card information is formalized that can have an indirect effect on the occurrence of a hernia. For example, risk factors contain information about bad habits of a sports or sedentary lifestyle. There are data of concomitant diseases and drug intolerances in the patient profile. The questionnaire also indicates the patient's place of residence, which from an economic point of view can affect the patient's work and lifestyle. All this information for a group of patients forms statistical ratings, makes information more accessible to patients and stimulates hospitals to develop modern technologies that improve the quality of surgical treatment, and to quickly spread positive experience.



МАГНИТНЫЕ СВОЙСТВА ТРЕХМЕРНЫХ НАНОКОМПОЗИТОВ НА ОСНОВЕ ОПАЛОВЫХ МАТРИЦ И ОКСИДОВ СО, NI, ZN, FE СО СТРУКТУРОЙ ШПИНЕЛИ

^{1,2} Белянин А.Ф., ^{2,3} Багдасарян А.С., ² Багдасарян С.А., ³ Павлюкова Е.Р.

¹ Центральный научно-исследовательский технологический институт «Техномаш», г. Москва,

²Научно-производственное предприятие «Технологии радиочастотной идентификации связи», г. Москва,
bagdassarian@mail.ru,

³ Институт радиотехники и электроники им. В.А. Котельникова РАН, Москва

Ключевые слова: нанокомпозиты, опаловые матрицы, шпинели, магнитные характеристики

Аннотация. Показана принципиальная возможность создания широкодоступного циркулятора, существенно расширяющего функциональные возможности акустических радиокомпонентов на ПАВ для беспроводных систем управления лечебно-диагностическим процессом

Введение. Для получения упорядоченных 3D-нанокомпозитов в пустоты нанометрового диапазона пористых матриц вводятся различные соединения. В качестве пористой матрицы находят применение опаловые матрицы (ОМ), представляющие собой правильную упаковку шаровых наночастиц аморфного SiO_2 .

Нанокомпозиты на основе ОМ перспективны в электронной технике при создании твердотельных СВЧ-устройств [1]. Периодическая структура вещества, введенного в пустоты ОМ, существенно изменяет микроволновые свойства материала [1–3]. Ранее были исследованы строение и магнитные свойства ОМ, в нанопустотах которых синтезированы металлы и магнитные оксиды сложного состава [3, 4]. В работе рассмотрена связь магнитных свойств с составом и строением нанокомпозитов на основе ОМ, нанопустоты которых заполнены кристаллитами оксидов Co, Ni, Zn, Fe со структурой шпинели.

Методика эксперимента. ОМ получали по разработанной ранее методике [3]. Нанокомпозиты на основе ОМ (рисунок 1) формировали многократным заполнением пустот водными растворами нитратов Fe, Zn, Ni или Co и термообработкой при 570–770 К. Полученные образцы с введенными веществами подвергали термообработке при 970–1470 К в течение 4–24 часов в воздухе. Состав нанокомпозитов исследовали с использованием рентгеновского дифрактометра XRD-6000. Магнитные измерения выполнены на установке MPMS-XL при температурах 2 К и 300 К. Измерения потерь, развязки между плачами и коэффициента отражения в диапазоне частот 28–37 ГГц проведены с использованием Y-циркулятора ФВЦН1-42. Использовались образцы нанокомпозитов в форме дисков [5].

Результаты и их обсуждение. Были изготовлены образцы ОМ с диаметром шаровых частиц SiO_2 ~260 нм. Синтезированные оксиды Co, Ni, Zn, Fe заполняли ~20% межшаровых пустот ОМ. Рентгеновские дифрактограммы показали наличие в пустотах ОМ аморфных и кристаллических фаз состава $\text{Ni}_{0.5}\text{Zn}_{0.5}\text{Fe}_2\text{O}_4$ и $\text{Co}_{0.5}\text{Zn}_{0.5}\text{Fe}_2\text{O}_4$. Кристаллиты $\text{Ni}_{0.5}\text{Zn}_{0.5}\text{Fe}_2\text{O}_4$ и $\text{Co}_{0.5}\text{Zn}_{0.5}\text{Fe}_2\text{O}_4$ имели размер 15–50 нм, и их концентрация в синтезированном в пустотах материале достигала 60%. На рис. 1, а показаны петли гистерезиса, полученные от сформированных нанокомпозитов. Сложность интерпретации результатов магнитных измерений обусловлена многофазностью и различиями размеров кристаллитов веществ, синтезированных в пустотах. Величины коэрцитивных сил в случае нанокомпозитов, содержащих кристаллиты $\text{Ni}_x\text{Zn}_{1-x}\text{Fe}_2\text{O}_4$ и $\text{Co}_x\text{Zn}_{1-x}\text{Fe}_2\text{O}_4$, указывают на характерное ферромагнитное упорядочениеnanoструктурированной магнитной фазы. Измерения образцов, полученных при различных условиях высокотемпературной термообработки (970–1470 К), показали, что имеет место влияние на измеряемые параметры концентрации кристаллической фазы в составе синтезированных веществ.

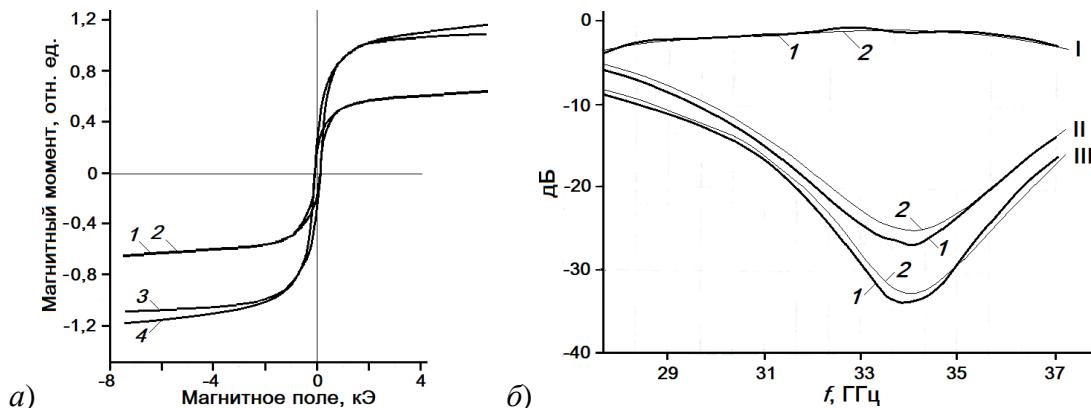


Рисунок 1 - Петли гистерезиса нанокомпозитов на основе ОМ, пустоты которых заполнены кристаллитами $\text{Ni}_{0.5}\text{Zn}_{0.5}\text{Fe}_2\text{O}_4$ (1, 3) и $\text{Co}_{0.5}\text{Zn}_{0.5}\text{Fe}_2\text{O}_4$ (2, 4) а). Температура измерений 300 К (1, 2) и 2 К (3, 4). б) Измерения потерь (I), коэффициента отражения (II) и развязки между плачами (III) Y-циркулятора с образцами нанокомпозитов на основе ОМ, пустоты которых заполнены кристаллитами $\text{Ni}_{0.5}\text{Zn}_{0.5}\text{Fe}_2\text{O}_4$ (1) и $\text{Co}_{0.5}\text{Zn}_{0.5}\text{Fe}_2\text{O}_4$ (2)

Результаты измерений характеристик Y-циркулятора ФВЦН1-42 с цилиндрическими вкладышами из магнитных нанокомпозитов на основе ОМ, пустоты которых содержат кристаллиты состава $\text{Ni}_{0.5}\text{Zn}_{0.5}\text{Fe}_2\text{O}_4$ и $\text{Co}_{0.5}\text{Zn}_{0.5}\text{Fe}_2\text{O}_4$, а также рентгеноаморфные фазы оксидов металлов, представлены на рис. 1, б [5]. Y-циркулятор с образцами нанокомпозитов на основе ОМ, пустоты которых заполнены кристаллитами $\text{Ni}_x\text{Zn}_{1-x}\text{Fe}_2\text{O}_4$ и $\text{Co}_x\text{Zn}_{1-x}\text{Fe}_2\text{O}_4$, показал лучшую развязку между плачами, меньшие значения прямых потерь, более широкую полосу пропускания по сравнению с Y-циркулятором с ферритом марки 1СЧ4 (Ni-Zn-шпинель), для которого развязка 20–23 дБ, при прямых потерях ~0,3 дБ. При использовании нанокомпозитов на основе ОМ, пустоты которой заполнены кристаллитами $\text{Ni}_{0.5}\text{Zn}_{0.5}\text{Fe}_2\text{O}_4$ и $\text{Co}_{0.5}\text{Zn}_{0.5}\text{Fe}_2\text{O}_4$, достигается улучшение указанных характеристик Y-циркулятора по сравнению с использованном ферритом, на ≥ 20%.

Заключение. Представленные условия формирования нанокомпозитов на основе ОМ, за счет заполнения их структурных пустот кристаллитами магнитных оксидов Co, Ni, Zn, Fe со структурой шпинели, показали возможность улучшения характеристик Y-циркулятора. Понимание особенностей кристаллизации в пустотах ОМ, при получении заданных составов синтезируемых веществ, позволяет создавать метаматериалы с управляемыми значениями функциональных свойств, что является перспективным для будущих приложений устройств.

Работа выполнена при поддержке РФФИ (проекты 18-07-00282 А и 18-29-02076 мк).

Библиографический список

1. Ozbay E., Temelkuran B., Bayindir M. Microwave applications of photonic crystals // Progress In Electromagnetics Research. PIER. 2003. V. 41. P. 185–209.
2. Belyanin A., Bagdasarian A., Bagdasarian S., Luchnikov P., Katakhova N. Magnetic nanocomposites based on opal matrices // Key Engineering Materials. 2018. Vol. 781. KEM. P. 149–154. DOI: 10.4028/www.scientific.net/KEM.781.149
3. Белянин А.Ф., Багдасарян А.С., Гуляев Ю.В., Юрин А.И., Павлюкова Е.Р. Строение, диэлектрические и магнитные свойства нанокомпозитов на основе опаловых матриц, фосфатов и ванадатов металлов // Журнал радиоэлектроники [электронный журнал]. 2019. № 5. Режим доступа: <http://jre.cplire.ru/jre/may19/4/text.pdf>. DOI 10.30898/1684-1719.2019.5.4
4. Belyanin A.F., Bagdasaryan A.S., Bagdasaryan S.A., Pavlyukova E.R. Nanostructured materials based on opal matrixes and magnetic oxides Ni(Co)-Zn-Fe. Zhurnal Radioelektroniki - Journal of Radio Electronics. 2020. №. 3. Available at <http://jre.cplire.ru/jre/mar20/15/text.pdf>. DOI 10.30898/1684-1719.2020.3.15
5. Голованов О.А., Макеева Г.С., Самойлович М.И., Ринкевич А.Б. Невзаимные устройства сверхвысоких частот на основе магнитных нанокомпозитов из опаловых матриц // Радиотехника и электроника. 2016. Т. 61. № 2. С. 184.

MAGNETIC PROPERTIES OF THREE-DIMENSIONAL NANOCOMPOSITES BASED ON OPAL MATRICES AND CO, NI, ZN, FE OXIDES WITH SPINEL STRUCTURE

^{1,2} Belyanin A. F., ^{2,3} Bagdasaryan A. S., ² Bagdasaryan S. A., ³ Pavlyukova E. R.

¹ Central research Institute of technology "Technomash", Moscow

² Research and production enterprise «Technologies of radio frequency identification of communication»,
Moscow, bagdassarian@mail.ru,

³ V. A. Kotelnikov Institute of radio engineering and electronics of the Russian Academy of Sciences, Moscow

Key words: nanocomposites, opal matrices, spinels, magnetic characteristics.

Abstract The possibility of using meta-media based on lattice packings of silica microspheres in nonreciprocal devices (circulators) of new generation radio components (RC) has been investigated. The conditions of formation and the results of using 3D magnetic nanocomposites based on opal matrices containing $\text{Ni}_{0.5}\text{Zn}_{0.5}\text{Fe}_2\text{O}_4$ and $\text{Co}_{0.5}\text{Zn}_{0.5}\text{Fe}_2\text{O}_4$ crystallites in structural voids as inserts in Y-circulators are considered. The results of experimental research confirm the possibility of increasing the range of reading information and expanding the functionality of the RK.

◆

ИНТЕЛЛЕКТУАЛЬНАЯ ПЛАТФОРМА ДЛЯ КАРДИОЛОГИИ

¹ГазизоваД.Ш., ²Лищук В.А., ¹Лобачева Г.В., ³Маковеев С.Н., ¹Никитин Е.С., ¹Сазыкина Л.В., ¹Сокольская Н.О.,
⁴Сушкова Л.Т., ¹Шаталов К.В., ⁵Шевченко Г.В.

¹ФГБУ «НМИЦССХ им. А.Н. Бакулева» Минздрава РФ, г. Москва,

²Медико-техническая академия, г. Москва, lischouk@rambler.ru,

³ТОГБУ «Компьютерный центр, г. Тамбов,

⁴Владимирский государственный университет им. Александра Григорьевича и Николая Григорьевича
Столетовых», г. Владимир,

⁵АО «Открытые технологии 98», г. Москва, dgazizova@yandex.ru

Ключевые слова: интеллектуальная платформа, интернет вещей, кардиология, кардиологический интернет пациента, математическая модель человеческого организма.

Аннотация. Сформулирована задача математического и цифрового обеспечения кардиологии. Для широкого применения математических методов и моделей было признано необходимым обеспечить индивидуальные технологии лечения данными, знаниями, средствами визуализации и мониторинга пациентов с заболеваниями сердца и сосудов на различных этапах терапии.

Разработка кардиологической платформы - это сложная, трудоемкая и точная задача. Мы работаем над этим вопросом уже несколько лет и до сих пор не нашли соответствующих ресурсов и финансирования. Даже когда эпидемия коронавируса дала понять, что все ресурсы отображаются в общей доступной и прозрачной платформе здравоохранения.

Придет время – пусть отдаленное, когда математический анализ, опираясь на естественнонаучный, осветит величественными формулами уравнений все эти уравновешивания, включая в них, наконец, и самого себя.

И.П. Павлов

Первая технология для контроля больных во время и после операций на сердце разработана в 1973 году академиком В.И. Бураковским, директором ИССХ им. А.Н. Бакулева [1, 2]. Сделана и испытана в

эксперименте, а затем в клинике система автоматизированного обеспечения решений врача (ACOPB) [3, 4, 5]. Создана и внедрена в клинику технология индивидуальной терапии. Регулярное применение в реанимации, затем в операционных началось с 1975 года [6]. К 2020 году в базе данных НМИЦСХ им. А.Н. Бакулева имеется 23000 машинных историй болезней по технологии индивидуальной терапии [6, 7, 8, 9]. В результате применения технологии индивидуальной терапии снижены осложнения, летальность (в разы), освоены новые операции, выпущены методические пособия [6, 8]. Монографически обобщен клинический опыт [4, 5, 6, 7, 10].

Разработан новый класс математических моделей, в котором модели включили центральную регуляцию [11]. Начато их клиническое применение у пациентов с неподавленной центральной регуляцией, т. е. не загруженных медикаментозно или тяжестью состояния, находящихся не под наркозом [12].

Это позволило поставить задачу математического и цифрового обеспечения кардиологии [13]. После чего выяснилось, что для перехода к цифровой кардиологии необходимо своевременное и эффективное её обеспечение данными, знаниями, инструментарием, средствами визуализации и мониторинга.

В соответствии с международным опытом наиболее эффективными и разработанными средствами решения этого класса задач являются платформы, которые опираются на индустрию 4.0: на промышленный интернет вещей (IoT, Internet of Things; PoT, Industrial Internet of Things). Считается, что интернет вещей - это концепция вычислительной сети физических вещей, оснащённых встроенными технологиями для взаимодействия друг с другом или со внешней средой. При этом используются аналитические методы платформ Application Enablement Platforms (AEP) и Application Development Platform (ADP). Но кардиология имеет дело не только с вещами, т. е. с неодушевленными объектами, но и с людьми (IoH, Internet of Human).

Уточним, кардиология имеет дело не столько с вещами (физическими объектами), сколько с больными. Соответственно, кардиологические платформы имеют дело в основном с пациентами (IoP, Internet of patient). И обратим внимание, что символ «С» впереди обозначения означает, что этот класс интернета относится не к промышленности (не к индустрии), а к медицине, точнее, к кардиологии (CIoP, Cardiological Internet of Patients). И, кроме того, этой платформой пользуются врачи (поэтому CIoPP, Cardiological Internet of Patients and Physicians), сестры и другой медицинский персонал. Развитая платформа включает средства, методы, лекарства, аппаратуру, квалификацию, т. е. все виды поддержки (CIoPPS, Cardiological Internet of Patients, Physicians and Support).

Интеллектуальные платформы популярны в США, Европе и активно выходят на международные рынки, включая Россию. Считается, что платформы могут объединять большие данные (сотни Тб в день) любых источников, поэтому их возможное применение очень широко. На начальном этапе разработки платформы мы использовали Splunk [<https://www.splunk.com/>]. Платформа автоматически разбирает (классифицирует) входные данные и обрабатывает их. Для этого используются специальные языки запросов (SPL, например). Это позволяет выделять практически любые выборки и таблицы, сортировать, фильтровать, агрегировать, создавать отчеты, вычисляемые поля, привлекать как внутренние, так и внешние справочники, рекомендации, распоряжения и юридические законы, создавать дашборды (инфографики), назначать алerts (уведомления), формировать заявки и т. п.

Эти возможности стимулируют разработку платформ для медицины (например, Artificial intelligence, AI, разработчик Philips Healthcare). Однако здесь мы столкнулись с существенными трудностями. В чем они?

Напомним, что современные платформы Application Enablement Platforms (AEP) и Application Development Platform (ADP) позволяют создавать цифровые двойники (digital twin) объектов и процессов производства и бизнеса. Цифровая копия производства – это отражение всех реальных физических процессов производства в виртуальной (математической) модели. Однако двойников людей (IoHT, Internet of Human and Things) они не используют. В то же время для интеллектуальных кардиологических платформ (CIoPPS, Cardiological Internet of Patients, Physicians and Support) создание двойников пациентов, врачей и полного медицинского обеспечения, включая персонал, является абсолютно необходимым решением и реализацией.

Здесь мы сталкиваемся с серьезными трудностями, частично описанными в наших публикациях [6, 7, 8, 9, 10, 11, 12].

К этим новым, сейчас еще не законченным решениям относятся:

- отображение в модели заболевания функции мозга (регуляции),
- процессов регенерации,
- доминанты,
- динамического стереотипа,
- соотношения целей лечения и бизнеса.

Особенно ясно эти противоречия проявились сейчас, когда свободное поведение, последствия COVID 19 и кризис бизнеса требуют противоположных решений и действий.

Сейчас наш коллектив разработал модель простейшего живого существа и модель организма человека [14, 15, 16, 17]. И мы заинтересованы в совместной работе по этим направлениям [10, 11, 12, 13].

В качестве примера приведем решение, которое позволило перейти от моделей организма человека без головы, т. е. без центральной нервной системы (например, под наркозом), к такой организации, которая согласовывает функции всех органов (сердце, почки и т. п., включая и мозг) между собой.

Это согласование достигается: а) взаимодействием органов между собой (речь о саморегулирующихся функциональных системах по П.К. Анохину); б) регуляторными воздействиями (гуморальными и нейрогенными, ЦНС); в) управлением с помощью центральных команд, генерируемых мозгом.

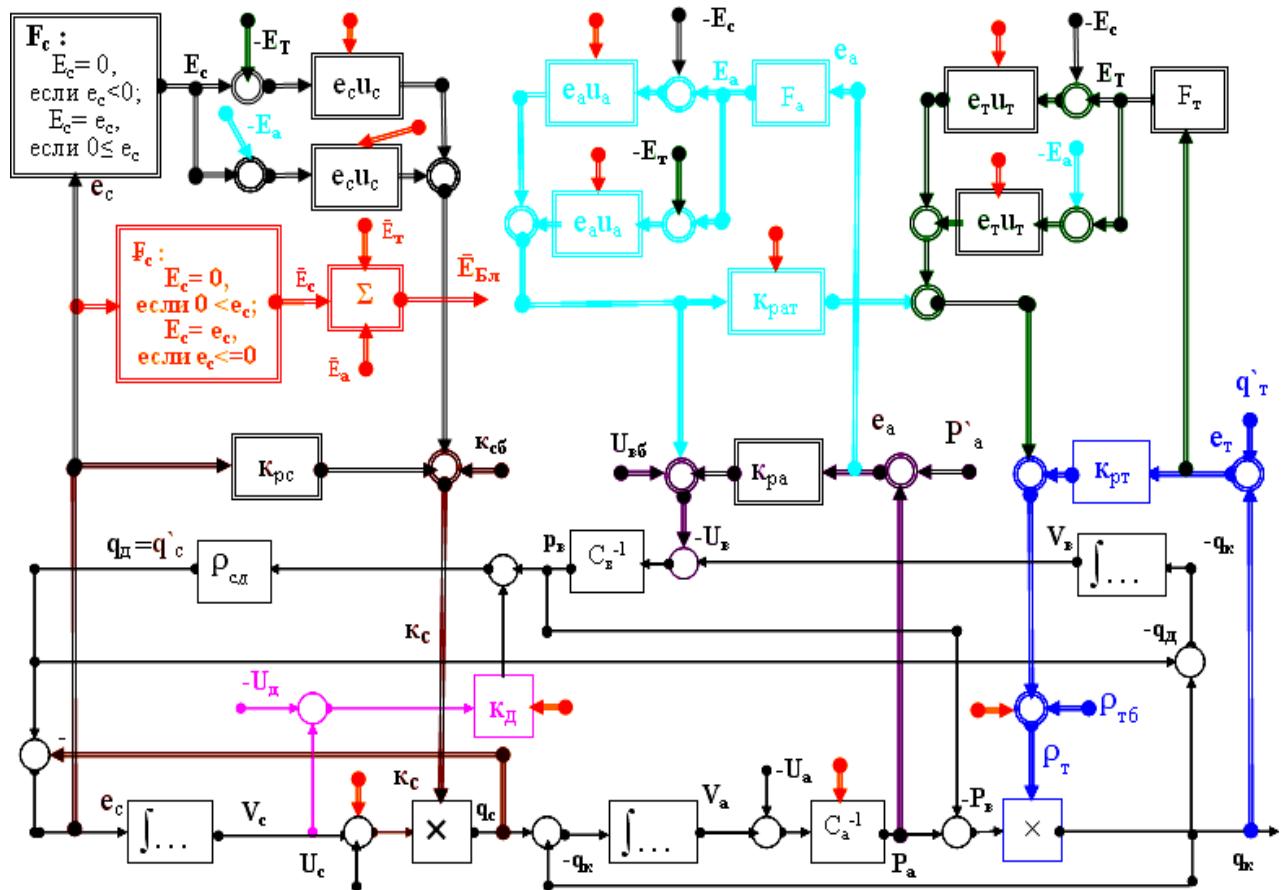


Рисунок 1 - Схема модели сердечно-сосудистого центра, объединенная со схемой модели кровообращения: V – объем, P – давление, q – объемный кровоток, C^{-1} – жесткость, ρ – проводимость, t – ткани, k – капилляры, e – ошибка регулирования, u – коэффициент связи, K_c – насосный коэффициент сердца, K_d – диастолический коэффициент сердца, b – базовая величина, P'_a , q'_c , q'_t – задающие величины (уставки), F – основная часть алгоритма преобразования ошибок регулирования бульбарным центром, E – положительная составляющая ошибки регулирования, $-E$ – отрицательная составляющая ошибки регулирования, F – алгоритм преобразования ошибок регулирования структурами блуждающего нерва, B – блуждающий нерв.

Таким образом, саморегуляция, регуляция и оптимизация в терминах и рамках классической теории управления [5, 11] расширяется и дополняется вертикальными и горизонтальными связями, которые формируются по принципу «минимизации максимальной ошибки саморегуляции всех взаимодействующих вегетативных функциональных систем» [15, 16].

В качестве примера на рисунке приведена схема саморегулирующейся вегетативной системы и организующего ее работу обобщенного вегетативного центра мозга.

Обобщенный вегетативный центр мозга – это **блок организации**. Вероятно, что управление в живых организмах опирается на организацию функциональных систем (Бокерия Л.А., Лищук В.А., Газизова Д.Ш. и др., 2006 – 2015, например, [15]). Недаром – организм.

Как устроен блок организации (БО)? Блок организации функциональных систем помещён в центре схемы на рисунке. Вернёмся к нему. Почему организация, а не управление? Потому что специфичность и индивидуальность миллиардов составляющих живого организма не позволяют эффективно управлять им. Так как комбинаторные взаимодействия между органами и их объединениями не наблюдаются и не управляются. Поэтому их взаимодействия организованы таким образом, чтобы они работали (функционировали) согласованно, поддерживая друг друга. Ниже приведено описание с этой позиции блока организации (затем даны разъяснения):

$$\begin{aligned}
 C_j(id) &= c_j(id) \cdot e_j(id), \quad c_j(id) = u_j \cdot \{E_j(id) - E_a(id)\}, \\
 C_a(id) &= c_a(id) \cdot e_a(id), \quad c_a(id) = u_a \cdot \{E_a(id) - E_j(id)\}, \\
 E_j(id) &= e_j(id), \quad \text{если } e_j(id) > 0 \text{ и } E_j(id) = 0, \quad \text{если } e_j(id) \leq 0, \\
 E_a(id) &= e_a(id), \quad \text{если } e_a(id) > 0 \text{ и } E_a(id) = 0, \quad \text{если } e_a(id) \leq 0.
 \end{aligned}$$

Корректирующие команды мозга $C_j(id)$ и $C_a(id)$ поступают с блока организации в АФС_j (j-ю автономную функциональную систему) и АФС_a, где они увеличиваются или уменьшаются коэффициенты усиления, соответственно, $K_{bj}(id)$ и $K_{ba}(id)$. Здесь $C_j(id)$ и $C_a(id)$ формируются из ошибок регулирования $e_j(id)$ и $e_a(id)$. Ошибки регулирования принимаются во внимание только тогда, когда они больше нуля. Так, если ошибка $e_j(id) > 0$, то она сравнивается с $e_a(id)$ и если $e_j(id)$ больше $e_a(id)$, то коэффициент усиления $K_{bj}(id)$ увеличивается

пропорционально величине $e_j(id)$, а коэффициент усиления $K_{ba}(id)$ уменьшается (или увеличивается в меньшей степени чем $K_{ba}(id)$) пропорционально $e_a(id)$.

Одновременно, если ошибка $e_a(id) > 0$, то она сравнивается с $e_j(id)$ и если $e_a(id)$ больше $e_j(id)$, то коэффициент усиления $K_{ba}(id)$ увеличивается пропорционально величине $e_a(id)$, а коэффициент усиления $K_{bj}(id)$ уменьшается пропорционально $e_j(id)$. Смотрите вышеупомянутое формальное описание блока организации, а также его программную реализацию (рис.). Полная симметрия исключает необходимость в сведениях, какая именно система перегружена.

В отличие от управления, нет необходимости в показателях функции, в задающих величинах, в оценках возмущений, а также в параметрах объектов управления и систем регуляции, которые обычно используются для управления.

В нормальном режиме работы, т. е. если это не «центральная команда» [16], вегетативные центры мозга не используют управление внутренними органами организма. Итак, центральная организация использует ошибки саморегуляции региональных органов для согласования и оптимизации их функций и состояния всего организма в целом.

Организация целесообразно саморегулирующихся функциональных систем (СФС) по критерию согласования нагрузок порождает отношения взаимосохранения. Каждая СФС сохраняет целесообразное поведение всех и все – каждой.

В результате возникает способность существовать в среде, в которой эти образования без объединения существовать не могут. Такая организация целесообразных образований сохраняет не только составляющие, но и целостность всего объединения.

Таким образом в модель организма человека мы включаем мозг, в кардиологическую платформу - платформу пациентов, врачей и весь медицинский персонал.

Разработка платформы «кардиология» - сложная, трудоемкая и прецизионная задача. Мы занимаемся этой проблемой уже несколько лет и пока не нашли соответствующих ресурсов и финансирования. Даже теперь, когда в связи с эпидемией коронавируса стала очевидной необходимость платформенного отображения всех ресурсов здравоохранения в общей доступной и прозрачной форме.

Библиографический список

1. Бураковский В.И., Лищук В.А. Индивидуальная терапия при острой сердечно-сосудистой патологии. В кн. Биологическая и медицинская кибернетика. Материалы второй Всесоюзной конференции. Физиологическая кибернетика. М.-Л., 1974. Ч. 2: 197-201.
2. Бураковский В.И., Лищук В.А., Подгорный В.Ф., Соколов М.В. Принципы индивидуальной терапии на основе электронно-вычислительной техники. *Вестник АМН СССР*. 1974. 6: 31-40.
3. Лищук В.А., Клепиков В.И., Петрова Л.В., Яловецкий В.И. Автоматизированная система обеспечения решений врача. В кн. Биологическая и медицинская кибернетика. Материалы второй Всесоюзной конференции. М.-Л., 1974. Ч. 5: 228-231.
4. Бураковский В.И. (ред.) Применение математических моделей в клинике сердечно-сосудистой хирургии. Сборник статей. М.: Машиностроение; 1980. 186 с.
5. Лищук В.А. Математическая теория кровообращения. М.: Медицина; 1991. 256 с.
6. Бураковский В.И., Бокерия Л.А., Газизова Д.Ш., Лищук В.А., Люде М.Н., Работников В.С., Соколов М.В., Цховребов С.В. Компьютерная технология интенсивного лечения: контроль, анализ, диагностика, лечение, обучение. М., 1995. 85 с.
7. Лищук В.А., Газизова Д.Ш. (ред.) Технология индивидуальной терапии. М: ООО «ПРИНТ ПРО»; 2016. 249 с.
8. Бокерия Л.А., Лищук В.А., Газизова Д.Ш. Система показателей кровообращения для оценки состояния, выбора и коррекции терапии при хирургическом лечении ишемической болезни сердца (нозологическая норма). Руководство. М.: Изд-во НЦССХ им. А.Н. Бакулева РАМН; 1998. 49 с.
9. Лищук В.А., Бокерия Л.А. Математические модели и методы в интенсивной терапии; сорокалетний опыт. К 50-летию НЦССХ им. А.Н. Бакулева РАМН. Часть 4. *Клиническая физиология кровообращения*. 2007; 2: 5-21.
10. Лищук В.А., Газизова Д.Ш., Сазыкина Л.В., Шевченко Г.В. Многолетние ошибки лечения критической сердечной недостаточности и актуальные меры по их предупреждению. М.: Изд-во "Ким Л.А.>"; 2017. 188 с.
11. Бокерия Л.А., Лищук В.А. Концепция регуляции сердечно-сосудистой системы – от управления функциями к согласованию возможностей (Часть II. Математическая модель). *Клиническая физиология кровообращения*. 2008; 3: 5-16.
12. 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: 24-34.
13. Лищук В.А., Газизова Д.Ш. (ред.) Математическая кардиология. Теория, клинические результаты, рекомендации, перспективы. М: ООО «ПРИНТ ПРО»; 2015. 228 с.

14. Лищук В.А. Духовная реальность и здоровье. Часть 1. Субъективная реальность. *Валеология*. 2014; 1: 21-31.
15. Лищук В.А. Духовная реальность и здоровье. Часть 2. Модель объекта. *Валеология*. 2016; 3: 56-65.
16. Лищук В.А. Духовная реальность и здоровье. Часть 3. Саморегулирующаяся функциональная система. *Валеология*. 2016; 2: 5-14.
17. Лищук В.А. Духовная реальность и здоровье. Часть 4. Существо по существу – от монады к субъектам и к их объединению. *Валеология*. 2018; 1: 5-20.

INTELLIGENT PLATFORM FOR CARDIOLOGY

Gazizova¹ D. Sh. Lobacheva¹ G. V., Makoveev² S.N., Nikitin¹ E. S., Sazykina¹ L. V., Sokolskaya¹ N. O., Sushkova³ L. T., Shatalov¹ K. V., Shevchenko⁴ V. G.

¹FSBI "NETZSCH them. A. N. After Bakulev" of rmpf, Moscow,

²Medico-technical Academy, Moscow, lischouk@rambler.ru,

³TOGBU " Computer center, Tambov,

⁴Vladimir state University named after Alexander Grigoryevich and Nikolay Grigoryevich Stoletov", Vladimir,

⁵Open technologies 98 JSC, Moscow, dgazizova@yandex.ru

Keywords: intelligent platform, Internet of things, cardiology, cardiologycal Internet of patient, mathematical model of the human body.

Annotation. The problem of mathematical and digital support of cardiology is formulated. For the wide application of mathematical methods and models, it was found necessary to provide individual treatment technologies with data, knowledge, tools, visualization and monitoring for patients with heart and vascular diseases at different stages of therapy.

Development of the cardiology platform is a complex, time-consuming and precision task. We have been working on this issue for several years and have not yet found the appropriate resources and funding. Even when, due to the coronavirus epidemic, it became obvious that all resources were displayed in a common accessible and transparent healthcare platform.



ИНТЕЛЛЕКТУАЛЬНАЯ ТЕХНОЛОГИЯ И АВТОМАТИЗИРОВАННАЯ ПЛАТФОРМА ГОСУДАРСТВЕННОГО УПРАВЛЕНИЯ

¹Лищук В.А., ²Газизова Д.Ш., ²Сазыкина Л.В., ³Шевченко Г.В.

¹Медико-техническая академия, г. Москва, lischouk@rambler.ru,

²ФГБУ «НМИЦ ССХ им. А.Н. Бакулева» Минздрава РФ, г. Москва, dgazizova@yandex.ru,

³АО «Открытые технологии 98», г. Москва, gregx67@gmail.ru

Ключевые слова: дидигитальная экономика, интернет вещей, промышленный интернет вещей, цифровой близнец, цифровые платформы, Industry 4.0.

Аннотация. Цель нашего исследования-объединить цифровую экономику, общество и личность. У России есть такой опыт. Согласно ей, модель должна включать производство, товары и услуги; торговлю и финансовую систему, а также государство и правительство; граждан и их объединения и, самое главное, личность с ее устремлениями и целями.

Ситуация. Сегодня уже применяется интернет вещей (IoT, Internet of Things; это смартчасы, трекеры, устройства умного дома и т. д.). Развивается промышленный интернет (Industrial Internet of Things, IIoT; это интернет на транспорте, в сельском хозяйстве, в слиянии с энергетикой (Smart Grid), это умные города (Smart City), устройства идентификации и т. п.). Формируется технологический уклад. Обычно говорят об индустрии 4.0; IoT. В его основе лежит математическое моделирование физических объектов и систем регулирования. Математическое (цифровое) моделирование создаёт виртуальные копии (дубли) всех процессов предприятий (процессов, охватывающих заранее неопределенное множество саморегулирующихся информационных систем - «поставщик – потребитель». Производственные платформы (IoT) являются звеном обеспечения. Основная функция - своевременное обеспечение технологии всеми ресурсами, как информационными, так и физическими. Облачные IoT-платформы являются организационной основой цифровой экономики (технологий). Они позволили развить аналитические возможности, ориентацию на максимизацию добавленной стоимости, на открытость и формирование приложений на базе IIoT-платформ.

Использование базовых промышленных платформ выходит за пределы собственно промышленности, охватывает все сферы экономики. Тем самым обуславливая основополагающую роль цифровизации промышленного сектора, который в свою очередь становится драйвером цифровизации всех других сегментов экономики. Основной функционал IoT платформ - это мониторинг устройств и организация трафика.

Считается, что полноценное использование системы взаимосвязанных имитационных процессов для вероятностного анализа данных при большом объеме и номенклатуре накопленных данных позволяет строить прогнозы с высокой точностью и степенью надежности, производить имитационный выбор по

производственным и финансовым критериям. При этом моделирование охватывает процессы планирования, исполнения и контроля, вследствие чего управление становится адаптивным, включая всю сеть предприятий, и обеспечивает создание критической добавленной стоимости. Сейчас имеется широкий набор программных средств, разработанных с целью поддержки и обеспечения работы IoT платформ.

Цифровой дубль или цифровая копия (digital twin). Современный опыт моделирования позволяет создать математические модели как физических, так и виртуальных составляющих бизнеса. Цифровая копия сегодня может отражать все реальные физические и виртуальные процессы. Считается, что технология управления с помощью модели позволяет:

- «следить за состоянием оборудования, активов, производственными процессами,
- следить за состоянием продукта, купленного покупателем,
- реализовать полное или частичное автоматическое управление производством,
- осуществлять управление или обслуживание продукта на стороне покупателя,
- оптимизировать эффективность производства и управления; в идеальном сценарии – наладить процессы самооптимизации оборудования и производственных систем, а также характеристик продукта во время эксплуатации,
- интегрировать цифровую инфраструктуру компании в единую (общую) экосистему с партнерами, поставщиками и заказчиками, что обеспечивает совместное использование производственной и сервисной инфраструктуры, возможность размещения (и получения) заказов на общем маркет-плейсе, сбора и анализа общих данных из информационных систем партнеров, что еще больше повышает уровень оптимизации ресурсов компании участников».

Под **цифровизацией экономики** понимают разные процессы. Например, создание **добавленной стоимости** с наименьшим участием человека путём использования мониторинга, что позволяет достичь высокого качества данных. Или «Основой цифровизации являются математические (цифровые) модели сквозных процессов производства и сбыта продукции - именно поэтому такое производство называется цифровым, позволяющим в близком к автоматическому режиме оптимизировать производство и сбыт по параметрам прибыльности, устойчивости бизнеса и минимизации негативного воздействия внешних факторов» Мы будем понимать под цифровизацией использование цифровых вычислительных машин, каналов связи и математических (цифровых) моделей для экономики, социума, культуры и политики.

Цифровая экономика. Обычно считают, что цифровая экономика – это управление хозяйственной деятельностью и ресурсами страны. В идеале всеми объектами и процессами: производством продукции, дистрибуцией, услугами, сервисами, потреблением, торговлей. Причем все основные преобразования оцифрованы. При этом:

- Все составляющие экономики существуют одновременно в виде производственных объектов, продуктов и процессов, а также в виде их цифровых копий (математических моделей), и, наоборот, продуктов как результатов материального воплощения идеальных проектов.
- Физические объекты становятся за счет наличия цифровой копии частью экономики как единой многофункциональной сильно связанной системы и, соответственно, физических и расчётных процессов.
- Посредством взаимодействия цифровых копий (моделей) все составляющие экономики взаимодействуют в режиме реального времени.
- Всё рассмотренное вместе моделирует реальные и виртуальные процессы, прогнозирует развитие и обеспечивает «оптимизацию» по критерию добавленной стоимости.

Экосистема (экосистема IoT). Обычно экосистемой считают систему «взаимодействия участников производства добавленной стоимости». Сюда входят как конкурирующие, так и сотрудничающие физические и юридические лица. Условие - выгоды от сотрудничества больше, чем от конкуренции. Считается, что, используя общую инфраструктуру и интерфейс платформы, система создаёт новые продукты и внедряет инновации, которые невозможно создать по отдельности. В рамках такого экологического взаимодействия каждый и все достигают увеличение прибыли (добавленной стоимости).

Системы PSS (Product-Service System) создают добавленную экономическую стоимость объединением заранее неопределённого множества составляющих экономической экологии, имеющих различные интересы. Возникает способность «умной» PSS менять свои характеристики на протяжении всего экономического цикла. Считается, что такие сетевые (во времени) образования базируются на «механизмах» самоорганизации. Последовательное во времени взаимодействие заменяется одновременным во времени, т. е. сетевым, и это создаёт добавленную стоимость. Такую добавочную стоимость, которая, благодаря «закольцованности», создаёт новые принципиальные возможности.

В качестве промежуточного итога обратим внимание на принятые сейчас классификации платформ. Сейчас выделяется широкий спектр программных и комбинированных средств, поддерживающих работу IoT-платформ. Таких как:

- платформы по управлению коммуникациями (Connectivity Management Platforms, CMP),
- платформы по управлению сетями и данными (Network/Data Management, NM),
- платформы по управлению устройствами (Device Management Platforms, DMP),
- платформы для обеспечения работы приложений (Application Enablement Platforms, AEP),
- платформы для разработки приложений (Application Development Platform, ADP),

- платформы для управления процессом в целом (уделяется наименьшее внимание).

Заметим, несколько опережая логику этого доклада, что многочисленные классификации отражают утробное развитие платформ и «за деревьями не видят леса», теряют главное предназначение – обеспечение технологий всем необходимым для их функции (например, обеспечение авиаперевозок пассажиров и грузов топливом, ремонтными услугами, документацией, диспетчеризацией и т. п.). Поэтому мы подробно не рассматриваем здесь имеющиеся классификации платформ. И ещё необходимо подчеркнуть, что в настоящее время степень влияния платформ на бизнес определяется функциональностью и уровнем внедрения. Считается, что сегодня это влияние определяется 1) внедрением в бизнес и 2) расширением функциональности. Распространены платформы с простыми учетными регистрирующими функциями. Разрабатываются платформы со «сквозной оптимизацией планирования всей сети создания добавленной стоимости». Заметим, речь всё же о планировании, а не об управлении и организации бизнеса.

Вернёмся к **классификациям**, чтобы вычленить главное направление развития платформ.

Считается, что наиболее значимыми для стратегии являются IoT-платформы¹, выполняющие аналитику и визуализацию (AEP/ADP)². Эти платформы реализуют автоматический сбор данных о продуктах промышленности (физических объектах). Это считается основой формирования «кибер-физической продуктово-сервисной системы». Теперь рассмотрим ещё раз промышленный интернет (ПоТ).

Промышленный интернет вещей (Industrial Internet of Things, ПоТ) – также играет значимую роль в осмысливании стратегии. По своей сути он является концепцией по организации сетевого взаимодействия промышленных объектов (зданий, машин, оборудования, робототехники, инструментов, устройств идентификации и т.п.) с информационными приложениями и управлением системами, как-то: приводы, сенсоры, контролеры, регуляторы, АСУ и АСУ ТП). Реализация производства на принципах этой концепции даёт преимущества автоматического сбора, обработки и передачи информации о состоянии вещей, систем, среды, условиях эксплуатации машин и т.п. При этом для анализа используется управление без участия человека, как это, например, имеет место при применении DataScience, Big Data, искусственного интеллекта, машинного самообучения.

Прикладные облачные сервисы для промышленных облачных платформ иногда подразделяют на три вида платформ:

- Базовые платформы, то есть платформы, накапливающие и анализирующие данные, но не используемые непосредственно для автоматизации производственных и бизнес-процессов за исключением процессов мониторинга состояния оборудования.
- Облачные транзакционно-аналитические приложения, реализующие логику управления бизнес- и производственными процессами.
- Отдельные виды облачных приложений, преобразующиеся в платформы – это приложения для автоматизации процессов управления жизненным циклом продукта.

Экосистема облачных ПоТ-платформ и приложений быстро расширяется как за счет появления изначально облачных платформ и сервисов, так и за счет перехода на облачную модель разработчиков приложений. Причем не только приложений для автоматизации бизнеса, но и аппаратно-программных комплексов для автоматизации производственных процессов (АСУТП).

Платформы и приложения с развитой аналитикой и моделированием. Накопление широкой номенклатуры данных за длительный период привело к появлению платформ и приложений для анализа этих данных. Особенностью аналитических ПоТ-платформ является наличие сложных имитационных моделей. Они реализуются с использованием технологий машинного обучения. Интеграция со всеми видами источников данных позволяет формировать сложную интегрированную систему моделей. Это, в свою очередь, дает возможность реализовать сквозное интегрированное планирование и управление. Отличаются ориентацией на имитационное моделирование. Аналитические платформы используют интеграцию с базовыми ПоТ-платформами, используя последних в качестве интеграционных.

Прикладные транзакционно-аналитические платформы для автоматизации производственных (АСУТП) и бизнес-процессов (ERP). Считается, что облачные транзакционно-аналитические платформы и приложения – это системы, в которых заложена логика управления промышленным предприятием. От ПоТ-платформ класса АЕР/АДР транзакционно-аналитические платформы и приложения отличаются более широким функционалом, охватывающим не только процессы управления активами, но и многие другие функциональные модули. Например, такие как **управление** производством, запасами, поставками, сбытом, отношениями с клиентами, финансами, кадрами. Это закрывает потребности почти любого предприятия. Делает автоматизацию сквозной не только для крупных, но и для средних и малых промышленных предприятий. Эти платформы являются **единым замкнутым контуром управления**. Он включает средства автоматизации бизнес-процессов (ERP и ВИ), и средства автоматизации производственных процессов (АСУТП, MES). Это новый класс средств автоматизации. Его можно именовать как IoT ERP, «пост-ERP» и «ERP 4.0».

¹ Интернет вещей (англ. Internet of things, IoT) — концепция вычислительной сети физических предметов («вещей»), оснащенных встроенными технологиями для взаимодействия друг с другом или с внешней средой...

² Платформы для обеспечения работы приложений, Application Enablement Platforms, АЕР; платформы для разработки приложений, Application Development Platform, АДР.

Еще одной особенностью IoT ERP является сквозная автоматизация, выходящая за рамки одного предприятия, то есть **автоматизируется вся цепочка создания добавленной стоимости**. Поэтому в состав таких платформ и сервисов обязательно входит функционал управления цепочками поставок и сбытом продукции в сочетании с реализацией функций сквозного контроля (штрих-коды, RFID). Эти средства позволяют отразить взаимосвязи между всеми измеряемыми показателями производственного планирования и финансового управления. Это позволяет просчитывать и оперативно пересчитывать **множество** вариантов действий для выбора наиболее оптимального в конкретный момент времени. Именно этот результат от IoT ERP **ожидают** промышленные предприятия.

PLM платформы и приложения. Считается, что наличие в IoT-платформах цифровых двойников приводит к интеграции таких платформ и приложений с конструкторскими бюро. При этом цифровые двойники создаются и модифицируются в течение всего их жизненного цикла. Это позволяет перейти к массовому индивидуализированному производству. Индивидуальный двойник нужен для каждой единицы продукта. Кроме того, для реализации требуется модификация продукта и его модели на этапе эксплуатации. Для этого необходимо автоматическое получение данных о характере эксплуатации продукта, что также требует глубокой интеграции PLM-приложений³ с IoT-платформами. В отличие от «традиционных» PLM-приложений, IoT PLM охватывают не только управление продуктом, но и управление процессами его производства и эксплуатации. Лучшие универсальные IoT-платформы класса AEP/ADP+DM+NM, существующие на рынке, выполняют множество функций, включая управление устройствами, возможность подключения и разблокирования сервисов и разработку приложений. А также включая аналитику, безопасность и возможности интеграции с другими корпоративными системами и приложениями через управляемые API⁴.

Что же в РФ (примеры даны в [1, 2, 3, 4, 5]).

Экономическая стратегия РФ. Рассмотрим для преемственности, как сейчас трактуется стратегия и каковы её основные положения (на сайте WWW «Лицук.РФ» приведена подборка «Состояние стратегии РФ», а в монографии «Стратегия России и научные основы государственного управления» дан анализ [2, 3, 4]). Обратимся к федеральному закону "О стратегическом планировании в Российской Федерации".

«Статья 16. Стратегия социально-экономического развития РФ⁵. Пункт первый гласит, что стратегия социально-экономического развития РФ:

1) разрабатывается каждые шесть лет на период, не превышающий периода, на который разрабатывается прогноз социально-экономического развития РФ на долгосрочный период;

2) разработчиком ее является федеральный орган исполнительной власти, осуществляющий функции по выработке государственной политики и нормативно-правовому регулированию в сфере анализа и прогнозирования социально-экономического развития, совместно с другими участниками стратегического планирования;

3) утверждается Правительством РФ;

4) разрабатывается и корректируется на основе ежегодных посланий Президента РФ Федеральному Собранию РФ с учетом актов Президента РФ и Правительства РФ, включающих в себя основные направления и цели социально-экономической политики и развития, обеспечения национальной безопасности РФ, приоритеты и цели регионального развития РФ с учетом прогноза социально-экономического развития и бюджетного прогноза на долгосрочный период;

5) порядок разработки и корректировки стратегии социально-экономического развития РФ определяется Правительством РФ;

6) федеральный орган исполнительной власти, осуществляющий функции по выработке государственной политики и нормативно-правовому регулированию в сфере анализа и прогнозирования социально-экономического развития, обеспечивает координацию и методическое обеспечение разработки и корректировки стратегии социально-экономического развития РФ;

7) корректировка стратегии социально-экономического развития РФ осуществляется по решению Правительства РФ.

Стратегия социально-экономического развития РФ является основой для формирования и корректировки перечня государственных программ РФ и включает в себя:

- оценку текущей социально-экономической ситуации и степени достижения целей социально-экономического развития;

³ PLM — это стратегический подход к ведению бизнеса, который использует набор совместимых решений для представления информации о продукте в процессе его создания, реализации и эксплуатации (более полное определение смотри в интернете).

⁴ API это **Application Program Interface** или программный интерфейс приложения, это набор протоколов, подпрограмм и инструментов для создания программных приложений, это то, что позволяет настроить *как разные компоненты программы должны эффективно взаимодействовать*, API упрощает работу программистов и облегчает разработку продуктов.

⁵ Федеральный закон "О стратегическом планировании в Российской Федерации" (с изменениями и дополнениями), от 28 июня 2014 г. N 172-ФЗ. Глава 4. Документы стратегического планирования, разрабатываемые в рамках целеполагания на федеральном уровне (ст. 15 - 18.1)

- определение целей социально-экономического развития и целевых показателей на долгосрочный период, а также условий, факторов их достижения и ограничений и рисков при их достижении с учетом задач обеспечения национальной безопасности РФ;
- определение основных приоритетов и задач социально-экономической политики на долгосрочный период, обеспечивающих достижение целей социально-экономического развития и обеспечения национальной безопасности;
- приоритеты и направления регионального развития РФ;
- оценку позиций РФ в мировой экономике и их изменения на долгосрочный период;
- обоснование основных реформ и программ, необходимых для достижения целей социально-экономического развития страны;
- основные направления, мероприятия и механизмы реализации стратегии социально-экономического развития РФ и иные положения, определенные Правительством.

Комментарий. Акцент в федеральном законе «О стратегическом планировании ...» естественно сделан на **долгосрочном** (6 лет) планировании, прогнозе и анализе. В связи с этим обратим внимание на состояние тех проектов, которые определяли жизнь России и решения Правительства за последние, скажем, 20 лет. Общий результат. Россия поднялась с колен на ноги, можно сказать, выползла из трясины, в которую её низвергла перестройка. Это, несомненно, громадная заслуга Президента. Хорошо. А что сейчас?

Сейчас в России кризис. Сегодня. И вчера. Главное, кризис продолжается. Экономический рост за 10 лет чуть больше процента, то есть экономика не развивается. Тогда как в Китае около 7%. В Индии, США, Бразилии, Германии – значимый рост. В среднем в мире рост ВВП около трёх процентов (3,2 – 2,7). Значит мировой кризис и другие часто упоминаемые причины здесь не причём.

Зарплата значительной части населения РФ критически низка (МРОТ как мор). Медицина и образование вызывают нарекания (например, <http://plusone.vedomosti.ru/-blog/bolshinstvo-rossiyan-nedovolno-urovnem-dostupa-k-medicine-i-obrazovaniyu>).

В целом, экономика стагнирует. Недовольство и раздражение нарастают. Территориальный раздел грозит сценарием 90-х. Дамоклов меч судеб Украины, Ливии, Югославии, Египта, Ирака, Панамы, Венесуэлы, Палестины (всех не перечислить) навис над страной. Депопуляция собственно россиян не только продолжается, но нарастает. Вывоз идей и талантливой молодёжи поставлен на конвейер.

Пример из интернета. «Почему оказалась несбыточной концепция долгосрочного социально-экономического развития РФ до 2020 года, разработанная Минэкономразвития по поручению Путина?».

«Проблемы возникают тогда, когда мы стратегию цементируем, 10 лет живем с каким-то планом, а потом смотрим — не выполнили. Стратегия должна быть живой, это некий ориентир, она должна постоянно обновляться в процессе прихода каких-то новых событий, новой статистики. Реальность же меняется постепенно, и эти изменения нужно в стратегию инкорпорировать, — подчеркивает Орлова. — У нас есть такая проблема, что мы формируем стратегию, потом о ней забываем, через пять лет достаем, выясняем, что она не сбылась, говорим, что она плохая, и придумываем новую». *Дивергент, 3 ноября 2019.*

Действительно, что можно возразить на тот факт, что предыдущие программы Правительства (например, «О Концепции долгосрочного социально-экономического развития Российской Федерации на период до 2020 года») не выполнены и что это не обсуждается. Замалчивается. Молчаливо оправдывается тем, что имеют место санкции, экономический кризис в мире, Крым, Донбасс, нерадивость чиновников на местах, вариация цен на нефть, приближение НАТО к нашим границам. Хотя это как раз компетенция стратегии, то, что нужно было предусмотреть и не допустить.

Президент призывает: «Нужен широкий диалог - о будущем, о приоритетах, о долгосрочном выборе, национальном развитии и национальных перспективах. Эта статья - приглашение к такому диалогу»⁶.

Причина кризиса – у России нет стратегии. Нет управления на основе научных решений, технологий и платформ, которые мы рассмотрели здесь ранее. И это – наша главная беда. Ахиллесова пятая страны.

В результате авторы обзоров⁷, которые мы широко использовали здесь, как и авторы других публикаций и отчётов делают близкие по содержанию выводы. Приведём обобщающий вывод:

России нужны национальные отраслевые программы цифровизации, направленные на реализацию сквозного управления, охватывающего не только торгово-посредническую деятельность и сферу услуг, но и все отрасли промышленности. Реализация таких программ создаст необходимые предпосылки для использования полнофункциональных средств автоматизации всеми участниками создания добавленной стоимости продуктов и услуг, и, как следствие, обеспечит быстрый рост рынка цифровых продуктов, сервисов и приложений в денежном выражении.

Но этого недостаточно. Так как даже самые продвинутые стратегии, как то: «кибер-физические», не предполагают сейчас, и даже в будущем, включение социальных и личностных (собственно человека) компонентов социума.

⁶ Putin2012.ru.

⁷ J'son & Partners. ТЕРМИНЫ И ОПРЕДЕЛЕНИЯ: Цифровая экономика, Промышленный Интернет (ПоТ), IoT-платформа, Индустрия 4.0, цифровой двойник. 23 Января 2020 18:33.

С другой стороны, анонсируемые стратегии России научно не обоснованы, не опираются на модельные решения, формализованные технологии и платформы, имеют вербальный запаздывающий, часто волевой характер.

Цель нашей работы - объединить цифровую экономику, социум и человека. В России есть такой опыт⁸. В соответствии с ним модель должна включать производство, товары и услуги; торговлю и финансовую систему, а также государство и Правительство; граждан и их объединение и, главное, человека с его чаяниями и целями.

1. Цели – это сохранение жизней, безопасности граждан и страны, здоровья, свободы волеизъявления и чаяний граждан. Перейти к рыночной экономике - не цель, а способ достижения цели.

2. Адаптивность. «Стратегия имеет временной лаг. Не менее 5-ти лет и до 50. (<https://base.garant.ru/70684666/7a58987b486424ad79b62aa427dab1df/#friends>)». Если стратегия не работает сегодня, то и завтра, и через 50 лет никаких результатов не будет. Поэтому лаг для РФ нужно минимизировать до режима реального времени. Стратегия России должна быть интегрирована с госуправлением РФ. Для общероссийской социально-экономической стратегии рассчитываемое будущее и актуальная общероссийская реальность едины.

Мир и Россия меняются непрерывно, очень быстро. В невиданном ранее темпе. Во многом кардинально. Соответственно, должны меняться тактики и методы госуправления в целом и в регионах. И стратегия должна соответствовать этим глобальным изменениям, должна подстраиваться к текущей ситуации и этим вызовам, внутренним и внешним, локальным Российским и глобальным, к достижениям наук и технологий.

Значит ли это, что цели стратегии тоже должны адаптироваться к внутренним социально-экономическим возможностям и к внешнему политическому и торгово-финансовому положению России и мира. Методы управления, конечно, должны меняться в зависимости от глобальных изменений в России и в мире. Они, методы управления, должны совершенствоваться в соответствии с прогрессом науки и технологий. Но цели стратегии должны оставаться (обозримое время) незыблемыми. Повторим. Может и должна меняться иерархия целей. Основные цели остаются незыблемыми.

Если демографический кризис, то приоритет переходит к обеспечению благосостояния, здравоохранению и социальной защите. Нет достаточного обеспечения пищевыми продуктами – поднимается в иерархии сельское хозяйство, пищевая безопасность. Появились беспилотники. Польша принимает штатовскую благодать последнего судного дня (пусковые установки для ракет), США отказались выполнять договор о ракетах средней дальности, естественно, повышается значимость обороноспособности и, соответственно, корректируются модели, а также методы идентификации, анализа, имитации и синтеза.

Цели стратегии не меняются. Меняется их иерархия в зависимости от состояния России и международной обстановки. Меняются меры и методы управления и тактические решения.

3. **Математические модели социально-экономического развития** широко и давно используют развитые страны. Начиная ещё с моделей Римского клуба.

Сейчас же имеется обширный многолетний мировой опыт управления бизнесом и политикой на основе цифровых моделей. Например, известная агрегированная модель Link широко, в течение десятилетий, используется для балансировки торговых отношений. Она объединяет бизнес более 90 стран.

В основу нашего варианта стратегии положена базисная модель социально-экономического развития. Она отражает только самое необходимое для эффективного управления. Мировое сообщество отражено только в той его части, которая имеет значимые общие с РФ интересы. Это обеспечивает конструктивность и временную, в режиме реального времени, адекватность. Модель социально-экономического развития РФ ограничивается общими федеральными функциями. Аналогично ограничены подмодели всех регионов и отраслей⁹.

Базисная модель отображает рынки труда и продуктов (услуг), производство и обслуживание, отображает Правительство, банки, внешнюю среду и население. Она включает как рыночные, так и социально-рыночные, плановые, патерналистские, волевые и смешанные экономические отношения. Отражены цели в всех структурах социума (лиц, принимающих решения, трудящихся и бизнеса).

Цели и ценности граждан имеют первостепенную значимость. Граждане – это не только человеческий капитал, использующийся для развития экономики и бизнеса. Это люди, использующие работу и творчество для достижения своих персональных целей. Таких целей и ценностей, как повышение жизнеспособности, свобода волеизъявления, благосостояние, самореализация. Для достижения этих целей люди используют капитал и возможности государства. В общем, не люди для экономики, а экономика для людей. То есть, так же, как государство использует трудовые и творческие ресурсы (человеческий капитал) для своих целей (ВВП, устойчивый рост, стабильность, власть и т. п.), так и граждане используют ВВП, власть и аппарат государства для своих целей. Отношения «человек для государства и экономики» тоже включены как равноправный вариант в модель. Но и отношения «государство и экономика для человека» также включены в модель.

⁸ Лищук В.А. «Стратегия России и научные основы государственного управления», ... Результаты математического моделирования человека даны в публикациях [2,4].

⁹ Матричная модель. Корпоративный университет ЭКСWord «Линдаль назвал матричную модель «децентрализацией в условиях централизации»» (<http://www.eksword.ru/poleznoe-dlya-biznesa/menedzhment/matrichnaya-model.shtml>).

В отличие от известных моделей, начиная с Римского клуба, граждане имеют собственные цели – это, как правило, обеспечение здоровья, своего и семьи, это свобода волеизъявления и т. п. Не все вместе, а каждый гражданин отдельно. Современные средства моделирования, производства и доставки позволяют это сделать.

Другое коренное отличие состоит в том, что в предлагаемой модели отсутствует заранее заданная оптимальность рыночной экономики. Поддержка государством предпринимателей определяется опережающей многовариантной имитацией по актуальному сейчас критерию. На этой основе распределяются средства. Реальные угрозы требуют использовать и развивать модель с такой же необходимостью, как когда-то нужно было ввести продразвёрстку или сделать подводный флот.

На основе базовой модели в рабочем порядке должна быть создана библиотека вариантов базовых и специфических моделей, ориентированных на специальные задачи стратегии и тактики. Мы успешно начали эту работу [2], но не закончили, так как не хватило сил и возможностей.

Зарубежные модельные технологии засекречены. Есть и рассекреченные фрагменты. Но они часто (это наш полувековой опыт) предлагают бесперспективные тупиковые направления, иногда включают прямую дезинформацию. Нужно иметь свою, нам нужную модель.

4. **Поиск, отбор, обработка и организация данных.** Речь об отборе и организации данных, информации и знаний не всех, а только тех, которые нужны для адекватного управления. Иначе утонем, как углая шлюпка в океане.

Для отбора и организации данных используются методы работы с большими массивами, методы обучения, организация информации в интеллектуальных базах в форматах, удобных для поиска и анализа

Отбор и ранжирование данных при этом должны соответствовать содержанию модели, задачам анализа, идентификации, имитации и синтеза. Выполняется разметка, статистическая обработка, определяются коэффициенты корреляции и корреляционные функции. Вычисляются чувствительности функций к коэффициентам и параметрам модели.

5. **Индивидуализация моделей (идентификация).** Чтобы модель была конструктивна (и по возможности адекватна) она должна непрерывно индивидуализироваться. Для этого нужно модернизировать и разработать методы идентификации (индивидуализации). Они должны быть ориентированы на поиск и сбор данных на основе моделей и для моделей, на отбор и организацию информации и знаний, используя методы больших данных, искусственного интеллекта, поддержки решений, компьютерных баз знаний и т. п.

Идентификация (индивидуализация) моделей выполняется в режиме реального времени. Учитываются лаги, постоянные времени, циклы, бифуркации, нелинейности функций и свойств. Идентификация учитывает и использует внешние и внутренние воздействия, шумы и возмущения и ориентируется на них. Наиболее общие элементы и связи удобно анализировать аналитически. Это позволяет проверить согласованность подсистем моделей и эффективность методов. Целесообразен переход от коэффициентов к содержательным параметрам.

6. **Анализ** индивидуализированной модели должен выделять и количественно оценивать основные процессы, определяющие развитие, депрессию, угрозы, помехи и фейки. Обычные функции анализа также в параллель выполняются.

Кроме широко распространённых логического, статистического и аналитического анализа, эффективен анализ (выявление слабого и основного звена), выделяющий процессы, ответственные за развитие, стагнацию и управление, а также качественные изменения социально-экономических отношений. Для этого удобно использовать формализованный метод «наиболее слабого звена».

Лицо, принимающее решения (ЛПР), используя этот анализ, выявляет процессы, определяющие безопасность граждан и государства, угрозы здоровью, другие значимые социально-экономические процессы.

7. **Имитация**, прогноз, использование искусственного интеллекта и автоматизированных систем обеспечения решений (АСОР) позволяют проверить и выбрать варианты стратегических решений, обосновать и ранжировать национальные проекты и т. п.

Имитация с помощью современных цифровых вычислительных систем открывает множество перспектив. Детские игры пока идут много впереди социальной практики.

Для стратегических решений особо перспективна опережающая имитация с «немедленной» проверкой результатов на практике и коррекцией всех составляющих технологий. Меры воздействия и управление сначала проигрываются на модели. Учитываются реакции среды, конкурентов и других заинтересованных лиц.

Иногда локальный приоритет управления необходимо отдать автоматизированной системе обеспечения решений. Потому что время, отпущенное на принятие решения, – секунды. Например, при остановке сердца, дыхания или при обильном кровотечении, не говоря о «Minuteman III» при подлёте к границе. Часто при этом говорят о возможностях искусственного интеллекта. Но почти всегда решение принимает человек (ЛПР), так как это решение для людей. И вот здесь важны, чтобы не попасть в цейтнот, прогноз и имитация с опережением реального времени, предсказания.

8. **Синтез**, используя цель (критерий), определяет приемлемое управление. Учитываются ограничения и реальные возможности.

Использование цифровых моделей для управления экономикой (бизнесом), демографией и социумом имеет многолетнюю историю. Иногда печальную, как Римский демографический проект. Но и сейчас синтез ещё не получил распространения и почти не используется для политики и для культуры.

Неожиданность молодежных протестов для государств и успех цветных революций - пример недооценки современных средств управления одной стороной (государственными органами) и, напротив, успешное использование другой стороной. Негосударственными структурами. Почему же имеет место недооценка?

Наш опыт показал, что главное препятствие (ещё со времени Китова А.И. и Глушкива В.М. - некомпетентность регулятора (ЛПР), а также пользователя (во много меньшей степени)). Вот это препятствие и должно быть устранено. Наше более чем 40-летнее использование такого подхода в клинике показало, что синтез удобно проверять реальными изменениями управляемого процесса в ответ на меры управления с немедленной коррекцией контроля (мониторинга), моделей и методов. Особо важно, что управление нужно согласовывать с регуляцией и организацией локальных систем управления (для стратегии РФ - с регионами).

Каждое физическое и юридическое лицо в модели, а также все подсистемы государства, отображённые в ней, максимизируют свои критерии.

Кардинальное качественное изменение – это дополнение управления организацией.

9. **Согласование с ЛПР и реализация управления.** Все виды управления, словесные и письменные команды, управляющие сигналы при автоматизированном (и автоматическом) управлении встречаются с главной трудностью - это согласованность с заинтересованными людьми. Передача столь глобальных и ответственных решений автоматизированным системам управления или так называемому «искусственному интеллекту» вызывает справедливые возражения. Но нельзя же остановить научно-технический прогресс.

При стратегических решениях необходим, абсолютно необходим взаимный контроль. Интеллектуальный, с помощью «искусственного интеллекта» или «машинного» как части автоматизированных систем управления (АСУ).

Эта линия контроля оценивает соответствие действий персонала (людей, ЛПР) стратегическим целям. Анализирует и выявляет соответствие действий ЛПР глобальным целям стратегии. Вспомните, именно в такой ситуации Россия чуть не потеряла аэропорт в Симферополе и таки потеряла аэропорт в Донецке.

Человек имеет высший приоритет. Он формирует цели и методы их реализации и контролирует их выполнение средствами искусственного интеллекта и АСУ.

Очень большие трудности с формализацией и распространением общечеловеческих понятий добра, здравого смысла, этики и мудрости. Очень большие. Но не больше, чем навязывание целым странам идеологии фашизма.

10. **Коррекция по обратной связи, обучение.** Достигнутая сегодня скорость цифровой обработки данных позволяет выполнить имитацию и пробные варианты управления многократно ещё до окончательного решения. Главная трудность – это тенденция разработчиков вложить в модель как можно больше деталей, не соблюдая принцип «моделирование по существу».

Обучение приходится выполнять на тренажёрах, моделях, используя виртуальную модель ситуации.

Обучение относится ко всем составляющим технологии «Стратегия России» и к персоналу.

Индивидуальным, не повторяющимся процессам требуется не только и не столько обучение, сколько индивидуализация в режиме реального времени, имитация, коррекция непосредственно во время управления, а также контроль и оценка качества.

11. **Цикл работы технологии «Стратегия России» и обслуживающей её платформы.** Модели, информационные системы, данные, средства, методы, коммуникации объединены технологией «Стратегия России». Это обеспечивает их надёжную и согласованную работу. Удобную для персонала.

Технологию обслуживает специальная платформа. Она необходима для того, чтобы оборудование, средства, методы и программы были доступны в нужное время и в нужном месте.

Её можно назвать «**Платформа стратегии и госуправления**».

Всё работает в непрерывном цикле в режиме реального времени и с его опережением. Подчинено ЛПР и действия ЛПР оцениваются ИИ технологиями.

Подчеркнём ещё раз, модификация моделей, идентификация, анализ и выделение ведущих процессов, синтез и реализация управления, согласование, коррекция жизненного цикла и обучение должны работать в режиме реального времени, а, при необходимости, с его опережением.

В целом, технология объединяет:

1. **Формирование и ранжирование целей человека, социума и экономики** (жизнь, свобода, здоровье, творчество, благосостояние каждого гражданина, а также удельный ВВП, прибавочная стоимость, безопасность страны и Человечества);
2. **Адаптацию, меры по соответствуанию стратегии глобальным изменениям в РФ и мире;**
3. **Математические (цифро-аналитические) модели** социально-экономического развития России и той части мира, которая существенно взаимодействует с РФ;
4. **Технологии** поиска, выявления, сбора и организации **данных** и **знаний** на основе моделей для их идентификации, используя для этого законы, методы больших массивов, искусственного интеллекта и компьютерных баз знаний;
5. **Методы непрерывной индивидуализации** (персонализации) в цикле, опережающем реальное время;
6. **Методы анализа** индивидуализированной модели с выделением процессов (целей и причин), определяющих развитие, стагнацию и угрозы;
7. **Технологии** поддержки и **имитации** виртуальных решений, вариантов управления и контроля с оценкой и выбором лучших, **прогнозирование**, исследование, с использованием экстраполяции и технологии игр;
8. **Алгоритмы синтеза управления** в соответствии с возможностями и ситуацией и **воплощение** (реализация) мер управления в жизнь, включая контроль и ответственность исполнителей;
9. **Согласование с ЛПР и воплощение** (реализация) мер управления, включая контроль и ответственность исполнителей;

10. Процедуры коррекции по обратной связи, используя также форсаж и организацию структуры, непрерывное глубокое обучение и совершенствование моделей, методов, технологий и персонала в рабочем цикле управления;
11. Цикл работы технологии «Стратегия России» и обслуживающих её платформ включает все составляющие и процессы технологии и платформ. Они работают в режиме реального времени и с его опережением, в согласии и под взаимным контролем 1) лиц, принимающих решения (ЛПУ, регуляторы, правительство) по критерию «духовное здоровье» (этика и мораль людей) и 2) технологий интеллектуального обеспечения (роботы, АСОР, ИИ, ИО, АСУ) по критерию «текущая цель стратегии» (жизнь, свобода, творчество и благосостояние каждого гражданина, его безопасность).

Это согласие объективно и вместе с тем рукотворно объединяет историческое развитие, интуицию и волю человека с научными достижениями и современными средствами, в том числе интеллектуальным обеспечением технологий, платформ и грядущей роботизации. В результате стратегия согласуется с историческим прошлым, возможным настоящим и желанным будущим, что обеспечивает её функцию.

Библиографический список

1. Gulyaev Yu.V., Belyaev R.V., Vorontsov G.M et.al. Dynamic-chaos information technologies for data transmission, storage and protection. Rensit: Radioelectronics, Nanosystems, Information Technologies, 2018, 10 (2). C. 279-312. ISSN ISSN 2218-3000 print, ISSN 241-1267 online.
2. Лищук В.А. Будущее России. Выбор стратегии государственного управления. М.; 2000. 118 с.
3. Лищук В.А. Стратегия духовного здоровья. Обсуждение к выборам думы и президента России. М.: Научный мир; 2007. 88 с.
4. Лищук В.А., Газизова Д.Ш., Сазыкина Л.В., Шевченко Г.В. Многолетние ошибки лечения критической сердечной недостаточности и актуальные меры по их предупреждению. М.: Изд-во "Ким Л.А."; 2017. 188 с.
5. Перспективные технологии в средствах передачи информации - ПТСПИ'2005 = Perspective technology in the mass media - PTMM' 2005: материалы VI междунар. научно-технической конф. ПТСПИ, 2005 г., г. Владимир, 20-22 апр. 2005 г. / [редкол.: А.Г. Самойлов - отв. ред., М.Д. Венедиков, Л.Т. Сушкова]. - Владимир : Рост, 2005 (БООО ВОИ ПУ Рост). - 351 с. : ил., табл.; 29 см.; ISBN 5-93907-018-3 (в обл.).

INTELLIGENT PUBLIC ADMINISTRATION PLATFORM (EMPHASIS ON GOAL SETTING AND MANAGEMENT SYNTHESIS)

¹Lischouk V.A., ²Gazizova D.Sh., ²Sazykina L.V., ³Shevchenko V.G.

¹Academy of medical and technical Sciences, Moscow,

²A.N. Bakoulev Scientific Center for Cardiovascular Surgery, Moscow,

³Open Technologies, Moscow, lischouk@rambler.ru

Keyword: digital economy, internet of things, industrial Internet of things, digital twin, digital platforms, Industry 4.0.

Annotation. The goal of our research is to unite the digital economy, society, and the individual. Russia has such experience. According to it, the model should include production, goods and services; trade and the financial system, as well as the state and government; citizens and their associations, and, most importantly, the individual with its aspirations and goals.

UML-ДИАГРАММЫ КАК УНИВЕРСАЛЬНЫЙ ИНСТРУМЕНТ МОДЕЛИРОВАНИЯ БИЗНЕС-ПРОЦЕССОВ И ПРОЕКТИРОВАНИЯ ПРОГРАММНОГО ОБЕСПЕЧЕНИЯ В СФЕРЕ ЗДРАВООХРАНЕНИЯ

Истомина Т. В., Шубин И. В.

ФГБОУ ВО «Пензенский государственный технологический университет», г. Пенза, shubin_ivan@inbox.ru

Ключевые слова: UML-диаграммы, моделирование в здравоохранении

Аннотация. Рассмотрены этапы жизненного цикла создания программного обеспечения на примере бизнес-процессов, выполняемых автоматизированной системой записи посетителя клиники на прием. Приводится схема бизнес-процесса инструмента Help Desk для государственные поликлинических отделений. Представлена модель информационно-структурного описания изделия медицинской техники, основанная на применении диаграмм UML. Обоснована возможность UML - моделирования всех бизнес-процессов в отечественной системе здравоохранения с целью повышения эффективности оказания медицинской помощи и совершенствования медицинского обслуживания населения.

Рассмотрены этапы жизненного цикла создания программного обеспечения на примере бизнес-процессов, выполняемых автоматизированной системой записи посетителя клиники на прием. Приводится схема бизнес-процесса инструмента Help Desk для государственные поликлинических отделений.

Представлена модель информационно-структурного описания изделия медицинской техники, основанная на применении диаграмм UML. Обоснована возможность UML - моделирования всех бизнес-процессов в отечественной системе здравоохранения с целью повышения эффективности оказания медицинской помощи и совершенствования медицинского обслуживания населения.

Современный мир с его огромным, постоянно изменяющимся и растущим информационным полем, нуждается в графических инструментах отображения информации.

Рассмотрим особенности создания программной архитектуры и моделирования бизнес-процессов применительно к области здравоохранения с помощью профессионального UML-инструмента Visual Paradigm.

Создание программного обеспечения (ПО) невозможно без разделения данного процесса на этапы жизненного цикла. Жизненный цикл любого серьезного программного продукта подразумевает под собой совокупность следующих этапов [1].

1. Агрегация требований к ПО: брифинг с заказчиком, анализ предметной области, написание технического задания (ТЗ), моделирование бизнес-процессов (Visual Paradigm).
2. Прототипирование визуальной части, User Experience/User Interface (UX/UI), дизайн (figma, sketch).
3. Создание программной архитектуры (Visual Paradigm [2]).
4. Набор программного кода согласно проектной документации (кодирование).
5. Тестирование, отладка.
6. Релиз/внедрение ПО.
7. Техническая поддержка/развитие.

Рассмотрим один из бизнес-процессов, выполняемый автоматизированной системой записи посетителя клиники на прием (рисунок 1).

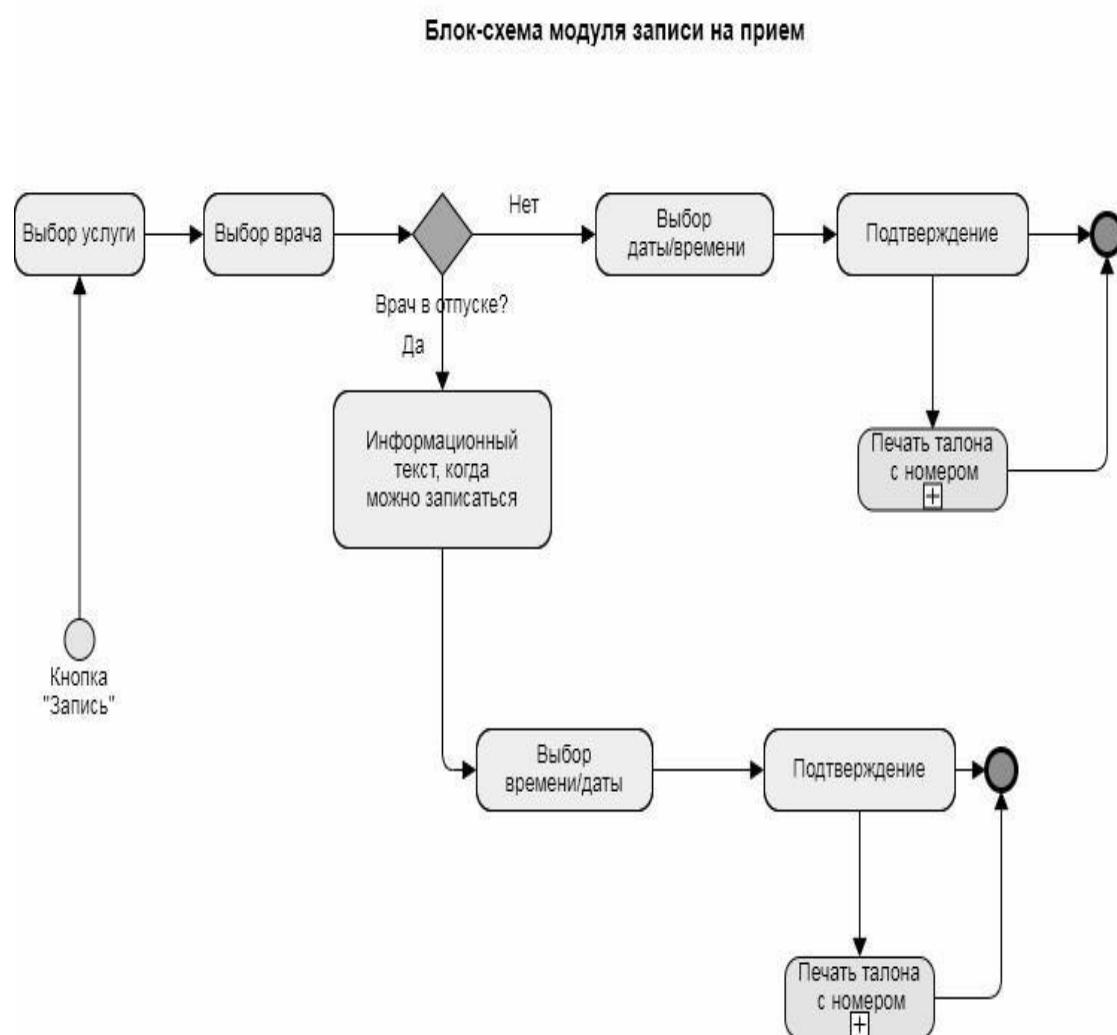


Рисунок 1 – Блок-схема процесса записи посетителя клиники на прием автоматизированной системой

На данной UML-диаграмме видно, что печать талона никак не влияет на завершение алгоритма и не прервает бизнес-процесс, что является элементом, подтверждающим отказоустойчивость системы.

На рисунке 2 показан бизнес-процесс инструмента Help Desk, который создавался для государственных учреждений и был интегрирован в государственные поликлинические отделения.

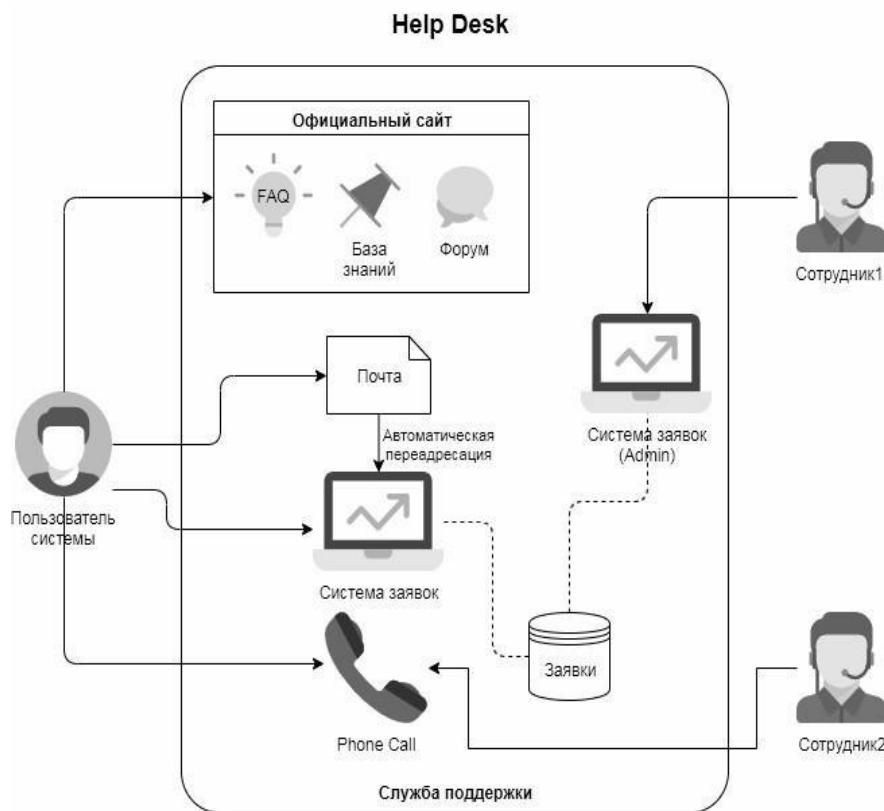


Рисунок 2 – Схема бизнес-процесса инструмента Help Desk

На UML-диаграмме изображен пользователь, который может обратиться в службу поддержки ПО следующими способами:

- 1) самостоятельно искать решение посредством FAQ, базы знаний или форума,
- 2) отправить письмо с проблемой по электронной почте,
- 3) обратиться напрямую через систему заявок,
- 4) позвонить по телефону.

Варианты 2 и 3, с точки зрения архитектуры системы, ничем не отличаются, так как обращение проходит через систему заявок и попадает в модуль «заявки», который организует запросы в очередь. Доступ к системе заявок разграничен по правам пользователей, соответственно, пользователь видит свои заявки в системе и их статус, а сотрудник 1 видит очередь поступивших заявок в заданном системой порядке. Когда сотрудник отвечает, интерфейс на стороне пользователя отображает статус ответа.

Применение UML-диаграмм для моделирования бизнес-процессов и проектирования программного обеспечения в сфере здравоохранения эффективно, так как UML - язык широкого профиля, который позволяет визуализировать, проектировать и документировать серьезные, современные программные системы [3, 4].

Информационные системы характеризуются усложнением и расширением своих структур и взаимосвязей по мере развития современного общества. Именно поэтому на определенном этапе развития для любой социально-медицинской системы необходим реинжиниринг бизнес-процессов. Переосмысление и перепроектирование бизнес-процессов необходимо для того, чтобы достичь максимального эффекта в производственно-хозяйственной и финансово-экономической деятельности в современных условиях глобализации. Этот процесс сопровождается организационно-распорядительными и нормативными документами, оформленными в соответствии с определенными стандартами.

Часто используются специфические средства представления и обработки проблемной информации, понятные как менеджерам, так и разработчикам информационных систем. Язык UML разрабатывался для проектирования моделей информационных систем, с целью предоставления разработчикам возможности реализовать их с применением объектно-ориентированных программ. Именно поэтому он и выступает в роли одного из инструментов специфического представления информации [1].

В современных реалиях для медицины и здравоохранения в целом актуальной задачей является выбор оптимальной модели информационно-структурного описания (ИСО) изделия медицинской техники (ИМТ) для лечебно-профилактического учреждения (ЛПУ). Основой построения системы поддержки принятия решений (СППР) выбора оптимальной модели ИМТ для ЛПУ является разработка и проектирование информационной модели ИМТ с помощью UML-диаграмм.

На рисунке 3 с применением языка UML в виде бизнес-процесса сферы здравоохранения спроектирована модель информационно-структурного описания ИМТ, которая представлена в виде диаграммы классов. На верхнем уровне иерархии информационной модели ИМТ находится класс «Изделие медицинской техники».

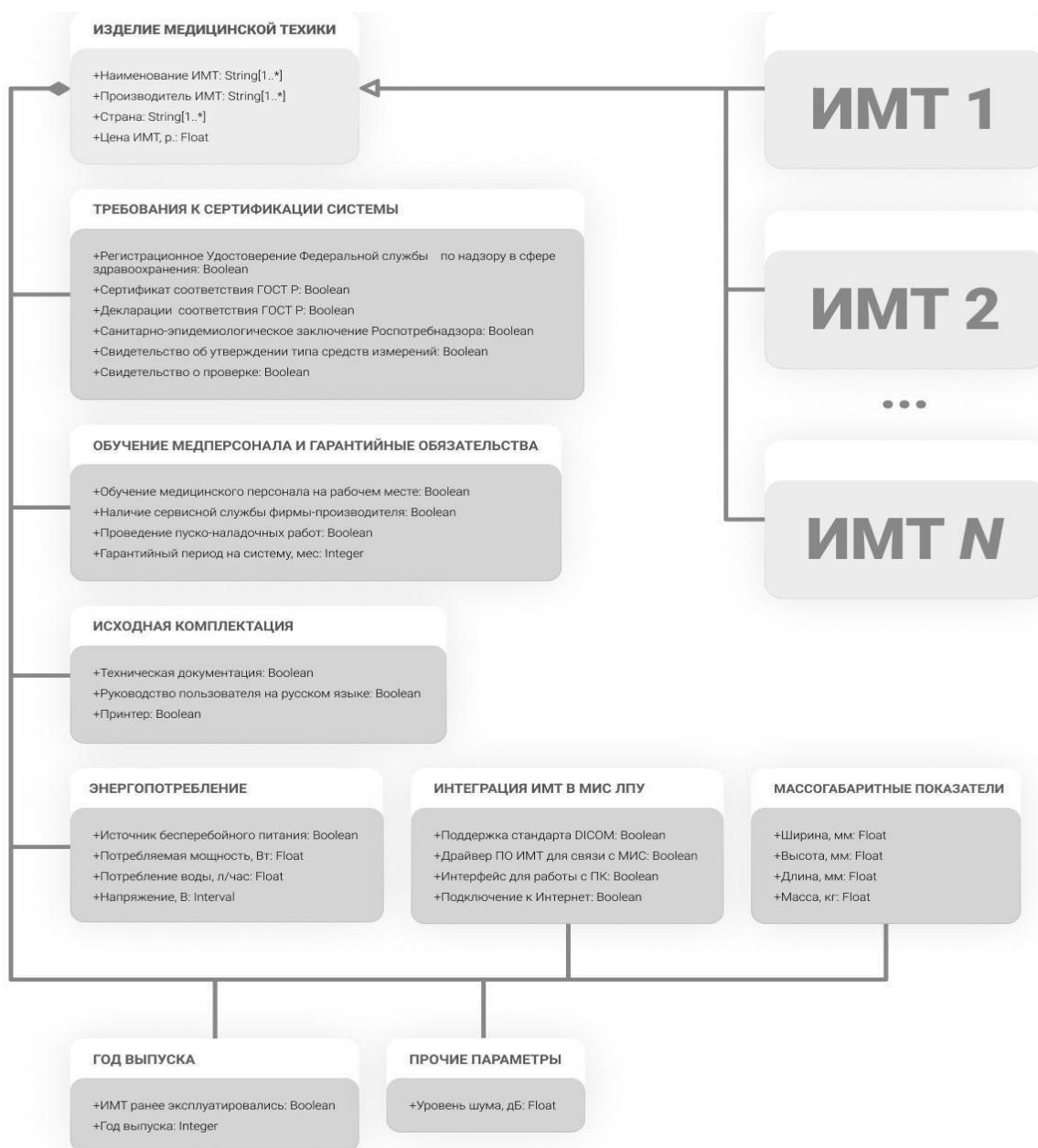


Рисунок 3 – Пример модели информационно-структурного описания ИМТ

В тесной взаимосвязи (в отношении композиции) с классом «Изделие медицинской техники» состоят классы «Сертификаты», «Обязательная комплектация», «Обучение медперсонала и гарантийные обязательства», «Габариты и масса», «Интеграция ИМТ в медицинскую информационную систему ЛПУ», «Потребление энергии», «Год выпуска», «Прочие параметры».

Отношение композиции является одним из типов ассоциации, которая устанавливает связь между классами. В композиции классы выступают в форме «часть – целое», при которой составляющие части – классы – находятся внутри целого. Свойства вышеперечисленных классов присущи всем ИМТ. Наследуют эти свойства пакеты классов, соответствующие конкретным видам медицинской техники и представляющие собой совокупность взаимосвязанных классов. На диаграмме ИМТ показаны как пакеты классов ИМТ 1, ИМТ 2, ..., ИМТ N, которые состоят с классом «Изделие медицинской техники» в отношении обобщения и наследуют свойства класса «Изделие медицинской техники».

Например, в работе [5] по аналогичному принципу созданы информационные модели в виде диаграмм классов видов ИМТ, входящие в информационную модель ИМТ в виде пакетов: информационные модели медицинского прибора (in vitro) – биохимического анализатора, медицинского прибора (in vivo) – ультразвукового диагностического аппарата, медицинского оборудования – медицинского стола.

В работе [6] обосновывается актуальность применения методик информационного описания ЛПУ для совершенствования процессов оказания медицинской помощи и повышения качества медицинского обслуживания населения.

Научная новизна такого подхода обоснована необходимостью активизации использования информационных технологий в процессе оказания медицинской помощи, реинжиниринга бизнес-процессов внутри ЛПУ и проектирования программной архитектуры ИМТ.

Все вышеперечисленное позволяет сделать вывод о том, что необходимо следующее:

- оценить готовность медицинского персонала к внедрению информационных технологий,
- сформировать психологический портрет медицинского работника по отношению к изменению ведения профессиональной деятельности при внедрении информационных технологий,

➤ разработать алгоритм работы с персоналом в условиях информатизации профессиональной деятельности,

➤ определить необходимость непрерывного социологического мониторинга отношения населения к использованию информационных технологий.

В целом, практическая значимость внедрения в медицинскую практику ИСО различных ЛПУ и применяемых в них ИМТ заключается в возможности UML - моделирования всех бизнес-процессов в отечественной системе здравоохранения с целью повышения эффективности оказания медицинской помощи и совершенствования медицинского обслуживания населения.

Таким образом, можно сделать вывод о том, что UML-диаграммы являются современным и эффективным инструментом моделирования бизнес-процессов в сфере здравоохранения, могут быть положены в основу информационно-структурного описания и проектирования программного обеспечения для решения различных медико-биологических задач.

Библиографический список

1. Разработка требований к программному обеспечению. 3-е изд., дополненное / Пер. с англ. - М.: Издательство «Русская редакция». - СПб.: БХВ-Петербург, 2014. - 736 стр.- ч. II.
2. <https://www.visual-paradigm.com/>.
3. <https://habr.com/ru/post/458680/>.
4. <https://habr.com/ru/post/46577/>.
5. Фролова М. С., Фролова Т. А., Толстухин И.А. Информационная модель медицинской техники на основе объектно-ориентированного подхода. - ФГБОУ ВПО «ТГГУ», г. Тамбов.
6. Ковалев В. П. Использование информационных технологий в совершенствовании медицинского обслуживания населения. - Автореферат на соискание ученой степени к. м. н. - Москва - 2011.
7. Научно-методическое обеспечение системы с многоканальной связью по основным функциональным характеристикам биообъекта. Истомин В.В., Истомина Т.В., Косенок Н.Ю. Научный альманах. 2015. № 11-3 (13). С. 145-148.

UML DIAGRAMS AS A UNIVERSAL MODELING TOOL OF BUSINESS PROCESSES AND SOFTWARE DESIGN IN HEALTHCARE

Istomina T. V., Shubin I. V.

Penza state technological University, Penza, shubin_ivan@inbox.ru

Keywords: UML diagrams, modeling in health care

Annotation. The stages of the life cycle of software creation are considered on the example of business processes performed by an automated system for recording a clinic visitor for an appointment. The business process diagram of the Help Desk tool for state polyclinic departments is given. A model of information and structural description of a medical device based on the use of UML diagrams is presented. The possibility of UML - modeling of all business processes in the national health care system in order to improve the efficiency of medical care and improve health care for the population is proved.

МЕТОДИКА ДИСТАНЦИОННОГО МОНИТОРИНГА ФИЗИОЛОГИЧЕСКИХ ПОКАЗАТЕЛЕЙ СЕРДЕЧНО - СОСУДИСТОЙ СИСТЕМЫ

Магрупов Т.М., Абдихаликов С.П., Талатов Е.Т., Крамарь К.А.

Ташкентский государственный технический университет им. И. Каримова, г. Ташкент, talatmt@rambler.ru
Санкт-Петербургский государственный электротехнический университет «ЛЭТИ» им. В.И. Ульянова (Ленина),
г. Санкт-Петербург, kristina12.5@bk.ru

Ключевые слова: электрокардиограмма, дистанционный мониторинг, физиологические показатели сердечно-сосудистой системы

Аннотация. Электрокардиограмма является наиболее часто используемым и широко распространенным методом исследования в клиниках для диагностики и лечения заболеваний сердечно-сосудистой системы, что позволила множество вариантов дистанционного анализа и способов передачи образцов электрокардиограммы.

Предложены методика и способ создания аппаратно-программного комплекса дистанционного мониторинга основных физиологических показателей сердечно-сосудистой системы (ССС) для беспроводной диагностики функционального состояния больного и обеспечения своевременного выявления и лечения заболеваний, а также структурная организация его характеристики. Разработана общая структура аппаратно-программного комплекса, прохождение диагностической информации, его возможности и преимущества.

Комплекс выполняет решения задачи регистрации биологических параметров без значительного вмешательства в деятельность пациента, что позволяет фиксировать его типичные состояния. Дистанционный сбор данных также облегчает работу медицинского персонала, снижение количества контактов с пациентами улучшает психологическое состояние последних.

В системе здравоохранения одним из важных задач является создание аппаратно-программного комплекса в области дистанционного мониторинга основных физиологических показателей сердечно-сосудистой системы (ССС) человека для беспроводной диагностики функционального состояния больного и обеспечение своевременного выявления и лечения заболеваний. В связи с этим актуальным становится задача разработки методов, свойств и характеристик построения аппаратно-программного медицинского комплекса для дистанционного мониторинга состояний биообъектов на примере заболеваний сердечно-сосудистой системы.

Повышение эффективности диагностики, лечения и возвращение пациентов к активной жизни связаны, прежде всего, со своевременным обнаружением заболеваний и быстрым оказанием квалифицированной медицинской помощи, в т. ч. средствами телемедицины. В данном направлении проведены работы по разработке многоуровневого интеллектуальной системе удаленного мониторинга состояния больных с хроническими, сахарными и сердечными заболеваниями [1], [2], [3], [4], [5].

В данной статье на основе анализа существующих положений организации аппаратно-программного медицинского комплекса дистанционного мониторинга (АПМКДМ) состояний сердечных заболеваний, предложена методика дистанционного мониторинга основных физиологических показателей сердечно-сосудистой системы (ССС). При этом основное внимание уделено беспроводной диагностики функционального состояния больного и обеспечения своевременного выявления и лечения заболеваний, а также структурной организации аппаратно-программного комплекса и его характеристикам [6], [7], [8], [9]. Разработана общая структура аппаратно-программного комплекса, прохождение диагностической информации, его возможности и преимущества.

Предлагаемая методика организации структурной схемы аппаратно-программного комплекса требует разработки: высокой надежности и защищенности от помех; метода построения архитектуры биомедицинской системы регистрации и обработки физиологических сигналов, повышающая функциональность комплекса и его технологичность; математической модели распределения и физического представления данных для решения задачи выделения параллельно выполняемых процессов; метода обеспечения высокой надежности и защищенности от помех, а также регистрации, хранения, обработки, анализа ряда физиологических сигналов: пульса, температуры тела, электрокардиограмм и др.

При разработке АПМКДМ можно выбрать вариант конфигурации в зависимости от требований. В соответствии с предоставленными требованиями могут быть изменены количество датчиков в передающих диагностических приборах (пациентах) и площадь действия беспроводной связи. Набор датчиков позволяет вести глубокий и непрерывный анализ состояний сердечно-сосудистой системы, кровотока и дыхания пациента. Каждый датчик в отдельности имеет возможности исследовать множества диагностических показателей (признаков), необходимых для эффективного лечения и предупреждения заболеваний.

На рисунке 1 предлагается структура базового варианта медицинского комплекса. В нем диагностическая информация проходит последовательно несколько этапов преобразования, от датчиков к потребителю. При этом предлагается использование четырех датчиков.



Рисунок 1 - Прохождение диагностической информации.

Каждый из четырех датчиков в отдельности предоставляет множество диагностических показателей (признаков), необходимых для эффективного лечения и предупреждения заболеваний и позволяет:

- анализировать электрокардиограммы, что дает достаточно высокую достоверность врачебных заключений, предлагаемый метод высокочувствителен, но неспецифичен, обеспечивает возможности автоматического анализа образцов ЭКГ и выделения жизненно угрожающих ситуаций, например, мониторинга аритмии, депрессии сегмента ST;
- своевременно выявлять скоротечные процессы в организме и обеспечивать возможность экстренного реагирования;

- обосновывать необходимость госпитализации, оптимизировать качество и сроки реабилитации, выявлять побочные эффекты фармакотерапии;
- осуществлять продолжительную диагностику, способствующую выявлению свойственных сердечно-сосудистой системе состояний и наблюдать за динамикой кислородного и кровяного насыщения.

За сбор показателей жизнедеятельности в рассматриваемом комплексе отвечает автономный блок, включающий в себя:

- модуль беспроводной связи (2,4 ГГц), обеспечивающий высокую скорость передачи данных при низком потреблении электроэнергии;
- набор датчиков, осуществляющих детектирование сердечного ритма, биопотенциалов сердца, скорости кровотока и контроль дыхания биоорганизма;
- контроллер, осуществляющий коммутацию сигналов, оптимизацию передачи данных и обеспечивающий возможность управления и глубокой настройки автономного блока [10], [11].

На рисунке 2 приведена блок-схема аппаратной части комплекса со структурой стационарного блока.

Хранение, обработку и визуализацию полученных данных обеспечивает стационарный блок, состоящий из: модуля беспроводной связи; контроллера, производящего предварительную обработку данных, которые передаются далее по каналам связи; компьютера, обеспечивающего возможность приема данных по каналам связи и функционирования программного обеспечения (ПО), входящего в состав комплекса; программного обеспечения, осуществляющего систематизацию, хранение, обработку и визуализацию медицинских показателей.



Рисунок 2 - Блок-схема аппаратной части комплекса.

В аппаратной части комплекса – прибора, в качестве чувствительных элементов используются интегрированные датчики, а также используется радиосвязь для передачи и контроля биомедицинских параметров и программное обеспечение, согласующее работу не только датчиков, но и нескольких устройств телеметрии в сети комплекса.

Следовательно, можно сделать вывод, что предлагаемое модернизированное устройство позволяет, наряду с расширением области его применения, получить достоверные и более точные показатели по биологической активности пациента, что соответствует поставленной задаче.

Устройство медицинского телеметрического комплекса состоит из двух независимых блоков, связанных беспроводной сетью.

Первый блок представляет собой коммутатор, условно названный приемником сигналов (Рис.3а). Он обеспечивает пересылку получаемой информации на персональный компьютер (ПК) посредством последовательности электрически соединенных схемотехнических приборов, через порт USB ПК. При этом непосредственно соединенный с ПК преобразователь последовательного порта ft232, отвечает за коммуникацию между микроконтроллером и ПК, обеспечивающего согласование интерфейсов USB и UART, микроконтроллер используется для связи с ПК интерфейс UART и выполняет программу для формирования точки доступа для связи, посредством модуля радиоприемника [10], [11].

Второй блок, условно названный передатчиком, представляет собой интегрированный вносимый прибор (Рис. 3б) модуля радиопередатчика, обеспечивающего связь по беспроводному каналу. При этом микроконтроллер обеспечивает управление радиопередатчиком, соединенного с ним электрически, который обеспечивает ожидание команд пересылки от ПК. Он позволяет возможности контроля и обратной связи с помощью устройств ввода - вывода, электрически соединен с контроллером и представляет собой индикатор, в качестве которого выступает светодиод, кнопки для ввода информации и комплекс датчиков, которые электрически соединены с микроконтроллером. Микроконтроллер отличается тем, что комплекс датчиков, в составе передатчика, состоит из: интегрированного датчика MAX30100, обеспечивающего возможность проведения пульсоксиметрии и контроля сердечного ритма; интегрированного датчика GY-521, представляющего собой 3-осевой гироскоп и акселерометр; датчика LM35 представляющего собой датчик температуры и электролитного микрофона, а также в качестве радиоблока использованы радиоприемник и радиопередатчик модуль WI-FI ESP8266.

На рисунках 3а и 4б определены содержимое блоков: микроконтроллер Microchip ATmega328P (1, 2) для каждого передатчика и приемного блока, индикаторные светодиоды с ограничивающими резисторами (3, 4), цепочки задающих тактовые сигналы для микроконтроллеров квадцевых резонаторов и конденсаторов (5, 6),

программируемые кнопки для ввода информации (7, 8, 9), радиопередатчик и радиоприемник WI-FI ESP8266 в составе которых имеется антenna (10, 11), преобразователь сигналов последовательного порта в сигнал USB (12), датчики: интегрированный датчик пульсоксиметрии и контроля сердечного ритма MAX30100 (13), интегрированный 3 - осевой гироскоп и акселерометр GY-521 (14), датчик температуры LM35 (15), и электролитный микрофон (16).

Предлагаемое устройство работает следующим образом:

Микроконтроллер (1) производит опрос датчиков, после чего производит упаковку данных и их отправку посредством радиопередатчика (10). На принимающей стороне микроконтроллер 2 активирует работу радиоприемника (11) и ожидает прием данных данным приемником, которые после загрузки в память микроконтроллера (1) подвергаются распаковке. Далее микроконтроллер (1) готовит данные к отправке по последовательному порту (17) и после приема сигнала опроса по данному порту, отправляет по нему же данные. Преобразователь сигналов последовательного порта в сигнал USB (12) согласует передаваемые сигналы с уровнями и протоколами компьютера.

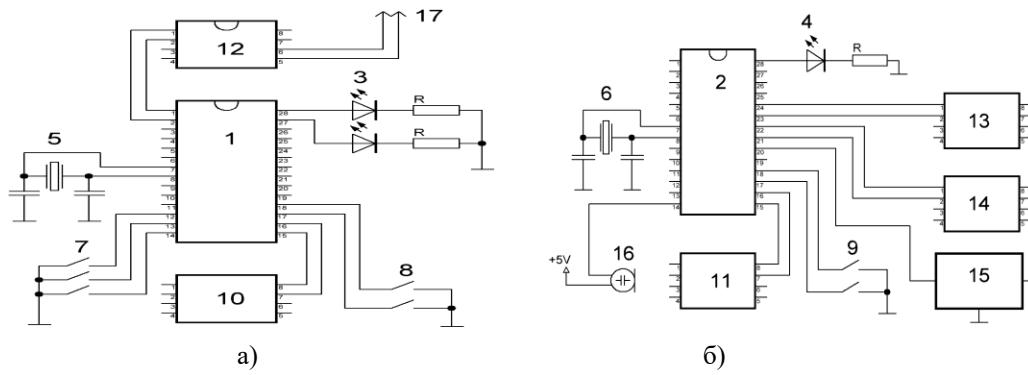


Рисунок 3 - Блок приема (а) и передачи (б) прибора медицинского комплекса

В результате появляется возможность обработки, хранения и передачи данных на компьютере.

Авторами были проведены тестирование системы как с одним, так и с двумя передатчиком.

Использование предлагаемого авторами прибор медицинской телеметрии позволит значительно упростить сбор и передачу биомедицинских данных за счет автоматизации процессов посредством современной микропроцессорной, контроллерной техники и интегрированных датчиков, а также за счет использования созданной для микроконтроллеров программы.

Разработан принцип организации программного обеспечения, который позволяет визуализировать получаемую информацию (Рис. 4). Программа имеет понятный интерфейс, но при этом обладает широкими возможностями.

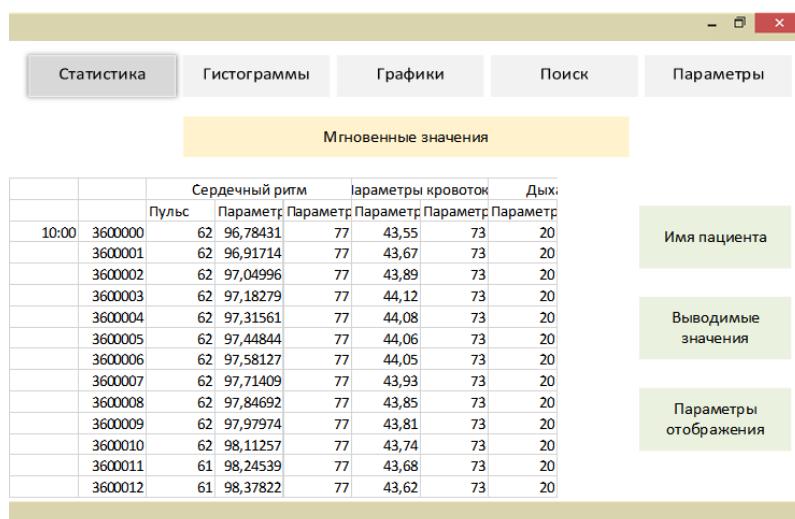


Рисунок 4 - Интерфейс программного обеспечения аппаратно-программного комплекса

Предлагаемый аппаратно-программный медицинский комплекс дистанционного мониторинга показателей сердечных заболеваний, в качестве телемедицинской системы имеет следующие преимущества:

- обеспечивает пациентов и квалифицированных кардиологов дополнительным каналом связи;
- позволяет быстро и эффективно оказывать специализированную плановую и неотложную медицинскую помощь, организовывать консилиумы с виртуальным участием ведущих специалистов, проводить и демонстрировать дистанционно управляемые обследования, диагностические манипуляции;

- простота регистрации, относительно низкая стоимость обследования при высокой информативности;
- проводит мониторинг и оценку состояния больного в динамике наблюдения;
- облегчает работу медицинского персонала, снижает количества контактов с пациентами и улучшает психологическое состояние последних за счет дистанционного сбора данных;
- проводит регистрацию биологических параметров без значительного вмешательства в жизнедеятельность пациента;
- обеспечивает отличной возможности оценки состояния больного в динамике наблюдения.

Предлагаемая методика дистанционного мониторинга функциональных показателей ССС позволяет осуществить автономного автоматического непрерывного удаленного мониторинга параметров жизнедеятельности биоорганизма и дальнейшей обработки (систематизации и анализа) полученных данных. В базовой конфигурации можно работать с 50 передающими диагностическими приборами с зоной покрытия до 50 метров.

Библиографический список

1. Юлдашев З.М., Пустозеров Е.А., Анисимов А.А. Многоуровневая интеллектуальная система удаленного мониторинга состояния здоровья людей с хроническими заболеваниями // Биотехносфера. 2016. № 5 (47). С. 2-8.
2. Костин А., Балашов Ю., Проектирование устройств первичной обработки электрокардиосигнала для дистанционного мониторинга, Москва, 2004г. стр.78-82.
3. Нгуен Ч.Т., Юлдашев З.М. Алгоритм выявления фибрилляции предсердий и формирования тревожного сигнала в системе удаленного мониторинга ЭКГ // Медицинская техника. – 2018. – № 1(307). – стр. 37–40.
4. Нгуен Ч.Т., Юлдашев З.М. Система удаленного мониторинга для прогнозирования мерцательной аритмии // Биомедицинская радиоэлектроника. – 2016. – № 8. – стр.26–30.
5. Nguyen Trong Tuyen, Zafar M. Yuldashev, Aleksei A. Anisimov. The atrial fibrillation episodes alarm algorithm for a remote monitoring system // Proceedings of the 2018 IEEE North West Russian Section Young Researchers in Electrical and Electronic Engineering Conference. – St. Petersburg. – January 29 - February 01 2018. – P. 1216-1219.
6. Магрупов Т.М, Хайдаров А.Х., Абдихаликов С.П. Методика организации медицинского аппаратно-программного комплекса для дистанционного мониторинга состояний биологических объектов. Scientific - technical and information-analytical journal TUIT 2018, №3 (47) стр.74-81.
7. Абдихаликов С.П., Аппаратно - программный комплекс для дистанционного мониторинга состояния биологических объектов // XXXII Всероссийская научно-техническая конференция «Биотехнические, медицинские и экологические системы, измерительные устройства и робототехнические комплексы» (Биомедсистемы – 2019) 4-6 декабря – Рязань 2019 г. стр.186-188.
8. Абдихаликов С.П., Магрупов Т.М., Хайдаров А.Х. Прибор медицинской телеметрии. Свидетельство об официальной регистрации программы для электронно - вычислительных машин. № DGU 06920. Ташкент 18.09.2019.
9. Абдихаликов С.П., Магрупов Т.М. Алгоритмическое и программное обеспечение прибора медицинской телеметрии // Сборник тезисов, XIV международного конгресса «Кардиостим-2020», Санкт-Петербург, 27-29 февраля 2020 г. стр.156.
10. Дитер Кохц «Измерение, управление и регулирование с помощью AVR микроконтроллеров», Издательство: МК-Пресс, ISBN 978-966-8806-15-5; 2015 г.
11. Юрий Магда «Современные микроконтроллеры. Архитектура, программирование, разработка устройств», Издательство: ДМК Пресс, ISBN 978-5-94074-882-3; 2012 г.

REMOTE MONITORING TECHNIQUE OF PHYSIOLOGICAL INDICATORS OF THE CARDIOVASCULAR SYSTEM

Magrupov T.M., Abdikhalikov S.P., Talatov Y.T., Kramar K.A.

Tashkent State Technical University named after I. Karimova, Tashkent, seit-abdikhalikov @ rambler.ru

Saint-Petersburg State Electrotechnical University «LETI» named after V.I. Ulyanov (Lenin), St. Petersburg, kristina12.5@bk.ru

Ключевые слова: электрокардиограмма, дистанционный мониторинг, физиологические показатели сердечно-сосудистой системы

Annotation. An electrocardiogram is the most commonly used and widely used research method in clinics for the diagnosis and treatment of diseases of the cardiovascular system, which has allowed many options for remote analysis and methods for transmitting samples of the electrocardiogram.

A technique and method for creating a hardware-software complex for remote monitoring of the main physiological parameters of the cardiovascular system (CVS) for wireless diagnosis of the patient's functional state and ensuring timely detection and treatment of diseases, as well as the structural organization of its characteristics, are proposed. The general structure of the hardware-software complex, the passage of diagnostic information, its capabilities and advantages have been developed.

The complex performs the solution of the problem of registering biological parameters without significant interference in the patient's activity, which allows us to record its typical conditions. Remote data collection also facilitates the work of medical personnel, reducing the number of contacts with patients improves the psychological state of the latter.

АНАЛИЗ ВЛИЯНИЯ ПОМЕХ НА РЕЗУЛЬТАТ НОРМАЛИЗАЦИИ ПАРАМЕТРОВ РЕЧЕВОГО СИГНАЛА, ИСПОЛЬЗУЕМЫХ ПРИ РАСПОЗНАВАНИИ РЕЧИ

Левин Е. К.

«Владимирский государственный университет имени Александра Григорьевича и Николая Григорьевича Столетовых», г. Владимир, eklevi@gmail.com

Ключевые слова: распознавание речи – помехи - MFCC нормализация

Аннотация. Для подавления влияния частотной характеристики микрофона на параметры речевого сигнала, используемые при распознавании речи, используется нормализация параметров по их среднему значению. Аддитивные помехи в сигнале изменяют эти параметры. В статье проводятся теоретические и экспериментальные исследования влияния шума на эти параметры. На основание результатов исследования сделан вывод, что шум существенно влияет на параметры. Влияние шума примерно пропорционально отношению мощности шума к мощности сигнала.

Телефонные справочные системы с голосовым управлением все шире используются на практике. Однако развитие соответствующих систем сдерживается большим количеством ошибок. Причинами ошибок являются наличие акустических помех и вариации частотных характеристик микрофонов пользователей. Отличия частотных характеристик микрофонов, используемых для формирования звукозаписей при обучении системы, от частотных характеристик микрофонов пользователей системы приводят к соответствующему различию параметров сигнала, используемых при обучении и эксплуатации системы. Данное обстоятельство существенно увеличивает число ошибок распознавания речи.

Для уменьшения влияния частотной характеристики микрофона на параметры речевого сигнала (РС) используется нормализация по среднему значению (во времени) мел-частотных кепстральных коэффициентов (Mel-Frequency Cepstral Coefficients - MFCC) – параметров РС, наиболее часто применяемых при распознавании речи [1].

В различных источниках отмечается, что наличие аддитивных помех снижает эффект нормализации параметров РС. Однако автору не известны материалы, где проводится анализ влияния помех на нормализацию. В данной работе теоретически и экспериментально анализируется указанное влияние.

Рассмотрим основные этапы обработки сигнала при формировании MFCC. Сначала сигнал разбивается на отдельные сегменты, и каждый сегмент взвешивается оконной функцией. Далее каждый сегмент подвергается быстрому преобразованию Фурье (БПФ). Следует отметить, что результаты БПФ речевого сигнала зависят от выбора оконной функции [2]. Затем для учета особенностей человеческого слуха частотная шкала преобразуется в мел-шкалу согласно следующему выражению [1]

Мел-частотный спектр каждого сегмента равномерно разбивается на отдельные полосы набором полосовых фильтров, и определяется мощность сигнала на выходе каждого фильтра. Полученный набор значений мощностей сигналов логарифмируется. К результату логарифмирования применяется дискретное косинусное преобразование (ДКП) – формируется кепстр РС. Несколько первых коэффициентов ДКП оставляются, остальные коэффициенты не учитываются. Таким образом выделяется информация о частотной характеристике голосового тракта при произнесении звуков.

Для нормализации по полученной временной последовательности наборов (векторов) MFCC определяется среднее значение векторов во времени. Среднее значение вычитается из каждого вектора – последовательность векторов нормализуется по среднему значению.

Так как процедура ДКП линейна, то проанализируем влияние аддитивной помехи на результат нормализации без учета ДКП. Пусть значение мощности сигнала на выходе одного из полосовых фильтров, настроенного на частоту f , для p -го сегмента речевого сигнала.

$$, p,f = S p,f - p,f \quad (1)$$

где p,f – сумма мощностей сигнала $S p,f$ и помехи p,f на выходе одного из полосовых фильтров, настроенного на частоту f , для p -го сегмента речевого сигнала в идеальном случае, когда амплитудно-частотная характеристика микрофона (АЧХ) равномерна в полосе частот РС, ----- частотная характеристика микрофона. После логарифмирования имеем

После процедуры усреднения результата логарифмирования по всем сегментам (во времени) получаем

В результате нормализации величины p, f по среднему значению получаем нормализованное значение мощности сигнала на выходе полосового фильтра

(2)

Видно, что влияние АЧХ микрофона на нормализованное значение мощности сигнала на выходе полосового фильтра устраняется. С учетом выражения (1) преобразуем выражение (2).

$$p, f \quad p, f$$

Учтем практически важный случай, когда мощность помехи намного меньше мощности сигнала. Тогда можно воспользоваться разложением логарифмической функции в ряд. Если $x \ll 1$, то Следовательно, если отношение сигнал-помеха намного больше единицы, то влияние помехи на нормализованные параметры РС определяется следующим выражением:

$$p, f \quad p, f$$

Из полученного выражения следует, что воздействие помехи проявляется наличием постоянной и переменной составляющих в значениях параметров сигнала, которые пропорциональны отношению помеха-сигнал. В случае ненормализованных параметров проявляют себя обе составляющие. В случае нормализованных – постоянная составляющая исключается, и воздействует на параметры только лишь переменная составляющая. Проанализируем относительное изменение параметров сигнала под воздействием помехи.

В системе Matlab проведено имитационное моделирование основных процессов формирования MFCC при воздействии белого гауссова шума на речевой сигнал, соответствующий звукозаписям произнесений русских названий цифр. Для примера на рисунке 1 показано влияние шума на параметры речевого сигнала, соответствующего произнесению слова "шесть".

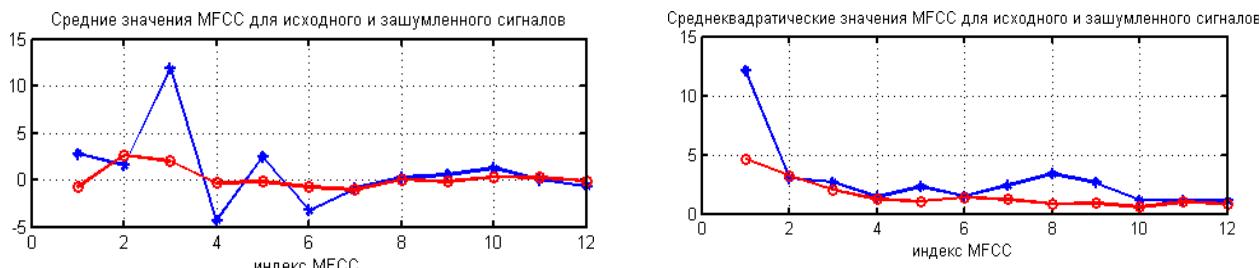


Рисунок 1 - Влияние помехи на параметры речевого сигнала

На горизонтальных осях графиков указаны номера индексов первых 12 мел-частотных кепстральных коэффициентов. На вертикальных осях указаны средние значения коэффициентов (левый график) и их среднеквадратичные отклонения от среднего значения (правый график). Знак * соответствует случаю отсутствия помехи, а знак о – случаю воздействия помехи при отношении сигнал-шум равном 15 дБ.

Из анализа графиков следует, что воздействие помехи существенно меняет как средние значения коэффициентов, так и их среднеквадратические отклонения.

В результате эксперимента определены относительные изменения нормализованных D_{CN} и ненормализованных D_C коэффициентов при воздействии помехи, указанной выше, для речевых сигналов, соответствующих русским названиям цифр

Здесь - средний квадрат разности между значениями нормализованных коэффициентов при отсутствии и наличии помехи; - средний квадрат значений нормализованных коэффициентов при отсутствии помехи. Аналогично величины и соответствуют случаю ненормализованных коэффициентов. В таблице 1 указаны значения и для речевых сигналов, соответствующих названиям цифр.

Таблица 1 - Значения и для речевых сигналов.

Относит. измен.	Названия цифр									
	0	1	2	3	4	5	6	7	8	9
D_C	0,59	0,55	0,54	0,47	0,52	0,59	0,57	0,52	0,55	0,54
D_{CN}	0,69	0,68	0,52	0,68	0,48	0,62	0,49	0,54	0,50	0,59

Из данных таблицы можно сделать следующие выводы. Во-первых, изменения нормализованных и ненормализованных коэффициентов значительны, несмотря на то, что помеха намного меньше сигнала. Следовательно, без средств подавления помех использовать системы, где применяются MFCC, нецелесообразно. Во-вторых, относительные изменения коэффициентов изменения нормализованных и ненормализованных коэффициентов близки по значению. Следовательно, применение нормализации не влияет на действие аддитивной помехи.

Библиографический список

1. Huang, X. Spoken language Processing: A guide to theory, algorithm and system development [Text] / X. Huang, A. Acero, H.-W. Hon // Prentice Hall PTR, Englewood Cliffs, NJ 07632, 2002. — 960p.
2. Аль-Дайбани А.М., Левин Е.К. Анализ возможностей подавления влияния частотной характеристики канала связи на параметры речевого сигнала // Проектирование и технология электронных средств №4, 2018.

ANALYSIS OF NOISE INFLUENCE ON THE RESULT OF NORMALIZATION OF SPEECH SIGNAL PARAMETERS USED IN SPEECH RECOGNITION

Levin E.K.

Vladimir state University named after Alexander Grigoryevich and Nikolay Grigoryevich Stoletov, Vladimir, eklevi@gmail.com

Keyword: speech recognizer- noise -MFCC normalization

Annotation. To suppress the influence of the microphone frequency response on the speech signal parameters used in speech recognition, normalization of the parameters by their average value is used. Additive interference in the signal changes these parameters. The article carries out theoretical and experimental studies of the noise influence on these parameters. Based on the results of the study, it is concluded that the noise significantly affect on the parameters. The effect of noise is approximately proportional to the ratio of noise to signal.

ПРИМЕНЕНИЕ СТАТИСТИЧЕСКОГО МЕТОДА КОНТРОЛЯ ТЕХНОЛОГИЧЕСКИХ ПРОЦЕССОВ В ФАРМАЦЕВТИКЕ

Кротова Е.И.

Ярославский государственный университет им. П.Г. Демидова, г. Ярославль, ken@uniyar.ac.ru

Ключевое слово: влажность, во времени, идентификация.

Аннотация. В статье рассматривается статистическая информация идентификации влажности, контроля зернистости продукта слива лекарственных средств.

Исследования посвящены повышению эффективности технологических процессов за счет применения энергосберегающих методов.

В фармацевтической промышленности особое внимание следует уделить получению гранулированных форм лекарственных веществ, т.к. этот процесс включает в себя нанесение оболочек и сушку, что является энергозатратными операциями. При этом необходимо учитывать, что снижение качества продукции происходит при отсутствии контроля влажности гранул на начальном этапе загрузки и в реальном времени входе самого процесса гранулирования. Кроме того, необходимо учитывать, что статистический закон распределения значений влажности гранул может существенно отличаться от нормального. В подобной ситуации необходимо учитывать это явление и корректировать время технологических операций.

Влажность гранул при нанесении оболочки определяется по формуле, [1]

$$w = w_0 e^{-d(T)T_1\tau}, \quad (1)$$

где w – конечная влажность гранул;

w_0 – начальная влажность гранул;

τ – время сушки;

T_1 – время подачи покрывающего материала;

$d(T)$ – скорость роста гранул.

Используя эту зависимость, можно рассчитать оптимальное время сушки для достижения заданного значения влажности гранул. Толщину слоя можно определить из сферической модели гранулы. Моделирование проводилось при усреднении по выборке $- 10^5 - 10^6$.

На основании моделирования были получены следующие результаты: для достижения средней толщины слоя, условно равного 1, при начальной влажности гранул 12% требуется 2, 1 часа, для двойной толщины – 3, 45 часа, для тройной – 4,5 часа; при возрастании влажности гранул до 30% время возрастает: для одного радиуса- до 3,5 часа, для двойного радиуса -до 6,5 часов, а для тройного радиуса - до 11, 3 часов.

Метод контроля влажности по статистическим характеристикам с идентификацией вида закона распределения

Рассмотрим алгоритм идентификации вида распределения параметра, соответствующего влажности гранул по параметру идентификации D , который можно реализовать на практике, т. е. по выборочным значениям наблюдаемого процесса. Он состоит из нескольких этапов [2].

определяется значение контрэксцесса, для чего:

находится выборочное значение оценки матожидания [32]:

$$m^* = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n x_i, \quad (2)$$

где n - число измерений,
 x_i - значения случайной величины.

Находится оценка момента 4-го порядка: $\mu_4 = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n (x_i - m^*)^4$, (3)

вычисляется оценка дисперсии: $\sigma^2 = \left(\frac{1}{n} \sum_{i=1}^n (x_i - m^*)^2 \right)$, (4)

находится эксцесс

$$\varepsilon = \frac{\mu_4^*}{\sigma^{*4}}, \quad (5)$$

контрэксцесс

$$\chi = \frac{1}{\sqrt{\varepsilon}}. \quad (6)$$

2. Определяется энтропийный коэффициент, как числовая характеристика формы распределения по той же выборке, для чего сначала рассматривается массив исследуемого процесса и рассчитывается оценка среднеквадратичного отклонения и определяется энтропийный коэффициент по формуле [3]:

$$k_s = \frac{d \cdot n}{2\sigma^*} 10^{\frac{1}{\sum_{j=1}^n n_j \lg n_j}}, \quad (7)$$

где d - ширина столбца гистограммы,

n - объем выборки,

σ - среднеквадратичное отклонение,

m - число столбцов гистограммы,

n_j - число наблюдений в j -м столбце.

3. Определяется параметр отношения k_s к χ по формуле:

$$D = k_s / \chi. \quad (8)$$

Отличие исследуемого распределения от нормального характеризуется величиной абсолютного отклонения отношения $|\delta(D)|$. И вычисляется по формуле:

$$\delta_i(D) = |D_{\text{нн}} - D|, \quad (9)$$

где $D_{\text{нн}}$ - параметр отношения для нормального закона распределения,

D - параметр отношения исследуемого распределения значений влажности.

$D_{\text{нн}}$ и D вычисляются по формуле (8).

Величина $\delta_i(D)$ сравнивается с допустимым значением отклонения $\delta_s(D)$, результат сравнения S_i является определяющим параметром, характеризующим тип распределения.

При совпадении идентифицированного закона распределения с нормальным, эталонным S_i принимает минимальное значение.

Точность вычисления численной величины допустимого значения отклонения выбирается в каждом конкретном случае. Результаты моделирования представлены на графиках (рисунки 1-3).

а) Нормальное распределение влажности, начальная влажность 12%, конечная 10%.

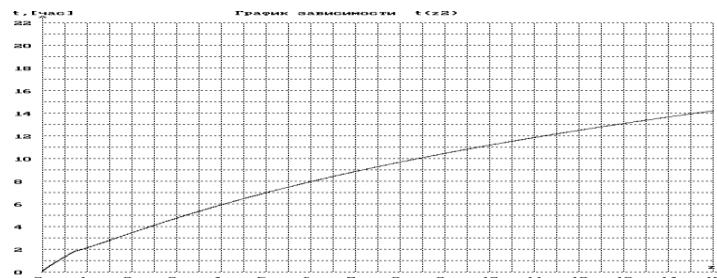


Рисунок 1 - График зависимости времени сушки от толщины оболочки.

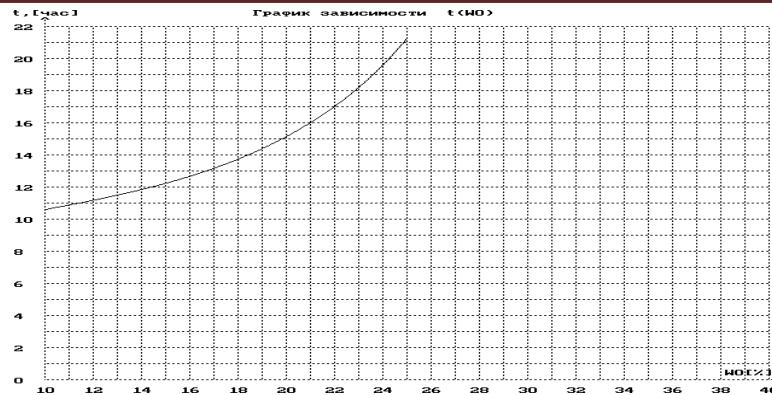


Рисунок 2 - График зависимости времени сушки от влажности гранул.

б) Распределение не совпадает с нормальным, идентифицируется как арксинусоидальное, конечная влажность 10%.

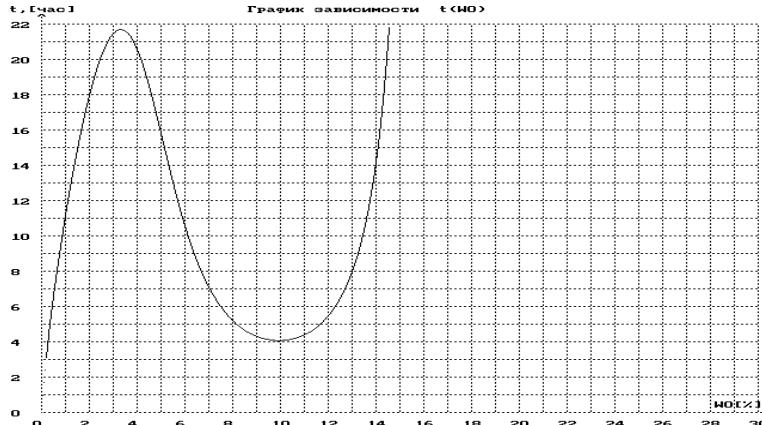


Рисунок 3 - График зависимости времени сушки от влажности гранул при арксинусном распределении начальной влажности.

Как видно из представленных результатов, при несовпадении закона распределения влажности с нормальным (арксинусное), время сушки задать однозначно затруднительно, что свидетельствует об отклонении технологического процесса от нормы.

Выводы

На основании проведенных исследований можно сделать выводы:

Идентификация вида распределения осуществляется с точностью 2-3%, что является достаточным для однозначности идентификации.

При проведении компьютерных экспериментальных исследований получены следующие результаты:

а) при нормальном распределении влажности гранул с начальной влажностью 30% время сушки составило для достижения толщины слоя $z_2=1$ - 3,5 часа, $z_2=2$ - 7 часов, $z_2=3$ - 11 часов.

б) при нормальном распределении влажности гранул с начальной влажностью 12% время сушки составило для $z_2=1$ составило 2 часа, $z_2=2$ - 3,5 часов, $z_2=3$ - 5 часов.

Полученные результаты согласуются с результатами моделирования.

в) в случае, когда вид распределения влажности отличается от нормального (в нашем случае - арксинусоидальное) получить однозначность в определении времени сушки получить невозможно, что следует из вида зависимости этого времени от влажности материала.

Чтобы технологический процесс получения гранул проходил качественно даже в случае отличия начального распределения от нормального, необходимо предварительно просушить гранулы во вращающемся дражираторе до получения нормального распределения.

Метод дает возможность производить контроль влажности в реальном времени, что позволяет сэкономить энергетические ресурсы.

Библиографический список

1. Кротова Е.И. Моделирование процесса сушки с учетом влажности материала. Современные проблемы информатизации в технике и технологиях: сб. трудов. Вып. 9/ Под ред. д.т.н. проф. О.Я. Кравца - Воронеж: издательство "Научная книга", 2004 г. Воронеж. 2004 г. С. 147- 149.
2. Кротова Е.И. Моделирование работы алгоритма идентификации закона распределения влажности гранулированных материалов/ Информационные технологии моделирования и управления: Международный

сборник научных трудов. Выпуск 18/ Под ред. д.т.н., проф. О.Я. Кравца- Воронеж: издательство "Научная книга", 2004. С. 95-101.

3. Новицкий П.В., Зограф И.А. Оценка погрешностей результатов измерений. - 2-е изд., перераб. и доп. - Л.: Энергоатомиздат. Ленингр. отделение, 1991. - 304 с.

APPLICATION OF THE STATISTICAL METHOD OF CONTROL OF TECHNOLOGICAL PROCESSES IN THE PHARMACEUTICAL INDUSTRY

Krotova E. I.

P. G. Demidov Yaroslavl state University, Yaroslavl, ken@uniyar.ac.ru

Keyword: humidity, during time, identification

Annotation. The paper considers statistical information identification humidity control granularity of the product draining medicinal products funds.

КОММУНИКАЦИОННЫЕ СЕТИ С ПЕРЕМЕННОЙ ТОПОЛОГИЕЙ

Дубровина Т.В., Дубровин Н.И.

«Владимирский государственный университет имени Николая Григорьевича и Александра Григорьевича Столетовых», г. Владимир, ndubrovin81@gmail.com

Ключевые слова: коммуникационные сети, топология сети, связные сети

Аннотация. В данной работе рассматриваются P2P-коммуникационные сети с переменной топологией, то есть случай, когда связи между узлами изменяются хаотично. В зависимости от вероятности активных соединений между узлами дается ответ на фундаментальный вопрос: будет ли эта сеть соединена, т. е. существует ли маршрут от данного узла к любому другому узлу.

Введение.

Коммуникационная сеть с математической точки зрения представляет собой ориентированный граф Вершины этого графа называются узлами, а ребра, т.е. элементы множества называются связями.

В данной работе рассматривается симметричная сеть, т.е. тот случай, когда для любой связи связь также имеет место. Тогда разумно перейти к неориентированному графу, ассоциированному с сетью .

В коммуникационных сетях передачи пакетированной информации с изменяющейся топологией первоначальным вопросом перед построением маршрутизации является вопрос связности сети, т.е. принципиальной возможности добраться из любого узла в любой другой узел (см. [1]). Коммуникационная сеть с множеством узлов и потенциально возможными связями изначально конструируется связной. Пусть - - средняя степень узлов сети, а вероятность потенциальной связи быть активной в какой-либо момент времени. Тогда средняя степень узла уменьшается до величины . Мы рассматриваем так называемые маргинальные сети без супервизора – узла, в который мгновенно стекается вся информация о топологии сети. Таким образом, актуальным является вопрос о прогнозе связности сети с заданной средней степенью узлов . Рассматривается модель сети с узлами, в которой для каждой пары различных узлов связь существует с вероятностью

и не существует с дополнительной вероятностью Здесь – натуральное число в пределах от 1 до .

Тем самым обеспечивается средняя степень вершины . Такие сети допускают простое компьютерное моделирование.

Вычисление вероятности связности сети.

Фиксируем два разных узла . Считаем вероятность отсутствия между ними кратчайшего маршрута длины 1, 2, и т.д. N-1:

Таким образом, вероятность отсутствия какого-либо пути между данными узлами будет равна произведению

Первое равенство, , имеет место согласно построению сети. Ясно также, что , если , ибо наибольшая возможная длина кратчайшего маршрута в графе с вершинами равна . Поясним вторую формулу . Рассмотрим какой-либо третий узел , отличный от и .

Вероятность маршрута равна ; тем самым вероятность отсутствия такого маршрута равна .

Так как возможностей выбора в качестве промежуточного узла имеется , то получаем по теореме умножения вероятностей искомую величину . Аналогично обосновываются формулы для Итак, перебирая всевозможные маршруты длины , а их , находим по теореме умножения вероятностей

Для того, чтобы сеть была связной, необходимо, чтобы для любой пары узлов (их количество --) существовал маршрут, их соединяющий. Обозначив вероятность связности сети через , получаем

Отметим, что, если имеет порядок , то , и тем самым В самом деле, пусть , где фиксировано. Тогда

откуда , а поэтому и ввиду ограниченности единицей всех остальных сомножителей. Аналогично, если имеет порядок , то . В этом случае .

Однако построение коммуникационной сети по таким принципам маловероятно. Гораздо практическое среднюю степень узла, т.е. величину , оставлять постоянной при расширении сети ().

Доказательство основного результата (теорема 1) опирается на лемму.

ЛЕММА. Пусть -- бесконечно малая величина, а -- бесконечно большая положительная величина при . Предположим, что предел при существует и равен.... Тогда

В частности, если , то указанный выше предел равен нулю.

Проверка этого соотношения основывается на том, что

где знак означает эквивалентность бесконечно малых величин, см., например, [2].

ТЕОРЕМА 1. Если – постоянная величина, то .

При выполнении условий теоремы 1 с большой долей вероятности при большом количестве узлов ($N > 1000$) данная сеть будет связной.

Доказательство. Достаточно доказать, что Положим и оценим величину

Точнее, оценим логарифм этой величины:

Оценим последнее слагаемое в этой сумме с учетом эквивалентности имеющей место для любой бесконечно малой величины .

Здесь использована формула Стирлинга, величины эквивалентны единице и далее мы их писать не будем. Продолжим преобразования с точностью до эквивалентности: .

Так как , то главной частью бесконечно большой величины будет . Это доказывает, что Из этого следует, что Так как все числа ограничены, то отсюда получаем равенство: .

Теорема доказана.

Одного общего утверждения о связности сети недостаточно. Хорошо бы иметь представление о длине кратчайшего маршрута из одного узла в другой.

ТЕОРЕМА 2. Предположим, что для некоторой константы Тогда

т.е. с большой надежностью кратчайший маршрут из узла в другой узел имеет длину либо , либо при большом количестве узлов.

Доказательство. Из соотношения (2) получаем:

—————
—————
—————

что и требовалось доказать.

Возвратимся к ситуации теоремы 1, в которой предполагается, что величина — константа, и утверждается вероятностная связность сети. На практике такой связности не будет, так как для любой фиксированной длины маршрута имеет место соотношение

показывающее, что длины вероятных маршрутов находятся на бесконечности.

Заключение и выводы.

Был поставлен и решен вопрос о связности коммуникационной сети передачи данных в зависимости от вероятности активности связи между двумя узлами. При условии, когда средняя степень узлов равна (— объем сети), оценивается средняя длина маршрута, соединяющая два данных узла.

Библиографический список

1. Бертsekas D., Галлагер Р. Сети передачи данных: пер. с англ. М.: Мир, 1989. – 544с., – ISBN 5-03-000639-7.
2. Пискунов Н. С. Дифференциальное и интегральное исчисления : учебное пособие для втузов . Т. 1. М. : Интеграл-Пресс, 2003 .— 415 с. . ISBN 5-89602-012-0.

COMMUNICATION NETWORKS WITH VARIABLE TOPOLOGY

Dubrovina T.V., Dubrovin N.I.

«Vladimir state University named after Nikolay Grigoryevich and Alexander Grigoryevich Stoletov», Vladimir,
ndubrovin81@gmail.com

Keywords: communication nets, topology of a net, connected nets.

Annotation. This paper considers p2p communication networks with variable topology, i.e. the case when the connections between nodes change chaotically. Depending on the probability of active connections between nodes, the answer to the fundamental question is given: whether this network will be connected, i.e. whether there is a route from a given node to any other node.

————— ♦ —————

ПРИМЕНЕНИЕ ПРОГРАММНЫХ ПАКЕТОВ COMSOL MULTIPHYSICS И MATLAB/ GNU OCTAVE ДЛЯ ЭМУЛИРОВАНИЯ ЭЛЕКТРОИМПЕДАНСНОГО ТОМОГРАФИЧЕСКОГО ИССЛЕДОВАНИЯ

Петросянц А. А, Кобелев А. В.

ФГБОУ ВО Московский Государственный Технический Университет имени Н. Э. Баумана, г. Москва,
armanpts@outlook.com

Ключевые слова: ЭИТ, электроимпедансная томография, биоимпеданс, симуляция, модель

Аннотация. Электроимпедансные томографические исследования, помимо прецизионного оборудования для регистрации биологических сигналов, в значительной степени опираются на конфигурацию электродов и используемый алгоритм восстановления изображения. В данной работе предлагается методика отладки алгоритма. Отсутствие возможности тестирования алгоритма до момента его имплементации в аппаратно-программном комплексе существенно и негативно влияет на разработку и настройку систем электрической визуализации. В работе представлена универсальная система валидации электроимпедансной томографической системы, в которой учтены проблемы, актуальные для систем в реальном мире (например, шумы). Система валидации независима от модальностей и сфер применения. Мы проверили точность моделирования системы автоматического проектирования COMSOL Multiphysics для электрических исследований. Результаты хорошо согласуются с аналитическими оценками моделей в пределах допускаемой погрешности. Более того, реализована эмуляция реального сбора данных биоимпедансного

исследования для подстройки и разработки алгоритма реконструкции. Методы данной работы применимы для любой модальности электроимпедансной томографии, в основном для тестирования и оценки программной части системы.

Введение

Электроимпедансная томография (ЭИТ) основывается на измерении электрических импедансов исследуемого объекта и применяется не только в области здравоохранения, но и для георазведки, анализа образцов и тестирования в промышленности. Исследование при рассмотрении только активных компонент сопротивления является одной из модальностей ЭИТ [1], считается инвазивным методом ввиду применения, в общем случае, инжектированного тока для возбуждения β -дисперсии внутри исследуемого объекта.

ЭИТ применима для мониторинга функционального состояния мозга [2], легких [3], в оральной медицине [1] и для отслеживания состояния скелетных мышц [4]. ЭИТ предоставляет изображение внутренней морфологии объекта интереса на основе ранее измеренных значений импедансов. Хотя методы сбора данных и могут различаться, а измерения сами по себе относительно просты, разнообразие методов решения обратной задачи ставит проблему выбора и последующей отладки алгоритма для наилучшей работы конечного аппаратно-программного комплекса (АПК).

В работе [7] описываются сложности правильной имплементации алгоритмов реконструкции изображения с малым количеством ошибок. Учитывая время, необходимое для разработки программного кода реальной ЭИТ-системы, оценки её производительности и, в целом, качества изображения; а также времени, необходимого на производство аппаратной части ЭИТ, предлагается методика отладки программной части подобной системы, инвариантная относительно конструкции. Возможность применения одной и той же геометрии как для сбора данных, так и для восстановления изображения, а также гибкость сырых (чистых, без аддитивных помех) данных полезна в процессе усовершенствования программного обеспечения для ЭИТомографа. Более того, в настоящее время нет единого мнения о наилучшей конфигурации электродов. Виртуальная среда оптимизации с гибкой параметризацией позволяет найти наилучшую конфигурацию наложения электродов для любых нестандартных исследований.

Инструменты, материалы и методы

1. **COMSOL Multiphysics.** Рассматриваемое программное обеспечение позволяет симулировать распределение потенциалов для заданной геометрии и начальных условий. Гибкость метода конечных элементов и параметризация модели позволяют изменить как геометрию, так и начальные условия модели при необходимости. Несмотря на то, что точность моделирования в среде COMSOL доказана [8], для достоверности было проведено тестирование рассматриваемой САПР в контексте падения напряжения на потенциальных электродах для геометрий, показанных на рис. 1 [9], [10]. Для рассматриваемых моделей, сопротивление, кажущееся сопротивление на потенциальных электродах выражается формулой (1). Тонкий электрический слой ρ_1 маскирует полубесконечную проводящую среду ρ . Электроды расположены на расстояниях $a = L/2$ и $b = s/2$. Первое слагаемое представляет удельное сопротивление полубесконечной среды. Второе слагаемое – удельное сопротивление тонкого слоя. Модель масштабируется добавлением слагаемых, соответствующих новым слоям.

$$R = \frac{\rho}{\pi} \left[\frac{1}{a-b} - \frac{1}{a+b} \right] + \frac{\rho_1}{\pi} \cdot 2 \sum_{n=1}^{\infty} \left(\frac{\rho - \rho_1}{\rho + \rho_1} \right)^n \cdot \frac{1}{\sqrt{(a-b)^2 + (2nh)^2}} - \frac{1}{\sqrt{(a+b)^2 + (2nh)^2}} \quad (1)$$

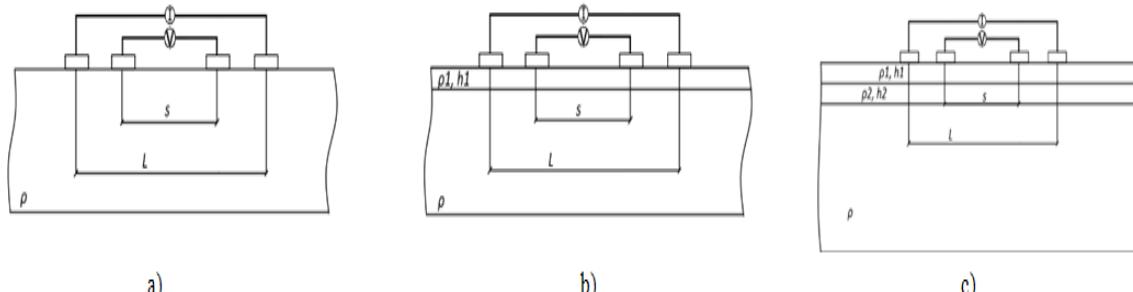


Рисунок 1 – Различные плоские многослойные модели с тетраполярной схемой наложения электродов. Внешние электроды – токовые, внутренние – потенциальные. а) полубесконечная однослойная модель, б) двухслойная модель со включением тонкого слоя ρ_1 (Ом м) h_1 , (мм), и полубесконечной среды с удельным сопротивлением ρ (Ом м), в) трёхслойная модель со включением двух тонких сред различных удельных сопротивлений ρ_1 , ρ_2 (Ом м), толщиной h_1 , h_2 (мм), и полубесконечной среды ρ .

Для заданных значений можно рассчитать аналитическую оценку кажущегося удельного сопротивления, а затем сравнить с данными моделирования COMSOL. Для имитации безграничности геометрии габаритные размеры были установлены не менее чем в 20 раз больше, чем характерные размеры модели.

Данные показывают, что для модели полубесконечной среды расхождение между данными COMSOL и аналитической оценкой не более 1,06%. Для двухслойной среды – 0,44%. Для трёхслойной – 0,33%.

2. MATLAB / GNU Octave. Проект Electrical Impedance Tomography and Diffuse Optical Tomography Reconstruction Software, EIDORS — это программное обеспечение с открытым исходным кодом на базе MATLAB/GNU Octave. В пакет также включены программные средства для генерации сеток конечных элементов. EIDORS обладает обширной базой данных методов решения прямой и обратной задач ЭИТ, имеет возможность обрабатывать любые входные данные с правильной структурой. Гибкость генератора сеток позволяет создавать любую геометрию объекта исследования.

Экспериментальная часть

Для отладки алгоритма можно провести несколько экспериментов. Один из методов представлен в данной статье, не нуждается в аппаратном сопровождении для сбора биологических сигналов. Аппаратный комплекс эмулируется при помощи программного пакета COMSOL Multiphysics, а затем дорабатывается для лучшего соответствия данным, которые были бы получены в реальном мире. В пост-обработке добавляется аддитивный шум, временные метки и проч. Несмотря на то, что аппаратное обеспечение не используется, необходимо совершенно точно определить технику сбора данных для исключения лишней информации из COMSOL, так как решение прямой задачи возвращает значения распределений потенциалов во всём объеме или по всей площади геометрии. Схема предлагаемого способа приведена на рисунке 2.

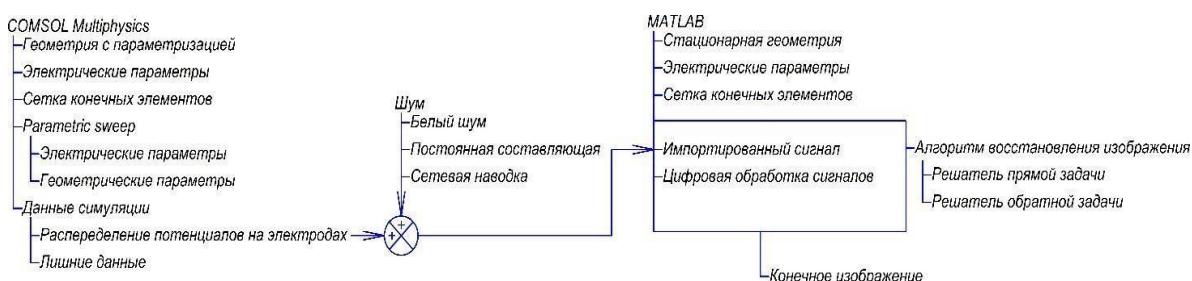


Рисунок 2 – Диаграмма предлагаемой методики симуляции и отладки.

1. Сбор данных для ЭИТ и конфигурация электродов. ЭИТ очень гибкая в контексте сбора данных. Система может включать в себя либо сканирование с постоянной частотой, сканирование на некоторых выбранных частотах, или мультичастотные методы сбора данных.

Выбор метода сбора данных сильно зависит от области интереса и конфигурации электродов. Как правило, в ЭИТ используется расположение электродов по полному кругу. Наиболее широко используемая схема наложения дублирует систему Sheffield Mk.1: массив равноудаленных электродов приложены к объекту интереса. Ток заданных характеристик (фиксированная частота и амплитуда) вводится в область между двумя соседними электродами, после чего измеряется разность потенциалов между каждой другой парой электродов. Затем выбирается следующая пара токовых электродов и измерения повторяются. И так далее для всех возможных токовых пар [11].

В нашей работе выбрана 32-электродная система. Для каждой токовой пары имеется 29 отведений (исходя из выбора в токовую и потенциальную пару только соседних электродов), что даёт суммарно $32 \times 29 = 928$ отведений. Материал электродов для проведения ЭИТ – отдельный вопрос сам по себе, но для наших целей мы ограничиваемся классическими Ag/AgCl электродами как для подачи тока, так и для регистрации разностей потенциалов.

2. Протокол численного эксперимента.

Решение прямой задачи и генерация данных в COMSOL. Для наших целей была использована геометрия, показанная на рисунке 3, для показанной геометрии также была создана сетка конечных элементов(СКЭ). Параметры сети не имеют большого значения, так как интерес представляют лишь данные о распределении потенциалов на электродах.

Помимо пространственных характеристик, необходимо определить такие электрические характеристики как удельная электропроводность (σ , См/м) и диэлектрическая проницаемость (ϵ , Ф/м) [12]. В данной работе мы остановились на ЭИТ-исследовании лёгких. Аналогичная геометрия была получена при помощи программного пакета Netgen и MATLAB (см. подпункт 2.3). Для симуляции физиологических процессов, предлагается введение вариаций параметров (т.н. Parametric Sweep), при помощи которого варьируются не только электрические характеристики (например, проводимость легких на вдохе или выдохе, изменения в течение кардиоцикла и т.д.), но и размеров элементов геометрии.

Необходимо определить клеммы инжектируемого тока. Выбирая один из электродов как положительный, а соседний (зависит от выбранной конфигурации электродов) как отрицательный, установка начальных значений электрического потенциала во всём объеме или площади геометрии позволяет провести моделирование распределения плотностей токов и потенциалов.

После проведения симуляции данные о распределении потенциалов доступны для любой точки геометрии, ввиду того что COMSOL предоставляет полное решение прямой задачи ЭИТ.

Передача данных из COMSOL. Файл разрешения .txt с экспортируемыми данными содержит декартовы координаты каждой точки, и значение потенциала в этой точке. Помимо экспортить данные для точек всех плоскостей, пересекающих поверхности электродов.

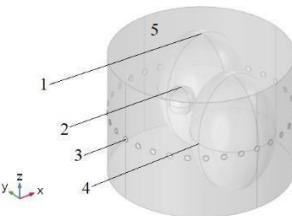


Рисунок 3 – Геометрия модели в COMSOL. 1) правое легкое, 2) сердце, 3) левое легкое, 4) электроды, 5) мягкие ткани грудной клетки. Размерности: сердце: 50 × 50 × 50 мм; Правое легкое: 149 × 149 × 212 мм; левое легкое: 145 × 145 × 218 мм; Грудная клетка: 315 × 450 мм.

После проведения симуляции данные о распределении потенциалов доступны для любой точки геометрии, ввиду того что COMSOL предоставляет полное решение прямой задачи ЭИТ.

Импорт в MATLAB и адаптация геометрии. Как только файл .txt сохранен, можно начать соответствующую обработку. Во-первых, ненужные данные необходимо отбросить, так как значение потенциалов вне электродов не имеет значения в данном исследовании. Мы предлагаем структуру данных, показанную рисунке 4. Эта структура обеспечивает легкий доступ к интересующим отведениям при необходимости, и не затрудняет итеративный доступ к данным во время реконструкции.

Как только файл .txt сохранен, можно начать соответствующую обработку. Во-первых, ненужные данные необходимо отбросить, так как значение потенциалов вне электродов не имеет значения в данном исследовании. Мы предлагаем структуру данных, показанную рисунке 4. Эта структура обеспечивает легкий доступ к интересующим отведениям при необходимости, и не затрудняет итеративный доступ к данным во время реконструкции.

Хотя данные и записаны в стационарном случае (имеются лишь мгновенные значения потенциалов), данные о времени добавляются в отдельный массив для последующей цифровой обработки сигналов, алгоритмов Калмана и временного анализа.

Для получения изображения реконструктор сперва решает прямую задачу, посему необходима СКЭ. Netgen Mesher с программным пакетом EIDORS дает возможность создавать СКЭ из базовых геометрических фигур. EIDORS также предоставляет возможность создания сетки анатомически правильной грудной клетки. В этом случае плотность СКЭ должна быть достаточно точной, чтобы получить необходимое пространственное разрешение изображения, и достаточно грубой, чтобы восстановить и отобразить изображение в течение адекватных временных рамок с заданной вычислительной мощностью.



Рисунок 4 – Предлагаемая структура данных о падениях напряжений на отведениях. Каждое отведение доступно единственным порядковым числом любого из четырех электродов.

Подготовка данных. Данные, описанные в подпунктах 2.1. и 2.2. по сути, не являются репрезентативными для реальных сигналов, поскольку в них недостаёт шумов, артефактов сбора данных (таких как, например, дублирование временных меток, потеря данных и сама передача). Предварительное действие по крайней мере добавления шума приближает эмуляцию к реальным данным биомпеданса в рамках предлагаемой методики. Как правило, ожидается наличие белого шума, постоянной составляющей, сетевая наводка 50/60 Гц и так далее. Среднеквадратичное значение шума должно составлять не менее 0,1% ожидаемой амплитуды напряжения, или ожидаемой точности оборудования.

Обработка сигнала и реконструкция изображения. Краеугольный камень ЭИТ – процесс реконструкции, за которым стоит алгоритм восстановления изображения. Выбор алгоритма определяется несколькими вопросами: насколько велики вычислительные мощности, какова конфигурация электродов, насколько точны собранные данные, насколько точная геометрия в алгоритме.

Современные вычислительные мощности позволяют выбирать всё более и более сложные реконструкторы. В данной работе мы опробовали метод сопряженных градиентов с параболическим поиском. Восстановленное изображение, совмещённое с СКЭ геометрии, показано на рисунке 5.

Для восстановления изображения использовались данные без шумообработки. Эта попытка трехмерной реконструкции показывает, что неоднородности обнаруживаются и, таким образом, отображаются.

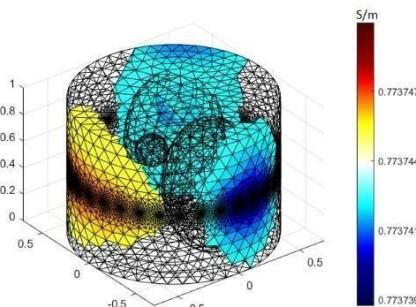


Рисунок 5 – Восстановленное изображение, совмещённое с сеткой конечных элементов модели Результаты и обсуждения

Моделирование на основе метода конечных элементов в COMSOL хорошо согласуется с аналитическими моделями как минимум электрических явлений с точностью меньше или равной 1,06% для разных пространственных и электрических параметров. Это позволяет использовать COMSOL в качестве источника данных для ЭИТ.

Описанная методика позволяет отлаживать программное обеспечение для ЭИТ без использования аппаратных составляющих. Учитывая то, что для разработки программного кода с хорошей параметризацией требуется не так много времени, можно протестировать вклад различных эффектов: шума, интерференций и прочих проблем, воспроизводимых при помощи ПО. Рисунок 5 показывает изображение, полученное следя по карте, показанной на рисунке 2. Данные успешно собраны, подготовлены, и изображение успешно восстановлено. Показанные результаты показывают, что COMSOL обеспечивает данные, достаточно значимые для классических алгоритмов, чтобы различить проводимости. Тем не менее, в дальнейшем необходима работа по проверке других алгоритмов, и сопоставление результатов с реальной ЭИТ-системой.

Библиографический список

1. W. Yang, Z. Ren, M. Takei and J. Yao, "Medical applications of electrical tomography," IEEE Int. Conf. on Imag. Syst. and Techn. (IST), Oct. 2018, pp. 1-6, doi: 10.1109/IST.2018.8577200
2. Бразовский К.С. Методы и технические средства оценки функционального состояния головного мозга человека на основе электрических измерений: диссертация на соискание ученой степени доктора технических наук: спец. 05.11.17.
3. S. Leonhardt, "Electrical impedance tomography: the holy grail of ventilation and perfusion monitoring?," Intensive Care Med., vol. 38, no. 12, pp. 1917-1929, Sep. 2012, doi: 10.1007/s00134-012-2684-z.
4. F. J. Pettersen, J. O. Høgsetveit, "From 3D tissue data to impedance using Simpleware ScanFE+IP and COMSOL Multiphysics – a tutorial", J Electr. Bioimp., vol. 2, pp. 13–32, 2011, doi: 10.5617/jeb.173.
5. N. Li, H. Xu, Z. Zhou, J. Xin, Z. Sun and X. Xu, "Reconfigurable Bioimpedance Emulation System for Electrical Impedance Tomography System Validation," in IEEE Transactions on Biomedical Circuits and Systems, vol. 7, no. 4, pp. 460-468, Aug. 2013.
6. W. Wang et al., "Preliminary results from an EIT breast imaging simulation system," Phys. Meas., vol. 22, no. 1, pp. 39–48, Feb. 2001.
7. A. Adler, W. R. B. Lionheart, "Uses and abuses of EIDORS: an extensible software base for EIT," Physiol. Meas., vol. 27, no. 5, pp. s25-s42, May 2006, doi: 10.1088/0967-3334/27/5/S03.
8. S.L. Butler, G. Shina, "Forward modeling of applied geophysics methods using Comsol and comparison with analytical and laboratory analog models," Comput. & Geosci., vol. 42, pp. 168-176, May 2012, doi: 10.1016/j.cageo.2011.08.022.
9. Заборовский А.И. Георазведка. Москва, Россия. 1963.
10. A.V. Kobelev, S.I. Shchukin, S. Leonhardt, "Application of tetrapolar electrode systems in electrical impedance measurements," Biomed. Eng., vol. 52, pp. 383-386, 2019, doi: 10.1007/s10527-019-09852-w.
11. David S. Holder, "Introduction to biomedical electrical impedance tomography," in Electrical Impedance Tomography: Methods, History and Applications, D. S. Holder, 1st ed., London, UK: IoP Publishing Ltd., 2005.
12. D.Andreuccetti, R.Fossi and C.Petrucci: An Internet resource for the calculation of the dielectric properties of body tissues in the frequency range 10 Hz - 100 GHz. IFAC-CNR, Florence (Italy), 1997. Based on data published by C.Gabriel et al. in 1996. [Электронный ресурс]. Доступно: <http://niremf.ifac.cnr.it/tissprop/>

**ELECTRICAL IMPEDANCE TOMOGRAPHY DATA ACQUISITION EMULATION USING
COMSOL MULTIPHYSICS AND MATLAB/GNU OCTAVE**

Petrosyants A.A., Kobelev A.V.

Bauman Moscow State Technical University, Moscow, armanpts@outlook.com

Keyword: electrical impedance tomography, EIT, bioimpedance, model, simulation

Annotation. Electrical impedance tomography heavily relies on the electrode configuration and employed reconstruction algorithm, apart from precise bioimpedance hardware. In this paper, the debugging framework for algorithm refinement is considered. The lack of ability to test an algorithm before its implementation in a hardware-software complex crucifies the development and the tuning of electrical imaging systems. The study provides a universal electrical impedance tomography validation framework, regarding real-world problems (i.e. noise), independent of any modalities and applications. We tested the accuracy of COMSOL Multiphysics computer-aided design system for electrical studies. The results point out its agreement with analytical estimations of models within a margin of error. Furthermore, we implemented the emulation of real-world bioimpedance data gathering for algorithm tuning and development. Our results showed that despite data being artificial, it is possible to evaluate the elapsed time to digitally process “recorded” signals and to run a reconstruction algorithm. This study's methods may be used in any electrical impedance tomography modalities mainly to test and evaluate the software part of the system.

**АВТОМАТИЗИРОВАННАЯ ИНФОРМАЦИОННАЯ СИСТЕМА ДЛЯ ОПРЕДЕЛЕНИЯ
ПРОФЕССИОНАЛЬНО ВАЖНЫХ КАЧЕСТВ ЛИЧНОСТИ СПЕЦИАЛИСТА КОМПАНИИ**

Шилкина Ю. О., Писарева А. В., Николаев А. П.

МГТУ им. Н.Э. Баумана (национальный исследовательский университет), г. Москва, gelezom@mail.ru,
pavpav.06@mail.ru, apnikolaev@yandex.ru**Ключевые слова:** профессионально важные качества, автоматизированная система, стресс, блок регистрации, принятие решений

Аннотация. Статья посвящена разработке информационной системы, пред назначенной для работы психолога с целью выявления профессионально важных качеств специалиста при приёме на работу. Предложен вариант для создания автоматизированной информационной системы (АИС), которая позволит проводить тестиирование соискателя.

Данный программный продукт может применяться в компаниях при определении соответствия соискателя на соответствующую должность.

Профессионализм специалиста в компании по продаже и продвижению медицинских изделий является ключевым моментом в выстраивании деловых отношений, а следовательно, и источником прибыли медицинской компании, таким образом необходимо еще на этапе трудоустройства важна оценка профессионально важных качеств соискателя на определённую вакансию [1].

Объект исследования – профессиональные качества специалистов по продажам медицинских изделий.

Предмет исследования – профессионально важные качества специалистов по продажам медицинских изделий.

Гипотеза исследования: наличие профессионально важных качеств специалистов по продажам медицинских изделий, обуславливает профпригодность соискателя.

Целью данного дипломного проекта является разработка автоматизированной информационной системы выявления профессионально важных качеств специалиста по продажам медицинских изделий.

В задачи работы входит: раскрытие содержания специфических форм и особенностей профессионально важных качеств специалиста по продажам медицинских изделий; провести исследование в компании, с целью выявления «ключевых» профессионально важных качеств специалиста по продажам медицинских изделий; обосновать выбранные методики для выявления профессионально важных качеств специалиста по продажам медицинских изделий.

Методы и методики

В работе применялись-методика диагностики коммуникативной социальной компетентности; методика определения стрессоустойчивости и социальной адаптации Холмса и Раге и методы статистики [7].

Профессиограммой (от лат. *professio* – специальность и *gramma* – запись) называют подробное систематическое и комплексное описание профессии, включающее различные характеристики трудовой деятельности, в том числе, ее цели, средства, процесс, условия и результаты [6]. Профессиограмма не сводится только к психологическому описанию, как это часто представляется, и поэтому она не может быть заменена набором из нескольких десятков способностей, проранжированных по степени важности [2]. В крайнем случае, в качестве составной части профессиограммы можно представить так называемую психограмму, то есть профиль психологических качеств идеального работника, в наибольшей мере соответствующего требованиям профессии [4].

Между тем, многие разработанные позже российские профессиографические схемы вызывают сомнения в их полноте и логической стройности. Подобные профессиографические схемы являются достаточно

сложными, запутанными, основанными на противоречивых критериях, содержат логические ошибки классификации, не различают характеристики профессии и должности на конкретном предприятии.

В попытке устраниить указанные недостатки, И. Л. Соломиным была предложена новая схема описания профессий, основанная на положении о том, что профессиография – не столько психологическая, сколько междисциплинарная сфера научно-практической деятельности. В соответствии с ней любую профессию можно подробно описать с помощью большого количества признаков, которые можно условно разделить на пять категорий: технологические, экономические, педагогические, медицинские и психологические характеристики (таблица 1).

Таблица 1 - Характеристика профессий

Категории	Характеристики профессий
Технологические	Предмет труда. Цели труда. Средства труда. Трудовые операции. Условия труда. Критерии успешности труда и ошибки, возникающие в процессе трудовой деятельности.
Категории	Характеристики профессий
Экономические	Оплата труда. Спрос на профессию. Распределение профессии по отраслям.
Педагогические	Требования к уровню и содержанию образования. Необходимые знания и навыки.
Медицинские	Требования к уровню здоровья [8]. Медицинские противопоказания. Неблагоприятные факторы. Заболеваемость.
Психологические	Требования к сенсорным, моторным, интеллектуальным, коммуникативным и волевым способностям

Данный подход позволил реализовать современную методику экспертной оценки профессий.

Правильно определить суть работы и разработать квалификационные требования к сотрудникам – это, значит, создать объективные предпосылки для успешной деятельности всей организации. Все области управления персоналом так или иначе связаны с использованием квалификационных требований к сотрудникам и вытекающих из них должностных инструкций. Они ложатся в основу принятия любых кадровых решений и таких процедур, как наем, аттестация, служебные перемещения, увольнение, повышение квалификации. Квалификационные требования формируют рабочее поведение сотрудников.

Процесс разработки квалификационных требований предполагает конкретизацию того, что составляет суть деятельности данного сотрудника. При этом выполняется так называемый «анализ работы» (job analysis), который, по мнению Р. Матиса (1994), является «систематическим способом сбора и анализа содержания работы, требований к людям и контексту, в ко-тором каждая работа выполняется». Результатом анализа работы становится то, что в зарубежной традиции принято называть «job description» (описание работы) и «job specification» (спецификация работы).

Известно, что все мероприятия по подбору специалиста заканчиваются принятием решения о рекомендации на работу тех или иных кандидатов и представлением претендента работодателю.

Итак, подбор персонала – это отдельная задача, целый процесс, который начинается с анализа деятельности и заканчивается приемом специалиста на работу. Успешность подбора зависит от многих причин, знаний, навыков, умений специалистов, занимающихся этими проблемами.

Результаты и их обсуждения

С целью выявления базовых профессионально важных качеств специалиста по продажам медицинских изделий были созданы три «фокус-группы» (рисунок 1):

- фокус сверху (начальники, непосредственные руководители): 6 человек;
- оценка с боку (смежные менеджеры, коллеги): 6 человек;
- оценка с боку (клиенты): 6 человек.



Рисунок 1 - Схема проведения «фокус-группы»

Для выявления необходимых требований к специалисту по продажам медицинских изделий, был задан вопрос каждой «фокус-группе»: «Какими цennыми качествами обладает специалист по продажам медицинских изделий в компании В?». В результате исследований были получены данные (таблица 2).

Таблица 2 - Потребности разных участников взаимодействия со специалистом по продажам медицинских изделий

Сторона	Специалист по продажам медицинских изделий
Начальники, непосредственные руководители	1 понимание задач 2 четкое выполнение задач 3 прогнозируемость 4 стабильность 5 корпоративность 6 кадровый ресурс оперативный 7 кадровый ресурс долгосрочный
Смежные специалисты по продажам медицинских изделий, коллеги	1 предоставление ресурсов 2 источник опыта 3 эмоциональная поддержка 4 индикатор самооценки
Клиенты	1 источник информации 2 индивидуальный подход 3 оперативность 4 профессионализм 5 гарант стабильности

На основе потребности разных участников взаимодействия со специалистом по продажам медицинских изделий, «фокус-группам» необходимо было сформулировать личностные и профессиональные данные, предъявляемые к человеку, для реализации потребностей.

Сформулированные личностные и профессиональные данные составили список «первичных» профессионально важных качеств специалиста по продажам медицинских изделий.

В настоящее время методики проведения АВС-анализа широко освещаются в тематической литературе и на всевозможных форумах логистов, маркетологов и других специалистов, занятых в сфере продаж. Метод, с помощью которого отдельные элементы классифицируются и наглядно представляются по степени их важности для определенной проблемы, называется АВС-анализом.

Исторически происхождение метода связано с решением снабженческих проблем, а именно с необходимостью концентрации усилий на тех продуктах, которые имеют наибольший вес в общей стоимости сырья и материалов. В принципе АВС-анализ имеет очень широкую область применения, поскольку в соответствии с исследуемыми величинами (например, товары, клиенты) классификации могут быть подвергнуты самые разные области.

АВС-анализ опирается на гипотезу о том, что в реальности нередко 20 % элементов обеспечивают около 80 % результата. Эта гипотеза основывается на так называемом принципе Парето, который был выдвинут итальянским экономистом Парето и утверждает, что в пределах заданной группы или совокупности отдельные объекты имеют гораздо большее значение, чем то, которое соответствует их доле в численности этой группы.

С целью выявления «ключевых» ПВК, был применен АВС-анализ к ранее созданному списку личностных и профессиональных данных, предъявляемых к специалисту по продажам медицинских изделий, для реализации списка потребностей.

Предмет исследования: профессионально важные качества специалиста по продажам медицинских изделий.

20 специалистов по продажам медицинских изделий, были разделены на две группы, определяющие выборкой:

1 группа: 10 специалистов по продажам медицинских изделий, срок работы от полугода и более, по данным финансовых ежемесячных отчетов, в общем-среднем показателе за текущий срок работы, выполняют финансовый план.

2 группа: 10 специалистов по продажам медицинских изделий, срок работы от месяца до 5 месяцев, показывающие нестабильные финансовые поступления, а также не выполняющие финансовых планов.

Двум группам были предоставлены одинаковые методики: «Диагностика коммуникативной социальной компетентности» и «Методика определения стрессоустойчивости и социальной адаптации Холмса и Раге» [3], [5].

Современный подход к проектированию информационных систем основывается на использовании графических средств, которые предоставляют набор инструментов для представления модели предметной области в виде сети визуальных элементов с указанием параметров, а также свойств связей между ними.

Данный подход позволяет быстро разрабатывать модели и легко вносить изменения в результате возникновения новых требований в процессе разработки. Средства, реализующие данную технологию, называются CASE-средствами. CASE-технология представляет собой совокупность методологий анализа, проектирования, разработки и сопровождения сложных систем программного обеспечения (ПО), поддержанную комплексом взаимоувязанных средств автоматизации.

Для представления информационных систем в CASE-средствах, необходимо произвести декомпозицию информационной системы на автоматизируемые функции. Система разбивается на функциональные

подсистемы, которые, в свою очередь, делятся на подфункции, те – на задачи и так далее до конкретных процедур. При этом автоматизируемая система сохраняет целостное представление, в котором все составляющие компоненты взаимоувязаны.

Проектирование программного обеспечения всегда сводится к описанию действий или функций, которые ПО должно выполнять. Каждая программа характеризуется конечным набором действий или функций, группируемых в модули. Предъявим функциональные требования к информационной системе выявления профессионально важных качеств специалистов по продажам медицинских изделий.

Функциональные требования можно разбить на пять групп:

а) взаимодействие с базой данных:

- последовательное чтение данных в программу;
- выгрузка динамических данных по завершению работы программы;

б) регистрация респондентов:

- регистрация сведений о респонденте;
- контроль вводимых данных;

в) проведение тестирования:

- начало тестирования указанного респондента;
- переход между вопросами;
- автоматический запуск следующего теста по закрытию результатов предыдущего;
- запись результатов тестирования;
- корректное завершение работы программы во время тестирования;

г) оценка результата по тестам:

- обработка результатов по тестам;
- вывод смыслового описания результатов тестирования.

Рассмотрим каждую из представленных групп.

Взаимодействие с базой данных. Проектируемая автоматизированная информационная система будет являться приложением базы данных. Возможны два пути организации взаимодействия программы с базой данных:

- постоянное обращение к базе данных в процессе работы программы;
- чтение всех данных в оперативную память и использование данных из оперативной памяти.

Надежность функционирования АИС будет определяться надежностью среды функционирования – аппаратных средств и операционной системы.

Регистрация респондентов. Для начала тестирования необходимо вводить данные о респонденте.

Массив данных должен включать: ФИО, год рождения, образование.

Вводимые данные должны контролироваться. Контроль в основном касается года рождения. Необходимо следить, чтобы год рождения был введен в виде четырехзначного числа. Остальные поля в проверке не нуждаются.

Проведение тестирования. В начале проведения тестирования должен выводиться диалог ввода данных о респонденте.

Переход между вопросами должен быть максимально удобным и осуществляться при минимуме действий пользователя.

После завершения тестов должно отображаться смысловое описание результата. По закрытию описания первого теста автоматически должен запускаться следующий тест по данному респонденту. После прохода через оба теста программа должна перейти в режим ожидания начала нового тестирования, то есть ввода данных о новом респонденте (рисунок 2).



Рисунок 2 - Структурная схема автоматизированной информационной системы выявления ПВК специалистов по продажам медицинских изделий

Запись результатов тестирования по респонденту должна производиться только после ответа на оба теста. Тест считается пройденным, если респондент ответил на все вопросы каждого из тестов. Если в процессе тестирования пользователь осуществляет попытку завершения программы, должно выдаваться информационное сообщение о том, что респондент не завершил тестирование. После этого должна быть выполнена корректная выгрузка динамических данных из оперативной памяти в базу данных.

Оценка результата по тестам. Интерпретация результатов тестирования должна содержать смысловое описание в виде информационного сообщения. Отчеты должны создаваться отдельно по каждому респонденту, а также по всем респондентам в целом. Отчет должен генерироваться в один из современных текстовых процессоров, например – Microsoft Word.

В результате была разработана структурная схема автоматизированной информационной системы выявления ПВК специалистов по продажам медицинских изделий. Для этого были решены основные задачи, а именно раскрыто содержание, специфические формы и особенности профессионально важных качеств ПВК специалистов по продажам медицинских изделий.

Проведен ряд исследований: использован метод «фокус-групп», проведён АВС-анализ, в завершение проведено исследование в контрольной группе, в котором были использованы: методика диагностики коммуникативной социальной компетентности и методика определения стрессоустойчивости и социальной адаптации.

В результате исследований была разработана автоматизированная информационная система выявления ПВК специалистов по продажам медицинских изделий. Представлена в виде программного метода тестирования, что в свою очередь решает ряд экономических и психологических задач. Так же данная программа готова к использованию в компаниях, произведены расчеты по обеспечению безопасности проекта.

Стоит отметить, что проведена основательная и глубокая работа, результатом которой явился вполне жизнеспособный продукт, а также разработан ряд сопутствующих материалов, которые в последствии могут являться основой для последующей оптимизации труда.

Библиографический список

1. Белов К.М., Аполлонова И.А., Николаев А.П., Писарева А.В., Потемкина Е.Ю. Система для оценки спортивно-важных качеств // В сборнике: Физика и радиоэлектроника в медицине и экологии Труды XIII Международной научной конференции с научной молодежной школой имени И.Н. Спиридонова. В 2-х книгах. 2018. С. 381-384.
2. Журавлев А.К., Ключников М.М., Нечушкин Ю.В., Семикин Г.И., Михальчик С.В., Конончук В.В. Физическое и психическое здоровье биржевого трейдера и его диагностика//Живая психология. 2018. Т. 5. № 4 (20). С. 301-310.
3. Музыченко Ю.Н., Zhang L., Аполлонова И.А., Николаев А.П., Маликова С.Г., Писарева А.В. Хронический стресс и его влияние на организм человека//В сборнике: Роль и место биомедицинской техники в современной медицине сборник трудов Международной научно-практической конференции. 2018. С. 22-25.
4. Нечушкин Ю.В., Оболонский Ю.В., Уляева Л.Г., Раднагуруев Б.Б., Уляева Г.Г. Предсоревновательные психические состояния в спортивной деятельности//Живая психология. 2017. Т. 4. № 4 (16). С. 301-310.
5. Соломин И. Л. Современные методы психологической экспресс-диагностики и профессионального консультирования [Текст] / И. Л. Соло-мин. – СПб.: Речь, 2006. – 280 с.
6. Толчек В. А. Современная психология труда [Текст]: учеб. пособие / В. А. Толчек. – СПб.: Питер, 2005. – 479 с.
7. Nikolaev A.P., Pisareva A.V., Apollonova I.A., Malikova S.G., Muzychenko I.N., Zhang L. Development of a method for assessing the effects of chronic stress on the human body // В сборнике: Journal of Physics: Conference Series 2018. С. 012027.
8. Stepanova L.P., Pisareva A.V., Nechushkin Yu.V., Myshkin Ai. The evaluation of the impact of soil pollution on human health // В сборнике: 19th International scientific geoconference SGEM 2019 2019. С. 717-724.

AUTOMATED INFORMATION SYSTEM FOR DETERMINING PROFESSIONALLY IMPORTANT PERSONAL QUALITIES OF A COMPANY SPECIALIST

Shilkina Yu. O., Pisareva A.V., Nikolaev A. P.

Bauman Moscow state technical University (national research University), Moscow, gelezom@mail.ru, pavpav.06@mail.ru, apnikolaev@yandex.ru

Keywords: professionally important qualities, automated system, stress, registration block, decision making

Annotation. The article is devoted to the development of an information system designed for the work of a psychologist in order to identify professionally important qualities of a specialist when hiring. An option is proposed for creating an automated information system (AIS) that will allow testing the applicant.

This software product can be used in companies when determining the eligibility of an applicant for the appropriate position.

ОБРАБОТКА И АНАЛИЗ ПОКАЗАТЕЛЕЙ ЭЛЕКТРОКАРДИОГРАММ НА ОСНОВЕ ВЕЙВЛЕТ ПРЕОБРАЗОВАНИЯ

Магрупов Т. М., Талатов Е. Т., Абдиахаликов С. П., Рипка Д. С.

Ташкентский государственный технический университет имени Ислама Каримова, г. Ташкент,
talatmt@rambler.ru,

Санкт-Петербургский государственный электротехнический университет «ЛЭТИ»
им. В.И. Ульянова (Ленина), г. Санкт-Петербург, dar.stkr@gmail.com

Ключевые слова: ЭКГ, вейвлет-преобразование, Labview, тахограмма, выявление аритмий

Аннотация. Предложены алгоритмы обработки и анализа электрокардиограмм (ЭКГ) на основе метода вейвлет-преобразования. Реализация предложенных алгоритмов на системе программирования Labview обеспечивает удаление шумов, артефактов, устранения отклонения базовой линии и извлечения признаков ЭКГ. Обработка сигнала начинается с фильтрации зашумленного сигнала ЭКГ. В Labview фильтр Баттервортса выполняет фильтрацию помех в линии электропередачи. Потому что, удобно создавать фильтры в VI Classical Filter Design в Labview. При этом используются строительные блоки, которые выполняют операции со сигналами и реализация программы очень просто. Затем следует базовое удаление блужданий которое реализуется с помощью методов: фильтром верхних частот или вейвлет-преобразованием. На обработанном сигнале выполнен анализ сигнала ЭКГ, т.е. обнаружение комплекса QRS и пиков R. Изменчивость сердечного ритма может быть извлечена из этого и может быть нанесена на график в тахограмме. Произведен расчет частоты сердечных сокращений и выявления аритмий. Средняя частота сердечных сокращений отображается в командном окне панели в Labview.

Сердечные заболевания является одним из главным во всем мире из-за большого объема смертности. Это требует разработки наиболее эффективных методов диагностики на основе современных информационных технологий. В основном, диагностика сердечных заболеваний основывается на результаты анализа и обработки электрокардиограммы (ЭКГ). Несмотря на то, что имеются очень много методов и алгоритмов анализа и обработки ЭКГ, поведение волн P, Q, R, S и T остаются нерешенными на достаточном уровне [1], [2].

Система электрокардиограммы обеспечивает сигналы, содержащие полезную информацию врачам для установления диагноза. Сердечные аритмии могут быть легко идентифицированы, когда наблюдаются аномалии сигналов ЭКГ. Как правило, сигналы ЭКГ здоровых людей имеют волны P, Q, R, S и T со стандартным значением и они могут отличаться по параметрам признаков сигналов ЭКГ.

Для обеспечения качества диагностики сердечно-сосудистых заболеваний важное значение имеет достижения точности измерения сигналов ЭКГ и его диагностических параметров.

Классический подход анализа вариабельности сердечного ритма (BCP) основаны на методы статистики, корреляции и спектрального анализа обработки биологических сигналов [3]. Эти методы базируются на стационарности биологических сигналов. При проведении практических исследований функциональных показателей, выполнение правил установленных этими методами не дает правильных результатов. Некоторые авторы считают, чтобы исследовать биологический объект достаточно проверить одного биологического сигнала. В связи с этим проводится постоянное исследование в поисках эффективных методов анализа и обработки биомедицинских сигналов, в особенности сигнала ЭКГ. Поэтому до настоящего времени проблема обработки, анализа и расчета показателей ЭКГ остаётся актуальным.

Сигнал электрокардиограммы отражающие изменения функциональных процессов в организме человека, в сердечно-сосудистой системе являются непрерывными. Анализ этих свойств BCP можно проводить методом Пуанкаре, кластерным спектральным анализом, методами Ляпунова, Колмогорова и т.д. При применение этих методов возникает определенные трудности, связанные с шумами и артефактами в сигнале BCP. Анализ существующих подходов показывает, что обработка и анализ сигнала ЭКГ невозможно производит сугубо одной методикой. Для этого требуется комбинация нескольких методов с учетом системного анализа исследуемой электрокардиограммы.

Целью работы является разработка алгоритмов и программного обеспечения обработки и анализа ЭКГ, а также расчета частоты сердечных сокращений и выявления аритмий на основе системы программирования Labview. Для достижения данной цели, нам потребуется база данных ЭКГ. База данных полученная из медицинского учреждения состоит из сигналов ЭКГ, полученных в файлах .dat и .atr. Прямое её использование для обработки в системе Labview невозможно. Полученные файлы базы данных преобразуются, в новые файлы базы данных приемлемые для чтения в системы программирования Labview. При этом организуется два файла, с сигналом ЭКГ и сигналом об отметке времени. До сохранения в файле .txt, информацию о сигнале времени необходимо умножать на 1000. Затем открывается файл и делится на 1000. Данная операция нужна для того, чтобы исключить ошибки при округлении чисел с плавающей запятой [4].

Как описано выше, полученный сигнал ЭКГ имеет шумы и артефакты. Они могут появляться в необходимых для нас полосе частот и их характеристики будут отражать характеристики сигнала ЭКГ. В таких случаях необходимо произвести извлечение полезную информацию из первоначально заданного шумного сигналов ЭКГ. Для этого требуется сначала обработать заданный сигнал ЭКГ.

Функционирование предлагаемого алгоритма начинается с организации описания сюжета оригинального, зашумленного сигнала ЭКГ (рисунок 1). На рисунке приведены шумы, которые присутствуют в необработанном сигнале ЭКГ.

Этап предварительной обработки сигнала ЭКГ заключается, в удалении или подавлении шумов в необработанном сигнале ЭКГ. Эти шумы могут содержать помехи в линии электропередачи и блуждание по базовой линии. Они являются наиболее выявленными и сильно влияют на показатели сигнала ЭКГ. Кроме этого, имеются широкополосные шумы, которых можно пренебречь, их появление имеет случайный характер [5].

В случае, если необработанный сигнал ЭКГ имеет помехи от линии электропередачи, устранение его осуществляется с помощью метода цифрового фильтра. В нашем случае, помехи в линии электропередачи имеет узкополосный шум с частотой 60 Гц (или 50 Гц) и ширина полосы составляет менее 1 Гц. Для определения данного положения сигнала ЭКГ, вводится необходимая частотная область в LabVIEW. Таким образом, из возможных вариантов базы данных ЭКГ производится выбор сигналов ЭКГ для дальнейших исследований.

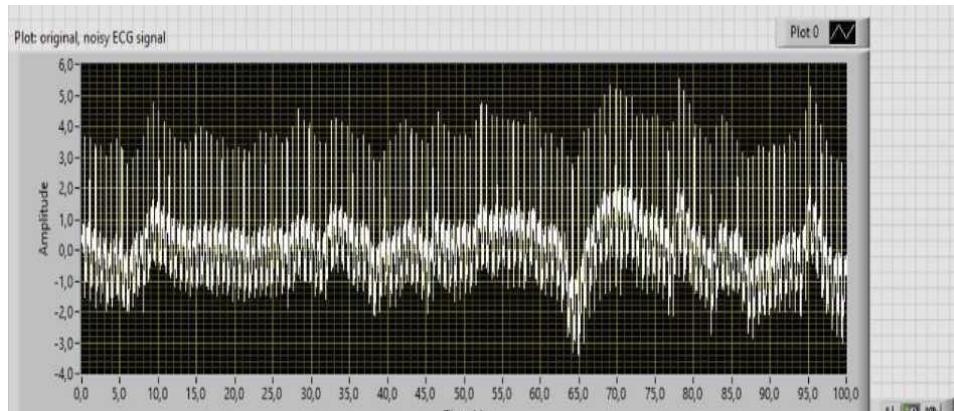


Рисунок 1- Зашумленный сигнал ЭКГ

Допустим, выбранные сигналы имеют помехи в линии электропередачи при частоте 60 Гц. Для устранения этих помех требуется применять фильтр. Классическое проектирование фильтров Express позволяет с помощью Labview разработать полосовой фильтр Баттервортса. Результатом этого является увеличенная версия сюжетов, полученных с помощью Labview при 60 Гц.

Главными причинами второго типа помехов - блуждания по базовой линии являются дыхание, изменение сопротивления электрода в зависимости от потоотделения и неустойчивое состояние тела пациента. Устранение этих помехов позволяет значительно улучшить точность клинической информации о сигнале ЭКГ.

Существует два метода устранения, такого типа помехов. По первому методу требуется проектирование высокочастотного цифрового фильтра [6]. Для получения полезной модели сигнала ЭКГ можно использовать высокочастотный фильтр Баттервортса. Такого рода фильтр можно создать с помощью системы LabVIEW в VI Express Classical Filter Design Express. Он будет использован в качестве входных данных для VI Filtering DFD.

Второй алгоритм заключается в использование вейвлет-преобразования. Для устранения блуждания по базовой линии в сигнале ЭКГ будет спроектирован специальный строительный блок WA Detrend. Он удаляет конкретный поддиапазон с помощью вейвлет-преобразования сигнала ЭКГ (рисунок 2).

При этом методе вейвлет-преобразования дает лучший результат, чем метод цифрового фильтра.

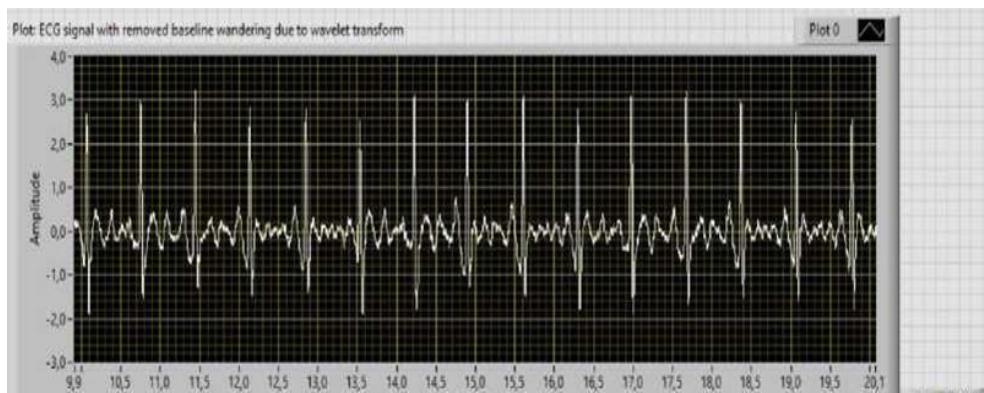


Рисунок 2 - Устранение блуждания по базовой линии по методу вейвлет-преобразования

Таким образом, получен результирующий сигнал ЭКГ без помехов первого и второго типа. Он является более стационарным и точным, чем исходный необработанный сигнал.

Кроме описанных двух типов помех в сигнале могут оказаться некоторые другие типы шумов. Такими шумами являются широкополосные шумы, которые имеют сложный стохастический процесс. Эти шумы нельзя

устранить с помощью традиционных цифровых фильтров. Поэтому предлагается фильтр верхних частот в экспресс-В Classical Filter Design Express (рисунок 3).

При этом используя подход вейвлет-преобразования Wavelet Denoise Express VI достигается удаление широкополосного шума. Результатом предварительной обработки необработанного сигнала ЭКГ является полезный сигнал ЭКГ. На этапе извлечения признаков, соответственно диагностической информации сигнала ЭКГ производится обнаружение R- пиков и комплексов QRS. При этом определяется частота сердечных сокращений, скорость проводимости сигнала, состояние тканей в сердце, а также различные нарушения при сердечных заболеваниях.

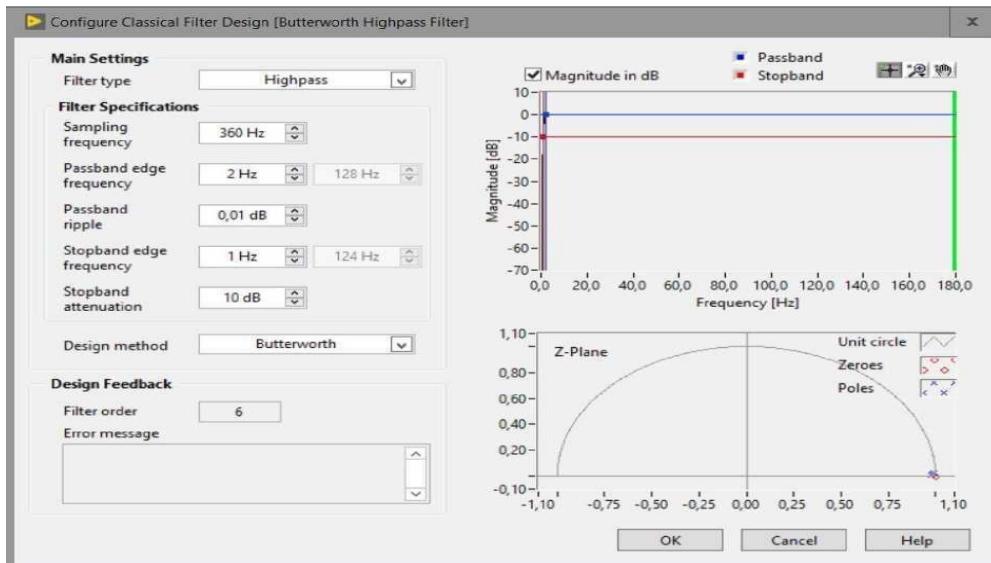


Рисунок 3 - Разработанный фильтр верхних частот в экспресс-В Classical Filter Design Express для удаления базового блуждания

Таким образом, все эти информации определяют диагностики заболеваний сердца. Поэтому к обработке сигналов ЭКГ обращены внимание многих учёных, как неформализованного объекта. Так как наличие помехов и постоянное изменение морфологии сердца во времени затрудняет обнаружение комплекса QRS.

Для формализации показателей ЭКГ с помощью Labview можно построить строительные блоки. Они позволяют обнаружения пиков / долин в сигналах. Для определения правильных пиков и долин должны изменить две переменные, которые отличаются от сигнала к сигналу. Этими переменными являются ширина пика / долины и порог пика / долины. При этом определяется ширина в количестве выборок пиков или долин и порог, который WA Multiscale Peak Detection VI использует для их отклонения определенного размера. Истинное логическое значение указывает, должен ли он удалять тренд из сигнала. Приведена блок - схема алгоритма, которая определяет операции над сигналами и массивами и работает как пользовательский интерфейс (рисунок 4).

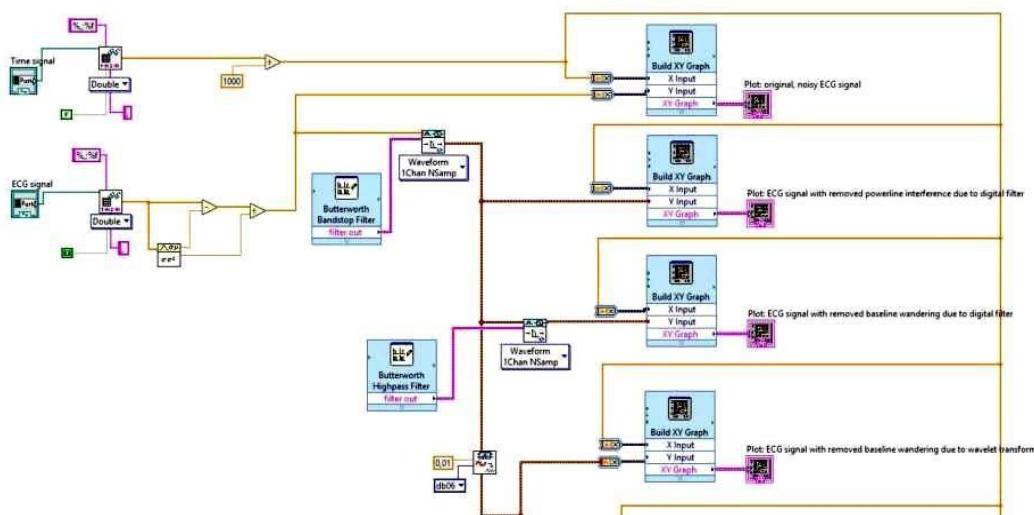


Рисунок 4 - Блок-схема алгоритма обработки и анализа сигналов ЭКГ

Результат обнаружения пиков / долин и пиков R на основе отфильтрованного сигнала ЭКГ показан на рисунке 5. Извлечения признаков на основе обнаружения комплекса QRS позволяет анализировать их другими

методами. Например, для определения состояния сердца и нервной системы можно через выявления R-R интервала сигнала ЭКГ, что позволяет анализировать вариабельности сердечного ритма. Показатели вариабельности сердечного ритма очень хорошо показаны на тахограмме. Тахограмма показывает различия между двумя последующими пиками R.

После обнаружения комплекса QRS можно приступить к анализу основных диагностических показателей сигнала ЭКГ: частота сердечных сокращений, скорость проводимости сигнала, состояние тканей в сердце, а также другие нарушения при сердечных заболеваниях [7].

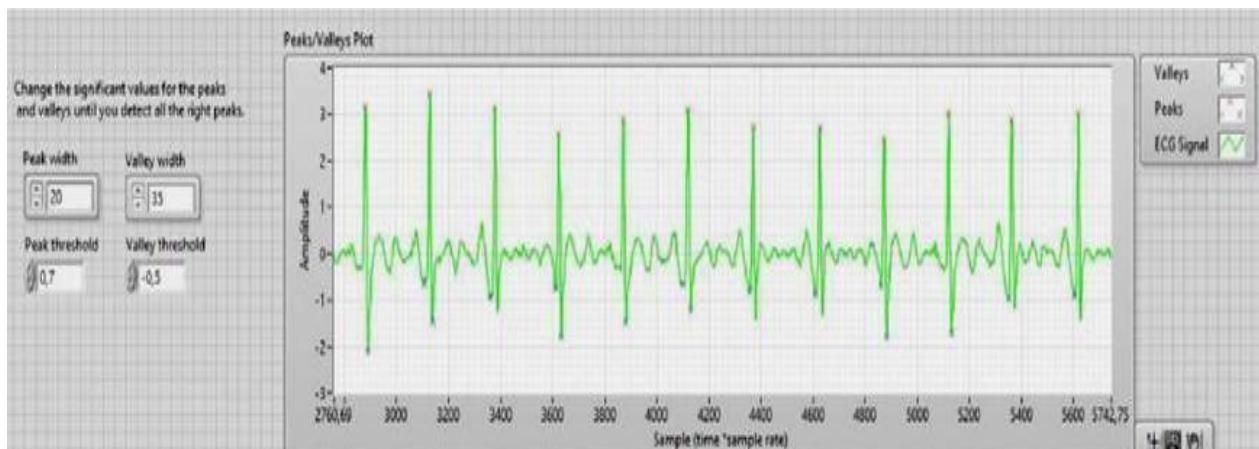


Рисунок 5 - Обнаружение пика и долин

В работе предложены алгоритмы обработки и анализа сигналов ЭКГ с помощью системы программирования Labview. Алгоритмы обработки ЭКГ состоят из: преобразования базы данных в ЭКГ в полезный модель ЭКГ; предварительной обработки заключающейся в устранения помех в линии электропередачи и отклонения базовой линии с помощью вейвлет преобразованием; обнаружения комплекса QRS и пиков R для определения изменчивости сердечного ритма и тахограммы. Алгоритмы анализа ЭКГ состоят из: расчета сердечных сокращений и выявления аритмий.

Библиографический список

1. Магрупов Т.М.- Анализ и обработка медико – биологической информации. – Т.: ТашГТУ, 2012. – 152 с
2. Рангайян Р.М. Анализ биомедицинских сигналов. Практический подход / Р. М. Рангайян. — М. : Физматлит, 2010. — 440 с.
3. Ардашев А.В. Практические аспекты современных методов анализа вариабельности сердечного ритма / А. В. Ардашев, А. Ю. Лоскутов. — М. : ИД МЕДПРАКТИКА-М, 2011. — 128 с.
4. Z. German-Sallo, “Ecg signal baseline wander removal using wavelet analysis,” International Conference on Advancements of Medicine and Health Care through Technology, vol. 36, pp. 190-193, June 2011.
5. A. K. M. F. Haque, H. Ali1, M. A. Kiber, and Md. T. Hasan, “Detection of Small Variations of ECG Features Using Wavelet,” ISSN 1819-6608, ARPN Journal of Engineering and Applied Sciences, vol. 4, no. 6, pp 27-30, 2009.
6. Z. German-Sallo, “Ecg signal baseline wander removal using wavelet analysis,” International Conference on Advancements of Medicine and Health Care through Technology, vol. 36, June 2011, pp. 190-193.
7. Talatov, Y., Magrupov, T. - «Algorithmic and software analysis and processing of ecg signals» - SIBIRCON 2019 - International Multi-Conference on Engineering, Computer and Information Sciences, Proceedings. Novosibirsk, Russia, 2019, pp. 403 – 406.

PROCESSING AND ANALYSIS OF INDICATORS OF ELECTROCARDIOGRAMS BASED ON A WAVELET TRANSFORM

Magrupov T.M., Talatov E.T., Abdikhalikov S.P., Ripka D.S.

Tashkent state technical University named after Islam Karimov, Tashkent, talatmt@rambler.ru,
Saint Petersburg state electrotechnical University «LETI» named after V. I. Ulyanov (Lenin), St. Petersburg,
dar.stkr@gmail.com

Keywords: ECG, wavelet transform, Labview, tachogram, arrhythmia detection

Annotation. Algorithms for processing and analyzing electrocardiograms (ECG) based on the wavelet transform method are proposed. The implementation of the proposed algorithms on the Labview programming system ensures the removal of noise, artifacts, elimination of baseline deviation and extraction of ECG signs. Signal processing begins with filtering the noisy ECG signal. In Labview, the Butterworth filter filters interference in the power line. Because it is convenient to create filters in the Classical Filter Design VI in Labview. This uses building blocks that perform operations with signals and the implementation of the program is very simple. This is followed by basic walk removal,

which is implemented using the following methods: high-pass filter or wavelet transform. ECG signal analysis was performed on the processed signal, i.e. detection of QRS complex and R peaks. Heart rate variability can be extracted from this and can be plotted on a graph in the tachogram. The calculation of heart rate and arrhythmia detection was performed. The average heart rate is displayed in the command panel window in Labview.

ОБУЧЕНИЕ ИСКУССТВЕННОЙ НЕЙРОННОЙ СЕТИ ДЛЯ КЛАССИФИКАЦИИ СИГНАЛА ЭЛЕКТРОКАРДИОГРАММ

Магрупов Т.М., Талатов Е.Т., Магрупова М.Т., Крамарь К.А.

Ташкентский государственный технический университет им. И. Каримов, г. Ташкент, talatmt@rambler.ru

Санкт-Петербургский государственный электротехнический университет «ЛЭТИ»

им. В.И. Ульянова (Ленина), г. Санкт-Петербург, kristina12.5@bk.ru

Ключевые слова: ЭКГ, нейронные сети, векторное квантование

Аннотация. Статья посвящена исследованию обработки и анализа основных показателей электрокардиограммы (ЭКГ) на основе нейронных сетей. Предложен алгоритм поддержки принятия решений для анализа ЭКГ с использованием нейронной сети обучения векторного квантования основанные на полученные результаты авторов по алгоритмическому и программному обеспечению анализа и обработки сигналов ЭКГ. Для исследования были выбраны следующие функции, такие как длительность комплекса QRS, интервал RR, амплитуда зубца R и изменение наклона сегмента ST и частота сердечных сокращений. Эти пять функции являются пятью входами в нейронной сети обучения векторного квантования. Предложен обобщенный алгоритм и архитектура сгенерированной нейронной сети обучения векторного квантования (LVQNN) с помощью MATLAB. Приведен способ обучения нейронной сети классифицировать сигнал ЭКГ, на основе полученных обучающих данных в процессе извлечения признаков - 5 входов в один из пяти классов: брадикардия, тахикардия, преждевременное сокращение желудочков (ПСЖ), инфаркт миокарда или в класс отсутствие заболеваний.

При диагностике сердечно-сосудистых заболеваний (ССЗ) обработка и анализ электрокардиограммы (ЭКГ) является более сложным трудноформализуемым процессом. Это обстоятельство определяется физиологическим происхождением сигнала, которое зависит от множества факторов. Существующие работы в этой области не обеспечивают на достаточном уровне требуемую достоверность результатов анализа и распознавания информативных признаков ЭКГ. В связи с этим повышения эффективности методов и алгоритмов анализа ЭКГ путем корректного определения её временных параметров и определения точного диагноза вида сердечных заболеваний является актуальным.

В работах [1], [2], [3] для проведения исследования получена база данных ЭКГ медицинских учреждений. База данных включает 200 сигналов ЭКГ, которые имеют электрические помехи или шумы и зарегистрированы из источников, отличных от электронных сигналов сердца. Предложены алгоритмы для предварительной обработки показателей и извлечения функций ЭКГ в реализации которых использовано программное обеспечение MATLAB.

На этапе предварительной обработки обеспечивается получение более точной информации о показателях ЭКГ для обучения и вычисления классификатора. При этом необходимо достигать таких параметров сигнала ЭКГ с минимально возможной потерей информации. Удаление шума или помех не должно привести к устраниению жизненно важных показателей сигнала ЭКГ [1].

Следующим этапом является извлечение функций [2], [3]. На основе проведенных исследований можно сказать, что обнаружение функций ЭКГ можно осуществить с помощью алгоритма Пан-Томпкинса и вейвлет преобразование. При этом можно получить пики R и амплитуду R-волны, а интервалы RR рассчитываются как разница во времени между двумя последовательными пиками R. После этого производится расчет частоты сердечных сокращений для каждого удара ЭКГ. Для определения длительности комплекса QRS определены пики Q и S.

Целью данной работы является, на основе полученных результатов в работах [1], [2], [3] проводить обучение искусственной нейронной сети для классификации сигнала ЭКГ.

В последние времена наблюдается тенденция применения нейронных сетей при диагностике сердечно-сосудистых заболеваний [4], [5], [6], [7], [8]. Применение нейронных сетей позволяет оптимизировать диагностический процесс и избегать ошибочных диагнозов. при их диагностике, а именно обработке и анализа электрокардиограмм (ЭКГ).

В связи с этим в данной работе предлагается методика обработки и анализа электрокардиограмм и его классификации с применением нейронных сетей (Рис.1). Для исследования были выбраны следующие функции, такие как длительность комплекса QRS, интервал R-R, амплитуда зубца R и изменение наклона сегмента ST и частота сердечных сокращений. При этом требуется вычисление всех пять функций для каждого ритма ЭКГ.

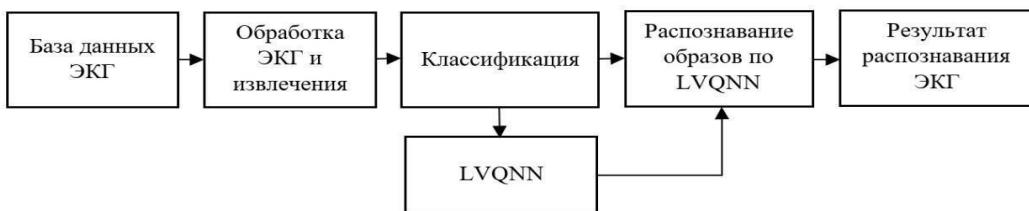


Рисунок 1 - Блок-схема алгоритма обработки, анализа и классификации ЭКГ с использованием нейронной сети LVQ.

Сигнал ЭКГ содержит множество ритмов, в зависимости от времени измерения. Для каждой функции может быть только одно значение. Это будет представлять один из входов в обучении нейронной сети векторного квантования (LVQNN). Поэтому для каждой функции необходимо вычислять среднее значение. Выходные данные этой функции в MATLABe представляют собой пять средних значений (интервала RR, амплитуды волны R, изменения наклона ST, частоты сердечных сокращений, продолжительности волны QRS), которые представляют ЭКГ сигнал. Эти пять средних значений являются пятью входами в нейронной сети обучения векторного квантования. На рисунке 2 представлена блок-схема реализации процесса выделения входных параметров т.е. извлечения признаков.

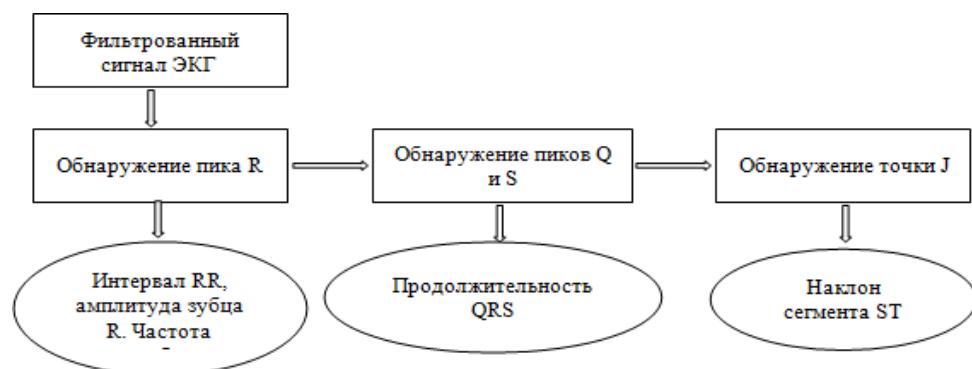


Рисунок 2 - Блок-схема процесса извлечения пяти функций.

Необходимо отметить, что извлеченные признаки недостаточны для проведения классификации. Требуется определить для каждого сигнала ЭКГ соответствующее заболевание. Эту информацию мы называем выходными параметрами или целевым классом. Чтобы определить соответствующий целевой класс для каждого сигнала, сгенерировано дерево решений, как показано на рисунке 3. В зависимости от значения функций мы определяем соответствующий целевой класс заболеваний.

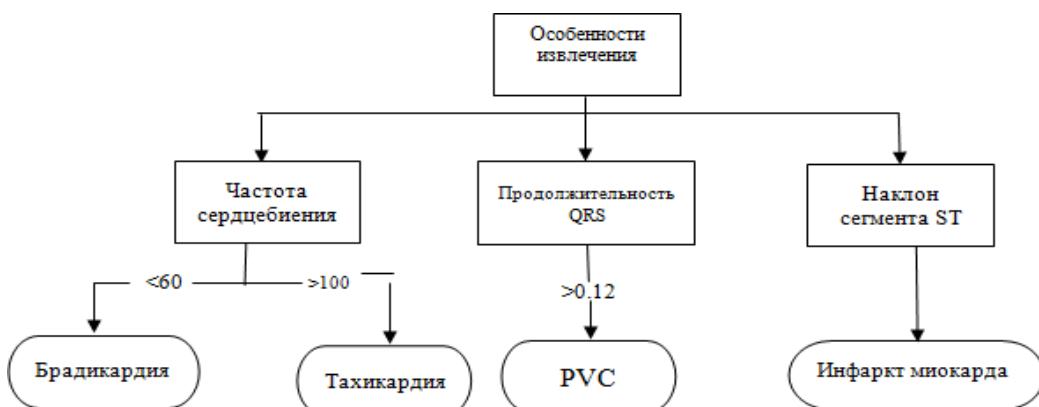


Рисунок 3 - Дерево классификации для определения целевого класса.

Нейронная сеть обучения векторного квантования имеет два слоя: первый - конкурентный слой и второй - линейный слой. Конкурентный слой учится классифицировать входные векторы. Линейный слой преобразует классы конкурентного слоя в целевые классификации, определяемые пользователем. Классы, относящиеся конкурентному слою называются подклассами, а классы линейного слоя – целевыми классами.

Обучение нейронной сети в конкурентном слое основано на наборе пары вход / цель. Каждый целевой вектор имеет одну 1. Остальные его элементы равны 0 или 1, это говорит о правильной классификации связанных входных данных. При этом каждому входному вектору должен быть присвоен один из классов.

Нейронная сеть должна быть обучена так, чтобы она классифицировала входной вектор в соответствующий класс. Для обучения нейронной сети представлен входной вектор X и весовая матрица M .

Обучающий вектор сети квантования классифицируют входные векторы на целевые классы, используя конкурентный слой для поиска подклассов входных векторов, а затем объединяют их в целевые классы. В отличие от персептронов, нейронные сети LVQ могут классифицировать любой набор входных векторов, а не только линейно разделимые наборы входных векторов. Единственное требование состоит в том, что в конкурентном слое должно быть достаточное количество нейронов. Каждому классу должно быть назначено определенное количество конкурентоспособных нейронов. При этом целевые векторы, используемые для инициализации сети LVQ, должны иметь распределение целей, как в обучающих сетях. Таким образом достигается объединение большего количества подклассов в целевые классы с большим количеством векторов.

Квантования вектора обучения, это контролируемый алгоритм классификации. Контроль осуществляется, когда модель обучается на помеченном наборе данных. Помеченный набор данных имеет набор входных и выходных параметров.

Обучение векторного квантования - это метод классификации моделей. Он основан на прототипе алгоритма контролируемый классификации и является одной из конкурентных нейронных сетей. На рисунке 4 представлена архитектура нейронной сети LVQ.

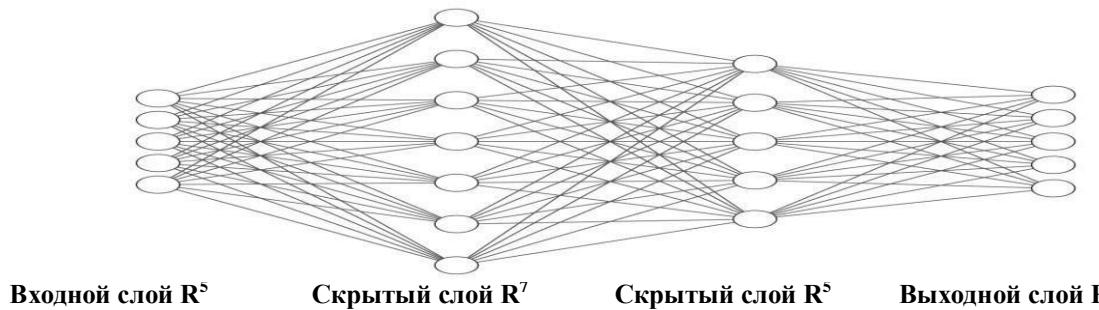


Рисунок 4 - Архитектура нейронной сети LVQ с 7 скрытыми нейронами на конкурентном уровне и 5 скрытыми нейронами на линейном уровне.

В нашем случае, мы рассмотрим архитектуру нейронной сети LVQ с 7 скрытыми нейронами на конкурентном слое и 5 скрытыми нейронами на линейном слое. В общем, архитектура LVQNN содержит входной слой, два скрытых слоя и выходной слой. Первый скрытый слой - это конкурентный слой, а второй скрытый слой - это линейный слой. Первый слой, который является конкурентным уровнем, учится классифицировать входы. Классы конкурентного слоя преобразуются в целевые классификации с помощью линейного слоя. Классы изучаемые на конкурентном слое называются подклассами, а классы линейного слоя являются целевыми классами.

Количество нейронов для ввода - это количество извлеченных объектов, а число выходного слоя - это номер целевого класса. Чтобы достичь оптимального количества скрытых нейронов, нам нужно протестировать несколько типов нейронных сетей с разными скрытыми нейронами. Затем выбирается нейронная сеть, которая имеет наименьшее количество ошибок.

Прежде чем генерировать LVQNN, мы разделяем все данные выборки на две части. 80% выборочных данных представляют собой данные обучения / обучения (learning/training), а другие 20% - являются данными тестирования. LVQNN использует данные обучения для тренировки (рисунок 5).

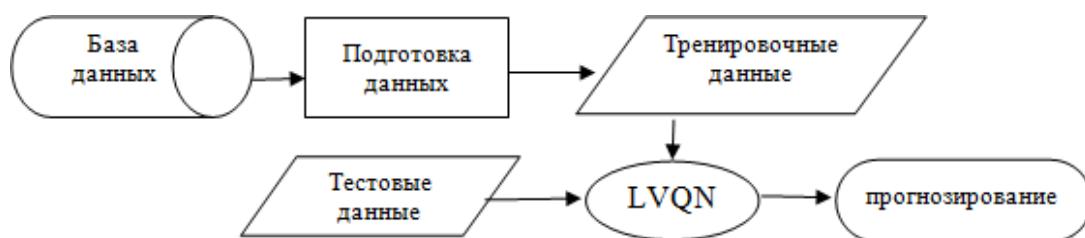


Рисунок 5 - Обобщенная блок-схема алгоритма сгенерированной сети LVQ.

Таким образом, в нашем случае мы берем обучающие данные, полученные в процессе извлечения признаков - 5 входов (интервал R-R, амплитуда зубца R, длительность комплекса QRS, наклон сегмента ST, частота сердечных сокращений) и обучаем нашу сеть классифицировать сигнал ЭКГ, представленный в качестве входных данных, в один из пяти классов: брадикардия, тахикардия, преждевременное сокращение желудочков, инфаркт миокарда или в класс отсутствие заболеваний. На основе предоставленных целевых классов нейронная сеть классифицирует входные данные на выбранные пять классов. На рисунке 6 показан LVQNN, сгенерированный в MATLAB.

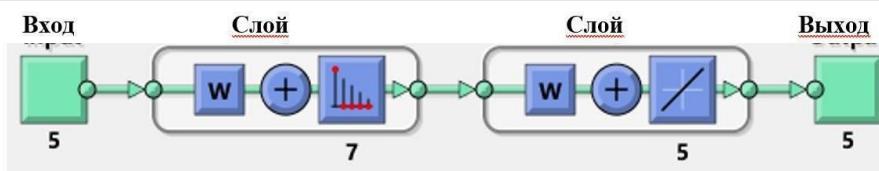


Рисунок 6 - Архитектура сети LVQ.

Как конкурентный, так и линейный слои имеют по одному нейрону на (под- или целевой) класс. Таким образом, конкурентный уровень может учиться до L1 подклассов. Они, в свою очередь, объединяются линейным слоем для формирования целевых классов L2 (L1 всегда больше, чем L2).

После обучения и тестирования сети LVQ, приступаем к оценке моделей классификации. Мы создаем матрица путаницы (confusion) или классификацию аномалий сердца, которая показывает правильные и неправильные прогнозы. Матрица путаницы позволяет определить эффективность алгоритма. При этом точность классификации составляет 80%. Алгоритм обратного распространения с нейронной сетью LVQ используется для целей эффективной классификации.

Предложен обобщенный алгоритм и архитектура сгенерированной нейронной сети обучения векторного квантования (LVQNN) с помощью MATLAB. Приведен способ обучения нейронной сети классифицировать сигнал ЭКГ, на основе полученных обучающих данных в процессе извлечения признаков - 5 входов в один из пяти классов: брадикардия, тахикардия, преждевременное сокращение желудочков (ПСЖ), инфаркт миокарда или в класс отсутствие заболеваний. Авторы находятся в поисках для достижения еще более высокой точности классификации.

Библиографический список

1. Talatov Y., Magrupov T. Algorithmic and Software Analysis and Processing of ECG Signals. 2019 International Multi-Conference on Engineering, Computer and Information Sciences (SIBIRCON). Novosibirsk, Russia, 2019, pp. 403 – 406.
2. Talatov Y., Magrupov T., Radjabov A. A. Device for Measuring of Frequency Response Function of Biopotentials. 2019 International Multi-Conference on Engineering, Computer and Information Sciences (SIBIRCON). Novosibirsk, Russia, 2019, p. 7- 10.
3. Талатов Ё.Т., Магрупова М.Т. «Обобщение обработки электрокардиограмм и расчета частоты сердечных сокращений»- Цифровой регион: опыт, компетенции, проекты: сборник статей Международной научнопрактической конференции (г. Брянск, 19 ноября 2019 г.) [Электронный ресурс]. – Брянск: Брян. гос. инженерно-технол. ун-т., 2019. – с. 670 - 675
4. Leila Fallah Araghi, Hamed Shahhosseini, Farbod Setoudeh. IRIS Recognition Using Neural Network. Proceedings of the International Multi-Conference of Engineers and Computer Sciences. Hong Kong, 2010, pp. 338-340.
5. Atul Sethi, Siddharth Arora, Abhishek Ballaney, Frequency domain analysis of ECG signals using auto-associative neural networks, International Conference on Biomedical and Pharmaceutical Engineering 2006 (ICBPE 2006), pp.531-536
6. Sayad A.T., Halkarnikar P.P. Diagnosis of heart disease using neural network approach – International Journal of Advances in Science Engineering and Technology. 2014, Vol. 2, Iss. 3, pp. 88-92.
7. Ajam N. Heart diseases diagnoses using artificial neural network – Network and Complex Systems. 2015, Vol. 5, No. 4, pp. 7-11.
8. Sivanandam. S. N.. Sumathi. S. and Deepa. S. N. "Introduction to Neural Networks using - MATLAB 6.0. learning vector quantization. Tata McGraw-Hill. pp.237 -239.2006.

TRAINING AN ARTIFICIAL NEURAL NETWORK FOR CLASSIFICATION OF SIGNAL OF ELECTROCARDIOGRAMS

Magrupov T.M., Talatov Y.T., Magrupova M.T., Kramar K.A.

Tashkent State Technical University named after I. Karimov, Tashkent, talatmt@rambler.ru
Saint-Petersburg State Electrotechnical University «LETI» named after V.I. Ulyanov (Lenin), St. Petersburg, kristina12.5@bk.ru

Keywords: ECG, neural networks, vector quantization

Annotation. The article is devoted to the study of processing and analysis of the main indicators of an electrocardiogram (ECG) based on neural networks. An algorithm for decision support for ECG analysis using a neural network of vector quantization training based on the authors ' results on algorithmic and software for ECG signal analysis and processing is proposed. For the study were selected the following features, such as duration of QRS complex, RR interval, amplitude of R-wave and the change in the slope of ST segment and heart rate. These five functions are the five inputs in the neural network for learning vector quantization. A generalized algorithm and architecture of the generated vector quantization learning neural network (LVQNN) using MATLAB is proposed. A

method for training a neural network to classify an ECG signal is presented, based on the training data obtained during the extraction of signs - 5 inputs to one of five classes: bradycardia, tachycardia, premature ventricular contraction (PSG), myocardial infarction, or in the absence of diseases class.

КОМПЬЮТЕРНОЕ МОДЕЛИРОВАНИЕ ВЧ-СВЧ ДИАГНОСТИКИ И ТЕРАПИИ

Гаврилов В.М., Дементьев В.К, Шаманская Е.Л.

«Владимирский государственный университет имени Александра Григорьевича и Николая Григорьевича Столетовых», г. Владимир, valerian.gavrilov@mail.ru, ozzman-m2@mail.ru, shamanel@mail.ru

Ключевые слова: компьютерное моделирование, виртуальная микроволновая диагностика, CST MS 2013, компьютерный Фантом головы человека, локальная гипертермия, сфокусированное электромагнитное поле, кольцевые антенные решетки

Аннотация. Представлены результаты исследований возможности виртуальной микроволновой диагностики отека головного мозга. Компьютерные исследования проводились с использованием программного компонента CST MS 2013 на компьютерном фантоме головы человека с физически точными электродинамическими параметрами биологических тканей. Проведенные исследования показали эффективность микроволновой диагностики, в том числе на ранних стадиях заболевания. Рассмотрена возможность локальной гипертермии при опухолях головного мозга с использованием сфокусированного электромагнитного поля. В качестве фокусирующей системы использовалась композиция кольцевых антенных решеток с общим геометрическим фокусным центром. Представлены результаты компьютерного моделирования с использованием электродинамической модели головы человека, подтверждающие эффективность метода на ранних стадиях рака.

Виртуальная СВЧ диагностика отека мозга. Отек головного мозга представляет собой патологическое состояние, при котором происходит аккумуляция внеклеточной и/или внутриклеточной жидкости, что приводит к увеличению объема мозга и прогрессированию его функциональной несостоятельности. Основным патофизиологическим проявлением отека головного мозга является рост внутричерепного давления (ВЧД). Отек мозга – быстротечное заболевание и, если его вовремя и правильно не диагностировать, то в течение двух суток с момента начала развития он может привести к летальному исходу.

Рентген не позволяет осуществить подобную диагностику с необходимой степенью достоверности. Ультразвук оказывается неприменим из-за больших потерь в костной ткани черепа. Томография, из-за аппаратных проблем, оказывается неприменима для оперативной диагностики вдали от специализированных медицинских центров. Поэтому актуальным является метод диагностики отека мозга с помощью электромагнитного СВЧ-излучения (дистанционная векторная СВЧ скаттерометрия). При малом потоке мощности обследование может быть длительным и вполне безопасным.

В настоящее время для диагностики отека мозга используются следующие общие методы обследования:

- обследование шейно-головного отдела;
- неврологическое обследование;
- КТ головного мозга – с целью определения величины и локализации отека;
- МРТ головного мозга – с целью определения величины и локализации отека;
- анализ крови для определения возможных причин отека.

Наиболее часто встречающимися причинами являются различные виды травм головы, что требует оперативного и компактного метода диагностики.

В качестве перспективного метода в статье, рассматривается диагностика отека мозга с помощью электромагнитных волн. При плотности потока мощности менее 10 мкВт/см^2 обследование может быть длительным и не представляющим опасности для здоровья. Кроме того, электромагнитные поля СВЧ характеризуются относительно малыми потерями при распространении в воздухе и костных тканях, поэтому при исследовании внутренней структуры головы человека СВЧ-методы предпочтительнее ультразвуковых методов.

Важным моментом СВЧ-диагностики отека мозга является выбор рабочей частоты. Особенность задачи заключается в необходимости обеспечения достаточного разрешения, сопоставимого с длиной волны в среде, и значительной глубины проникновения, зависящей от затухания ЭМП в биологических тканях.

Для надежного обнаружения и контроля состояния неоднородности желательно иметь большую проникающую способность электромагнитного излучения. Это предполагает использование низкочастотной части СВЧ-диапазона. При оценке положения и размеров отека в голове человека, который можно рассматривать как сферическую дифракционно-ограниченную систему радиусом 1-5 см, желательно иметь высокое разрешение, что сопряжено с применением более высоких частот.

Электродинамические параметры костной ткани и ткани мозга были взяты из справочного приложения программного комплекса *CST Microwave Studio* 2013 (библиотека электродинамических параметров биологических тканей и органов человека). Совместный анализ зависимостей противоположным образом зависящих от частоты для указанных видов тканей позволили выявить характерную область, соответствующую

диапазону частот с оптимальным соотношением пропускающей способности и пространственного разрешения: 0,3 - 3,5 ГГц.

Возможность СВЧ диагностики отека мозга была проверена на виртуальной установке, компьютерная модель которой реализована в *CST MS 2013*.

Схематично, виртуальная установка приведена на рисунке 1. Установка включает два соосных оптимальных приемно-передающих конических рупора и компьютерный фантом головы человека в пространстве между двумя излучающими раскрывами антенн. Диаметр излучающего раскрыва рупорных антенн $\varnothing = 275$ мм. На рис.2 приведена электродинамическая модель головы человека со сфероидальным отеком. В процессе компьютерных исследований проводилась оценка элементов комплексной матрицы рассеяния по входам рупорных излучателей в зависимости от объема отека. Электродинамические параметры жидкости в отечной области задавались равными $\epsilon = 81$; $\sigma = 0,01$ См/м. Предварительные исследования показали, что наибольшей чувствительностью к объему отека установка обладает на частоте 3,3 ГГц. На этой частоте измерены диаграммы направленности рупорных излучателей в ортогональных плоскостях была близка к 20^0 , а коэффициент усиления равен 20 дБ. Оптимальное с точки зрения разрешающей способности расстояние между излучающими раскрывами получилось близким к 950 мм.

Зависимости модуля коэффициента отражения и модуля коэффициента передачи представлены в таблице 1.

Таблица 1 - Зависимости модуля коэффициента отражения и модуля коэффициента передачи

Радиус шарообразного отека, мм	Модуль коэффициента отражения	Модуль коэффициента передачи
2	0,07714	0,147953
5	0,131915	0,107311
10	0,19188	0,06502
15	0,20158	0,0266
20	0,256	0,007786

Из таблицы следует, что модуль коэффициента отражения фактически линейно возрастает, а модуль коэффициента передачи линейно убывает при увеличении размера отека.

Исследования на компьютерной модели показали, что фаза коэффициента отражения и коэффициента передачи, более чувствительны к изменению размеров отека мозга. Однако, эти зависимости являются сложно анализируемыми, что затрудняет их использование для диагностики.

Таким образом, компьютерные исследования на физически достоверным фантоме головы человека показали высокую эффективность СВЧ-диагностики отека мозга.

При этом:

- для обнаружения отека можно использовать как модуль коэффициента отражения, так и коэффициента передачи;
- уверенно диагностируется отек радиусом до 2 мм (диагностика отека на ранних стадиях);
- зависимость фазы и коэффициентов отражения передачи от радиуса отека - является наиболее чувствительным параметром, но она практически не поддается анализу простым средствам.

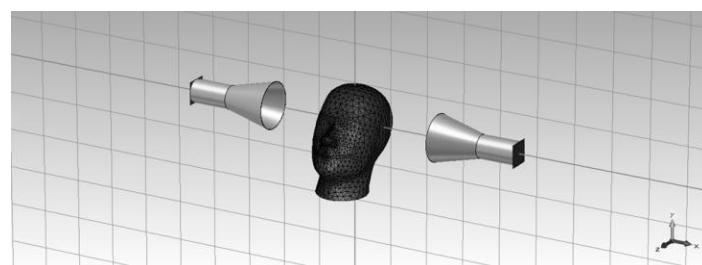


Рисунок 1 - Компьютерная модель установки для диагностики.

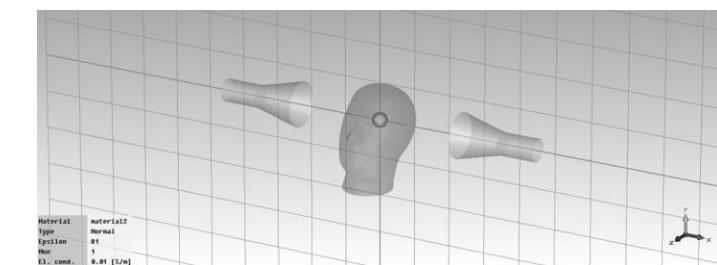


Рисунок 2 - Электродинамическая модель головы с отеком мозга.

Локальная гипертермия рака головного мозга с помощью сфокусированного электромагнитного поля. В статье предлагается перспективный способ фокусировки поля, связанный с использованием пространственных решеток излучателей, расположенных на поверхности второго порядка [1]. Наиболее просто подобная антenna реализуется на основе кольцевой ФАР, излучающей во внутреннюю часть окружности. В этом случае, фокусировка достигается за счет равенства электрических расстояний от излучателя до точки фокусировки, совпадающей с центром окружности. При этом возможно введение фазовращателей для коррекции электрических расстояний, которые могут возникнуть из-за дефокусирующих свойств биологического объекта. Кроме этого, такая система является принципиально широкополосной и может быть использована для радиометрических исследований. В качестве примера, была рассмотрена кольцевая решетка вертикально ориентированных полуволновых вибраторов на частоте 100 МГц, радиусом 1,5 м, количество излучателей - 16. В центре кольцевой решетки располагалась голова человека. Электродинамические параметры биологических тканей костной: $\epsilon_r = 10$; мозговой $\epsilon_r = 30$ задавались с помощью библиотеки материалов *CST MS 2013*. Пространство между поверхностью головы и решеткой заполнялось трансформирующим слоем ($\epsilon_r = 2$).

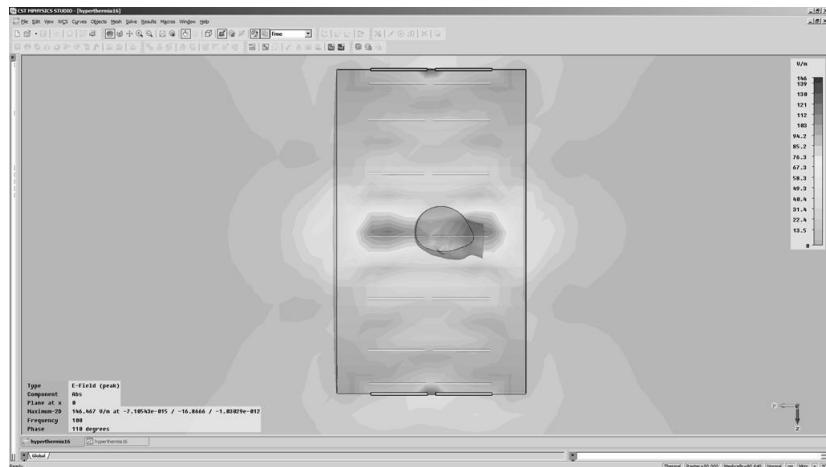


Рисунок 3 - Распределение результирующего поля в голове и окружающем пространстве.

На рисунке 3 приведено распределение электромагнитного поля во внутренней части головы и окружающем пространстве, при мощности на входе каждого излучателя 70 Вт.

Как следует из рисунка, удовлетворительные свойства в этом случае достигаются в горизонтальной плоскости, расположенной перпендикулярно излучателям кольцевой ФАР. В вертикальной плоскости фокусирующие свойства существенно снижаются, и размеры фокальной области превышают размеры головы человека. Подтверждением приведенных рассуждений является рисунок 4, на котором приведено распределение температуры во внутренних тканях головы человека и окружающем пространстве. Из рисунка следует, что в рассматриваемой системе достигается высокая интенсивность поля, проникающего во внутреннюю область головы человека, и требуемый разогрев внутренних тканей. Но размеры сфокусированной области с необходимой областью температуры сравнимы с размерами головы, что не позволяет осуществить локальную гипертермию с требуемым разрешением.

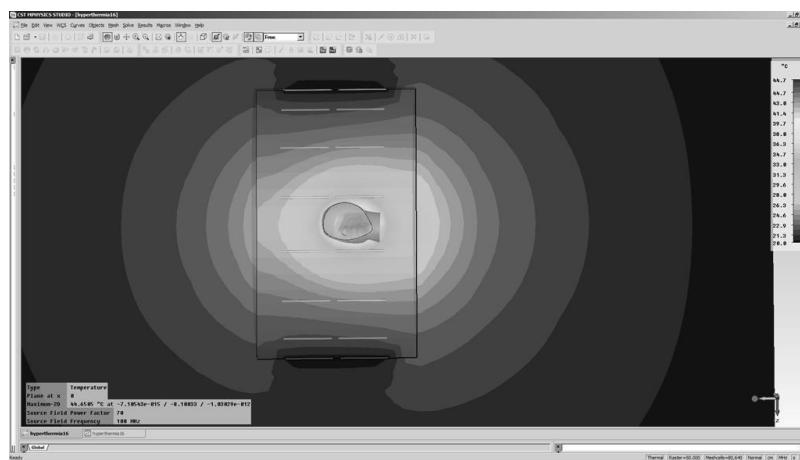


Рисунок 4 - Распределение температуры во внутренних тканях головы человека и окружающем пространстве.

Существенно более высокие фокусирующие свойства могут быть достигнуты при использовании пространственной ФАР, образованной двумя ортогонально расположенным кольцевыми антennами

решетками одинакового радиуса и общим геометрическим центром (рисунок 5).

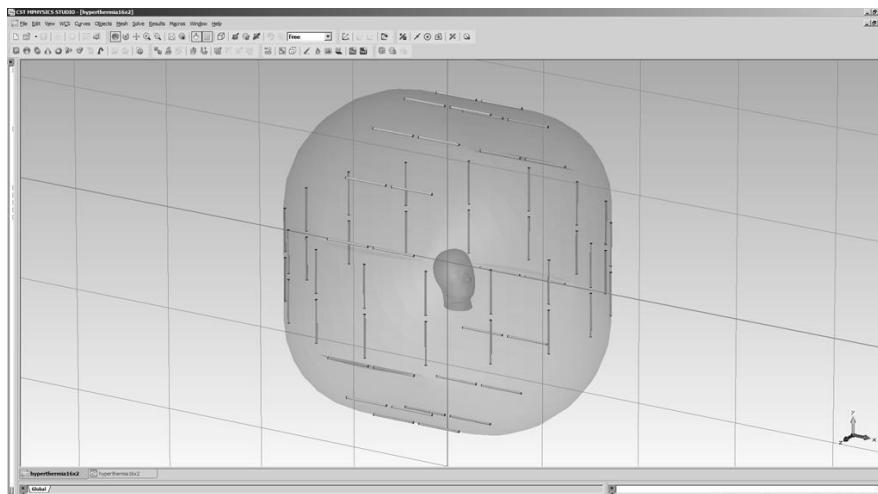


Рисунок 5 - Пространственная ФАР, образованная ортогональными кольцевыми антенными решетками.

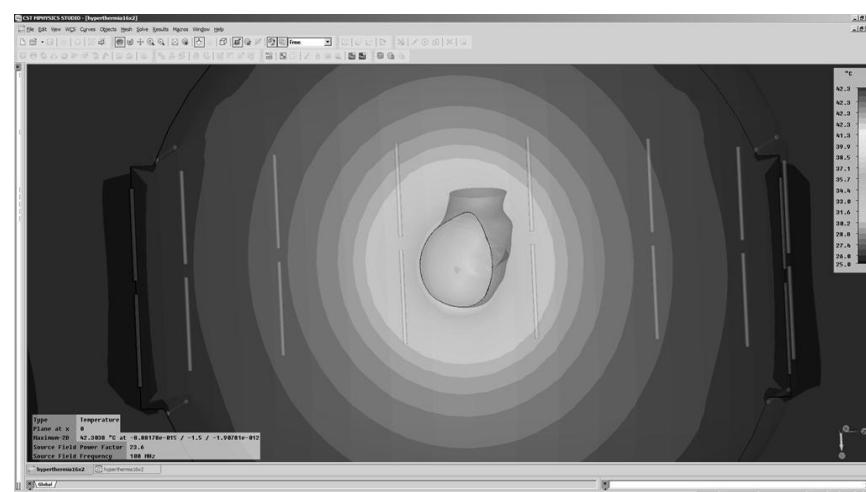


Рисунок 6 - Распределение температуры во внутренних тканях головы человека.

Распределение температуры во внутренних тканях головы в этом случае представлено на рис. 6. При этом, мощность на выходе каждого излучателя полагалась равной 23,6 Вт. Необходимая для гипертермии температура равная 42,5° С достигалась в локальном объеме головы с размером меньше 1 см³.

Таким образом, задача локальной гипертермии во внутренних тканях, в том числе и в голове, может быть достигнута с помощью сферической ФАР с неполным заполнением. В частности, оптимальным оказался вариант сочетания двух ортогонально расположенных кольцевых решеток.

Библиографический список

1. Дементьев В.К., Гаврилов В.М., Никитин О.Р. Применение ФАР для фокусировки электромагнитного поля во внутренних тканях головы человека. X Международная научная конференция - ФРЭМЭ 2012. Владимир - Сузdal. 67-71 с.

COMPUTERNOE MODELING OF RF-MICROWAVE DIAGNOSTICS AND THERAPY

Gavrilov V. M., Dementev V.K., Shamanskay E.L.

«Vladimir state University named after Alexander Grigoryevich and Nikolai Grigoryevich Stoletov», Vladimir,
valerian.gavrilov@mail.ru, ozzman-m2@mail.ru, shamanel@mail.ru

Keywords: computer modeling, virtual microwave diagnostics, CST MS 2013, computer Phantom of the human head, local hyperthermia, focused electromagnetic field, ring antenna arrays

Annotation. The results of research on the possibility of virtual microwave diagnostics of brain edema are presented. Computer studies were conducted using the software component CST MS 2013 on a computer phantom of the human head with physically accurate electrodynamic parameters of biological tissues. Studies have shown the effectiveness of microwave diagnostics, including in the early stages of the disease. The possibility of local hyperthermia in brain tumors using a focused electromagnetic field is considered. As a focusing system, a composition

of annular antenna arrays with a common geometric focal center was used. The results of computer modeling using an electrodynamic model of the human head, confirming the effectiveness of the method in the early stages of cancer, are presented.

ИНФОРМАЦИОННАЯ СИСТЕМА ДЛЯ ОБЪЕКТИВНОГО ВЫЯВЛЕНИЯ ПСИХИЧЕСКОЙ ДЕЯТЕЛЬНОСТИ МОЗГА НА ОСНОВЕ ВЕЙВЛЕТНОГО АНАЛИЗА ЭНЦЕФАЛОГРАММЫ

Юматов Е.А.

Научно-исследовательский институт нормальной физиологии имени П.К. Анохина, РАН, г. Москва,
eayumatov@mail.ru

Ключевые слова: вейвлет-анализ ЭЭГ, проявления психической деятельности мозга

Аннотация. Мозг-это уникальная организация в живой природе, обладающая способностью к психической деятельности, которая проявляется в уме, в мыслях, чувствах, эмоциях.

В настоящее время разработан прогрессивный математический метод вейвлет-анализа электроэнцефалограммы (ЭЭГ), который открывает новые возможности для выявления информативности процессов в головном мозге.

Целью настоящего исследования является разработка информационной технологии изучения психической деятельности головного мозга на основе вейвлет-анализа ЭЭГ.

Способность человека осознавать изображение на экране монитора проверялась с одновременной записью ЭЭГ с помощью разработанной компьютерной программы и экспериментальной установки на базе ПК.

Вейвлет-анализ фрагментов записи ЭЭГ проводили в момент осознания смыслового содержания изображения по сравнению с записями ЭЭГ при отсутствии сознательного (субъективного) восприятия смыслового содержания изображения.

Показаны существенные различия в альфа-ритме ЭЭГ между моментами осознания смыслового содержания образа и отсутствием осознанного (субъективного) восприятия смыслового содержания образа.

Вейвлет-анализ фрагментов записи ЭЭГ показывает, что основным ритмом ЭЭГ, по которому можно судить о наличии субъективного восприятия зрительного образа, является альфа-ритм.

Проведенные исследования позволяют сделать важный вывод о возможности выявления в ЭЭГ проявлений психической деятельности мозга, связанных с осознанием зрительного образа.

Разработанные экспериментальные модели и информационно-программное обеспечение позволяют сравнивать электроэнцефалографические показатели двух психических состояний мозговой деятельности, одно из которых обманчиво, а другое правдиво, и изучать механизмы извлечения информации из памяти человеческого мозга.

Головной мозг является уникальной системной организацией в живой природе, обладающей способностью к субъективной, психической деятельности, которая проявляется в сознании, в мыслях, чувствах, эмоциях, т.е. в субъективном восприятии человека самого себя и окружающего мира.

Несмотря на огромные достижения современной психофизиологии и нейрофизиологии, существующие в данных областях методы, не позволяют непосредственно регистрировать и изучать паттерны психической деятельности мозга [1,2,3,4,5].

При использовании классических методов анализа электроэнцефалограммы (ЭЭГ) можно видеть, что ритмическая активность имеет нестационарную природу, отличается чрезвычайно высоким разнообразием формы и частотного состава, что существенно ограничивает информационные возможности традиционных методов спектрального анализа сигналов.

Для раскрытия природы психической деятельности мозга необходима разработка принципиально новой информационной методологии, позволяющей расшифровать в нейрофизиологических процессах проявления (паттерны) психической деятельности мозга.

В последние годы получил развитие современный математический метод непрерывного вейвлетного анализа ЭЭГ [6-11]. Непрерывное вейвлетное преобразование является оптимальным методом частотно-временного анализа нестационарных сигналов, в т.ч. ЭЭГ, а также служит надёжной основой для создания алгоритмов автоматического распознавания отдельных форм ритмической активности на ЭЭГ. В.В. Грубовым с соавт. проведено усовершенствование метода математического вейвлетного анализа электроэнцефалограммы, ориентированного на кратковременность проявления психической деятельности мозга [11].

Вейвлетный анализ имеет существенное преимущество перед классическим методом спектрального анализа ЭЭГ, поскольку позволяет проводить частотно-временной анализ сложных нестационарных сигналов, одним из которых является ЭЭГ. При этом вопрос о том, возможно ли ЭЭГ выявить проявления психической деятельности мозга, остаётся открытым.

Общей целью исследования является разработка информационной технологии и экспериментальных моделей для изучения психической деятельности на основе непрерывного вейвлетного анализа сигнала ЭЭГ при различных состояниях мозга человека: осознании визуального изображения, правдивых и лживых мысленных ответов и субъективного воспроизведения памяти.

В первой части работы использована разработанная нами экспериментальная установка на базе ПК и информационно-программное обеспечение для тестирования и выявления по электроэнцефалографическим показателям двух состояний деятельности мозга человека, - одно из которых характеризуется субъективным, сознательным восприятием зрительного образа; другое, его отсутствием, из-за кратковременности предъявления визуального изображения. [12, 13].

Экспериментальная установка на базе ПК имеет два монитора, которые одновременно используются во время тестирования.

Первый монитор предназначен для экспериментатора, который производит настройку в главном окне «Окно экспериментатора» программы параметров: количество последовательно экспонируемых изображений, время экспозиции первого изображения, редукцию времени экспозиции последующих изображений, чёткость изображения.

Второй монитор, на котором отображаются зрительные образы в полноэкранном режиме, предназначен для испытуемого. На этом мониторе испытуемый видит «Окно экспозиции». В этом окне последовательно появляется ряд изображений с прогрессивным уменьшением времени экспозиции.

Компьютерная программа создана на основе [14, 15], имеет интерфейс на русском языке. Программа предназначена для использования на компьютере под управлением ОС Windows 8, с двумя дисплеями – на одном находится окно управления программой, на другом – окно экспозиции изображений для испытуемого.

Тест состоит в следующем: на мониторе последовательно появляются с определённым интервалом времени ряд визуальных изображений с постоянно уменьшающимся временем экспозиции. Испытуемый должен внимательно смотреть на экран и осознавать появляющиеся на экране изображения. При определённом минимальном времени экспозиции на экране испытуемый увидит промелькнувшую картинку, но не сможет осознать её смысловое содержание. После выполнения тестов каждый испытуемый сообщает, какое изображение он осмыслил, а какое изображение не смог осознать из-за кратковременности экспозиции.

Во время проведения теста осуществляется запись ЭЭГ в разных структурах мозга в 10 отведениях ЭЭГ с помощью электроэнцефалографа «Нейрон-спектр» (г. Иваново), монополярно по схеме «10 – 20» в затылочных (O2, O1), теменных (P4, P3), центральных (C4, C3), лобных (F4, F3) и височных (T4, T3) отведениях. Объединенные референтные электроды располагаются на мочках ушей. Полоса фильтрации составляет 0,5 – 75,0 Гц, постоянная времени – 0,32 с, режективный фильтр - 50 Гц. Частота оцифровки – 200 Гц.

В исследовании принимали участие 20 человек мужского пола, разного возраста на основе добровольного информационного согласия. Всего было проведено 200 тестов, в которых было предъявлено испытуемым 5000 изображений. Статистическая обработка результатов проводилась с помощью теста для связанных выборок и расчета критерия Уилкоксона.

На основе усовершенствованного метода непрерывного вейвлетного преобразования был проведен частотно-временной анализ ЭЭГ при тестировании временной визуальной дискриминационной способности человека, осознавать смысловое содержание изображения на экране монитора [16, 17].

Полученные результаты показывают, что психическая деятельность мозга, проявляющаяся в осознании визуального изображения, отражается в альфа-диапазоне ЭЭГ. Можно видеть, что при «осознанном» и «неосознанном» действии визуального стимула наблюдаются различные сценарии формирования и разрушения альфа-ритма. При «осознанном» восприятии альфа-активность более выражена в моменты до и после предъявления стимула, а во время непосредственного осознания изображения активность альфа-ритма снижается. Во время «неосознаваемого» визуального изображения изменение интенсивности альфа-ритма достоверно менее выражено или даже отсутствует полностью.

Таким образом, можно отметить важную роль альфа-ритма ЭЭГ в отражении психической деятельности мозга при осознании зрительного образа. Наряду с этим, важна динамика активности в альфа-диапазоне до, во время и после воздействия визуального стимула, т.е. динамика формирования и разрушение альфа-ритма.

Вейвлетный анализ фрагментов записи ЭЭГ показывает, что основной ритм ЭЭГ, по которому можно судить о наличии субъективного восприятия зрительного изображения, является альфа-ритм. Выявлены достоверные различия в динамике альфа ритма ЭЭГ при осознании испытуемым смыслового содержания изображения и при отсутствии сознательного (субъективного) восприятия смыслового содержания изображения. Проведённые исследования позволяют сделать важный вывод о возможности выявления в ЭЭГ проявлений психической деятельности мозга, связанной с осознанием визуального изображения.

С помощью метода вейвлет-преобразования ЭЭГ была установлена принципиальная возможность прямой объективной регистрации психической деятельности мозга человека [16, 17], что открыло перспективу для разработки новой информационной технологии для выявления лживого и правдивого субъективного состояния мозга и изучения механизмов извлечения информации из памяти мозга человека.

Для тестирования правдивого и лживого состояния мозга человека разработана экспериментальная модель и программное обеспечение [18, 19], которые позволяют сравнивать по основе непрерывного вейвлетного анализа сигнала ЭЭГ два мыслительных состояний деятельности мозга, одно из которых, – лживое; другое, - правдивое.

Для изучения механизмов извлечения информации из памяти мозга человека разработана экспериментальная модель, информационно-программное обеспечение и создана экспериментальная установка для тестирования мысленного извлечения информации из памяти мозга испытуемого с одновременной

регистрацией и последующего анализа ЭЭГ с помощью вейвлет-преобразования [20]. Эта экспериментальная модель позволяют выявлять и сравнивать по электроэнцефалографическим показателям разные мыслительные состояния психической деятельности мозга, одно из них, когда испытуемый вспомнил и дал правильный ответ на вопрос, другое, - когда испытуемый не знал или не смог вспомнить ответ.

Раскрытие механизмов психической деятельности мозга является фундаментальной общебиологической, актуальной проблемой науки, решение которой открывает широкие возможности для разработки и практического использования принципиально новых информационных технологий.

Работа поддержана грантами № 19-07-00008/19 и № 19-07-00058/19 Российского фонда фундаментальных исследований (РФФИ) по темам: «Разработка информационной технологии для распознания в психической деятельности мозга правдивых и ложных мысленных ответов на основе анализа электроэнцефалограмм методами вейвлет-преобразований и машинного обучения», «Исследование возможности создания информационной системы для выявления в психической деятельности мозга процессов воспроизведения (воспоминания) памяти на основе вейвлетного анализа электроэнцефалограммы».

Библиографический список

1. Нагель Т. «Мыслимость невозможного и проблема духа и тела». Вопросы философии, 2001, № 10, с. 92-107.
2. Юматов Е.А. Психическая деятельность мозга, - «ключ» к познанию. Вестник Международной академии наук. Русская секция, 2013, № 1, с. 35-45.
3. Yumatov E.A. To knowledge of the origin of the brain mental activity. World Journal of Neuroscience 2014, v. 4, № 2, p. 170-182.
4. Yumatov E.A. The molecularly fielding psychophysical nature of the brain mental activity. J. Neuroscience and Medicine. 2019, v. 10, No. 2, p. 55-74.
5. Юматов Е. А. Дистанционно-полевые проявления психической деятельности мозга. Ж. Биомедицинская радиоэлектроника, 2019, № 1, с. 5-13.
6. Павлов А.Н., Храмов А.Е., Короновский А.А., Ситникова Е.Ю., Макаров В.А., Овчинников А.А. Вейвлет-анализ в нейродинамике. УФН, 2012, 182(9), с. 905-939
7. Грубов В.В., Ситникова Е.Ю., Короновский А.А., Павлов А.Н., Храмов А.Е. Автоматическое выделение и анализ осцилляторных паттернов на нестационарных сигналах ЭЭГ с использованием вейвлетного преобразования и метода эмпирических мод. Известия РАН. Серия физическая, 2012, 76(12), с. 1520–1523.
8. Короновский А.А., Макаров В.А., Павлов А.Н., Ситникова Е.Ю., Храмов А.Е. Вейвлеты в нейродинамике и нейрофизиологии. 2013. М. Физматлит.
9. Nazimov A.I., Pavlov A.S., Nazimova A.A., Grubov V.V., Koronovskii A.A., Sitnikova E.Yu., Hramov A.E. Serial identification of EEG patterns using adaptive wavelet-based analysis. Eur. Phys. J. Special Topics. 2013, 222, 2713-2722.
10. Hramov A.E., Koronovskii A.A., Makarov V.A., Pavlov A.N., Sitnikova E.Yu. Wavelets in Neuroscience. 2015. Springer Heidelberg New York Dordrecht London, 318 p.
11. Grubov V.V., Sitnikova E.Yu., Pavlov A.S., Koronovskii A.A., Hramov A.E. Recognizing of stereotypic patterns in epileptic EEG using empirical modes and wavelets. Physica A., 2017, v. 486, 206-217.
12. Потапова О.В., Потапов В.Ю., Юматов Е.А. Информационно-программное обеспечение для электроэнцефалографического анализа психической деятельности мозга. Ж. Нейрокомпьютеры: разработка и применение, 2016, № 11, с. 45-50.
13. Yumatov E.A., Potapova O.V., Potapov V.Y., Glazachev O.S. and Rajewski V.V. The experimental behavioral model and software to identify of mental activity of the brain. Psychology and Behavioral Science International Journal. 2017, v. 2, № 1, p. 1-4.
14. Stenning Justin. Direct3D Rendering Cookbook. 2014. Packt Publishing. 430 p.
15. 10. MacDonald M. Pro WPF 4.5 in C#: Windows Presentation Foundation in NET 4.5 Apress, 2012. 4th Edition.1095 p.
16. Юматов Е.А., Храмов А.Е., Грубов В.В., Глазачев О.С, Дудник Е.Н., Карапыгин Н.А. Исследование возможности распознавания психической деятельности мозга на основе вейвлетного анализа электроэнцефалограммы. Биомедицинская Радиоэлектроника. 2018, № 4, с. 3-12.
17. Yumatov E.A., Hramov A.E., Grubov V.V., Glazachev O.S., Dudnik E.N., Karatygin N.A. Possibility for recognition of psychic brain activity with continuous wavelet analysis of EEG. Journal of Behavioral and Brain Science (JBBS). 2019, v. 9, No. 3. pp. 67-77.
18. Юматов Е.А., Потапов В.Ю., Карапыгин Н.А., Перцов С.С. Экспериментальная модель и программное обеспечение для распознания правдивых и ложных мысленных ответов на основе анализа электроэнцефалограммы. Ж. Биомедицинская радиоэлектроника, 2019, № 5, с. 38-44.
19. Yumatov EA, Potapov VYu, Karatygin NA, Dudnik EN, Pertsov SS. Experimental approach to the recognition of truthful and false mental responses based on the wavelet transform of the electroencephalogram. J. Trends in Med. 2019. v. 4. 19: DOI: 10.15761/TiM.1000199

20. Юматов Е.А., Потапов В.Ю., Дудник Е.Н., Карагыгин Н.А., Перцов С.С. Экспериментальная модель и программное обеспечение для выявления процессов воспроизведения памяти на основе вейвлетного анализа электрэнцефалограммы. Ж. Вестник психофизиологии. 2019, № 2, с. 99-105.

INFORMATION SYSTEM FOR OBJECTIVE IDENTIFICATION OF THE MENTAL ACTIVITY OF THE BRAIN ON THE BASIS OF THE WAVELET ANALYSIS OF THE ENCEPHALOGRAM

Yumatov E.A.

Research Institute of normal physiology named after P. K. Anokhin, Russian Academy of Sciences, Moscow,
eayumatov@mail.ru

Keywords: wavelet analysis of EEG, manifestations of mental activity of the brain

Annotation. The brain is a unique organization in living nature that has the capacity for mental activity, which is manifested in the mind, in thoughts, feelings, and emotions.

Currently, a progressive mathematical method of wavelet analysis of electroencephalograms (EEG) has been developed, which opens up new opportunities for identifying the informative nature of processes in the brain.

The purpose of this study is to develop an information technology for studying the mental activity of the brain based on EEG wavelet analysis.

The ability of a person to be aware of an image on a monitor screen was tested with simultaneous EEG recording using a developed computer program and an experimental PC-based installation.

Wavelet analysis of fragments of EEG recordings was performed at the moment of awareness of the semantic content of the image in comparison with EEG recordings in the absence of conscious (subjective) perception of the semantic content of the image.

Significant differences in the alpha rhythm of the EEG between the moments of awareness of the semantic content of the image and the lack of conscious (subjective) perception of the semantic content of the image are shown.

Wavelet analysis of fragments of EEG recording shows that the main EEG rhythm, which can be used to judge the presence of subjective perception of the visual image, is the alpha rhythm.

The conducted research allows us to draw an important conclusion about the possibility of detecting manifestations of mental activity of the brain associated with visual image awareness in the EEG.

The developed experimental models and information software allow us to compare electroencephalographic indicators of two mental States of brain activity, one of which is deceptive, and the other is true, and to study the mechanisms of extracting information from the memory of the human brain.

РАЗРАБОТКА ПРОГРАММНОГО КОМПЛЕКСА НЕЙРОИНТЕРФЕЙСА, ПРЕДНАЗНАЧЕННОГО ДЛЯ ПОМОЩИ ДЕТЬЯМ С СДВГ

Бекетов А.А.

Санкт-Петербургский электротехнический университет «ЛЭТИ», г. Санкт-Петербург,
beketov.alex98@yandex.ru

Ключевые слова: нейроинтерфейс, СДВГ, БОС, вейвлет преобразование

Аннотация. Данная работа посвящена разработке программного комплекса для нейроинтерфейса на основе биологической обратной связи для развития концентрации внимания и усидчивости у детей с синдромом дефицита внимания и гиперактивности. В основе обработки сигналов лежит вейвлет-преобразование, которое позволяет выделить альфа-и бета-ритмы из сигнала, после чего они применяются в игре для определения текущих условий игры.

Синдром дефицита внимания и гиперактивности (СДВГ) является одним из самых распространённых расстройств психики, встречающихся у детей. В основном оно проявляется в неспособности сфокусироваться, суетливости, неусидчивости и импульсивном поведении. В связи с этим возникают проблемы с обучаемостью, социализацией и склонность к опасным поступкам. Также существует повышенная вероятность развития сопутствующих расстройств психики у детей с СДВГ. Симптомы синдрома не проходят с развитием ребенка, а продолжают проявляться и во взрослой жизни. В связи с этим существует необходимость лечения СДВГ в как можно раннем возрасте [1].

Целью данной работы является разработка программного комплекса нейроинтерфейса на основе биологической обратной связи для развития концентрации и усидчивости у детей с синдромом дефицита внимания и гиперактивностью.

Для достижения поставленной цели были сформулирован ряд задач:

- Анализ недостатков существующих методов на основе БОС;
- Разработка структурной схемы нейроинтерфейса;
- Разработка алгоритма получения и обработки данных;
- Программная реализация разработанного алгоритма;
- Программная реализация принципа БОС с помощью игры;
- Тестирование корректности работы программного комплекса.

Был проведен анализ программ и методик на основании БОС, в результате которого были обнаружены существующие у них недостатки. Первым из них является то, что многие тренинги на основании БОС реализованы в неигровой форме. СДВГ часто диагностируется у дошкольников или учащихся в младших классах, а начавшееся в таком раннем возрасте лечение будет самым эффективным, но оно имеет свои сложности, так как у детей недостаточно развита дисциплина, а у детей с СДВГ она страдает еще больше. Скучные и сложные тренинги способны утомлять ребенка, в худшем случае даже отбить у него желание заниматься ими в будущем. В связи с этим целесообразным является разработка тренингов в игровой форме.

У существующих игр-тренажеров игровой процесс завязан на выполнении какой-либо задачи на время, а скорость выполнения пропорционально зависит от значения измеряемого параметра в БОС. Такой подход далеко не идеален и не берет в расчет часто сопутствующие СДВГ психические расстройства. Наличие видимого ребенку таймера способно вызывать у него стресс, уменьшая его комфорт от игры, а в случае сопутствующего тревожного или депрессивного расстройства, способно даже нанести вред психике ребенка.

Третьим недостатком является невозможность легкого обновления игры и добавления новых уровней. Так как ребенку необходимо будет регулярно пользоваться тренажером, однообразие в уровнях игры способно вызвать потерю интереса с его стороны, что снизит эффективность терапии, т.к. она зависит от желания ребенка развиваться для достижений лучших результатов с каждым разом. В связи с этим необходимо предусмотреть возможность легкого добавления нового игрового материала в программы тренажеров.

Данные проблемы были учтены при разработке программного обеспечения.

Была разработана структурная схема, в которой программный комплекс разбит на три модуля. Она представлена на рисунке 1.

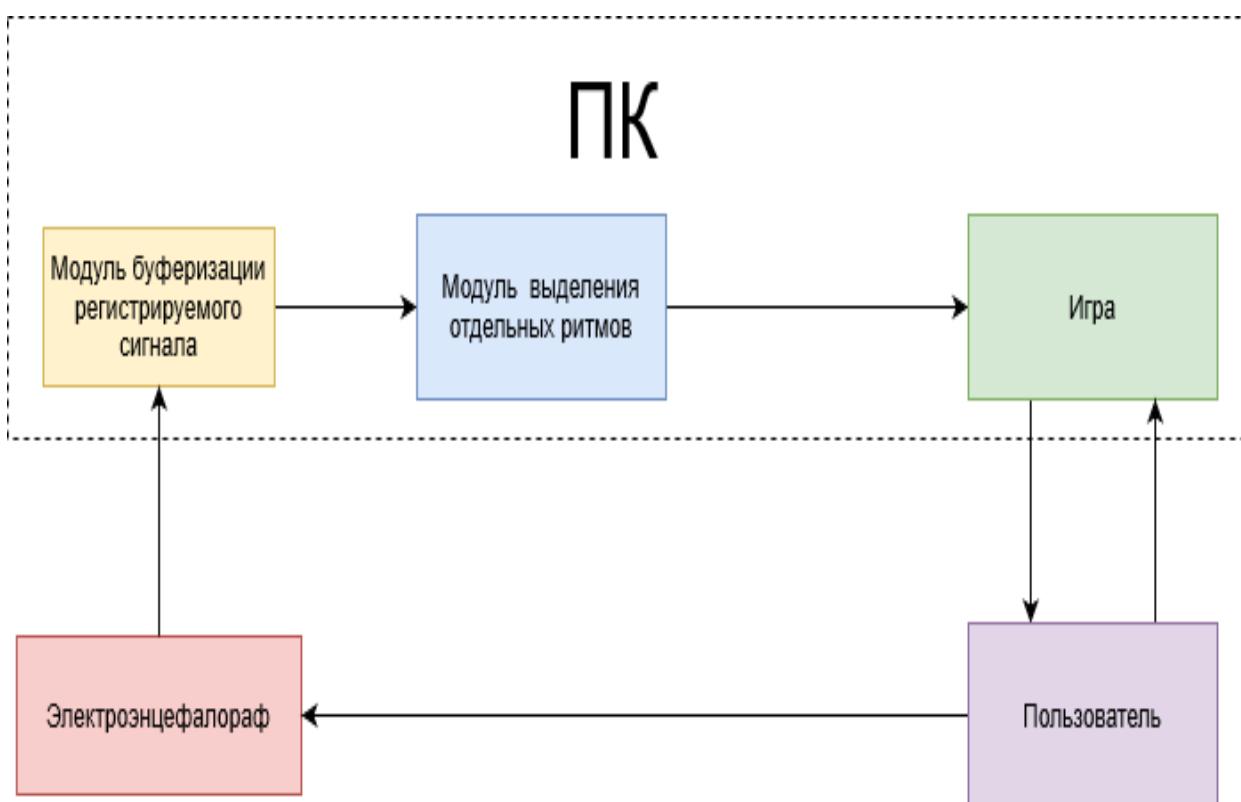


Рисунок 1 – Схема взаимодействия элементов нейроинтерфейса и блоков программ

Электроэнцефалограф регистрирует текущую электрическую активность мозга пользователя, затем данные ЭЭГчитываются компьютером в первом модуле программного комплекса, после чего формируются отрезки сигнала в удобной для обработки форме и передаются во второй блок.

Во втором блоке происходит выделение альфа- и бета-ритмов за счет вейвлет преобразования, после чего сигналы ритмов посылаются далее в модуль игры, где они используются для определения текущего состояния игрового мира. Пользователь, стремясь выполнить игровую задача, осознанно изменяет свою ЭЭГ для получения желаемых условий в игре. Таким образом реализованная биологическая обратная связь в данной работе.

Перед началом разработки кода выделения ритмов, было необходимо выяснить какие уровни вейвлет-преобразования и какой вейвлет требуются для выделения альфа- и бета-ритмов, необходимых для обеспечения функционирования нейроинтерфейса в соответствии с поставленными задачами. Данная задача была решена путем разработки программы в Matlab, которая позволяла определить какой преобразования необходим для выделения нужных диапазонов частот. Блок-схема алгоритма работы данной программы представлена на рисунке 2.

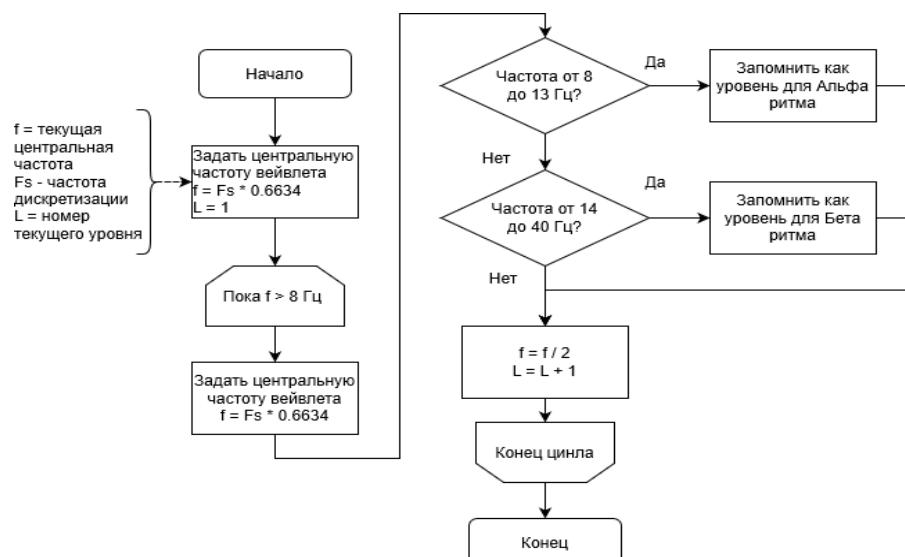


Рисунок 2 – Блок-схема алгоритма работы программы в Matlab

Выбор вейвлета обусловлен его использованием в уже существующем исследовании ученых, которые занимались выделением конкретных ритмов мозга из общего сигнала ЭЭГ с помощью вейвлет преобразования. Был выбран ортогональный вейвлет Мейера dmey, который получается из вейвлета Мейера бесконечной импульсной характеристики усечением его фильтра до 102 членов. Он имеет носитель на промежутке 0–101 и центральную частоту $Fr = 0,6634$ Гц. Выбор этого вейвлета объясняется хорошей локализацией частотных спектров компонент сигнала. Дело в том, что данный вейвлет имеет самый широкий частотный спектр среди ортогональных вейвлетов с компактным носителем. В нем в равной степени представлены частоты, находящиеся в достаточно большой окрестности его центральной частоты 0,6634 Гц. Именно поэтому он дает хорошее разложение сигнала на слагаемые, соответствующие определенным полосам частот [2]. В результате работы программы с сигналом с частотой дискретизации 500 Гц, были получены необходимые значения уровней вейвлет преобразования для выделения альфа- и бета-ритмов, для выделения альфа-ритма необходимо использовать преобразование пятого уровня, а для бета-ритма четвертого. После получения данных значений появляется возможность разработки второго модуля программы.

Основой обработки сигнала служит вейвлет преобразование. После поступления сигнала в модуль выделения ритмов, он разделяется на два параллельных потока данных. Каждый из потоков подвергается вейвлет преобразованию соответствующего уровня. Затем происходит обратное преобразование, но в нем задействуется только один набор коэффициентов, а коэффициенты других наборов принимаются равными нулю, что позволяет выделить только определенную компоненту сигнала, в данном случае альфа и бета ритмы ЭЭГ. Блок-схема алгоритма представлена на рисунке 3.



Рисунок 3 – Схема взаимодействия элементов нейроинтерфейса и блоков программ

Игра заключается в том, что игрок, управляющий золотистым шариком с помощью клавиатуры, должен собрать разноцветные парящие кубики, называемые в игре сокровищами. По умолчанию сокровища невидимы, но становятся доступными в результате изменения мощности ритмов.

Блок схема алгоритма использования данных ЭЭГ в модуле игры представлена на рисунке 4.

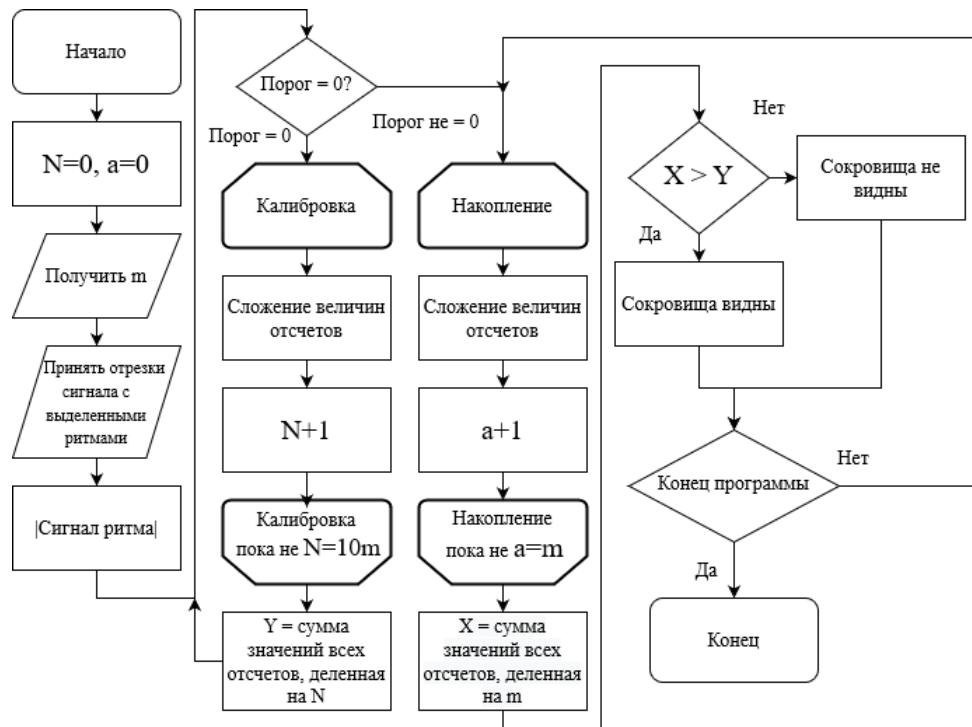


Рисунок 4 – Схема взаимодействия элементов нейроинтерфейса и блоков программ

Вначале игры высчитывается калибровочное значение Y за длительный промежуток. Затем на протяжении игры высчитываются реакционные значения X за значительно меньшие промежутки времени. Если реакционное значение ритма выше порогового, то соответствующий ритму тип “сокровищ” становится видимым.

После разработки отдельных модулей комплекса, они были объединены в одну программу. Для проверки корректности работы финальной версии программы в нее были загружены различные отрезки известного сигнала ЭЭГ. Появления и исчезновения “сокровищ” соответствовали изменениям ритмов. Движение шарика и камеры соответствовали требованиям. Кадры из игры представлены на рисунке 5.

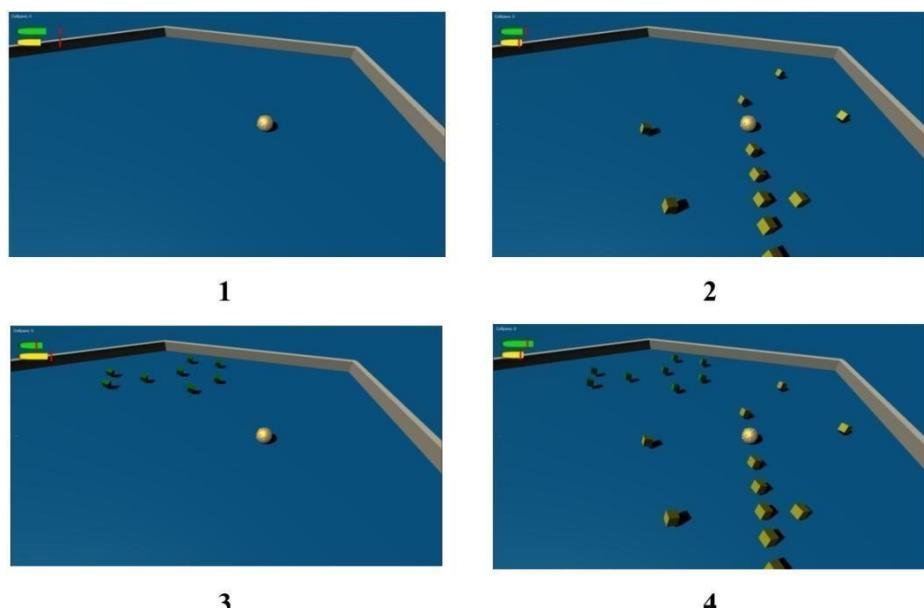


Рисунок 5 – Кадры из игры при разных активностях головного мозга, 1 – все реакционные значения меньше соответствующих пороговых, 2 – реакционное значение бета выше порогового, 3 – реакционное значение альфа выше порогового, 4 – все реакционные значения выше пороговых

Полученный программный комплекс позволяет детям проходить БОС-тренинг в ненавязчивой игровой форме, развивая навыки саморегуляции, концентрации и медитации, что положительно скажется на их развитии. Перспективным является применение данного тренажера как вводного звена в комплексной терапии СДВГ, которое позволит обучить детей основам, подготовить к более сложным и не игровым, но возможно более эффективным тренингам.

Полученные результаты:

1. Была разработана структурная схема нейроинтерфейса.
2. Разработаны алгоритмы работы отдельных модулей программного комплекса нейроинтерфейса.
3. Все модули были практически реализованы в виде отдельных программ.
4. Была разработана программа в Matlab для проверки корректности работы кода на C# модуля выделения ритмов.
5. Были определены связи между модулями, после чего они были объединены в одну программу и протестированы.

В результате выполнения работы был получен программный комплекс, способный считывать сигнал ЭЭГ, выделять альфа- и бета-ритмы, а затем использовать их в игре, тем самым обеспечивая биологическую обратную связь.

Библиографический список

1. Sokhadze E.M.Electroencephalographic biofeedback improves focused attention in attention deficit/hyperactivity disorder/ E.M. Sokhadze, B. Hillard, M. Eng // Bulletin of Siberian Medicine – 2013 – vol. 12 – № 2 – P. 182–194.
2. Подкур П.Н. Вейвлет-пакетное разложение ЭЭГ на основные частотные ритмы / П.Н. Подкур, Н.К. Смоленцев // Вестник Томского государственного университета. Управление, вычислительная техника и информатика – Томск: ТГУ. УВТиИ, 2016, – №2 (35) – С.54–61.

DEVELOPMENT OF A NEUROINTERFACE SOFTWARE PACKAGE DESIGNED TO HELP CHILDREN WITH ADHD

Beketov A.A.

Saint Petersburg electrotechnical university «LETI», St. Petersburg, beketov.alex98@yandex.ru

Key words: interface, ADHD, biofeedback, wavelet transform

Annotation. This work is devoted to the development of a software package for neurointerface based on biofeedback for the development of concentration and perseverance in children with attention deficit hyperactivity disorder. The basis of signal processing is a wavelet transform, which allows you to isolate alpha and beta rhythms from the signal, after which they are applied in the game to determine the current game conditions.

ТЕОРЕТИЧЕСКОЕ ОБОСНОВАНИЕ ПРОГРАММЫ СИГНАЛИЗАЦИИ НАЧАЛА ЭПИЛЕПТИЧЕСКОГО ПРИСТУПА

Тихомиров И.В., Дурнев Ф.О.

Санкт-Петербургский электротехнический университет "ЛЭТИ", г. Санкт-Петербург, van.tix@ya.ru, fodurnev@stud.eltech.ru

Ключевые слова: система детектирования, эпилептические приступы, ЭКГ

Аннотация. Объектом разработки является информационно-измерительная биотехническая система мониторинга больных эпилепсией.

Целью работы является создание устройства для мониторинга больных эпилепсией на основе ЭКГ и анализа пульсовой волны пациента.

В данной работе разрабатывается система выявления эпизодов эпилептических припадков. Он состоит из самого устройства для снятия ЭКГ и программного обеспечения для обработки и анализа полученных данных. Он был протестирован на реальных данных пациентов с эпилепсией. Научная и практическая ценность работы определяется возможностью использования созданной системы мониторинга больных эпилепсией в специализированных медицинских учреждениях, что позволит проводить своевременное и качественное лечение. В дальнейшем планируется свести к минимуму возможность ошибочной регистрации состояния пациента.

Введение

Одним из важнейших направлений развития современного медицинского оборудования является создание новых устройств и модернизированных систем для оказания медицинской помощи пациентам с хроническими. Портативные системы мониторинга, позволяющие отслеживать и фиксировать начало приступа, могут сокращать количество опасных для здоровья случаев, связанных с неожиданным обострением заболевания. Также эти системы способны помочь предотвратить внезапную смерть пациента. Чаще всего

такие системы состоят из набора компонентов: устройств мониторинга, датчиков для регистрации, программы для определения состояния пациента, обратной связи между врачом и пациентом. Изучение этих элементов системы представляет большой интерес, так в будущем способно улучшить качество работы портативных медицинских систем для оказания неотложной медицинской помощи. Данные улучшения способны повысить качество медицинского обслуживания пациентов с эпилепсией. [1]

По статистике Минздрава 40 % населения России имеют различные хронические заболевания. Люди с хроническими заболеваниями ежедневно сталкиваются с риском осложнения заболевания, это может привести к серьёзным последствиям и внезапной смерти пациента. Одним из наиболее распространенных хронических заболеваний является эпилепсия. Смертность среди больных эпилепсией почти в 3 раза больше. Это было доказано множеством анализов данных и статистикой смертности больных с хроническими заболеваниями. Исходя из изложенного выше, можно сделать вывод, что выявление эпилептиформной активности и оказание соответствующей медицинской помощи человеку является актуальным направлением в биомедицинской инженерии и создании биотехнических систем. [2] Мобильные медицинские устройства имеют важное значение в развитии современной отрасли здравоохранения. Потребность в таких устройствах растет с каждым годом. В настоящее время на рынке представлены все типы портативных медицинских устройств для диагностики эпилепсии. К ним можно отнести приборы для регистрации биологических показателей пациента. Все эти медицинские устройства делятся на несколько направлений. [3]

Первое направление – устройства и приложения, которые контролируют образ жизни человека: ведет ли человек здоровый образ жизни в самом обширном понимании этого термина, какие физические нагрузки выполняет человек для поддержания организма в тонусе. Изначально такие системы оценки функционального состояния организма применялись для исследования спортсменов во время тренировок. Однако в дальнейшем такие устройства оказались эффективными и в реабилитации пациентов, в том числе лиц с хроническими заболеваниями, такими как эпилепсия и иные неврологические расстройства.

Второе направление образует системы, которые реализуют возможность не только мониторинга состояния таких пациентов, но и даже оказание воздействия на пациента, аналогичное медицинской помощи.

В данном программном комплексе используется принцип исследования зависимости между электрокардиограммой и пульсовой волной. [4]

Формирование диагностически значимых показателей

Точная диагностика эпилепсии является сложной задачей, поскольку клиницисты редко имеют возможность наблюдать припадки вживую. Из-за индивидуальности человеческого организма, проявление одного типа эпилептического приступа у разных пациентов может отличаться.

Для диагностики эпилепсии необходимо пойти следующие процедуры:

1. Сбор анамнеза. Так как типов эпилептических приступов большое количество, также, как и причин их возникновения, то первый поход к врачу является одним из важнейших этапов. Врачу необходимо получить полную информацию о приступе, включающую время возникновения, частоту и длительность приступов, сопровождающие симптомы, а также изучить медицинскую карту пациента, так как симптомы могут указывать на сопутствующие заболевания.

2. Анализ крови. Данная процедура способна одной из первых указать на параметры, которые выходят за границы нормы, что поможет врачу поставить точный диагноз, скорректировать лечение.

3. Электроэнцефалография (ЭЭГ). Эпилепсия – это не координированная работа вегетативной нервной системы. Исследование функционирования головного мозга поможет выявить ту часть, в которой происходят сбои, оценить, насколько тяжелый случай, подобрать лекарственные препараты или укажет на необходимость электростимуляции.

4. Компьютерная томография (КТ) и магнитно-резонансная томография (МРТ) головного мозга. Данные исследования помогут изучить структуру и функционирование мозга, и помогут выявить причину возникновения заболевания (дефекты структуры: кровоизлияние, ушиб, рубец, участок, который не насыщен кровью и т.д.).

Клиническая картина любой эпилепсии складывается из припадков, которые многообразны по своим проявлениям. Наиболее опасными считаются генерализованные тонико-клонические приступы. Они сопровождаются потерей сознания, дугообразным вытягиванием, появлением судорог и пены изо рта. В некоторых случаях может возникать секундное апноэ. Опасность данного вида припадка заключается еще в том, что человек в бессознательном сознании в процессе падения может получить серьезную травму.

Первым явным признаком, оповещающим о приближении эпилепсии, является непроизвольное движение конечностей или предвестником самих судорог может служить резкое изменение в движении человека, угол наклона относительно земли, такое как падение, как при генерализованных приступах. Если человек находится в сознании, ему необходимо принять лекарство или занять устойчивую позицию: сесть на стул, лечь на пол.

Другим признаком является изменение температуры. Было доказано, что у людей, страдающих эпилепсией или предрасположенных к приступам, риск возникновения приступа увеличивается с повышением температуры до 37,5 и выше. [5] Однако была доказана и обратная реакция. Так, у группы детей возрастом от пары недель до 3 трех лет, при повышении температуры, приступы становились редкими или вовсе исчезали в период повышенной температуры и пару дней после. Реакция на гипертермию (повышение или понижение

температуры) обусловлено химическими процессами, к примеру, слабой реакцией к повышению концентрации аргенин-вазопрессина в крови, снижающего температуру тела. [6]

Разработка программного комплекса

Данная программа позволяет производить исследование на предмет наличия эпилептических приступов на основе оценки изменения биомедицинских показателей таких как ЭКГ и пульсовой волны.

После снятия биологических показателей пациента данные должны попасть в специально разработанную программу для дальнейшей обработки сигнала. В ходе этой обработки программа получает корректные данные о состоянии пациента для анализа его состояния в любой момент времени. Все изменения ЭКГ и пульсовой волны будут отображены в личном кабинете врача и пациента, также врач имеет возможность оставлять рекомендации по дальнейшему лечению для пациента. С помощью этих данных врач может вести корректировку терапии и наблюдать за реакцией пациента на лекарства вне лечебного учреждения. В случае обнаружения опасности для здоровья пациента будет происходить информирование ответственного лица и родственников больного.

Данная программа позволяет хранить записи ЭКГ пациентов, обладает возможностью загрузки новых ЭКГ записей в базу данных, а также производить анализ ЭКГ. Исходные данные для программы обработки – записи ЭКГ пациентов и пульсовая волна. Они должны быть представлены в формате .txt. Интерфейс разработанной программы представлен на рисунке 1.

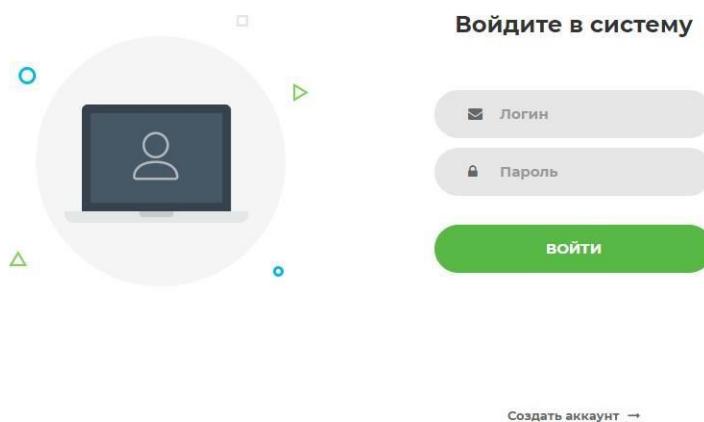


Рисунок 1 Интерфейс разработанной программы

Врач имеет возможность загрузить файл с ЭКГ в программу нажав на кнопку «Выберите файл». После этого файл подгружается в систему, и врач имеет возможность провести анализ данных. Если во время исследования биомедицинских показателей будет зарегистрирован эпилептический приступ, то программа автоматически сигнализирует пациента и ответственного за него лица о начале приступа. Этот процесс изображен на рисунке 2.

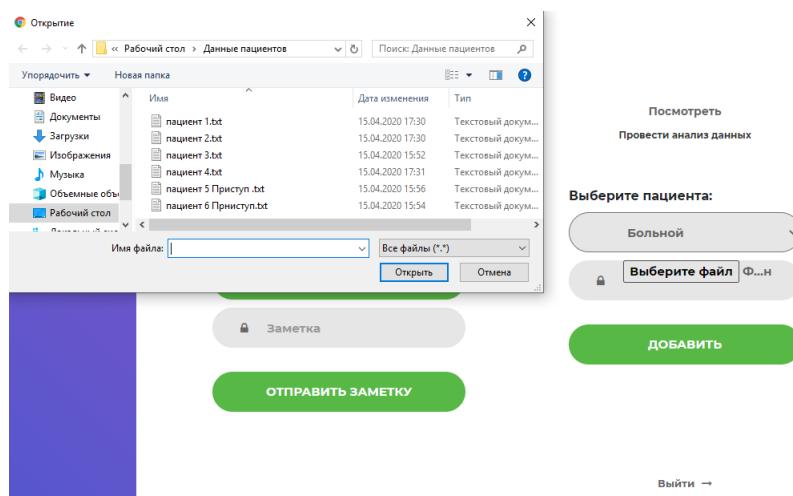


Рисунок 2 – Загрузка файла с ЭКГ в программу

После загрузки данных и нажатия на кнопку «Посмотреть» у врача появляется возможность визуально оценить состояние пациента по графикам ЭКГ и Пульсовой волны. После этого будет построено графическое отображение ЭКГ и пульсовой волны пациента.

На рисунке 3 представлен пример полной обработки данных.

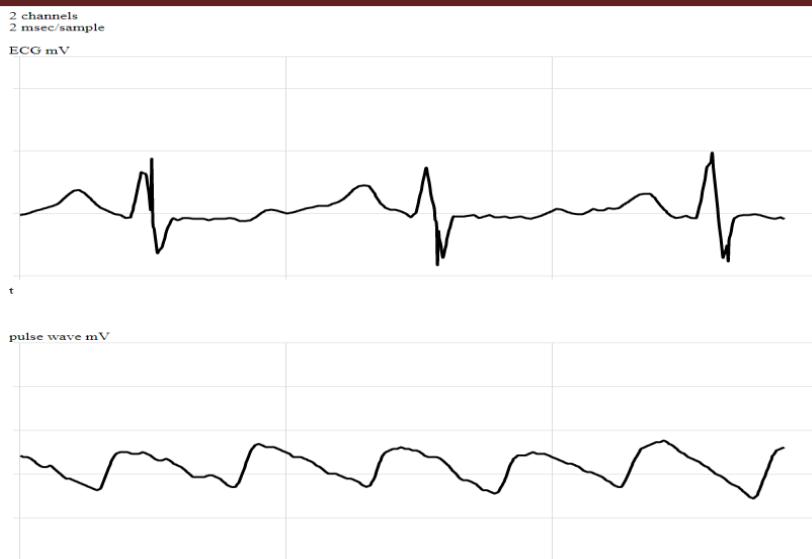


Рисунок 3 - Пример полной обработки биомедицинских данных

По изменениям на графиках ЭКГ и пульсовой волны программный комплекс может оценить реальное состояние пациента в любой промежуток времени, а также провести анализ данных для выявления начала приступа у пациента. Это необходимо для своевременного оказания медицинской помощи больным эпилепсией.

Заключение

В ходе работы были исследованы записи биомедицинских сигналов пациентов, и проведен анализ ЭКГ и пульсовой волны. По изменениям в данных показателях была проведена оценка состояния пациентов с последующим выявлением эпилепторной активности. При успешном определении начала приступа программа производила оповещение лечащего врача и ответственного за пациента лица для своевременного вмешательства в состояние больного.

Библиографический список

1. I. V. Tikhomirov and E. A. Daminova, "The Algorithm Identifying the Onset of an Epileptic Seizure", 2020 IEEE Conference of Russian Young Researchers in Electrical and Electronic Engineering (EICoRus), St. Petersburg and Moscow, Russia, 2020, pp. 1503-1507. DOI: 10.1109/EICoRus49466.2020.9039203
2. Даминова Э.А., Тихомиров И.В. Устройство идентификации начала эпилептического приступа. XXXII Всероссийская Научно-Техническая Конференция Студентов, Молодых Ученых и Специалистов «Биомедсистемы- 2019»
3. Тихомиров И.В. Алгоритм идентификации начала эпилептического приступа по электрокардиограмме / Название конференции: тез. докл. XIV Международный славянский Конгресс по электростимуляции и клинической электрофизиологии сердца «КАРДИОСТИМ-2020», СПб, 27–29 фев. 2020 г. / Вестник аритмологии, СПб, 2020, С. 171.
4. Commission on Epidemiology and Prognosis, International League Against Epilepsy. Guidelines for epidemiologic studies on epilepsy. Commission on Epidemiology and Prognosis, International League Against Epilepsy. Epilepsia: journal, 1993, vol. 34, no. 4, pp. 592–596. DOI: 10.1111/j.1528-1157.1993.tb00433.x
5. Шалькевич Л.В. Возраст-зависимая эпилепсия с гипертермическими ремиссиями // Мед панорама, 2005
6. Шалькевич Л.В. Течение эпилепсий с гипертермическими ремиссиями у детей // Русский журнал детской неврологии, 2014

EPILEPTIC SEIZURE DETECTION SYSTEM BASED ON CORRELATION ANALYSIS

Tikhomirov I.V., Durnev F.O.

Saint Petersburg electrotechnical university «LETI», St. Petersburg, van.tix@ya.ru, fodurnev@stud.eltech.ru

Keywords: detection system, epileptic seizures, ECG

Annotation. The object of development is an information-measuring biotechnical system for monitoring epilepsy patients.

The aim is to create a device for monitoring epileptic patients based on ECG and pulse wave analysis of the patient.

In this work the system for detecting episodes of epileptic seizures is being developed. It consists of the device itself for ECG removal and software for processing and analysis of the received data. It was tested on the real data of epileptic patients. Scientific and practical value of the work is determined by the possibility of using the created system

for monitoring epilepsy patients in specialized medical institutions, which will allow to conduct timely and high-quality treatment. In the future it is planned to minimize the possibility of erroneous recording of the patient's condition.

ДИАГНОСТИКА LDPC-КОДОВ В КАНАЛАХ ПЕРЕДАЧИ БИОМЕДИЦИНСКОЙ ИНФОРМАЦИИ

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

«Владимирский государственный университет имени Александра Григорьевича и Николая Григорьевича Столетовых», г. Владимир, pap@vlsu.ru

Ключевые слова: LDPC-коды, диагностика, сверточные коды

Аннотация. Рассмотрены методы диагностики LDPC-кодов. Для упрощения процесса диагностики предлагается преобразование блочных кодов в сверточные коды.

Применение помехоустойчивого кодирования является одним из наиболее эффективных средств повышения помехоустойчивости передачи разнообразной информации, в том числе информации биомедицинского назначения ([1-3]). Эффективное применение кодирования возможно, когда на приемной стороне известны параметры применяемого кода. Кода они утрачены или известны не полностью, исправление ошибок, как правило, невозможно, а в большом числе ситуаций и передача информации невозможна. Однако, поскольку после кодирования принимаемая кодовая последовательность становится структурированной, т.е. появляются определенные взаимосвязи между символами, то, анализируя эти взаимосвязи, во многих случаях удается определить структуру кодера и восстановить утраченную величину помехоустойчивости передачи информации ([4,5]).

В настоящее время широкое применение находят LDPC-коды, как одни из наиболее эффективных кодов (Low Density Parity Control – низкая плотность проверки на четность). Рассмотрим возможности восстановления структуры применяемого LDPC-кодера на основе анализа принимаемой закодированной последовательности.

LDPC-коды являются линейными блоковыми кодами. Основная их особенность – проверочная и порождающая матрицы содержат очень малое количество единиц, остальные элементы являются нулевыми. Количество единиц может составлять величину порядка 1% и меньше от общего числа элементов матрицы. Для декодирования LDPC-кодов применяется итеративный подход. В порождающей и проверочной матрицах LDPC-кода количество единиц и в каждом столбце, и в каждой строке много меньше длины кодового слова n . Несмотря на то, что LDPC-коды детектируются различными методами, для целей диагностики не имеет значения конкретный применяемый метод декодирования, а имеют значение некоторые важные особенности формирования кодовых последовательностей.

Кодовые слова LDPC-кодов описываются вектором u длины n . Они получаются умножением информационного вектора m длиной k на порождающую матрицу G размером $k \times n$. Вид этой матрицы может быть достаточно разнообразным. Для диагностики важным является тот факт, что такая матрица может в себя и не включать блок в виде единичной матрицы, поэтому ранее предлагаемые методы диагностики ([4]) здесь неприменимы. Структура порождающей матрицы может быть произвольной. Здесь предложен и описан алгоритм, с помощью которого можно производить диагностику осуществляющий диагностику любых линейных блоковых кодов, и LDPC-коды будут частным случаем применения этого алгоритма.

Сущность алгоритма состоит в том, что блоковое кодирование будет рассматриваться, как модифицированный *вариант* сверточного кодирования, для которого алгоритмы диагностики известны ([5]). Последовательность операций преобразования блокового кодирования в модифицированное сверточное кодирование представлена на рисунках 1-4 в виде некоторых пошаговых этапов.

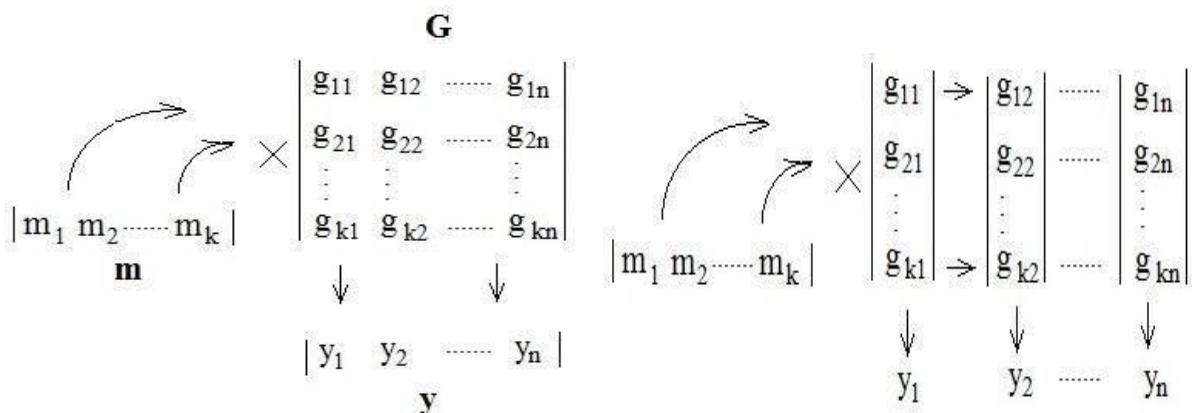


Рисунок 1, 2 - Последовательность операций преобразования блокового кодирования в модифицированное сверточное кодирование

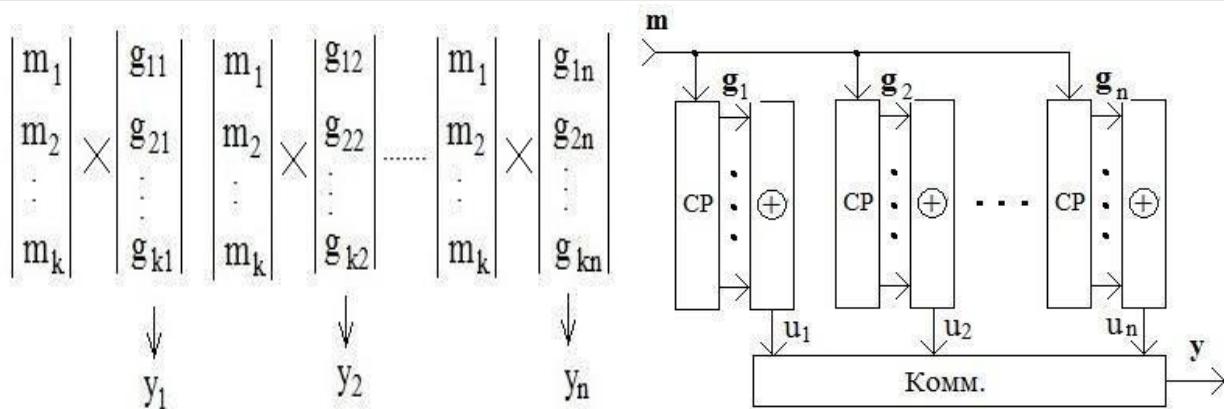


Рисунок 3, 4 - Последовательность операций преобразования блокового кодирования в модифицированное сверточное кодирование

При блоковом кодировании по правилам матричного произведения каждый элемент вектора \mathbf{m} умножается на соответствующий элемент столбца матрицы \mathbf{G} (оны обозначены через g_{ij}). Полученные произведения складываются по модулю 2. Умножение вектора \mathbf{m} производится поочередно на каждый из столбцов матрицы, таким образом, получается значение каждого символа кодового слова \mathbf{y} (рисунок 1).

Матрицу \mathbf{G} можно представить, как совокупность отдельных самостоятельных вектор-столбцов (рисунок 2). Обозначим эти вектор-столбцы векторами \mathbf{g}_j , причем индекс этих векторов равен номеру столбца в матрице \mathbf{G} , $\mathbf{g}_1=(g_{11}, g_{21}, \dots, g_{k1})$, $\mathbf{g}_2=(g_{12}, g_{22}, \dots, g_{k2})$, ..., $\mathbf{g}_n=(g_{1n}, g_{2n}, \dots, g_{kn})$. В этой ситуации вектор \mathbf{m} также будет поэлементно (скалярно) умножаться последовательно на эти самостоятельные вектор-столбцы, и также каждое умножение будет формировать свой символ кодового слова y_i (рисунок 2).

Выполнение этой процедуры можно производить по-другому, но с таким же конечным результатом. Вектор-столбцы матрицы будем считать самостоятельными объектами \mathbf{g}_j , и умножение вектора на эти вектора-объекты можно производить одновременно (рисунок 3). Результаты же этого перемножения на выход подключать поочередно, формируя последовательность \mathbf{y} . Таким образом, приходим к схеме, изображенной на рисунке 4. Схема состоит из n одинаковых фрагментов, каждый из них включает в себя сдвиговый регистр из k ячеек и сумматор по модулю 2. Ко входам этого сумматора подключены некоторые из ячеек регистра, в каждом фрагменте со своими номерами. В конкретном фрагменте j подключаются те ячейки, у которых номера совпадают с номерами единичных элементов в соответствующем векторе \mathbf{g}_j . Выходы всех ячеек соединены со входами коммутатора (Комм.), и подсоединяются к его выходу поочередно.

Полученная на рисунке 4 схема фактически представляет собой схему нерекурсивного *сверточного кодера*. В ней точно так же, как и в «классическом» сверточном кодере, из набора символов формируются различные варианты сумм по модулю 2, получаемые подключением к сумматорам разных наборов ячеек. Затем полученные суммы поочередно подаются на выход кодера. В принципе все сдвиговые регистры можно заменить одним общим регистром, который подает сигналы со своих ячеек на все сумматоры по модулю 2. (Отличие состоит в том, что на регистр «классического» сверточного кодера символы информационной последовательности поступают и записываются по одному, а здесь они поступают и записываются группами по m символов.)

Далее применяется алгоритм диагностики сверточного кода, описанный в ([3,5]). Полученные в результате его проведения порождающие полиномы являются вектор-столбцами искомой порождающей матрицы. Для LDPC-кодов наблюдается значительное ускорение диагностики по сравнению с блоковыми кодами, использующими неразреженные матрицы, поскольку в разреженных матрицах в столбцах имеется очень малое количество ненулевых элементов.

Библиографический список

1. Склляр 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, применения: пер. с англ. [Текст] / Р. Морелос – Сарагоса. – М.: Техносфера, 2005. – 320 с.
3. Полушкин, П.А. Методы диагностики кодированных цифровых последовательностей / П.А.Полушкин, О.Р.Никитин, Н.Н.Корнеева – Palmarium Fcfdemic Publishing, Mauritius-Germany, 2018. – 213р.
4. Никитин, О.Р. . Использование структуры недвоичных блоковых кодов для диагностики кодированных цифровых последовательностей / О.Р.Никитин, Д.В.Катков, П.А.Полушкин // 38-я ВНТК, филиал ВА РВСН (г. Серпухов), 2019. – С. 103-107.
5. Корнеева, Н.Н. Разработка алгоритмов диагностики сверточных кодов [Текст] / Н.Н. Корнеева, О.Р. Никитин, П.А.Полушкин // Радиотехнические и телекоммуникационные системы. – 2016. – №1. – С. 31-36.

DIAGNOSTICS OF LDPC-CODES IN BIOMEDICAL INFORMATION TRANSMISSION CHANNELS

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

«Vladimir state University named after Alexander Grigoryevich and Nikolay Grigoryevich Stoletov», Vladimir,
pap@vlsu.ru

Keywords: LDPC codes, diagnostics, convolutional codes

Annotation. Methods of diagnostics of LDPC codes are considered. To simplify the diagnostic process, we suggest converting block codes to convolutional codes.

ПОВЫШЕНИЕ ПОМЕХОУСТОЙЧИВОСТИ ПЕРЕДАЧИ ЦИФРОВЫХ СИГНАЛОВ В
БИОМЕДИЦИНСКИХ СИСТЕМАХ

Белов А.Д., Полушкин П.А.

«Владимирский государственный университет имени Александра Григорьевича и Николая Григорьевича
Столетовых», г. Владимир, pap@vlsu.ru

Ключевые слова: мягкая коррекция символов, межсимвольная интерференция

Аннотация. Описан метод мягкой коррекции символов передаваемых цифровых сигналов. Метод дает возможность уменьшить негативное влияние межсимвольной интерференции.

В настоящее время постоянно растут объем передаваемой информации и биомедицинские системы не являются исключением. Однако использование радиоканалов для этих целей встречает определенные затруднения. Они связаны с тем, что многие каналы характеризуются многолучевым распространением сигналов, вызываемым различными причинами и проявляющимся в том, что сигнал от передатчика к приемнику может проходить несколькими путями. Длина таких лучей различается, различается и время прохождения. В связи с этим на приемник приходит несколько копий сигнала, сдвинутых по времени одна относительно другой. В результате наблюдается рассеяние энергии сигнала по времени. При малых скоростях передачи цифровых сигналов, когда длительность символов достаточно велика, это не приводит к значительным помехам. Но в скоростных системах, использующих короткие символы, величина рассеивания по времени (T_2) может значительно превышать длительность одного символа (T_1), как показано на рисунке 1 ([1,2]).

В результате такого явления на каждый символ накладываются несколько соседних символов (предыдущих и иногда и последующих). В зависимости от вида импульсной характеристики канала передачи остатки от мешающих символов могут иметь разные уровни и фазовый сдвиг относительно основного символа, как правило, наибольшего и используемого для передачи информации. Они интерферируют с основным символом, и их воздействие увеличивает количество ошибок вплоть до полного срыва передачи.

Известно много методов борьбы с подобной межсимвольной интерференцией (МСИ), они имеют различную эффективность и характеризуются определенными недостатками ([1,2]). В данной статье предлагается метод, который может быть применен в двухсторонних системах передачи. В них возможно с помощью специальных тестовых сеансов измерять текущие характеристики канала передачи, транслировать по служебному каналу эту информацию обратно на передатчик и использовать для повышения помехоустойчивости и борьбы с МСИ ([3]).

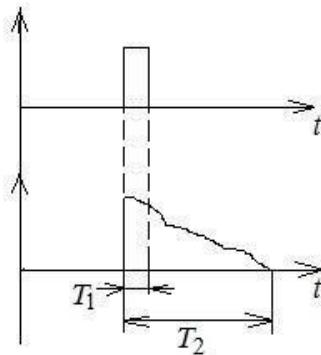


Рисунок 1 – Рассеяние энергии символа по времени в многолучевом канале

Существо метода заключается в использовании избыточности количества символов, передаваемых по каналу, по сравнению с количеством информационных символов. Подобная избыточность используется в методах помехоустойчивого кодирования, однако в предлагаемом методе она применяется по-другому.

Эффективность известных видов кодирования существенно падает при воздействии МСИ. Можно отметить, что причиной недостаточной эффективности кодирования в борьбе с МСИ служит факт, что эти методы разрабатывались для борьбы с ошибками, возникающими по причине шумов и обладающими другими

свойствами. А при воздействии МСИ применение кодирования может даже ухудшить помехоустойчивость. Теперь избыточность символов (так же своего рода кодирование) применяется именно для борьбы с МСИ.

Как известно, суммарный принимаемый сигнал y_i в момент времени i можно представить, как:

$$y_i = \sum_{j=1}^m a_j x_{i-j+1}, \quad (1)$$

где x_i – передаваемые информационные символы (равные +1 или -1); a_j – коэффициенты, определяющие взаимные уровни всех интерферирующих символов; m – количество интерферирующих символов значимого уровня, $m=T_2/T_1$. Величины коэффициентов a_j определяются во время тестовых сеансов. Для удобства далее будем считать, что коэффициент a_1 при основном символе равен единице.

На рисунке 2 приведен пример отрезка передаваемого цифрового бинарного сигнала (график 1).

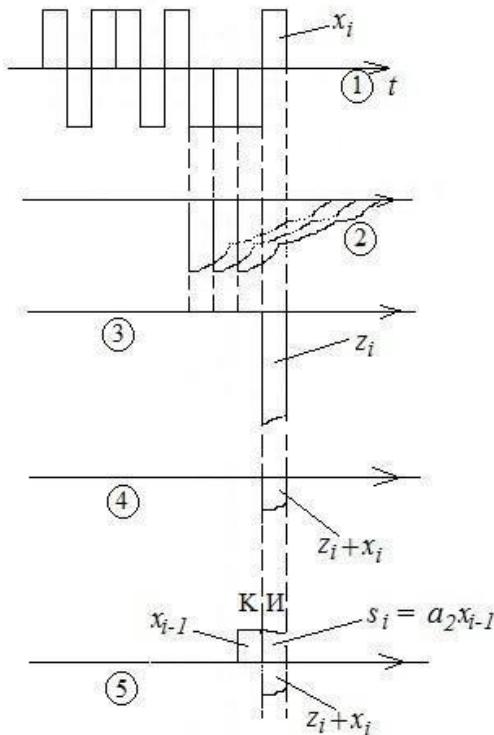


Рисунок 2 – Удаление МСИ с помощью корректирующего символа

На сигнал x_i в момент времени i накладывается сумма откликов трех предыдущих символов x_{i-1} , x_{i-2} и x_{i-3} (график 2). Если этот суммарный отклик z_i (график 3) будет противоположен по знаку x_i и больше его по величине, то в результате интерференции знак общей суммы z_i+x_i (график 4) уже станет отрицательным, а не положительным, как у x_i . В результате после демодуляции в этом символе возникнет ошибка.

Бороться с такими ошибками предлагается с помощью алгоритма «мягкого» корректирующего кодирования. На каждый информационный символ, который нужно передать от источника информации, добавляется корректирующий символ. В этой паре «корректирующий символ – информационный символ», первым передается корректирующий символ. Это соответствует кодовой скорости $1/2$ в «классическом» сверточном кодировании. Задачей корректирующего символа является уменьшение «хвоста», составленного из суммы мешающих символов, которые наложатся при приеме на следующий непосредственно за ним информационный символ и будут с ним интерферировать. Подобное уменьшение подобного «хвоста» можно обеспечить, поскольку параметры МСИ (т.е., коэффициенты a_i) и значения предыдущих информационных символов известны на передающей стороне, значит уровень и знак такого «хвоста» может быть вычислен еще в передатчике заранее. По этому результату в качестве корректирующего в передатчике выбирается такой символ, который снизит уровень будущего «хвоста», принятого приемником, и уменьшит интерференцию с информационным символом.

Уровень передаваемого корректирующего символа x_{i-1} передатчиком обеспечивается таким (график 5), чтобы после прохождения канала его величина в приемнике $s_i = a_2 x_{i-1}$ стала равной и противоположной по знаку

величине «хвоста» $z_i = \sum_{j=3}^m a_j x_{i-j+1}$. В этом случае корректирующий символ сведет к нулю величину «хвоста»

$z_i+s_i=0$, и МСИ нейтрализуется. Передача станет такой же, как и в отсутствие МСИ. «Платой» за это является использование избыточности количества передаваемых сигналов. При значительном суммарном уровне мешающих символов может использоваться несколько корректирующих символов.

Эффективность работы алгоритма исследовалась с помощью компьютерных экспериментов. На рисунке 3 приведен пример получаемых зависимостей. Параметры МСИ: $a_1=1$; $a_2=0,7$; $a_3=0,5$; $a_4=0,3$.

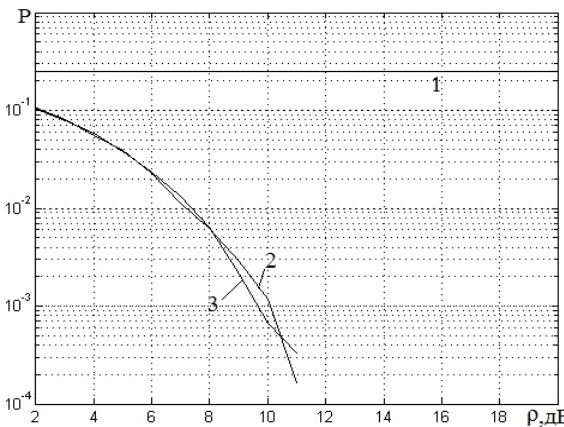


Рисунок 3 –Применение алгоритма «мягкой» коррекции

По горизонтальной оси отложено в децибелах отношение ρ «сигнал/шум». По вертикальной оси отложена вероятность ошибки P . Для удобства сравнения на каждом рисунке также приведены графики в условиях, когда описываемый алгоритм не применялся. Цифрой 1 обозначен график вероятности при совместном воздействии МСИ и шума без применения алгоритма, цифрой 2 обозначен график вероятности при воздействии МСИ и шума, но с применением алгоритма. Цифрой 3 обозначен график вероятности при воздействии только шума без МСИ и без применения алгоритма (и без избыточности).

Алгоритм может быть реализован структурной схемой, приведенной на рисунке 4.

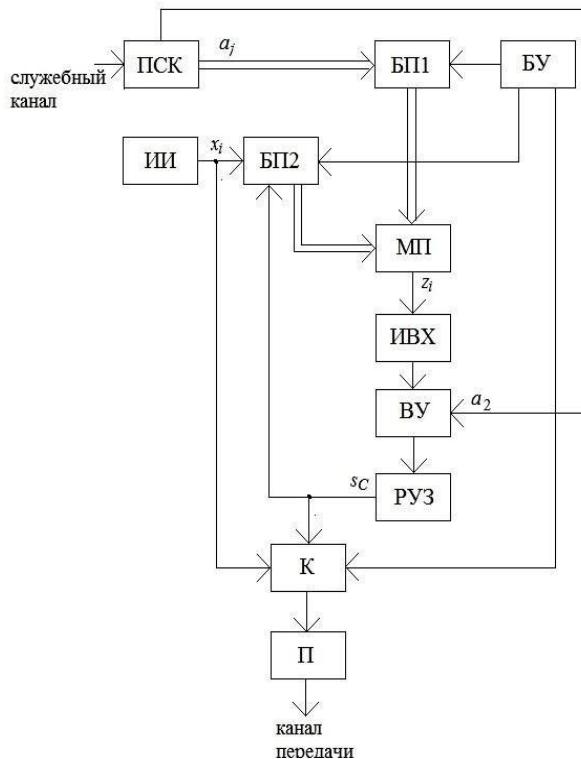


Рисунок 4 – Структурная схема, реализующая алгоритм «мягкой» коррекции

Для приема информации о состоянии канала, получаемой с приемной стороны, используется приемник служебного канала (ПСК). Из общего объема принимаемой служебной информации выделяется нужная информация о величине коэффициентов a_i МСИ и подается на блок памяти (БП1). Там она сохраняется до следующего тестового сеанса. После следующего тестового сеанса данная информация обновляется.

Источник информации (ИИ) выдает информационную последовательность x_i , которую необходимо передать по системе связи. Она поступает на блок памяти БП2. Здесь запоминается текущий для передачи информационный символ и несколько предыдущих информационных символов. Количество запоминаемых предыдущих информационных символов зависит от того, сколько их участвует в формировании «хвоста», интерферирующего с основным символом, т.е., фактически от коэффициентов МСИ со значимыми уровнями. С

приходом каждого нового символа x_i содержание блока БП2 обновляется, записывается новый символ, а самый «старый» удаляется (БП2 выполняет функции сдвигового регистра).

В ячейки БП2 информационные символы записываются не подряд, а «через один». Для этого между уже записанными предыдущими информационными символами в блок помещаются сформированные ранее корректирующие символы, предваряющие соответствующие им информационные символы. Подобный режим записи вызван тем, что для каждого информационного символа «его» корректирующий символ является полезным, но предыдущие корректирующие символы, которые исправляли действие МСИ на предыдущие информационные символы, выступают для него, как прочие мешающие информационные символы.

Затем в многоканальном перемножителе (МП) перемножаются значения коэффициентов МСИ и соответствующих мешающих символов. При перемножении не участвуют коэффициенты МСИ, относящиеся к основному символу и формируемому для него корректирующему символу (т.е., коэффициенты a_1 и a_2). При этом вычисляется значение «хвоста» z_i , который будет воздействовать в приемнике на информационный символ.

Блок ИВХ получает от блока МП (многоканальный перемножитель) сигнал z_i , пропорциональный уровню интерферирующего «хвоста». Сигнал z_i может быть как положительного, так и отрицательного знака. В блоке ВУ производится вычисление уровня корректирующего символа, требующегося для полной коррекции интерферирующего «хвоста». Для этого используется информация о значении коэффициента a_2 , получаемая от блока ПСК, т.е. фактически вычисляется величина z_i/a_2 . Блок РУЗ представляет собой генератор импульсов с управляемым уровнем и знаком, определяемыми на основе величины z_i/a_2 , полученной от предыдущего блока и длительностью, равной длительности информационных символов.

Затем сформированный корректирующий символ поступает на коммутатор (К). На него же подается текущий для передачи информационный символ x_i . Коммутатор формирует группу, поочередно подключая к выходу корректирующий символ и информационный символ. Скорость переключения коммутатора в два раза больше скорости поступления информационных символов от источника информации.

Сформированная таким образом последовательность кодированных символов поступает на передатчик (П), где модулируется и передается через канал передачи. Работой блоков памяти БП1 и БП2 управляет блок управления (БУ).

Таким образом, использование алгоритма «мягкой» коррекции дает возможность повысить помехоустойчивость передачи цифровых сигналов по многолучевым каналам.

Библиографический список

1. Скляр Б. Цифровая связь. Теоретические основы и практическое применение/ пер. с англ. – М.: Изд. дом “Вильямс”, 2003. – 1104с.
2. Полушин П.А. Методы борьбы с помехами и искажениями – LAP LAMBERT Academic Publishing, Saarbrucken, Germany, 2011. – 341 pp.
3. Полушин, П.А. Использование корректирующих символов для борьбы с межсимвольной интерференцией цифровых сигналов / П.А.Полушин, А.Д.Белов, В.О. Лось. 13-я МНТК «Перспективные технологии в средствах передачи информации», Владимир: ВлГУ. – 2019. Том 2. – С.180-184.

IMMUNITY INTERFERENCE INCREASE OF DIGITAL SIGNALS IN BIOMEDICAL SYSTEMS

Polushin P.A., Belov A.D.

«Vladimir state University named after Alexander Grigoryevich and Nikolay Grigoryevich Stoletov», Vladimir, pap@vlsu.ru

Keywords: soft character correction, intersymbol interference

Annotation. The method of soft character correction of transmitted digital signals is described. This method makes it possible to reduce the negative impact of intersymbol interference.



ОБРАБОТКА ЦВЕТОВЫХ ИЗОБРАЖЕНИЙ РАСТИТЕЛЬНЫХ ПОКРОВОВ ПРИ ЭКОЛОГИЧЕСКОМ МОНИТОРИНГЕ

¹Спеньков К.А., ²Никитин О.Р., ³Гаврилов В.М.

«Владимирский государственный университет имени Александра Григорьевича и Николая Григорьевича Столетовых», г. Владимир, ¹Kirill19870@yandex.ru; ²olnikitin@mail.ru; ³valerian.gavrilov@mail.ru.

Ключевые слова: дистанционное зондирование, экологический мониторинг, цифровая обработка изображений, RGB гистограммы.

Аннотация. Применение беспилотников при экологическом мониторинге позволяет не только оперативно оценить состояние исследуемой области, но и определить степень влияния возможных неблагоприятных факторов, которые оказывают воздействие на окружающую среду. Одной из таких задач является определение изменения площади распространения поражения или увядания при оценке растительных

покровов. Особенno это важно для составления прогнозов в сельском хозяйстве, и экологическом мониторинге, когда определение влияния негативных факторов возможно только по косвенным признакам. В статье предлагается метод позволяющий определять изменение площади увяддающего участка растительного покрова, на основе применения RGB цветовых гистограмм.

В современном мире применение беспилотных летательных аппаратов затрагивает множество сфер деятельности. В том числе они могут использоваться для мониторинга окружающей среды. Достаточно часто определить нарушения в экологическом состоянии территории, при дистанционном зондировании можно только по косвенным признакам, например, таким как изменение цвета почвы, или не характерное для этого времени года и местности увядания травы. Также подобный мониторинг может помочь при прогнозировании урожайности в сельском хозяйстве.[1]

Для получения подобной информации используются методы цифровой обработки изображений. Наибольше чувствительность к изменениям при этом может обеспечить применение цветовых RGB гистограмм. Однако большинство используемых методов оценки применяемых для данных целей в цифровой обработке изображений, требуют обязательного наличия двух гистограмм, и не могут по одному снимку получить независимую характеристику. [2] Метод, рассматриваемый в статье, не имеет данного недостатка.

Для проведения эксперимента использовались два снимка, один включал в себя область с увяддающим растительным покровом, другой со здоровым. Из снимков были составлены изображения, включающие девять областей (рисунок 1). Сначала исследовалось изображения только с областями, включающими снимки здорового растительного покрова. На последующих снимках области последовательно заменялись на увяддающие. Последний снимок состоял только из изображений увяддающих покровов. На рисунке 2 представлена последовательность, в которой заменялись области.

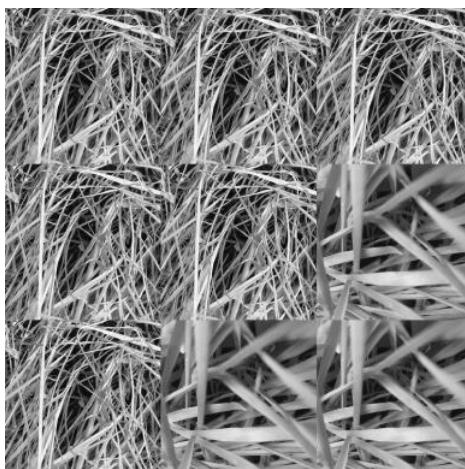


Рисунок 1 – Экспериментальное изображение, с пятью увяддающими областями.

1	2	5
3	4	7
6	8	9

Рисунок 2 – Последовательность, в которой заменялись области

Каждое изображение оценивалось с помощью метода цифровой обработки основанное на определение углов наклона цветовых RGB гистограмм. [3]

Для нахождения угла наклона гистограмм, градации яркости и количество, соответствующих им пикселей полагаются как стороны прямоугольного треугольника, затем находится среднее значение для всех углов наклона гистограммы.

$$\alpha = \frac{N}{i=1} \left(a \cos \left(\frac{x_i}{\sqrt{x_i^2 + y_i^2}} \right) \right) * 180 / \pi$$

где x_j – значение уровня градации яркости;

y_j – значение количества пикселей для заданной градации яркости; $j=64\dots128$. $N=64$.

Интервал выбирается таким образом, чтобы в нём находилась наиболее изменяющаяся часть гистограммы.

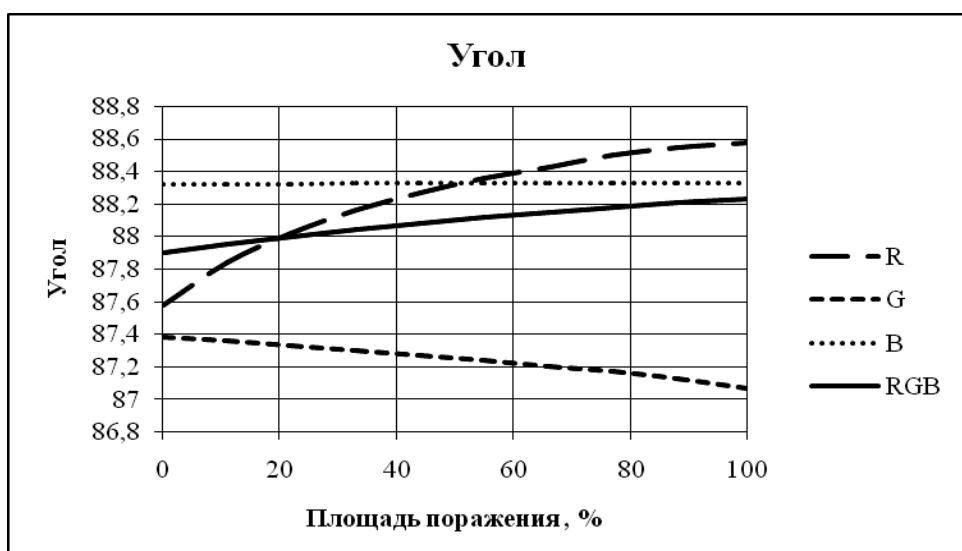


Рисунок 3 – Результаты эксперимента

В результате эксперимента был построен график (рисунок 3). Из рисунка видно, что при увеличении площади поражения, увеличиваются значения углов для гистограмм в RGB диапазоне.

Так как в качестве увядывающего участка использовались фотографии имеющие пожелтевший покров, то заметно уменьшение значения углов гистограмм для зелёного G диапазона, и увеличения для красного R диапазона, с ростом «поражённой» площади.

Стоит отметить что при поражении более 22% составляющая синего диапазона, незначительно увеличилась, значения углов гистограмм изменилось с 88,32 до 88,33. Это можно объяснить уменьшением площади листа, и попаданием в кадр большего объёма земной поверхности.

Таким образом, предложенный метод может применяться для контроля в изменениях поражённых участков земной поверхности имеющих травяной покров.

Библиографический список

1. А. В. Храмов, А. А. Ермолаев, А. И. Шалашова, Л. В. Контрош Возможности экологического мониторинга применением БПЛА в России// Известия СПбГЭТУ «ЛЭТИ», СПб: – № 7 – 2017 – с. 79-84.
2. Парасич А.В., Парасич В.А. Методы на основе цветовых гистограмм в задачах обработки изображений // Nauka-rastudent.ru. – 2015. – №. 06 (18) / [Электронный ресурс] – Режим доступа. – URL: <http://nauka-rastudent.ru/18/2742>
3. О.Р. Никитин, К.А. Спенков, В.М. Гаврилов Способ приёма информации в оптическом канале связи с использованием цветовых гистограмм//Перспективные технологии в средствах передачи информации (ПТСПИ-2019) . Владимир, 3 – 5 июля 2019 г. Владимир Полиграфический центр ВлГУ:– 2019.– с. 186-189.

PROCESSING OF COLOR IMAGES OF VEGETABLE COVER IN ECOLOGICAL MONITORING

¹Spenkov K.A., ²Nikitin O.R., ³Gavrilov V.M.

«Vladimir State University named after Alexander Grigoryevich and Nikolai Grigoryevich Stoletov», Vladimir,

¹Kirill19870@yandex.ru; ²olnikitin@mail.ru; ³valerian.gavrilov@mail.ru.

Keywords: remote sensing, environmental monitoring, digital image processing, RGB histograms.

Annotation. The use of drones in environmental monitoring allows not only to quickly assess the condition of the studied area, but also to determine the degree of influence of possible adverse factors that affect the environment. One of these tasks is to determine the change in the area of the spread of damage or wilting when assessing plant cover. This is especially important for making forecasts in agriculture, and environmental monitoring, when determining the influence of negative factors is possible only by indirect signs. The article proposes a method that allows you to determine the change in the area of a wilted area of vegetation, based on the use of RGB color histograms. Key words: remote sensing, environmental monitoring, digital image processing, RGB histograms.

ОЦЕНКА ПЛОТНОСТИ ПОТОКА ЭНЕРГИИ ОТ МОБИЛЬНЫХ ТЕЛЕФОНОВ

Самойлов В. С., Насир С. А. Х., Аль Тахар И. А.

«Владимирский государственный университет имени Александра Григорьевича и Николая Григорьевича Столетовых», г. Владимир, ags@vlsu.ru

Ключевые слова: электромагнитное излучение, мобильная связь, смартфоны, поток энергии

Аннотация. Приведены оценки предельно допустимых уровней электромагнитного излучения смартфонами мобильной связи. За критерий безопасности принимается относительная интенсивность воздействия на человека электромагнитных полей от работающих на передачу смартфонов. Предельная для человека плотность потока электромагнитной энергии определена принятыми в Российской Федерации санитарными нормами и правилами.

Введение. Развитие технического прогресса привело к освоению радиочастотного спектра и к его интенсивному использованию. Количество используемых человеком радиоэлектронных систем бытового и промышленного применения неуклонно растет. Например, по данным аналитической компании Pew Research Center на июль 2018 года 59% опрошенных взрослых в мире являются владельцами смартфонов, а еще 31% пользуются простыми мобильными телефонами [1]. Но наряду с колоссальной пользой от широкого освоения эфира, возникла проблема, связанная с отрицательным влиянием электромагнитного излучения (ЭМИ) на биологические объекты и человека в том числе [2]. В настоящее время эта проблема обостряется в связи с активным освоением пятого поколения (5G) мобильной связи, работающей на более высоких частотах, включая диапазон миллиметровых волн [3].

Анализ проблемы. Воздействие высокочастотного электромагнитного излучения (ЭМИ) на организм человека проявляется в том, что клетки тела, являясь миниатюрными антеннами, принимают электромагнитную энергию от внешних излучателей электромагнитных полей и преобразуют ее в переменные электрические токи. Наведенные внешним излучением токи создают помехи нормальному функционированию нервной системы человека и выделяются в клетках организма в виде тепла, перегревая их и подталкивая к отмиранию или перерождению [4]. С ростом частоты облучающего ЭМИ длина волны приближается к размерам клеток организма и негативное воздействие на организм увеличивается.

Согласно нормам [5] в Российской Федерации интенсивность воздействия ЭМИ на человека независимо от режима и времени облучения не должна превышать предельно допустимые уровни (ПДУ). Для диапазона частот ниже 300 МГц определяются напряженности электрического и магнитного полей, а для диапазона частот выше 300 МГц регламентируется плотность потока энергии (ППЭ) на единицу площади.

ПДУ в диапазоне частот 30...300 МГц в соответствии с нормами [5] составляет $E_{\text{ПДУ}} = 3 \text{ В м джилых и административных зданий}$ при круглосуточном непрерывном облучении. В диапазоне частот от 300 МГц до 300 ГГц, плотность потока энергии от излучающих электромагнитное поле систем, согласно норм [4], не должна превышать величину $\text{ППЭ}_{\text{ПДУ}} = 10 \text{ мкВт см}^2$.

Границы опасной зоны на частотах 30...300 МГц определяются равенством $E = E_{\text{ПДУ}}$, а на частотах выше 300 МГц плотность потока энергии рассчитывается в соответствии с выражением $\text{ППЭ} = E^{\gamma} / 3,77$ [мкВт/см²] и граница опасной зоны определяется равенством $\text{ППЭ} = \text{ППЭ}_{\text{ПДУ}}$.

Технология оценки допустимого для жилой застройки уровня излучения от радиоэлектронных средств основана на аналитическом определении величины критерия безопасности S . В качестве критерия безопасности принята относительная суммарная интенсивность воздействия электромагнитного поля от i, j, k излучающих радиоэлектронных систем на биологические объекты

$$S = \sum_{i=1}^n (E / E_{\text{ПДУ}})^2 + \sum_{j=1}^n (H / H_{\text{ПДУ}})^2 + \sum_{k=1}^n (\text{ППЭ}_k / \text{ППЭ}_{\text{ПДУ}}),$$

где: $E_{\text{ПДУ}}$ – предельно допустимый уровень (ПДУ) напряженности ЭМП для человека; $\text{ППЭ}_{\text{ПДУ}}$ – плотность потока энергии ЭМИ, предельно допустимая для человека.

Для диапазона частот от 30 до 300 МГц учитываются только i и j источники излучений, а для диапазона частот выше 300 МГц только k источники. Величина S характеризует степень воздействия ЭМИ на биологические объекты и при $S > 1$ длительное воздействие ЭМИ опасно для человека.

Плотность потока излучаемой антенной мобильного телефона или смартфона мощности определяется [6] выражением

$$\Pi = \frac{PD}{4\pi R^2} \frac{Bm}{m^2} = \frac{100PD}{4\pi R^2} \frac{\text{мкВт}}{\text{см}^2}. \quad (1)$$

где: R – расстояние от центра антенны до расчетной точки, м; P – мощность на выходе антенны, Вт; G – безразмерный коэффициент усиления антенны относительно изотропного излучателя, определяемый в направлении максимального излучения;

В соответствии с выражением (1) определим границы опасной зоны при использовании человеком смартфонов в режиме передачи при непрерывно излучаемой мощности от 0,25 Вт до 0,75 Вт, в зависимости от расстояния R между смартфоном и передающим информацию человеком [7] и построим графики при разной мощности смартфона. Результаты расчета представлены на рисунке 1.

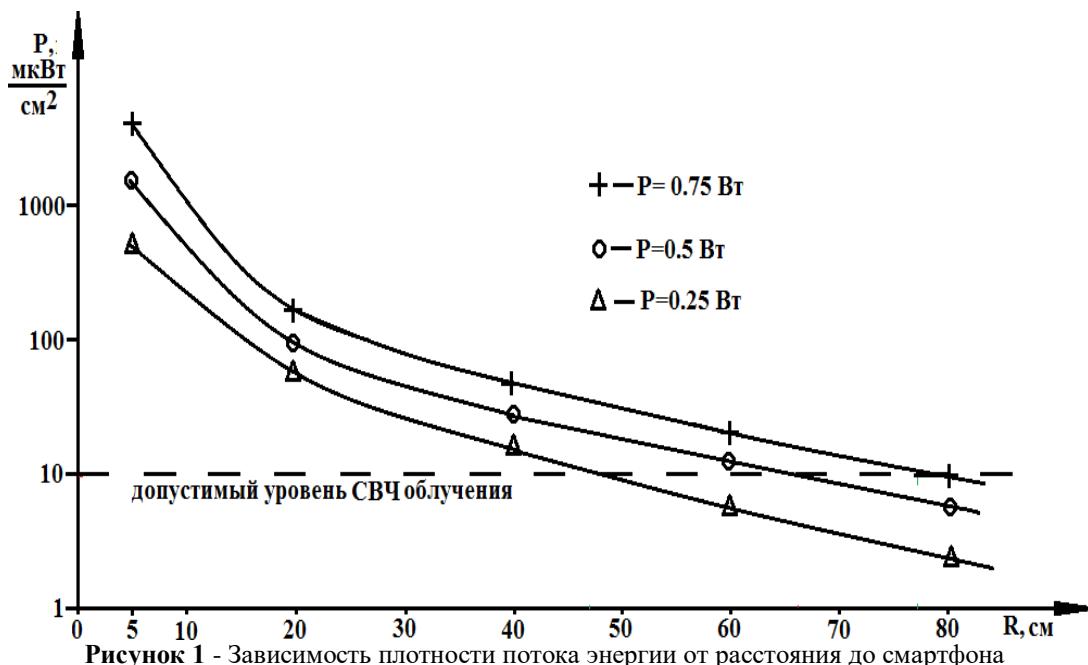


Рисунок 1 - Зависимость плотности потока энергии от расстояния до смартфона

Заключение. Из приведенных расчетов видно, что на пользователя мобильным телефоном действует ЭМИ, многократно превышающее допустимый уровень облучения. Для уменьшения такого влияния необходимо сокращать время непрерывной работы мобильных устройств связи на передачу.

Библиографический список

1. Электронный ресурс: <https://www.ferra.ru/news/mobile/smartphone-penetration-rate-worldwide-26-06-2018.htm>. Дата обращения 03.01.2020.
2. Зубарев Ю.Б., Григорьев О.А. Внимание: мобильный телефон / Вестник связи. - №9, 2019. - С. 46-48.
3. Самойлов А. Г., Самойлов С. А., Ву Ван Шон Определение зоны жилой застройки около излучающих радиосистем / Биомедицинская радиоэлектроника. 2008. № 6. С. 48-51.
4. Беляева Е.А., Хадарцева К.А., Панышина М.В., Митюшкина О.А. Физиологическое значение различных колебаний и ритмов (обзор литературы) / Вестник новых медицинских технологий. – Электронный журнал. -2015, № 1.
5. СанПиН 2.2.4/2.1.8.055-96. Электромагнитные излучения радиочастотного диапазона (ЭМИ РЧ). Санитарные правила и нормы.
6. Самойлов А.Г., Самойлов С.А., Альшрайдэх А.М., Жоау А.Ф. Имитация многолучевых каналов передачи информации / Проектирование и технология электронных средств. - 2014, № 2. - С. 12-18.
7. Полушин П.А., Самойлов А.Г., Самойлов С.А. Адаптирующиеся высокочастотные генераторы для биомедицинских целей / Медицинская техника. - 2000, № 4. - С. 26-32.

ESTIMATION OF ENERGY FLUX DENSITY FROM MOBILE PHONES

Samoylov V.S., Nasir S.A.X., Al Tahar I.A.

«Vladimir state University named after Alexander Grigoryevich and Nikolay Grigoryevich Stoletov», Vladimir,
ags@vlsu.ru

Key words: electromagnetic radiation, mobile communications, smart phones, energy flow

Abstract. Estimates of the maximum permissible levels of electromagnetic radiation by mobile smartphones are given. The safety criterion is the relative intensity of exposure to a person of electromagnetic fields from smartphones working on the transmission. The maximum electromagnetic flux density for a person is determined by sanitary norms and rules adopted in the Russian Federation.

ПРИМЕНЕНИЕ В СИСТЕМАХ СВЯЗИ СОВМЕСТНОГО УПРАВЛЕНИЯ ПРИЕМОМ И ПЕРЕДАЧЕЙ СИГНАЛОВ ПО ПАРАЛЛЕЛЬНЫМ КАНАЛАМ

Синицин Д.В.

«Владимирский государственный университет имени Александра Григорьевича и Николая Григорьевича Столетовых», г. Владимир, sinitsin.d89@mail.ru

Ключевые слова: параллельные каналы, пространственное разнесение, собственная метка.

Аннотация. Современные системы связи широко используют передачу сигналов по параллельным каналам, благодаря чему снижается уровень шума и искажений и улучшается качество передаваемой информации. Существуют различные способы выполнения параллельных каналов. Одна из них-космическое разнообразие.

В системах связи с пространственным разнесением сигналы часто передаются в обоих направлениях. Это позволяет управлять передачей разнесенного сигнала путем перераспределения мощности передатчика между расходящимися каналами и изменения относительного сдвига фаз сигнала в различных антенах. Каждый передаваемый сигнал пространственного разнесения снабжается собственной меткой.

Современные системы передачи информации широко используют передачу сигналов по параллельным каналам, что уменьшает уровень помех и искажений и повышает качество передачи информации. Существуют различные методы организации параллельных каналов передачи сигналов, одним из них является пространственное разнесение [1,2].

В системах передачи информации, использующих пространственно-разнесенный прием, передача сигналов достаточно часто осуществляется в обоих направлениях, что позволяет управлять передачей разнесенных сигналов, перераспределяя мощность передатчика между антеннами и регулируя относительный фазовый сдвиг сигналов в разных антенах [1,2]. Каждый передаваемый пространственно-разнесенный сигнал снабжается своим маркером, на основе которого определяется величина комплексных коэффициентов k_{ij} передачи от i -того передатчика к j -тому приемнику [3,6].

Существует возможность увеличения скорости передачи за счет организации «собственных» каналов (метод MIMO – «many input, many output»). Метод основан на ортогональных свойствах собственных векторов матрицы \mathbf{K} , составленной из коэффициентов k_{ij} . Пусть размер матрицы \mathbf{K} равен $N \times N$. В случае невырожденности матрицы \mathbf{K} (что практически наблюдается в подавляющем проценте времени работы системы) она имеет N различных собственных чисел λ_i и N соответствующих им собственных векторов \mathbf{a}_i . Весь поток информации, передаваемой по системе, разбивается на N независимых подпотоков, передаваемых одновременно через все разнесенные антенны. Амплитудно-фазовые соотношения для каждого из подпотоков определяются одним из собственных векторов матрицы \mathbf{K} . Эти вектора различны для каждого подпотока. На приемной стороне формируются N каналов приема. В каждом из них принятые разнесенные сигналы комбинируются также согласно различным собственным векторам матрицы \mathbf{K} . Так как собственные вектора взаимно ортогональны, то после подобного комбинирования в каждом канале приема выделяется только один подпоток. Составляющие остальных подпотоков взаимно компенсируются. Таким образом, в одной системе передачи информации образуется N одновременно действующих независимых «собственных» каналов, что позволяет увеличить объем передаваемой информации.

Однако помехоустойчивость этих «собственных» каналов сильно различается. Составим матрицу \mathbf{A} , где столбцами будут собственные вектора \mathbf{a}_i и диагональную матрицу Λ , где элементами главной диагонали будут $\Lambda_{ii}=\lambda_{ii}$. Считаем все собственные вектора ортонормированными. В этом случае матрицу \mathbf{K} можно представить в виде $\mathbf{K}=\mathbf{A}\Lambda\mathbf{A}^+$ (знаком «+» обозначена операция эрмитова сопряжения). Рассмотрим совокупность пространственно-разнесенных каналов, как единый канал с номером j . Его коэффициентом передачи можно считать величину $\mathbf{b}_j\mathbf{K}\mathbf{b}_j = \mathbf{b}_j^+\mathbf{A}\Lambda\mathbf{A}^+\mathbf{b}_j = \lambda_j$. С каждой антенны излучается сумма составляющих всех подпотоков с коэффициентами, определяемыми элементом их собственных векторов с номером, равным номеру антенны. Помехоустойчивость по каждому «собственному» каналу определяется его собственным числом. Каналы неравноправны по свойствам и равное распределение общего ресурса мощности между ними не выгодно. В «плохих» каналах с малыми λ_j она тратится во многом впустую. В работах [4,5] предлагается распределять общую мощность P_0 между «собственными» каналами так, чтобы обеспечить максимальную суммарную скорость передачи информации:

$$I = \sum_{i=1}^N \log (1 + \frac{P_i}{P_0}) \text{ при условии } P = \sum_{i=1}^N P_i, \quad (1)$$

где P_i – доля общей мощности P_0 , выделяемой i -тому «собственному» каналу P_n – мощность шума в разнесенных каналах приемника (Она полагается одинаковой во всех каналах). Данное требование осуществляется с помощью принципа «water pouring», при котором i -тому каналу выделяется мощность:

$$P_i = \alpha - \frac{P_n}{\lambda_i^2},$$

где коэффициент α определяется из общей нормировки. При ее учете мощность, выделяемая i -тому каналу, определится, как:

$$P = \frac{P_0}{N} + P \left(\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N \frac{1}{\lambda_i^2} - \frac{1}{\lambda_0^2} \right). \quad (2)$$

На практике в цифровых системах скорость передачи информации определяется не только соотношением «сигнал/шум», но и другими факторами (допустимой вероятностью ошибки, применяемым видом кодирования и т.д.) Поэтому зависимость скорости передачи информации – более сложная функция, чем в формуле (1).

Обобщим принцип Шеннона, определяющий распределение мощностей по «собственным» каналам.

Пусть скорость передачи информации в реальных условиях определяется формулой: $I_0 = \sum_{i=1}^N f(k_i P_i)$, где $k_i = \lambda_i^2$. Применим метод неопределенных множителей Лагранжа. Нормировка мощности при этом выступает, как уравнение связи. Уравнение Лагранжа будет иметь вид:

$$\Phi = \sum_{i=1}^N f(k_i P_i) + \lambda_0 \sum_{i=1}^N P_i,$$

где λ_0 – неопределенный множитель Лагранжа. Беря производные от функции Лагранжа по всем P_i и учитывая уравнение связи, получаем систему из $N+1$ уравнений с $N+1$ неизвестными:

$$\left| \begin{array}{l} \frac{\partial \Phi}{\partial P_1} = k_1 f'(k_1 P_1) + \lambda_0 = 0 \\ \vdots \\ \frac{\partial \Phi}{\partial P_N} = k_N f'(k_N P_N) + \lambda_0 = 0 \\ \vdots \\ \frac{\partial \Phi}{\partial P_0} = \sum_{i=1}^N P_i = P_0 \end{array} \right.$$

Обозначив через $g(x)$ функцию, обратную функции $f'(x)$, т.е. $g(x) = [f'(x)]^{-1}$, получаем выражение для мощности P_i в виде: $P_i = [g(-\lambda_0/k_i)]/k_i$. Подставляя его в уравнение связи, имеем:

$$P_0 = \sum_{i=1}^N \frac{1}{k_i} g\left(-\frac{\lambda_0}{k_i}\right) = G(\lambda_0, k_1, \dots, k_N).$$

Связь между P_0 и $G(\lambda_0, k_1, \dots, k_N)$ можно выразить по-другому: $\lambda_0 = F(P_0, k_1, \dots, k_N)$. Тогда окончательно:

$$P_i = \frac{1}{k_i} g\left(-\frac{1}{k_i} F(P_0, k_1, \dots, k_N)\right). \quad (3)$$

Формула (2) является частным случаем полученной формулы (3).

Применение «собственных» каналов может дать заметное увеличение пропускной способности. Однако попытки применить его в системах, работающих со значительными мощностями передаваемых сигналов, могут встретить серьезные возражения. В отличие от приемной стороны, которая оперирует с принятыми сигналами небольшого уровня, на передающей стороне приходится управлять достаточно мощными сигналами, здесь приобретают большое значение возможные трудности практической реализации.

Матрица передачи канала связи \mathbf{K} постоянно флуктуирует, в связи с чем непрерывно меняются и значения элементов всех ее собственных векторов. Временные реализации сигнала существенно различны в каждой антенне, так как создаются взвешенными суммами всех «собственных» каналов с разными наборами весовых коэффициентов в различных антенных. Поэтому они не могут генерироваться одним и тем же передатчиком, для каждой передающей антенны должен использоваться свой передатчик, генерирующий свой сигнал, и принцип перераспределения общего ресурса мощности между ними теряет смысл. Невозможность эффективного использования ресурсов мощности передатчиков может значительно перевесить выигрыши от увеличения пропускной способности.

В таких условиях более удобным оказывается использование одного наилучшего «собственного» канала с наибольшим λ_i . Поскольку при этом во всех разнесенных антенах передается один и тот же сигнал, различающийся лишь по амплитуде и фазовому сдвигу, то можно использовать только один передатчик и оптимальное распределение мощности между антеннами вновь приобретает смысл. Для дальнейшего упрощения практической реализации можно от оптимального управления перейти к квазиоптимальному. Возможны различные методы квазиоптимального управления, описанные в [1,2]. Управление осуществляется для достижения максимально возможного отношения «сигнал/шум» после комбинирования. Среди них следующие:

-Весь ресурс мощности может подключаться к одной из антенн (антенна коммутация – АК).

-Вся мощность может перераспределяться между антеннами при одинаковом фазовом сдвиге сигналов в антенах (регулировка усиления – РУ).

-Со всех антенн излучаются сигналы одинакового уровня с управлением относительным фазовым сдвигом между ними (фазовое управление – ФУ).

- Комбинация методов АК и ФУ.

Библиографический список

1. Полушин П.А. Методы борьбы с помехами и искажениями. – LAP LAMBERT Academic Publishing, Saarbrucken, Germany, 2011. – 341 с.
2. Полушин П.А., Самойлов А.Г. Избыточность сигналов в радиосвязи – М.: Радиотехника, 2007. – 256 с.
3. Никитин О.Р., Полушин П.А., Гиршевич М.В., Пятов В.А. Обобщенные методы управления передачей разнесенных сигналов / Вопросы радиоэлектроники. Серия Общетехническая. – М.: 2010, выпуск 1. – С. 5–11.
4. Воеводин В.В., Кузнецов Ю.А. Матрицы и вычисления.– Наука, 1984. – 320 с.
5. Шенон К. Работы по теории информации и кибернетике. – М.: Изд-во иностранной литературы, 1963. – 829 с.
6. Синицин, Д.В. Управление приемом и передачей сигналов в двусторонних системах с многократным пространственным разнесением / О.Р. Никитин, П.А. Полушин, Д.В. Синицин, В.А. Матюха // Вестник Нижегородского университета им. Н.И.Лобачевского. – 2012. - № 5, ч.1. – С. 65 - 70.

USING OF JOINT MANAGEMENT OF TRANSMISSION AND RECEIVING OF SIGNALS BY PARALLEL CHANNELS IN COMMUNICATION SYSTEMS

Sinitsin D.V.

«Vladimir state University named after Alexander Grigoryevich and Nikolay Grigoryevich Stoletov», Vladimir, sinitsin.d89@mail.ru

Keywords: parallel channels, spatial separation, own label.

Annotation. Modern communication systems widely use signal transmission over parallel channels, which reduces noise and distortion and improves the quality of transmitted information. There are various ways to run parallel channels. One of them is cosmic diversity.

In communication systems with spatial diversity, signals are often transmitted in both directions. This allows you to control the transmission of a dispersed signal by redistributing the transmitter power between diverging channels and changing the relative phase shift of the signal in different antennas. Each transmitted spatial diversity signal is provided with its own label.



ИНФОРМАЦИОННЫЙ АНАЛИЗ КОМПЕТЕНТНОСТНОЙ ПОДГОТОВКИ СПЕЦИАЛИСТОВ МЕДИКО-ТЕХНИЧЕСКОГО ПРОФИЛЯ

Шумарин С.В.

«Владимирский государственный университет имени Александра Григорьевича и Николая Григорьевича Столетовых», г. Владимир, sergey.shumarin@vlsu.ru

Ключевые слова: профессиональные стандарты, медико-техническая сфера, профиль развития.

Аннотация. Рассмотрены профессиональные стандарты подготовки студентов в медико-технической сфере. Трудовые функции сравниваются с компетенциями образовательной программы. Проведен анализ полноты профиля развития. Даются непризнанные баллы.

Во Владимирском государственном университете (ВлГУ) много лет ведется подготовка бакалавров и магистров по направлениям 12.03.04 и 12.04.04 – «Биотехнические системы и технологии». За прошедшие годы на постоянно развивающейся материальной базе сформировался постоянный состав кафедры «Биомедицинские электронные средства и технологии» (БЭСТ). Ее коллективом был накоплен большой педагогический опыт, налажено тесное взаимодействие с профильными предприятиями – потенциальными работодателями будущих выпускников, образована базовая кафедра за пределами ВлГУ, в которой преподают высококлассные специалисты биотехнической сферы. Непрерывно совершенствуясь по наполнению, естественным образом сформировались перечень и последовательность изучаемых дисциплин, отвечающих нормам образования и запросам работодателей отрасли. Образовались необходимые междисциплинарные связи, разработано множество учебно-методических материалов для учебного процесса, утвердились программы и места прохождения производственных практик, требования к выпускным квалификационным работам. Весь этот обобщенный опыт лежит в основе подготовки специалистов ВлГУ медико-технического профиля под названием «Биомедицинская инженерия».

ВлГУ с 2019 года, руководствуясь 273 федеральным законом, осуществляет набор абитуриентов на рассматриваемые направления по новым образовательным стандартам ФГОС ВО 3++ [1]. Согласно этим стандартам подготовка специалистов биотехнических систем и технологий должна вестись с учетом нужд промышленности. Профессиональные компетенции обучающихся не оговариваются во ФГОС, как было ранее, а составляются на основе формулировок трудовых функций профессиональных стандартов. ВУЗы обязаны руководствоваться не только всеми вышеназванными стандартами, но и их осмыслиением на уровне федеральных УМО – примерными основными образовательными программами (ПООП), которые регламентируют единообразие обучения специалистов по всей стране по одним и тем же направлениям.

На кафедре БЭСТ, как во многих других кафедрах ВУЗов страны, из-за отсутствия утвержденных ПООП на момент вступления ФГОС ВО 3++ в силу, действующие основные профессиональные образовательные программы (ОПОП) направлений «Биотехнические системы и технологии» разработаны на основе их проектов, основанных только на профстандартах, перечисленных во ФГОС. Уже при составлении ОПОП было очевидно, что проект ПООП, включающий в себя недостаточное количество профессиональных компетенций, не сможет полностью удовлетворить потребности обучения по профилю «Биомедицинская инженерия». Тем не менее, возможность корректировки ОПОП в будущем и разработка переходных учебных планов сохранили шансы на возвращение к наработанному годами профилю. Год подготовки по новым стандартам подтвердил сужение образовательного профиля, что вызывает необходимость провести его детальный анализ, выявить нереализованные возможности и переосмыслить ОПОП.

Далее приводится таблица 1, сопоставляющая профессиональные компетенции из проекта ПООП и все возможные трудовые функции профстандартов, перечисленных во ФГОС ВО, которые соответствуют профессиональной деятельности выпускников направления «Биотехнические системы и технологии».

Таблица 1 - Сопоставление профессиональных компетенций из проекта ПООП и всех возможных трудовых функций профстандартов, перечисленных во ФГОС ВО.

№ п/п	Профстандарт. Трудовые функции	Трудовые действия	Компетенции ПООП
1.	26.014 A/02.6 Проектирование биотехнических систем и технологий	- Составление разделов медико-технических требований на разработку биотехнических систем. - Оценка требований к деталям и узлам биотехнических систем медицинского, экологического и биометрического назначения.	ПК-1. Способность к формированию технических требований и заданий на проектирование и конструирование биотехнических систем и медицинских изделий
2.	26.014 Специалист в области разработки, сопровождения и интеграции технологических процессов и производств в области биотехнических систем и технологий A/01.6 Научные исследования в области создания биотехнических систем и технологий	- Обработка результатов с применением современных информационных технологий и технических средств. - Проведение вычислительных экспериментов с использованием стандартных программных средств с целью получения математических моделей процессов, протекающих в биотехнических системах. - Подготовка и анализ экспериментальных данных, составление отчетов и научных публикаций по результатам проведенных работ, участие во внедрении результатов в медико-биологическую практику.	ПК-2. Способность к математическому моделированию элементов и процессов биотехнических систем, их исследованию на базе профессиональных пакетов автоматизированного проектирования и самостоятельно разработанных программных продуктов ОПК-3. Способен проводить экспериментальные исследования и измерения, обрабатывать и представлять полученные данные с учетом специфики биотехнических систем и технологий ОПК-4. Способен использовать современные информационные технологии и программное обеспечение при решении задач профессиональной деятельности, соблюдая требования информационной безопасности
3.	26.014 A/02.6 Проектирование биотехнических систем	- Проектирование деталей и узлов биотехнических систем медицинского, экологического и биометрического назначения в соответствии с техническим	ПК-3. Способность к анализу, расчету, проектированию и конструированию в соответствии с техническим

№ п/п	Профстандарт. Трудовые функции	Трудовые действия	Компетенции ПООП
	и технологий	<p>заданием с использованием средств автоматизации проектирования.</p> <ul style="list-style-type: none"> - Разработка проектной документации на разрабатываемое изделие - Оформление законченных проектно-конструкторских работ. - Контроль соответствия разрабатываемых проектов и технической документации на изделия и устройства медицинского и экологического назначения нормативным документам. 	<p>заданием типовых систем, приборов, деталей и узлов медицинских изделий и биотехнических систем на схемотехническом и элементном уровнях, в том числе с использованием систем автоматизированного проектирования</p> <p>ОПК-5. Способен участвовать в разработке текстовой, проектной и конструкторской документации в соответствии с нормативными требованиями</p>
4.	26.014 A/03.6 Производство биотехнических систем	<ul style="list-style-type: none"> - Организация метрологического обеспечения производства деталей и узлов биотехнических систем, биомедицинской, биометрической и экологической техники. - Знать методы проектирования технологических процессов изготовления деталей биотехнических систем медицинского, экологического и биометрического назначения 	<p>ПК-5. Способность к внедрению технологических процессов производства, метрологического обеспечения и контроля качества медицинских изделий и биотехнических систем, их элементов, функциональных блоков и узлов</p>
5.	26.014 A/04.6 Организация процессов создания и интеграции биотехнических систем и технологий	<p>Регистрация и сертификация биотехнических систем медицинского, экологического и биометрического назначения</p>	<p>ПК-7. Способность к созданию интегрированных биотехнических систем и медицинских систем и комплексов для решения сложных задач диагностики, лечения, мониторинга здоровья человека</p>
6.	26.014 A/03.6 Производство биотехнических систем	<ul style="list-style-type: none"> - Оценка состояния оборудования биотехнических систем медицинского, экологического и биометрического назначения. - Наладка оборудования биотехнических систем медицинского, экологического и биометрического назначения. - Настройка программных средств, используемых для производства биотехнических систем медицинского, экологического и биометрического назначения. 	<p>ПК-8. Способность к проведению технического обслуживания биотехнических систем и медицинских изделий на специализированных предприятиях и технических службах лечебных учреждений</p>
7.	A/04.6 Организация процессов создания и интеграции биотехнических систем и технологий	<p>Подготовка технической документации на ремонт техники в сервисных организациях</p>	
8.	40.053 Специалист по организации постпродажного обслуживания и сервиса В/01.6 Организация процессов анализа требований к постпродажному обслуживанию и сервису и управление взаимоотношениями с потребителями продукции	<ul style="list-style-type: none"> - Подготовка прогнозов, проектов, перспективных и текущих планов производства и реализации продукции, в проведении маркетинговых исследований по изучению спроса на продукцию организации, перспектив развития рынков сбыта в части своих полномочий. - Разработка предложений по изменению конструкции изделий и технологии производства, согласование планов постановки на производство новых видов продукции с учетом требований клиентов к постпродажному обслуживанию и сервису в части своих полномочий. 	<p>ПК-9 . Способность к организации и проведению постпродажного обслуживания и сервиса биотехнической системы, медицинского изделия</p>

Из анализа приведенной таблицы видно:

1) все подходящие к обучению по направлению 12.03.04 трудовые функции профстандартов, перечисленных во ФГОС, уже использованы при формулировке профессиональных компетенций в проекте ПООП;

2) не все области знания (объекты) профессиональной деятельности, соответствующие профилю «Биомедицинская дисциплина», охвачены соответствующими компетенциями;

3) необходимо дополнить перечень профстандартов для разработки необходимых профессиональных компетенций.

Это не противоречит образовательным стандартам, т.к., согласно п. 3.5 ФГОС ВО, при определении профиля и профессиональных компетенций ВУЗ выбирает профессиональные стандарты из числа указанных во ФГОС ВО и (или) иных профессиональных стандартов, соответствующие профессиональной деятельности выпускников» [2].

Список неохваченных в ПООП объектов профессиональной деятельности выглядит следующим образом:

- изучение анатомии и физиологии человека;
- прогнозирование надёжности и применение конструктивно-технологические методов её повышения в условиях дестабилизирующих воздействий на проектируемые изделия медицинской техники;
- учет физико-химические свойств материалов, применяемых при проектировании изделий медицинской техники;
- конструированию узлов медицинских изделий с применением печатного монтажа, в том числе с использованием систем автоматизированного проектирования.

Библиографический список

1. Письмо Директора Департамента государственной политики в сфере высшего образования и молодежной политики Минобрнауки России А.И. Рожкова от 21.01.2019 № МН-2.1/222 "О применении актуализированных федеральных государственных образовательных стандартов высшего образования".

2. Письмо Директора Департамента государственной политики в сфере высшего образования и молодежной политики Минобрнауки России А.И. Рожкова от 14.02.2019 № МН-2.1/818 "О применении отдельных норм федеральных государственных образовательных стандартов высшего образования"(в части реализации п.6.3 ФГОС ВО; закрепление групп компетенций за базовой и вариативной частями ОП; аспекты электронной образовательной среды).

INFORMATION ANALYSIS OF COMPETENT TRAINING OF MEDICAL-TECHNICAL PROFILE SPECIALISTS

Shumarin S.V.

«Vladimir State University named after Aleksandr Grigorievich and Nikolai Grigorievich Stoletov», Vladimir,
sergey.shumarin@vlsu.ru

Keywords: professional standards, medico-technical field, the profile of the development.

Annotation. Professional standards of students ' training in the medical and technical sphere are considered. Labor functions are compared with the competencies of the educational program. The analysis of the completeness of the development profile is carried out. Unrecognized points are given.



ПРИКЛАДНЫЕ ИНФОРМАЦИОННЫЕ АСПЕКТЫ ОРГАНИЗАЦИИ УЧЕБНОГО ПРОЦЕССА БАКАЛАВРОВ БИОТЕХНИЧЕСКОГО НАПРАВЛЕНИЯ

Шумарин С.В.

«Владимирский государственный университет имени Александра Григорьевича и Николая Григорьевича Столетовых», г. Владимир, sergey.shumarin@vlsu.ru

Ключевые слова: учебный процесс, бакалавры биотехнического направления, профессиональные компетенции.

Аннотация. Рассмотрен учебный процесс бакалавров биотехнологического направления, примерные основные образовательные программы. Предлагаются дополнительные профессиональные стандарты. Приведен текст профессиональных компетенций, разработанных на основе их трудовых функций.

Декларируемые задачи увеличения продолжительности и качества жизни неисполнимы без постоянного совершенствования медицинского оборудования, поэтому направление подготовки студентов «Биомедицинские системы и технологии» является современным и востребованным. ВлГУ, как и многие технические ВУЗы и университеты страны, более десятка лет готовит студентов по данному направлению, нарабатывая педагогический стаж, материальную базу и связи с профильными предприятиями.

Текущее состояние организации учебного процесса бакалавров по направлению 12.03.04 – «Биомедицинские системы и технологии» сопряжено с рядом трудностей. Основная их причина заключается в

нехватке профессиональных компетенций в нормативных документах, являющихся базой образовательных программ и учебных планов. В [1] показано, что современные требования к образовательным программам подготовки бакалавров указанного направления значительно шире, чем предлагаемые реализации, основанные на перечне профстандартов из ФГОС ВО.

Тем не менее, возможность разработки дополнительных компетенций образовательными организациями указана в п. 3.4 ФГОС ВО: «Профессиональные компетенции, устанавливаемые основными профессиональными образовательными программами, формируются на основе профстандартов, а также, при необходимости, на основе анализа требований к профессиональным компетенциям, предъявляемых к выпускникам на рынке труда, обобщения отечественного и зарубежного опыта и т.д...». Причем, профессиональные компетенции, определяемые образовательной организацией самостоятельно, могут включаться как в обязательную, так и вариативную часть образовательной программы [2], что позволяет и расширить «базу» подготовки студентов, и выстроить более гибкие профили обучения.

Для совершенствования учебного процесса подготовки бакалавров биотехнического направления в ВлГУ предлагается дополнить перечень профстандартов и разработать на их основе профессиональные компетенции, руководствуясь следующим: во-первых, они должны соответствовать неучтеным профессиональным задачам профиля, а во-вторых, чтобы формируемые эти компетенции дисциплины могли объединяться в потоки со смежными направлениями кафедры. Действительно, с целью оптимизации нагрузки с 2015 года ряд дисциплин рассматриваемого направления изучается в едином потоке с направлениями 12.03.01 – «Приборостроение» и – «Конструирование и технология электронных средств».

Перечень предлагаемых дополнительных профессиональных компетенций с использованными профстандартами и трудовыми функциями приведен в таблице 1.

Таблица 1 - Перечень предлагаемых дополнительных профессиональных компетенций с использованными профстандартами и трудовыми функциями.

№ п/п	Компетенция	Профстандарт / Трудовые функции	Трудовые действия
1.	Готовность к участию в проведении медико-биологических исследований с применением технических средств и информационных технологий.	–	–
2.	Способность прогнозировать надёжность биомедицинской и экологической техники при ее эксплуатации в условиях климатических и электромагнитных воздействий.	29.006 Специалист по проектированию систем в корпусе С/01.6 Разработка архитектуры изделий "система в корпусе"	<ul style="list-style-type: none"> - Прогноз и определение путей повышения надежности, а также процента выхода годных изделий "система в корпусе" - Определение путей оптимизации тепловых характеристик, равномерности распределения температуры по кристаллам в изделиях "система в корпусе" - Определение путей снижения электромагнитных и тепловых воздействий на изделия "система в корпусе" и их отдельные элементы
3.	Способность учитывать физико-химические свойства материалов, применяемых при проектировании и производстве биомедицинской и экологической техники.	40.136 Специалист в области разработки, сопровождения и интеграции технологических процессов и производств в области материаловедения и технологии материалов А/01.6 Разработка типовых технологических процессов в области материаловедения и технологии материалов 29.006 В/03.6 Подготовка функционального описания, инструкции по типовому использованию и назначению изделий "система в корпусе"	<ul style="list-style-type: none"> - Выбор металлических и неметаллических материалов для деталей машин, приборов и инструмента - Выбор способа термической или химико-термической обработки - Определение физико-химических свойств материалов, применяемых в микроэлектронике

№ п/п	Компетенция	Профстандарт / Трудовые функции	Трудовые действия
4.	Способность выбирать электронные компоненты для узлов и отдельных блоков биотехнических систем, биомедицинской и экологической техники.	29.006 В/01.6 Разработка технических описаний на отдельные блоки и систему в целом	- Обоснование выбора электронных компонентов для отдельных блоков изделий "система в корпусе"
5.	Способность выполнять компоновку и трассировку узлов биомедицинской и экологической техники на основе печатного монтажа с использованием систем автоматизированного проектирования.	29.006 В/03.6 Подготовка функционального описания, инструкции по типовому использованию и назначению изделий "система в корпусе"	<ul style="list-style-type: none"> - Выполнение трассировки межэлементных соединений систем автоматизированного проектирования - Корректировка предварительной трассировки межэлементных соединений систем автоматизированного проектирования - Корректировка конфигурации проводников, их толщины, взаимного расположения и расстояний между ними

В результате для направления 12.03.04 – «Биомедицинские системы и технологии» предлагается включить в основную профессиональную образовательную программу два профстандарты и пять профессиональных компетенций. Четыре компетенции основываются на указанных профстандартах, а одна – (из-за нехватки утвержденных профстандартов) на опыте подготовки и требованиях рынка труда. Это позволит восстановить полноту наработанными годами профиля подготовки бакалавров биотехнического направления в ВлГУ.

Библиографический список

1. Шумарин, С.В. Информационный анализ компетентностной подготовки специалистов медико-технического профиля // *Настоящий сборник*.
2. Письмо Директора Департамента государственной политики в сфере высшего образования и молодежной политики Минобрнауки России А.И. Рожкова от 14.02.2019 № МН-2.1/819 "О применении отдельных норм федеральных государственных образовательных стандартов высшего образования"(в части формирования обязательной и вариативной частей образовательной программы).

APPLIED INFORMATION ASPECTS OF THE ORGANIZATION OF THE EDUCATIONAL PROCESS OF BACHELORS OF THE BIOTECHNICAL DIRECTION

Shumarin S.V.

«Vladimir State University named after Aleksandr Grigorievich and Nikolai Grigorievich Stoletov», Vladimir,
sergey.shumarin@vlsu.ru

Keywords: educational process, bachelors of biotechnical direction, professional competence.

Annotation. The educational process of bachelors of biotechnological direction, approximate basic educational programs are considered. Additional professional standards are offered. The text of professional competencies developed on the basis of their work functions is given.



ИНФОРМАЦИОННЫЕ СИСТЕМЫ ПРИ ПЛАНИРОВАНИИ ПРОЦЕССА ОБУЧЕНИЯ СТУДЕНТОВ НА КАФЕДРЕ БИОТЕХНИЧЕСКИХ СРЕДСТВ И ТЕХНОЛОГИЙ

Шумарин С.В.

«Владимирский государственный университет имени Александра Григорьевича и Николая Григорьевича Столетовых», г. Владимир, sergey.shumarin@vlsu.ru

Ключевые слова: учебные планы, оптимизация нагрузки, объединение дисциплин.

Аннотация. Рассмотрены учебные планы направлений 11.03.03, 12.03.01 и 12.03.04. Приведены фрагменты их общей структурной схемы. Предложены меры по оптимизации нагрузки путем объединения дисциплин в единые потоки.

Информационные технологии проникли во все сферы человеческой деятельности. Постоянное совершенствование компьютерной техники в последние десятилетия позволило, наряду с прочим, более полно

и точно вести всю плановую и отчетную документацию. Но развитие означает перемену устоявшегося. В высшей школе это привело к постоянному изменению нормативной базы и, как следствие, к необходимости в ежегодном уточнении всех программ обучения и смене субъекта образования: от группы студентов к каждому студенту в отдельности. Рекомендации по ежегодному обновлению основных профессиональных образовательных программ уже давно указываются в стандартах обучения.

Существующая министерская программа «Шахты» позволяет облегчить разработку учебных планов – наибольшего по трудоемкости компонента образовательных программ, но обладает рядом недоработок, в частности в ней нельзя представить структуру плана. Представление учебных планов в виде структурных схем позволяет наглядно показать междисциплинарные связи и учесть последовательность изучения дисциплин. Во Владимирском государственном университете (ВлГУ) разработана электронная таблица с использованием макросов, позволяющая строить такую структуру автоматически [1]. В последние годы с ее помощью разрабатываются учебные планы нескольких направлений.

Действительно, после объединения трех родственных кафедр радионаправлений в ВлГУ была образована кафедра «Биотехнические средства и технологии», обеспечивающая подготовку бакалавров по следующим направлениям: 11.03.03 – «Конструирование и технология электронных средств», 12.03.04 – «Биотехнические системы и технологии» и 12.03.01 – «Приборостроение», а также соответствующих магистрантов и аспирантов. Такое объединение привело к улучшению материальной базы кафедры, концентрации высококвалифицированных педагогических кадров и оптимизации учебного процесса с помощью объединения сходных дисциплин в общие потоки. «Запоточивание» – хороший способ уменьшения нагрузки на преподавателя, т.к. при этом не снижаются часы контактной работы студентов. Возможность совместно проводить лекции и практические занятия дисциплин в общем потоке для различных направлений подготовки указана в 301 приказе, п.33 [2].

Разумеется, каждое направление подготовки обладает уникальными компетенциями и циклами дисциплин, не представленными в других направлениях, которые невозможно объединить. Но существующие циклы дисциплин, такие как, гуманитарной, математической, физической, общепрофессиональной и ИТ подготовки присутствуют в учебном плане каждого рассматриваемого направлений в большей или меньшей степени. Дисциплины этих циклов или их составные части можно объединять, тем самым решив оговоренные выше задачи.

Исходя из этого, учебные планы ФГОС ВО 3++ 2019 года по рассматриваемым направлениям были составлены с учетом возможности «запоточивания» по ряду дисциплин. Далее на рисунках 1 и 2 приводятся фрагменты общей структуры этих учебных планов. (Применены сокращения - указаны имена академических групп вместо шифров направлений: РЭ – 11.03.03, БТС – 12.03.04, П – 12.03.01.)

	Гум.			Матем.			Физич.			Информ.			Общетехн.			
	РЭ	БТС	П	РЭ	БТС	П	РЭ	БТС	П	РЭ	БТС	П	РЭ	БТС	П	
1	Введение	История	Совр. тенденции разв. прибор	Высшая математика			Физика			ИТ в проектиров. ЭС						
2	История персп. разв. ЭС			Высшая математика			Физика			ИТ в проектиров. ЭС						
3				Мат. статистика и осн. теор. точности				Биофизич. живых систем					Прикладная механика			
4	Основы научных исследований						Физ. осн. микро- и наноэлектроники				Методы анализа и обр. сигналов			Теория измер. и обр. эксп.		
5				Обесп. надёжности ЭС	Мат. Модели и изм. процес	Физ. осн. микро- и наноэл				Инф. сист. и технол.	Автомат. инженер. расчетов	Изм. физ. параметров ЭС		Осн. метрологии и тех изм.		
6											Алгоритм изм. и прогр. изм.	Осн. управления тех. сис.		Осн. автом. управления		
7				Моделир. биопроцес						Методы обр. и анализ биомед	Инф.-изм. техника и технологии	Упр. качеством ЭС		Менеджмент качества и тех.		
8			Основ. патентных иссл.							Цифр. обр. изображений	Инф.-изм. техника и технологии					

Рисунок 1 - Фрагмент 1 структурной схемы интегрированного учебного плана подготовки бакалавров

	Схемот.			Элем.база			Констр.			Хим.-Технол.		
	РЭ	БТС	П	РЭ	БТС	П	РЭ	БТС	П	РЭ	БТС	П
1	Нач. практик. по электронике								Единая система КД			
2	Нач. практик. по электронике						Автоматизация разработки КД					
3	Основы расчета электр. систем						САПР ЭС		Комп. проект. ЭС	Физ.-хим. проц. в технологии ЭС		
4	Схемотехника		Изм. преобразов. и датчики	Компоненты ЭС		Компоненты электр. устр.	САПР ЭС			Материалы ЭС		Материалы совр. прибор.
5	Схемотехника		Аналогово-вые ЭС				Конс.-тех. проек. ячеек		Проект. и констр. изм. приборо	Материалы ЭС		
6	Схемотехника		Цифровые ЭС	Узлы и элементы БТС	Сред. отобр. инф. и оптоэл.	Конструирован ие ЭС	Проект. и констр. изм. приборо		Технол. конструкт элемен- тов ЭС			
7	Микро процессорные устр.		Цифр. и микропр оц. приборы	Мед. Прибо-ры, аппа-раты...	Сред. отобр. инф. и оптоэл.	Конструировани е ЭС			Технология произв. ЭС		Техноло-гия прибор.	
8				Мед. Прибо-ры, аппа-раты...					Техноло-гия произв. ЭС		Техноло-гия прибор.	

Рисунок 2 - Фрагмент 2 структурной схемы интегрированного учебного плана подготовки бакалавров

Представление учебных планов бакалавров в виде общей структурной схемы позволило более полно представить последовательность изучения предметов, лучше выявить междисциплинарные связи, найти общее и, следовательно, больше «запоточить» дисциплины для набора 2019 года.

Но данное представление не ограничивается проведенной работой, оно также позволяет произвести и дальнейшую оптимизацию для набора бакалавров будущих лет. После проведенного анализа, представляется ряд предложений по дальнейшему «запоточиванию». Предлагается дополнительно объединить в потоки (полностью или частично) следующие дисциплины:

- 1) гуманитарного цикла:
 - «Введение в проектирование и технологию электронных средств» (РЭ);
 - «История и перспективы развития электронных средств» (РЭ);
 - «История биотехнических систем и технологий» (БТС);
 - «Современные тенденции развития приборостроения» (П);
- 2) метрологической направленности:
 - «Измерение физических параметров электронных средств и стандартизация» (РЭ и БТС);
 - «Основы метрологии и технических измерений» (П);
- 3) автоматики:
 - «Основы управления техническими системами» (РЭ и БТС);
 - «Основы автоматического управления» (П);
- 4) управления качеством:
 - «Управление качеством электронных средств» (РЭ);
 - «Менеджмент качества и технический контроль в приборостроении» (П);
- 5) схемотехнического цикла:
 - «Схемотехника» (РЭ и БТС);
 - «Аналоговые электронные устройства» (П);
 - «Цифровые электронные устройства» (П);
- 6) микропроцессорной техники:
 - «Микропроцессорные устройства» (РЭ);
 - «Цифровые и микропроцессорные приборы и системы» (П);
- 7) элементной базы:

- «Компоненты электронных средств» (РЭ и БТС);
- «Компоненты электронных устройств» (П);
- 8) разработки печатных плат:
 - «Конструкторско-технологическое проектирование ячеек электронных средств» (РЭ);
 - «Компьютерное проектирование электронных схем и узлов» (П);
- 9) материаловедения:
 - «Материалы электронных средств» (РЭ и БТС);
 - «Материалы современного приборостроения» (П);
- 10) конструкторской направленности:
 - «Конструирование электронных средств» (РЭ и БТС);
 - «Проектирование и конструирование измерительных приборов» (П);
- 11) технологического цикла:
 - «Технология производства электронных средств» (РЭ и БТС);
 - «Технология приборостроения» (П);
- 12) ряд дисциплин по информационного цикла групп П и БТС.

В качестве заключения, можно сказать, что рассматриваемое представление учебных планов улучшает качество их составления и позволяет более точно планировать кафедральную нагрузку.

Библиографический список

1. Дмитриев, В.Б. Структурно-логическая форма представления учебных планов высшего профессионального образования / В.Б. Дмитриев, С.В. Шумарин // Научно-практический журнал «Открытое образование». М. – Издательство МЭСИ, 2013. – №6. С. 10-15.
2. Приказ Министерства образования и науки РФ от 5 апреля 2017 г. № 301 "Об утверждении Порядка организации и осуществления образовательной деятельности по образовательным программам высшего образования - программам бакалавриата, программам специалитета, программам магистратуры".

INFORMATION SYSTEMS IN PLANNING THE PROCESS OF TEACHING STUDENTS AT THE DEPARTMENT OF BIOTECHNICAL MEANS AND TECHNOLOGIES

Shumarin S.V.

«Vladimir State University named after Aleksandr Grigorievich and Nikolai Grigorievich Stoletov», Vladimir,
sergey.shumarin@vlsu.ru

Keywords: curricula, load optimization, integration of disciplines.

Annotation. The study plans of the directions 11.03.03, 12.03.01 and 12.03.04 are considered. fragments of their General structural scheme are Given. Measures to optimize the load by combining disciplines into single streams are proposed.



Научное издание
Физика и радиоэлектроника в медицине и экологии
Труды XIV Международной научной конференции «ФРЭМЭ'2020»
с научной молодежной школой имени И.Н. Спиридонова
Владимир-Сузdalь, 1-3 июля 2020 г.

Под общей редакцией д.т.н., проф. Л.Т. Сушковой

Печатается в авторской редакции

РЕЦЕНЗЕНТЫ:

*Л.В. Грунская, д.т.н., профессор; Т.Е. Батоцыренова, д.б.н., профессор;
П.А. Полушкин, д.т.н, профессор; В.М. Емельяненко, д.м.н.; Е.А. Оленев,
д.т.н., профессор ; Е.К. Левин, д.т.н.; А.В. Самородов, к.т.н., доцент;
Н.Н. Давыдов, д.т.н., профессор; А.Е. Северин, д.б.н.; Р.В. Исаков к.т.н.,
доцент.*

Компьютерная верстка: Пугачева Е.А., Заварзин С.В., Шелепа М.А.

Заказ № 1409. Подписано в печать 25 июня 2020 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