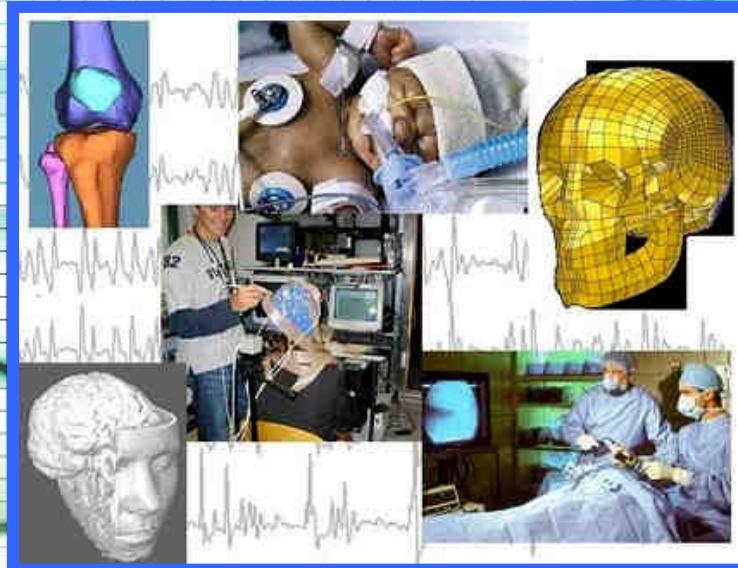


Х МЕЖДУНАРОДНАЯ НАУЧНАЯ
КОНФЕРЕНЦИЯ
«ФИЗИКА И
РАДИОЭЛЕКТРОНИКА В
МЕДИЦИНЕ И ЭКОЛОГИИ»
с элементами научной молодежной
школы
ФРЭМЭ'2012

27-29 июня 2012 г
◆
June, 27-29, 2012

X INTERNATIONAL SCIENTIFIC
CONFERENCE
«PHYSICS AND
RADIOELECTRONICS IN
MEDICINE AND ECOLOGY»
with elements of Scientific Youth
School
PREME'2012

ТРУДЫ ◆ PROCEEDINGS
КНИГА I ◆ BOOK I



Владимир – Сузdalь
2012



ФЕДЕРАЛЬНОЕ АГЕНТСТВО ПО ОБРАЗОВАНИЮ РОССИЙСКОЙ ФЕДЕРАЦИИ
РОССИЙСКОЕ НТЦ РЭС ИМ. А.С. ПОПОВА
ДЕПАРТАМЕНТ ЗДРАВООХРАНЕНИЯ АДМИНИСТРАЦИИ
ВЛАДИМИРСКОЙ ОБЛАСТИ
ИНСТИТУТ РАДИОТЕХНИКИ И ЭЛЕКТРОНИКИ РАН
ВЛАДИМИРСКИЙ ГОСУДАРСТВЕННЫЙ УНИВЕРСИТЕТ
ИМЕНИ А.Г. И Н.Г. СТОЛЕТОВЫХ

**Х МЕЖДУНАРОДНАЯ НАУЧНАЯ КОНФЕРЕНЦИЯ
«ФИЗИКА И РАДИОЭЛЕКТРОНИКА В МЕДИЦИНЕ
И ЭКОЛОГИИ»**
с элементами научной молодежной школы
ФРЭМЭ'2012
27-29 ИЮНЯ 2012

**X INTERNATIONAL SCIENTIFIC CONFERENCE
«PHYSICS AND RADIOTELELECTRONICS IN
MEDICINE AND ECOLOGY»**
with elements Scientific Youth School
PREME'2012
JUNE, 27-29, 2012

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



**ВЛАДИМИР ♦ VLADIMIR
2012**

УДК 57.08+615.47+615.8
ББК
Ф50

Ф50. Физика и радиоэлектроника в медицине и экологии: Доклады 10-й межд. научн.-техн. конф. Книга 1. – Владимир: 2012.

Публикуются труды 10-й международной научной конференции «Физика и радиоэлектроника в медицине и экологии» - ФРЭМЭ'2012. 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 технологии в медицине и экологии. Рассмотрены вопросы экологии и здоровья человека, а также методы и средства диагностики природной среды. Приведены аналитические и экспериментальные результаты исследований, полезные специалистам в области радиофизики, биомедицины и экологии.

Конференция поддержана грантом РФФИ № 12-02-06044-г.

РЕДАКЦИОННАЯ КОЛЛЕГИЯ:

А.К. Бернюков, д.т.н., профессор

А.Г. Самойлов, д.т.н., профессор

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

СОДЕРЖАНИЕ ♦ CONTENTS

КНИГА I ♦ BOOK I

ПЛЕНАРНОЕ ЗАСЕДАНИЕ ♦ PLENARY SESSION.....	33
---	----

СЕКЦИЯ ♦ SECTION 1

Методы и средства диагностики и лечения заболеваний Methods and facilities of diagnostics and treatment.....	57
--	----

СЕКЦИЯ ♦ SECTION 2

Биокибернетика и математическое моделирование Biocybernetics and mathematical modeling.....	149
---	-----

КНИГА II ♦ BOOK II

СЕКЦИЯ ♦ SECTION 3

Биомеханика, проблемы коррекции и лечения опорно-двигательного аппарата Biomechanics, problems of correction and treatment of musculoskeletal system.....	33
---	----

СЕКЦИЯ ♦ SECTION 4

Новые информационные и телекоммуникационные технологии в медицине и экологии New information and telecommunication technologies in medicine and ecology.....	108
--	-----

СЕКЦИЯ ♦ SECTION 5

Интеллектуальные биометрические системы и технологии (Научная молодежная школа) Smart biometric system and technologies (Scientific Youth School).....	232
--	-----

КНИГА III ♦ BOOK III

СЕКЦИЯ ♦ SECTION 6

Биотехнические и медицинские приборы, аппараты и системы Biotechnical and medical apparatus, systems, complexes.....	33
--	----

СЕКЦИЯ ♦ SECTION 7

Методы и средства диагностики природной среды Methods and facilities for diagnostic of natural environment.....	148
---	-----

СЕКЦИЯ ♦ SECTION 8

Экология и здоровье человека Ecology and human health.....	207
--	-----

СЕКЦИЯ ♦ SECTION 9

Актуальные вопросы высшего образования в области биомедицинской инженерии и экологии Urgent questions of higher education in the field of biomedical engineering and ecoogy.....	294
--	-----

КНИГА I ◆ BOOK I

ПЛЕНАРНОЕ ЗАСЕДАНИЕ I ◆ PLENARY SESSION I

Человек и природа: борьба или гармония? Агаджанян Н.А	
Human and nature: struggle or harmony? Aghajanian N.A.....	33
 Prosody in speech understanding Niemann H., Zeissler V.....	35
 Информатизация здравоохранения во Владимирской области: итоги и перспективы Дегтерева М.И.	
Healthcare informatization of the Vladimir region: results and perspectives Degtereva M.I., Markova, E.S.....	38
 Перспективы применения биометрических технологий в автоматических системах паспортного контроля Спиридов И.Н.	
Perspectives for the use of technology in automatic biometric passport control system Spiridonov I.N.....	42

ПЛЕНАРНОЕ ЗАСЕДАНИЕ II ◆ PLENARY SESSION II

Новые метрики в оценке количественных параметров функциональной диагностики Фёдоров В.Ф.	
New metrics in the estimation of the functional diagnostics quantitative parameters Fedorov V.F.	45
 Применение магнитных наночастиц в гипертермии: теория, эксперимент и практические достижения Усов Н.А., Гудошников С.А., Любимов Б.Я.	
Application of magnetic nanoparticles in hyperthermia: theory, experiment and current state of research Usov N.A., Gudoshnikov S.A., Liubimov B. Ya.....	50
 К вопросу об определении уровня стрессогенности различных воздействий Северин А.Е., Розанов В.В.	
Definition of the functional condition of the organism at stressful influences of the various nature Severin A.E., Rozanov A.E.....	55

СЕКЦИЯ 1 ◆ SECTION 1

МЕТОДЫ И СРЕДСТВА ДИАГНОСТИКИ И ЛЕЧЕНИЯ ЗАБОЛЕВАНИЙ

METHODS AND FACILITIES OF DIAGNOSTIC AND TREATMENT

Разработка и биологические испытания меченных технецием-99M фторхинолонов Варламова Н.В., Скуридин В.С., Стасюк Е.С., Нестеров Е.А., Рогов А.С., Садкин В.Л., Сазонова С.И., Казаков В.А.	
Development and biological tests labeled Technetium-99M fluorogquinolones Varlamova N.V., Scuridin V.S., Stasuk E.S1, Nesterov E.A., Rogov A.S., Sadkin V.L., Sazonova S.I., Kazakov V.A.....	57

Информационные компьютерные технологии для оценки качества лечения Лищук В.А., Газизова Д.Ш., Сазыкина Л.В.. Information computer technologies for the estimation of quality of treatment Lischouk V.A., Gazizova D. Sh., Sazykina L. V.	61
Методы диагностики состояния параназальных пазух по их рентгенографическим изображениям Волков А.Г., Самойленко А.П., Прокуряков А.В. The method of diagnostics of the paranasal sinuses' state according to its x-ray images Volkov A., Samoyl'enko A., Proskuryakov A.	63
Спирометрическая оценка нагрузочного теста на беговой дорожке при бронхиальной астме у детей Анохин М.И., Путято Т.Г.. Spirometry estimation of exercise treadmill test in asthmatics children Anokhin M.I., Putyato T.G.	67
Наночастицы со структурой «ядро-углеродная оболочка» в качестве контрастирующих агентов в магнитно-резонансной томографии Седунова И.Н., Жаков С.В. Fe/graphitic-shell nanocrystals as potential contrast agents for magnetic resonance imaging Sedunova I.N., Zhakov S.V.	70
Лазерная гипертермия опухолевых тканей с наночастицами золота Цыганова Н.А., Терентюк Г.С., Хайруллин Р.М. Laser hyperthermia tumor tissues with gold nanoparticles Tsyganova N.A., Terentyuk G.S., Khayrullin R.M.	74
Индикаторы экспресс-оценки функционирования дыхательной системы при проведении мероприятий сердечно-легочной реанимации Буреев А.Ш., Дорофеев К.В., Земляков И. Ю., Светлик М.В. Indicators for potential express evaluation of a human respiratory system with cardio-pulmonary reanimation procedure case Bureev A.Sh., Dorofeev K.V., Zemlyakov I. Yu., Svetlik M.V.	75
Хирургическое шивающее устройство для удаления геморроя Гришин К.Н., Золотухина Ю.И., Шикульская О.М.. The surgical sewing device for removal hemorrhoids Grishin K.N., Zolotuhina U.I., Shikulskya O.M.	77
К вопросу диагностики нарушений слуха методом регистрации слуховых вызванных потенциалов Солдаткина Ф.И., Скибина О.Г., Фридман В.Л. On question of diagnostics of hearing loss by means of ASSR Soldatkina F., Skibina O., Fridman V.	81
Патофизиологический анализ категорий функционального состояния организма Кузнецов А.А., Чепенко В.В. The pathophysiological analysis of organism functional condition categories Kuznetsov A.A., Chepenko V.V.	84
О диагностической значимости времени регистрации сигнала пульсовой волны и его спектральных параметров Михайлов Н.Ю., Жукова Г.В., Машенко Н.М., Гаркави Л.Х., Гуськова Н.К., Торпуджан И.С., Фургалев Г.О. About the diagnostic significance of time of the pulse wave registration and its spectral	

parameters	
Mikhailov N.Yu., Zhukova G.V., Mashenko N.M., Garkavi L.H., Guskova N.K., Torpydzhian I.S., Furgalev G.O.....	88
Физиологические категории функционального состояния	
Кузнецов А.А.	
A functional condition physiological categories	
Kuznetsov A.A.....	91
Раннее выявление рака молочной железы: возможности лучевых методов	
Рыбникова Е.И., Попов С.В.	
Early diagnosis of breast cancer: possibilities of radiodiagnosis	
Rybnikova E.I., Popov S.V.....	96
Диагностика рака груди с помощью параметров рассеяния	
Гаврилов В.М., Чинёнова О.А.	
Diagnosis of breast cancer by scattering parameters	
Gavrilov V.M., Chinenova O.A.....	100
Метод стимуляции сперматогенеза низкоинтенсивным лазерным излучением	
Новикова Я.С., Щербатюк Т.Г.	
The method of stimulation of spermatogenesis by low-intensity laser radiation	
Novikova Y.S., Scherbatyuk T.G.....	102
Роль рефлексдиагностики в системах принятий решений при остром коронарном синдроме	
Долженков С.Д., Сумин С.А., Воробьева О.М., Чернова И.В.	
The role of refleksdiagnostiki in the systems of decision-making in acute coronary syndrome	
Dolzhenkov S., Sumin S., Vorobyeva O., Chernova I.....	107
Организация медицинской помощи пациентам с сердечно-сосудистыми заболеваниями как важная компонента в развитии регионального здравоохранения на этапе его модернизации	
Ильин А.И.	
United health care patients with cardiovascular disease as an important component in the development of regional health during its modernization	
Ilyin A.....	109
Динамика базового импеданса и общая вода тела как предиктор пароксизма мерцательной аритмии	
Исаков Р.В., Чепенко В.В.	
The dynamics of the base impedance and total body water as a predictor of paroxysmal atrial fibrillation	
Chepenko V.V., Isakov R.V.....	111
Миоглобинурийные нефропатии	
Голев Г.Д., Барышников В.Ю., Цветкова И.Н.	
Mioglobinuriyne nephropathy	
Golev G.D., Baryshnikov V.Y., Tsvetkova I.N.....	115
Особенности интерпретации данных рентгеновской компьютерной томографии в диагностике хронической обструктивной болезни легких	
Селивёрстов А.А.	
Special features of computed tomography diagnostics of chronic obstructive pulmonary disease	
Seliverstov A.A.....	118

Биодоступность оксида азота (NO) при дефиците железа Щуков А.Н., Скавронский С.В., Шушкевич Н.И., Петухов В.И., Романова М.А., Одаленко А.Н.	
Bioavailability nitric oxide (NO) iron deficiency Schukov A.N., Skavronsky S.V., Shushkevich N.I., Petukhov V.I., Baumane L.K., Romanova M.A., Adamenko A.N.....	120
Коррекция состояния мозговой гемодинамики и раздельного кровотока у людей с заболеваниями костно-мышечной системы Яскин Е.Г., Пермяков С.А., Каторгина Г.И., Бойко И.П., Буренков В.Н. Correction of cerebral hemodynamics and separate capillary blood-flow state of people with musculoskeletal pathologies Yaskin E.G., Permyakov S.A., Katorgina G.I., Boiko I.P., Burenkov V.N.....	124
История развития заместительной почечной терапии во Владимирской области Голев Г.Д., Цветкова И.Н., Барышников В.Ю., Митюшин С.И., Пугачев А.И., Маштаков А.В., Фадин В.С. Brief history of russian and world hemodialysis and renal replacement therapy development in the Vladimir region Golev G.D., Baryshnikov V.Y., Tsvetkova I.N., Mityushin S.I., Pugachev A.I., Mashtakov AV, Fadin V.S.....	129
Современные технологии ультразвуковой диагностики в медицине начала XXI века Малахов Н.Б. Modern technology ultrasound in medicine beginning of the XXI century Malakhov N.B.....	131
Инфракрасная диафаноскопия ротовой области Колпаков А.В., Таранов А.А., Спиридовон И.Н. Infrared transillumination oral tissues Kolpakov A.V., Taranov A.A., Spiridonov I.N.....	136
Ультразвуковой метод исследования опорно-двигательной системы Малахов Н.Б Ultrasonic method of of research musculoskeletal system Malakhov N.B.....	137
Участие АТФ в механизмах компенсации сократительной функции скелетных мышц в экспериментальной аллергии Торшин В.И., Теплов А.Ю., Фархутдинов А.М., Гришин С.Н. Participation atp in mechanisms of compensation by skeletal of function of skeletal muscles in the experimental allergy Torshin V.I., Teplov A.Y., Farkhutdinov A.M., Grisin S.N.....	140
Объективизация скрининга заболеваний шейки матки онкоцитологии Кривченко З.Т. Objectification of screening of diseases of cervical cytology Krivchenko Z.T.....	144

СЕКЦИЯ 2 ♦ SECTION 2

БИОКИБЕРНЕТИКА И МАТЕМАТИЧЕСКОЕ МОДЕЛИРОВАНИЕ

BIOCYBERNETICS AND MATHEMATICAL MODELING

Моделирование реологических свойств крови Султанов Е.С.	
Modeling rheological properties of blood Sultanov E.S.....	149
Оценка диагностической значимости электрокардиографического сигнала Козюра А.В.	
Estimation of ECG signal diagnostic significance Kozyura A.V.....	152
Особенности математического моделирования диффузионных процессов Мишкинис П.	
Some aspects of mathematical modeling of diffusion processes Miškinis P.....	156
Спектральные компоненты баллистограмм, обусловленные сердечной деятельностью, и особенности их проявления в зависимости от позы Кручинин П.А. , Холмогорова Н.В., Северин А.Е., Кручинина А.П.	
The spectral components of ballistogramms, caused by cardiac activity, and character of their implication for different poses Kruchinin P.A., Kholmogorova N.V., Severin A.E., Kruchinina A.P.....	158
Формирование временного ряда кардиоинтервалов для устройства комплексной оценки состояния сердечно-сосудистой системы пациента Мельник О.В., Шувалов П.Л.	
Formation of a temporary row of electrocardiointervals for the device of complex assessment of patient's cardiovascular system condition Melnik O.V., Shuvalov P.L.....	162
Investigation polarization effects in tomographical reconstruction of refracting objects Antakov M.A.....	164
Разработка программы визуализации ритма сердца с целью дальнейшего его анализа Алпатов А.В., Кирюхин А.В., Митрофанова М.Ю.	
Development of heart rate visualization program to further analysis Alpatov A.V., Kiryukhin A.V., Mitrofanova M.Y.....	168
Оценка эффективности амплитудно-временного обнаружения опорной точки сигнала артериальной пульсации крови Калакутский Л.И., Федотов А.А.	
Amplitude-temporal detector of fiducial points of distal arterial pulse signal Kalakutskiy L.I., Fedotov A.A.....	171
Метод обработки фотоплазмографического сигнала при оценке артериального давления Аль-Хайдри В.А., Исаков Р.В.	
Method of photoplethysmographic signal processing when assessing blood pressure Al-Haidary V.A., Isakov R.V.....	175

Коррекция диффузионной модели переноса излучения в условиях слабого рассеяния Максимова Е.О., Плетењев А.Н., Терещенко С.А., Титенок С.А.	179
Correction of diffusion radiative transfer model in weak scattering Maximova, E.O., Pletenev A.N., Tereshchenko S.A., Titonok S.A.....	179
Математическое моделирование как метод оценки качества и выявления клинических и управленческих ошибок Газизова Д.Ш., Лищук В.А., Сазыкина Л.В., Теряева Н.Б.	
Mathematical modelling as the method of the estimation of quality and revealing of clinical and administrative errors Gazizova D.S., Lishchuk V. A, Sazykina L.V., Terjaeva N.B.....	181
Экспериментальное исследование взаимосвязи между артериальным давлением и фотоплетизографическим сигналом Аль-Хайдри В.А., Исаков Р.В.	
Experimental study on the relationship between blood pressure and photoplethysmogram signal Al-Haidri V.A., Isakov R.V.....	183
Методы цифровой обработки изображений для сегментации кровеносного русла Хенман Г.М., Таранов А.А., Колпаков А.В., Спиридовон Н.И..	
Digital image processing techniques to segment the bloodstream Henman G.M., Taranov A.A., Kolpakov A.V., Spiridonov I.N.....	185
Применение ФАР для фокусировки электромагнитного поля во внутренних тканях головы человека Дементьев В.К., Гаврилов В.М, Никитин О.Р.	
Application for phased array antenna focusing of electromagnetic field in the interior of human tissue head Dementiev V.K., Gavrilov V.M., Nikitin A.R.....	187
Математический анализ особенностей аллоиммунизации групповыми антигенами эритроцитов у доноров в зависимости от пола и возраста Смирнова О.Н., Смирнов А.А., Набродов П.А., Хлипавка Н.А.	
Mathematical analysis of alloimmunization group antigens of red blood cells from donors depending on of both sexes and the of age Smirnova O.N., Smirnov A.A., Nabrodov P.A., Hlipavka N.A.....	190
Роль энергетических характеристик биологически активных точек в диагностике эректильной дисфункции у больных сахарным диабетом Чуев А.С., Цуканова М.Н., Шашков А.В.	
Role of biologically active points power characteristics in erectile dysfunction's diagnostics at sick of a diabetes Chuev A.S., Tsukanova M.N., Shashkov A.V.....	192
Параметры информационной энтропии диаграммы ритма сердца Кузнецов А.А.	
Informational entropy parameters of a heart rhythm diagram Kuznetsov A.A.....	196
Моделирование процесса гемодиализа Хдриян А.А.	
Modeling hemodialysis Khdryan A.A.....	200

Investigations of point-spread functions of hexagonal configurations based on ternary sequences Tereshchenko S.A., Antakov M.A., Burnaevsky I.S.....	203
К понятиям механизмов и режимов управления, регуляции и контроля ритма сердца Кузнецов А.А.	
To concepts of Mechanisms and control modes, regulation and the control of a heart rhythm Kuznetsov A.A.....	206
Методика расчета ЭКГ-карт наружных потенциалов для модели торса человека в виде эллиптического цилиндра Стрелков Н.О., Крамм М.Н., Винокуров Д.С.....	
Method of body surface potential maps calculation for elliptical cylinder as human torso model Strelkov N.O., Kramm M.N., Vinokurov D.S.....	208
Модель цепи Маркова с несколькими состояниями Петров Е.П., Харина Н.Л., Ржаникова Е.Д.	
Model Markov chain with a several states Petrov E.P., Harina N.L., Rzhanikova E.D.....	211
Теоретическое моделирование процесса диффузии молекул оксида азота через кожу и слизистую оболочку Лапитан Д.Г., Рогаткин Д.А., Шевчик Е.А., Ратова А.В.	
Theoretical modeling of diffusion of nitric oxide through the skin and mucosa Lapitan D.G., Rogatkin D.A., Shevchik E.A., Ratova A.V.....	215
Исследование взаимосвязи информационных признаков в структуре пульсовой волны с уровнями артериального давления, глюкозы и холестерина Михайлов Н.Ю., Любовцев В.В., Раскачнов Г.А.	
Research of the informative structure parameters of the pulse wave and theirs correlation with arterial pressure, cholesterol and glucose levels Mikhailov N.Yu., Lubovcev V.V., Raskachnov G.A.....	220
Исследование состояния микроциркуляции и механизмов контроля микротоков в норме и при нарушениях кровообращения методом лазерной допплеровской флюметрии Ослякова А.О., Тихомирова И.А.	
The study of microcirculation state and blood flow control mechanisms in norm and in circulatory disorders by laser doppler flowmetry method Oslyakova A.O., Tikhomirova I.A.....	224
Целевые функции сервисных медицинских роботов в клинике Лапитан Д.Г., Рогаткин Д.А., Куликов Д.А., Рогаткин А.Д.	
Purpose functions of service medical robots at clinics Lapitan D.G., Rogatkin D.A., Kulikov D.A., Rogatkin A.D.....	228
Методы статистического анализа R-грамм Пермяков С.А., Кузнецов А.А.	
Methods of r-gramm statistics analysis Permyakov S.A., Kuznecov A.A.....	231
Анализ методов нормировки значений систолического потенциала ЭКГ Пермяков С.А., Кузнецов А.А.	
Analysis of norming methods of ECG systolic potential Permyakov S.A., Kuznecov A.A.....	235

Измерительные характеристики диаграмм ритма сердца Кузнецов А.А.	
Heart rhythm diagrams measuring characteristics Kuznetsov A.A.....	239
О механизмах захвата внешней информации ритмом сердца Кузнецов А.А.	
About mechanisms of the external information capture by heart rhythm Kuznetsov A.A.....	244
Neural pattern synthesis Wheeler B.C.....	247
Компьютерное моделирование мерцательной аритмии сердца Мезенцева Л.В., Коновалов О.Н.	
Computer modeling of ciliary arrhythmia Mezentseva L.V., Konovalov O.N.....	249
Управление распределенной телекоммуникационной системой экологического мониторинга Новиков И.А., Жигалов И.Е., Озерова М.И.	
Management of distribution telecommunication system of ecological monitoring Novikov I.A., Zhigalov I.E., Ozerova M.I.....	252
Моделирование режимов парной бани Калабин А.Л.	
Simulation of conditions steam bath Kalabin A.L.....	257
<u>Стендовые доклады ◆ Poster Session</u>	
Алгоритм сегментации медицинских изображений Архипов Е.А., Никитин О.Р., Саиди Аль Салем	
Algorithm segmentation of medical images Arkhipov E.A., Nikitin O.R., Salem Al-Saidi.....	257
Моделирование метода сверточной обработки в канале с переменными параметрами Полушкин П.А., Ульянова Е.В.	
The modelling of convolutional method of processing of signals in channel with variable parameters Polushin P.A., Ulyanova E.V.....	262
Энтропийный анализ диаграмм ритма сердца Гуменный В.Г., Кузнецов А.А, Шмиг А.А.	
The heart rhythm diagrams entropy analysis Gumennyj V.G., Kuznetsov A.A., Shmig A.A.....	265
Использование термодинамического подхода к расчету энтропии диаграмм ритма сердца Гуменный В.Г., Кузнецов А.А, Шмиг А.А.	
Use of thermodynamic approach to heart rhythm diagrams entropy calculation Gumennyy V.G., Kuznetsov A.A., Shmig A.A.....	268

КНИГА II ♦ BOOK II

СЕКЦИЯ 3 ♦ SECTION 3

БИОМЕХАНИКА, ПРОБЛЕМЫ КОРРЕКЦИИ И ЛЕЧЕНИЯ ОПОРНО-ДВИГАТЕЛЬНОГО АППАРАТА

BIOMECHANICS, PROBLEMS OF CORRECTION AND TREATMENT OF MUSCULOSKELETAL SYSTEM

Современные подходы к построению протезов верхних конечностей

Жданов А.В.

Modern approaches to the construction of the upper limb grafts

Zhdanov A.V..... 33

Биомеханические аспекты вспомогательного кровообращения и искусственного сердца

Морозов В.В.

Biotechnical aspects of the subsidiary circulation and artificial heart

Morozov V.V..... 38

Устройство для оценки и тренировки стабильности удержания верхней конечности человека

Брагинский М.Я., Бурыкин Ю.Г., Логинов С.И., Тышкевич Д.С.

Device for estimation and training of human postural stability

Braginsky M.Ya., Burikin Yu.G., Loginov S.I., Tishkevitch D.S..... 42

Медицинские проблемы создания систем обхода левого желудочка сердца

Толпекин В.Е.

Medical problems of system bypass left ventricle

Tolpekin V.E..... 45

Использование биомеханических тренажеров для коррекции движения в крупных суставах

Егоров С.А.

Use of biomechanical simulators for correction of motion in the large joints

Egorov S.A..... 49

Обеспечение микронных и субмикронных перемещений в приводах медицинского оборудования

Штых Д.В., Новикова Е.А.

Providing micron and submicron movements the drive medical equipment

Shtyh D.V., Novikova E.A..... 51

Имплантируемая система вспомогательного кровообращения на основе управляемого вентильного двигателя

Куликов Н. И., Куприянов А. Д.

Implantable system based on the circulation of the subsidiary controlled brushless drive

Kulikov N.I., Kupriyanov A.D..... 54

Разработка и исследование имплантируемого осевого насоса для вспомогательного кровообращения

Иткин Г. П., Селищев С. В., Невзоров А. М., Филатов И. А., Мальгичев В. Н., Конышева Е. Г.

Development and study of implantable axial pump for the circulation of the subsidiary Itkin G.P., Selishchev S.V., Nevzorov A.M., Filatov IA., Malgichev V.N., Konysheva E.G.....	56
Исследование динамических насосов для искусственного сердца с пульсирующими режимами работы Хаустов А. И., Толпекин В. Е., Шумаков Д. В., Шашкин И. Н. Investigation of dynamic pumps for artificial heart of pulsating Haustov A.I., Tolpekin V.E., Shumakov D.V., Shashkin I.N.....	
Современные технологии реабилитации в детской травматологии Кодин А.В., Мачалов В.А., Кузьминова Т.А. New technologies of rehabilitation in pediatric traumatology Codina A.V., Machala V.A., Kuzminov T.A.....	
CFD-моделирование течения крови в имплантируемом насосе системы вспомогательного кровообращения Романов О.В. CFD-simulation of blood flow in implantable pump circulation of subsidiary Romanov O.V.....	
Экспериментальные исследования тепловых характеристик имплантируемой системы вспомогательного кровообращения пульсирующего типа Жданов А. В., Новикова Ю. А. Experimental investigation of thermal characteristics of implantable system of the pulse type subsidiary cardiovascular Zhdanov A.V., Novikov Y.A.....	
Лабораторно-стендовые установки для комплексной оценки гидродинамики вспомогательного кровообращения и искусственного сердца Беляев Л. В. Laboratory-stand guidelines for the complex evaluation of hydrodynamics of the subsidiary cardiovascular and artificial heart Belyaev L.S.....	
Обеспечение надежности реабилитационных биомеханических систем на основе реверсивных и нереверсивных приводов Трефилов М.А., Жданов А.В. Reliable of rehabilitation biomechanical systems based on reversible and heat drives Trefilov M.A., Zhdanov A.V.....	
Применение трехосевых акселерометров для оценки физической активности человека Логинов С.И., Кинтюхин А.С. The evaluation of human physical activity by 3-axis accelerometers Loginov S.I., Kintyukhin A.S.....	
Характеристики измерителя профиля позвоночника Мелешко В.В., Романов В.В. Meter data structure spine Meleshko V.V., Romanov V.V.....	
Комплексная реабилитация футболистов после артроскопической аутопластики передней крестообразной связки Кодин А.В., Валеев Н.М., Иванова Н.Л., Мохаммед Хосейн Comprehensive rehabilitation of football players after arthroscopic autoplasty anterior cruciate ligament	

Codin A.V., Valeev N.M., Ivanova N.L., Mohammed Hussein.....	96
Модернизация конструкции ортопедического аппарата автоматизированного остеосинтеза	
Федотов О.В., Филимонов В.Н., Мамаев И.М., Крылов А.В., Кириллов А.В.	
Upgrade the design orthopedic rehabilitation device for automated osteosynthesis	
Fedotov O.V., Filimonov V.N., Mamaev I.M., Krilov A.V., Kirillov A.V.....	99
Электроимпедансный метод контроля процесса остеорепарации	
Кожевников Е.С.	
The process of osteoreparation with electrical impedance controlling	
Kozhevnikov E. S.....	102
Изучение возможности прогноза состояния костно-мышечной системы	
Яскин Е.Г., Пермяков С.А., Каторгина Г.И., Бойко И.П., Буренков В.Н.	
Analysis of prediction possibility of musculoskeletal system state	
Yaskin E.G., Permyakov S.A., Katorgina G.I., Boiko I.P., Burenkov V.N.....	104

СЕКЦИЯ 4 ♦ SECTION 4

НОВЫЕ ИНФОРМАЦИОННЫЕ ТЕХНОЛОГИИ В МЕДИЦИНЕ И ЭКОЛОГИИ

NEW INFORMATION TECHNOLOGIES IN MEDICINE AND ECOLOGY

Автоматизированный анализ морфологии клеток в мазках крови и метод статистически мотивированной кластеризации	
Пятницкий А.М., Медовый В.С.	
Automated analysis of cells morphology in blood smears and the method of statistically reasoned clustering	
Pyatnitsky A., Medovy V.....	108
Автоматизированный анализ флюоресцентных изображений микробиологических препаратов	
Артюхова О.А..	
Automated analysis of fluorescent images of microbiological preparations	
Artyukhova O.A.....	111
Компьютерные технологии в нейрофизиологии	
Омельченко В.П., Короткиева Н.Г.	
Computer technologies in neurophysiology	
Omelchenko V.P., Korotkiewa N.G.....	113
Анализ возможностей использования информационных технологий для решения некоторых задач психофизиологического тестирования и тренинга	
Брумштейн Ю.М., Аксенова Ю.Ю., Неживая Ю.Н., Травова Е.С.	
The possibilities analysis of information technologies usage for solution of some problems of psychophysiological testing and training	
Brumsteyn Yu.M., Aksanova Yu.Yu., Nejivaja Yu.N., Travova E.S.....	118
Разработка алгоритмов автоматизированного анализа микроскопических изображений цитологических препаратов шейки матки	
Валиук Я.О., Артюхова О.А.	
Algorithms elaboration for automated microscopic image analysis of cervical smears	
Valiuk I.O., Artyukhova O.A.....	124

Indoor positioning system with android smart phone using UHF-RFID technology Lyavinskova E., Kulikov Y., Loeffler A.....	126
Алгоритмы и критерии помехоустойчивой обработки радиотермометрической информации на основе вейвлет-преобразования Истомина Т.В., Кутц Л.В. Algorithms and criteria for processing of noise immunity radiometry information on the basis of wavelet transform Istomina T., Kuts L.....	
131	
Разработка алгоритма сегментации изображений иммуноцитохимических препаратов с использованием цветовой информации Клименко Н.С., Артюхова О.А. Elaboration of image segmentation algorithm for immunocytochemical preparations using color information Klimenko N.S., Artyukhova O.A.....	
135	
Программное обеспечение телемедицинского комплекса для контроля состояния пациента на основе метода пульсоксиметрии Комушкин Д.А. The algorithm of the software telemedical complex for monitoring of the patient on the basis of a pulsioxymetry method Komushkin D.A.....	
138	
Современные задачи математического анализа ВСР Семенов Ю.Н. Up-to-date tasks of heart rate variability mathematical analysis Semenov Yu.N.....	
142	
Применение методики ассоциативного ГИС-анализа для прогнозирования риска возникновения особо опасных заболеваний животных Коренной Ф.И., Гуленкин В.М. Use of associative GIS-analysis methodology for forecasting risk of emergence of dangerous animal diseases Korennoy F.I., Gulenkin V.M.....	
144	
Выбор медицинской информационной системы при помощи метода анализа иерархий Крицкова А.Н. Choice of medical information system by means of the analytic hierarchy process Kritskova A.N.....	
148	
Применение пространственно-распределенного поля импульсов тока для коррекции вегетативной нервной системы Кубланов В.С., Бабич М.В., Калико-Шулиш О.В. The use of spatially distributed fields of current pulses for the correction of the autonomic nervous system Kublanov V.S., Babich M.V., Calico-Shulish O.....	
152	
Малая экспертная система диагностики оториноларингологических заболеваний Магрупов Т.М., Васильева С.А., Магрупова М.Т. Small expert system diagnostics of otolaryngology diseases Magrupov T.M., Vasilyeva S. A., Magrupova M. T.....	
157	
Распознавание информационных образов в частотно-временном множестве собственного электромагнитного излучения головного мозга	

Кубланов В.С., Сысков А.М., Борисов В.И. Pattern recognition of the information images in the time-frequency set of microwave radiation brain Kublanov V.S., Syskov A.M, Borisov V.I.....	160
Экспериментальная информационно-аналитическая система комплексной экспресс-оценки здоровья студентов Исаков Р.В., Амоян К., Сушкова Л.Т.. Information-analytical system of complex monitoring of students' health Amoyan K.ZH.K.B., Isakov R.V. Sushkova L.T.....	166
Автоматизированная система поддержки принятия решений при прогнозировании боковых грыж живота при пиелонефrite у беременных Петров С.В., Серегин С.П., Праведникова Н.В., Долженков С.Д., Новиков А.В., Коцарь А.Г., Кореневская С.Н., Конорев Н.Н. The automated system of decision-making when forecasting lateral hernias of a stomach at pyelonephritis at pregnant women Petrov S. V., Seryogin S. P., Pravednikova N. V., Dolzhenkov S. D., Korenevsky N.A., Konorev N. N.....	167
Компьютерная томография: программа автоматизированного поиска патологии в челюстных костях человека Лаврентьева Ю.Э., Путрик М.Б. Computed tomography: software for automatic search of pathologies in human jaw bones Lavrentyeva J.E., Putrik M.B.....	169
Прикладное программное обеспечение для анализа вариабельности ритма сердца Аль-Хулайди Н.А. Neural network analysis program variability rhythm of the heart Al-Khulaidi N.A., Isakov, Sushkova L.T.....	173
Когнитивное радио - важное направление в инновационном развитии здравоохранения Галкин А.П., Бадван Ахмед, Обади Х. М., Аль-Джабери Р.Х. Cognitive the radio-important direction in innovation development of public health services Galkin A.P., Badwan Ahmad, Obadi Hesam Mohamed Aly, Al-Gabery Hamid.....	176
Нейронные сети с макрослоями для классификации флюоресцентных ангиограмм глазного дна Томакова Р.А., Насер А.А., Филист С.А. Neural networks with macrolayers for classification of eyeground fluorescent angiographs Tomakova R.A., Nasser A.A., Filist S.A.....	178
Разработка алгоритма анализа микроскопических изображений гистологических препаратов коры головного мозга человека Холмова М.А., Артюхова О.А. Algorithm elaboration for microscopic image analysis of human cerebral cortex hystological preparations Kholmova M.A., Artyukhova O.A.....	183
Гибридные технологии для анализа сложномодулированных сигналов в среде Mathcad 14 Волков И.И., Ефремов М.А., Шаталова О.В. Hybrid technologies for the analysis of the difficult modulated signals in the environment of Mathcad 14 Volkov I.I., Yefremov M.A., Shatalova O.V.....	185

Модель идентификации ситуаций нарушения функционирования водной экосистемы под воздействием тяжелых металлов Шикульская О.М., Юречко М.А., Юречко И.А. Model identification of situations of violations of the functioning of aquatic ecosystems under the impact of heavy metals Shikulskaya O.M., Yurechko M.A., Yurechko I.A.....	189
Использование информационных и интеллектуальных технологий в рефлексодиагностике и рефлексотерапии Кореневский Н.А., Крупчаников Р.А., Насер А.А., Стародубцева Л.В. Using of information and intellectual technologies in reflexodiagnosis and reflexology Korenevskiy N.A., Krupchatnikov R.A., Naser A.A., Starodubtseva L.V.....	194
Реконструкция параметров дипольного токового источника в задачах электрокардиографии Винокуров Д.С., Крамм М.Н., Баханович Д.А., Стрелков Н.О. Reconstruction of parameters of the dipole current source for electrocardiography Vinokurov D.S., Kramm M.N., Bakhanovich D.A., Strelkov N.O.....	196
Управление качеством реабилитации детей с нарушениями центральной нервной системы Рахманина А.А., Шикульская О.М., Золотухина Ю.И. Quality management of children's rehabilitation with violations of the central nervous system Rakhmanina A.A., Shikulskaya O.M., Zolotukhina Y.I.....	201
Spectral imaging of microvascular function Sorg B.S.....	205
Томографическая 3d-реконструкция объектов при их вращении с фиксированным углом наклонения Агафонов М.И., Шарова О.И. Tomographycal 3d-reconstruction of the objects by their rotation with fixed inclination angle Agafonov M.I., Sharova O.I.....	206
Стендовые доклады ◆ Poster Session	
Топология системы мониторинга городского водоснабжения Самойлов А.Г., Сидоренко А.А. Topology of city system monitoring of water supply Samoylov A.G., Sidorenko A.A.....	210
Алгоритм информационного обмена для системы городского водоснабжения Самойлов А.Г., Сидоренко А.А. Algorithm of information exchange for system urban water Samoylov A.G., Sidorenko A.A.....	212
Развитие беспроводных телекоммуникационных систем на основе технологии когнитивного радио Китчер Э. Development of wireless telecommunication systems based on the cognitive radio technology Emmanuel Kitcher.....	213
Быстро действующие оптоэлектронные аналого-цифровые преобразователи Золотов А.Н., Руфицкий М.В. Fast-acting optoelectronic analog to digital converters Zolotov A.N., Rufitskiy M.V.....	216

Analysis of micro electro-mechanical systems (mems) classification methods El-Zoghbi R.A.....	220
Беспроводные сети и технико-экономическое обоснование их для здравоохранения Галкин А.П., Альджарадат М.М., Дарахма Ислам	
Wireless networks and feasibility report them for public health services Galkin A.P., Algaradat Mahran Mohammad Aly, Darahma Islam.....	223
Возможности адаптивной перестройки структуры телекоммуникационных линий Полушкин П.А., Матюха В.А., Синицин Д.В.	
The possibilities of adaptive reorganization of structure of telecommunication lines Polushin P.A., Matiukha V.A., Sinitzin D.V.....	225
Система телемедицины для Танзании Рамадхани Р.К., Никитин О.Р.	
Telemedicine system in Tanzania Ramadhani R.K., Nikitin O.R.....	228

СЕКЦИЯ 5 ♦ SECTION 5

НАУЧНАЯ МОЛОДЕЖНАЯ ШКОЛА

ИНТЕЛЛЕКТУАЛЬНЫЕ БИОМЕТРИЧЕСКИЕ СИСТЕМЫ И ТЕХНОЛОГИИ

SCIENTIFIC YOUTH SCHOOL

SMART BIOMETRIC SYSTEMS AND TECHNOLOGIES

Разработка комплексов технических средств и методического обеспечения для проведения испытаний сканеров 2D изображения Леус А.В.	
Development of technical equipment and methodological support for testing 2D face scanners Leus A.V.....	232
Методика создания самоорганизующихся биометрических информационных систем Мавзютов А.А.	
Development of methodological support for creating biometric information systems Mavzyutov A.A.....	236
Метод выделения лица человека путем сегментации изображения с использованием цветовых и геометрических параметров Миклашевич А.М., Ассанович Б.А., Ситкевич Т.А.	
Face recognition method with the use of image segmentation on the basis of color and geometric parameters Miklashevich A.M., Assanovich B.A., Sitkevich T.A.....	237
Анализ цветовых особенностей изображений радужной оболочки глаза Бочаров Д.А.	
IRIS color feature analysis Bocharov D.A.....	242
Алгоритм распознавания эмоционального состояния по изображениям лица с использованием фильтров Габора Кашапова Л.Х., Латышева Е.Ю.	
Discriminant analysis of the two-dimentional Gabor features for facial expression recognition Kashapova L.Kh., Latysheva E.Yu.....	242

Идентификация диктора на основе формантного анализа гласноподобных сегментов речевого сигнала Июгина Ю.В.	
Speaker identification usingformant analysis of vowel sounds of the speech Iyugina Y.V.....	245
Разработка алгоритма локализации центров зрачков на изображении лица Бобе А.С.	
Design of the algorithm for pupil center localization on face images Bobe A.S.....	248
Автоматическая верификация диктора: определение границ речи Спажакин Ю.Г.	
Automatical speaker verification: the definition of the speech boundaries Spazhakin Yu.G.....	252
Создание аппаратно-технического комплекса на железнодорожных пунктах пропуска Моисеева Т.В., Буравлев В.В.	
Create hardware-technical complex for rail checkpoint Mosaic T.V., Buravlev V.V.....	261
Исследование параметров подписи человека: анализ целей, возможных методов и их технического обеспечения Брумштейн Ю.М., Вдовина Е.С., Иванова М.В.	
The possibilities analysis of information technologies usage for solution of some problems of psychophysiological testing and training Brumsteyn Yu.M., Aksanova Yu.Yu., Nejivaja Yu.N., Travova E.S.....	262
Разработка и исследование алгоритма локализации контрольных точек лица на видеоизображении Жиденко М.В.	
Design and analysis algorithm of localisation facial landmarks in videotream Zhidenko M.V.....	268
Разработка алгоритма проверки люминесцирующих волокон на изображениях паспортно-визовых документов Касаткин С.В.	
Development of fluorescent fibers images verification algorithm on passport and visa documents Kasatkin S.V.....	271
Оценка устойчивости системы автоматического распознавания голосовых команд к произнесениям посторонних слов Левин Е.К., Рагузин П.С.	
Stability evaluation of automatic voice commands recognizer to pronouncings of outside words Levin E.K., Raguzin P.S.....	273
Разработка алгоритма распознавания согласных визем по видеоизображению Омарбеков М.М.	
The development of constant visemes recognitention algoritm for video image Omarbekov M. A.....	277
Разработка и исследование алгоритма трекинга лиц в видеопотоке на основе метода фильтрации частицами Петрук В.И.	

Development and research of a face tracking algorithm based on particle filters Petruk V.I.....	280
Исследование зависимости качества работы алгоритма локализации контрольных точек лица на основе модели asm от ее параметров Прояев П.О.	
Research of ASM-based face control points localization algorithm quality dependence from model parameters Proyaev P.O.....	284
Биоимпедансный идентификатор личности Струнин Р.М., Исаков Р.В.	
Bioimpedance identifier of the personality Strunin R.M., Isakov R.V.....	288
Исследование свойств изображений области рта для разработки алгоритма выделения внутреннего контура губ Самойлов Д.С	
Research of the characteristics of the mouth region images for designing an algorithm for inner lips contour looping Samoylov D.S.	292
3Д модели лица человека в задачах распознавания Шаханов М.И.	
3D face model in recognition problem Shakhanov M.I.....	293
Методы и алгоритмы интеграции информации в задачах принятия решений и классификации Самородов А.В.	
Methods and algorithms for information fusion in the tasks of decision-making and classification Samorodov A.V.....	298
Тестирование библиотек автоматической расстановки контрольных точек лица Томак К.С.	
Testing libraries of automatic placement of face control points Tomak K.S.....	300

КНИГА III ◆ BOOK III

СЕКЦИЯ 6 ◆ SECTION 6

БИОТЕХНИЧЕСКИЕ И МЕДИЦИНСКИЕ АППАРАТЫ, СИСТЕМЫ, КОМПЛЕКСЫ

BIOTECHNICAL AND MEDICAL APPARATUS, SYSTEMS, COMPLEXES

Микрофокусная рентгенография – российская подрывная технология в медицинской диагностике Потраков Н.Н., Потраков Е.Н., Васильев А.Ю., Болицкая Н.В., Бойчак Д.В.	
Microfocal rentgenografiya – the russian blasting technology in medical diagnostics Potrakhov N.N., Potrakhov E.N., Vasilev A.Ya., Bolitsky N.V., Boychak D.V.....	33

Устройство и метод для определения степени агрегации клеток крови Вдовин В.А, Муравьев А.В, Певзнер А.А.	
Blood cells aggregation extent definition method and device Vdovin V.A., Muravyov A.V., Pevzner A.A.....	36
Тканеподобные образования с заданными биологическими свойствами на основе клеточной и тканевой инженерии <i>in vitro</i> эндотелиальных капиллярных сетей Глотов В.А.	
Man-made tissues formations with the given biological properties on the basis of cellular and histic engineering <i>in vitro</i> endothelial capillary networks Glотов V. A.....	37
Применение телемедицинских технологий в травматологии Куликова О.К.	
Application of telemedical technologies in traumatology Kulikova O.K.....	42
Физические и биологические особенности высокознергетического гидродинамического воздействия на различные материалы и биологические ткани Розанов В.В., Матвейчук И.В., Северин А.Е., Сысоев Н.Н., Шутеев С.В., Чубаров В.В.	
Physical and biological features of high energy hydrodynamic force on different materials and biological tissues Rozanov V.V., Matveychuk I.V., Severin A.E., Sysoev N.N., Shuteev S.V., Chubarov V.V.....	45
Экспериментальное исследование согласования внутриволностного СВЧ-аппликатора Никитин О.Р., Кирюхин А.В., Селиверстов А.А., Яковлев В.В., Герасимова О.В.	
Experimental study of reconciliation intracavitary microwave applicator Nikitin O.R., Kiryukhin A.V., Seliverstov A.A., Yakovlev V.V., Gerasimova O.V.....	48
Использование адаптивных биомедицинских генераторов в лечебных и исследовательских целях Самойлов С.А.	
Use of adaptive biomedical generators in the medical and research purposes Samoylov S.A.....	52
Развитие методов тепло и радиовидения для медицинской диагностики Ракут И.В.	
Development of methods warmly and radio vision for medical diagnostics Rakut I.V.....	55
Анализ условий конденсации влаги на поверхностях медицинских электронных приборов Долгов Г.Ф., Фролова Т.Н.	
The analysis of conditions of condensation of the moisture on surfaces of medical electronic devices Dolgov G.F., Frolova T.N.....	61
Спектрональные лаборатории на чипе с радиочастотной трансляцией Градов О.В., Нотченко А.В.	
Spectrozonal lab-on-a-chip with rf-broadcasting Gradov O.V., Notchenko A.V.....	63
Программно-аппаратный комплекс для контроля за автоматией дыхания Земляков И.Ю., Мочула А.В., Мочула О.В.	
Hardware-software complex for the control of the respiration automatism	

Zemlyakov I.Yu., Mochula A.V., Mochula O.V.....	68
Перспективы применения системы labview для разработки медицинских приборов	
Литвин А.В., Ананченко В.Н., Катков К.В.	
Aspects of use labview for medical instrumentation design	
Linvin A.V., Ananchenko V.N., Katkov K.V.....	70
Аппаратура для мониторирования уровня анестезии методом электроимпедансной спектрометрии	
Малинин В.С.	
Equipment for monitoring of level of anesthesia by the method of electroimpedance spectrometry	
Malinin V.S.....	74
Беспроводной цифровой ИК пирометр для медико-биологических исследований	
Орлов И.Я., Афанасьев А.В., Никифоров И.А., Колесов С.Н., Воловик М.Г., Муравина Н.Л.	
Wireless infrared pyrometer for medical and biologist research	
Orlov I.Ya, Afanasjev A.V., Nikiforov I.A., Kolesov S.N., Volovik M.G., Muravina N.L.....	77
Первые результаты аprobации беспроводного ИК пирометра	
в клинических условиях ННИИТО	
Колесов С.Н., Воловик М.Г., Муравина Н.Л., Орлов И.Я., Афанасьева О.А.,	
Никифоров И.А.	
First approbation results of wireless infrared pyrometer in a medical institute NNRITO	
Kolesov S.N., Volovik M.G., Muravina N.L., Orlov I.Ya, Afanasjeva O.A., Nikiforov I.A.....	82
Пульсоксиметрический мониторинг. Новые возможности	
Калакутский Л.И., Молчков Е.В., Бахтинов П.И.	
Pulse oximetry monitoring. neu features	
Kalakutskiy L.I., Molchkov E.V., Bakhtinov P.I.....	85
Одноразовые электроды, полученные методом матричной печати, как основа	
биосенсоров для диагностики содержания глюкозы в образцах	
Китова А.Е., Колесов В. В., Михайлова Р.В., Семашко Т.В., Решетилов А.Н.	
Disposable screen-printed electrodes as a base of biosensors for glucose diagnostics	
Kitova A.E., Kolesov V.V., Mikhailova R.V., Semashko T.V., Reshetilov A.N.....	89
Прибор для бытовой магнитотерапии	
Лашин А.Е.	
Device for household magnetotherapy	
Lashin A.E.....	91
Актуальность разработки систем визуального определения формулы белой крови	
Штадельманн Ж.В., Спиридов И.Н.	
On the necessity of the development of white blood cells formula characterization systems	
Stadelmann J.V., Spiridonov I.N.....	94
Устройство для электропорации клеток	
Шугайло В.В.	
Device for cellular electroporation	
Shugaylo V.V.....	98
Частотно-фазовая синхронизация магнитоэнцефалограмм человека:	
проблемы ранней диагностики и терапии фоточувствительной эпилепсии	
Дёмин С.А., Панищев О.Ю., Поляков Ю.С., Тимашев С.Ф.	
Frequency and phase synchronization in meg responses: problems of early diagnosis and	

therapy of photosensitive epilepsy Demin S.A., Panischev O.Yu.1, Polyakov Yu.S., Timashev S.F.....	101
High-throughput vaccine particle production and assessment Keselowsky B.G.....	105
Стенд по визуализации компьютерной томографии Шень М. В., Мильман И. И., Хохлов К.О. Laboratory stand for the visualization of computed tomography Shen M.V., Milman I.I., Khokhlov K.O.....	106
Прибор для диагностики функционального состояния человека на основе эффекта Кирлиана Гончарова Н.А., Долгов Г.Ф. Diagnostic device for estimation of human functional status base on Kirlian effect Goncharova N.A., Dolgov G.F.....	111
Косметологические услуги и технологии: анализ существующих решений Мешерина Н.Н., Брумштейн Ю.М., Аксенова Ю.Ю., Яваева И.С., Урумбаева О.Б. Cosmetology services and technologies: the analysis of existing decisions Meshcherina N. N., Brumstein Yu.M., Aksanova Yu.Yu., Yavova I.S., Urumbayeva O. B.....	112
Adaptive signal processing for diagnostic data transmission in medicine Vu Van Son, Nguyen Quoc Tai.....	118
A practical application for adaptive noise cancelling techniques in medicine Vu Van Son, Nguyen Quoc Tai.....	121
<u>Стендовые доклады ◆ Poster Session</u>	
Структурная организация программно-аппаратного комплекса автоматизированной оперативной диагностики патологий Пасечник А.С., Никитин О.Р., Яковлев В.В., Аль-Саиди Салем Structural organization of hardware and software automated on-line diagnostics of pathologies Pasechnik A.S., Nikitin O.R., Yakovlev V.V., Salem Al-Saidi.....	123
Подавление комплекса узкополосных помех в многоканальных системах Полушкин П.А., Леммле Д.В., Ермаков А.В. The suppression of the set of narrow band interferences in multichannel systems Polushin P.A., Lemmle D.V., Ermakov A.V.....	125
Телемедицинская система мониторинга состояния сердца Никитин О.Р., Аль-Саиди Сален. Telemedicine system of the heart Al-Saidi Salen, Nikitin O.R.....	129
Система функционального контроля работы сердца с использованием нейросетевого анализа Исаков Р.В., Фадин В.С., Сушкова Л.Т. Functional monitoring system of heart work with the use of neural network analysis Isakov R.V., Fadin V.S., Sushkova L.T.....	130
Метод обнаружения вызванных потенциалов Коровина О.С., Исаков Р.В. Method of detection of the caused potentials Korovina O.S., Isakov R.V.....	136

Исцеляющая сила воздействия тока в аппаратной косметологии Попова Е.С., Долгов Г.Ф.	
The Healing Power of the Current in Hardware Cosmetology Popova E., Dolgov G.....	138
Разработка системы стереофотометрической навигации для людей с ограниченными возможностями по зрению Московченко П.А., Оленев Е.А.	
Development stereophotometric system for unseeing people Moscovchenko P., Olenev E.....	140
Устройство для лечения тепловыми и магнитными полями Лисецкая С.Ю., Долгов Г.Ф.	
Device for the treatment by thermal and magnetic fields Lisetskaya S., Dolgov G.....	142
Устройство для управления длительностью сублимационной сушки биоматериалов Ханюков С.Н., Рыбаков С.С.	
Device for the duration of freeze drying biomaterials Khanyukov S.N., Rybakov S.S.....	143
Автофлуоресцентная эндоскопическая диагностика Осинина Н.В., Чирков К.В.	
Autofluorescent endoscopic diagnostics Osinina N.V., Chirkov K.V.....	145

СЕКЦИЯ 7 ♦ SECTION 7

МЕТОДЫ И СРЕДСТВА ДИАГНОСТИКИ ПРИРОДНОЙ СРЕДЫ

♦ METHODS AND TOOLS FOR DIAGNOSTIC OF NATURAL ENVIRONMENT

Метод определения этилендиаминететраацетата и его комплексов с металлами в водной среде Кувичкина Т.Н., Капаруллина Е.Н., Доронина Н.В., Решетилов А.Н.	
The method of detection ethylenediaminetetraacetate (edta) and metal-edta in water Kuvichkina T.N., Kaparullina E.N., Doronina N.V., Reshetilov A.N.....	148
Радиометрический метод раннего обнаружения новообразований в биообъектах в миллиметровом диапазоне Никитин О.Р., Кирюхин А.В., Яковлев В.В., Селиверстов А.А., Герасимова О.В.	
Radiometric method for early detection of tumors in biological objects in the millimeter range Nikitin, O.R., Kiryukhin A.V., Yakovlev V.V., Seliverstov A.A., Gerasimova O.V.....	151

Роль неоднородных волн при прохождении звука из воды в воздух Волощенко А.П., Тарасов С.П.	
Role of inhomogeneous waves for transmission of sound from water to air Voloshchenko A. P., Tarasov S. P.....	155

Программный комплекс для оценки вертикальной составляющей напряженности электрического поля пограничного слоя атмосферы на частотах лунных приливов Закиров А.А., Грунсская Л.В., Ефимов В.А.	
Spectral analysis of the vertical component of the electrical field intensity of the atmosphere boundary layer on the frequencies of moon tides according to the distant dispersed stations	

Zakirov A.A., Grunskaya L.V., Efimov V.A.....	160
Оценка информативности многоспектральных изображений земной поверхности	
Кисляков А.Н.	
Evaluation informatively multispectral images the Earth's surface	
Kislyakov A.N.....	162
Исследование воздействия лунных приливов на электромагнитное поле пограничного слоя атмосферы с помощью программно-аналитического комплекса собственных векторов	
Грунская Л.В., Исакевич В.В., Исакевич Д.В., Батин А.С.	
Investigation the influence of lunar tides on the electromagnetic field the atmospheric boundary layer by means of program – analytical system of eigenvectors	
Grunkaya L.V., Isakevich V.V., Isakevich D.V., Batin A.S.....	167
Подбор функций распределения вероятности для описания распределения уклонов взволнованной водной поверхности	
Сазонов Д.С., Садовский И.Н.	
A probability density functions selection for describing disturbed sea-surface slopes distribution	
Sazonov D.S., Sadovsky I.N.....	170
Динамика базового импеданса и общая вода тела как предиктор пароксизма мирцательной аритмии	
Исаков Р.В., Чепенко В.В.	
The dynamics of the base impedance and total body water as a predictor of paroxysmal atrial fibrillation	
Chepenko V.V., Isakov R.V.....	175
Разработка прибора для экспресс-анализа растений с измененными физико-химическими свойствами	
Ермакова И.В., Герасимов С.А.	
Development of device for express analysis of plants with changes in physico-chemical properties	
Ermakova I.V., Gerasimov S.A.....	179
Исследование геомагнитного поля по данным разнесенных в пространстве станций	
Рубай Д. В., Грунская Л. В.	
Researching of geomagnetic field using data of spaced stations	
Rubay D.V., Grunkaya L.V.....	179
Физические поля и социум – внешняя среда организма	
Кузнецов А. А.	
Physical fields and Society – an environment of an organism	
Kuznetsov A.A.....	182
Моделирование излучательных характеристик гладкой водной поверхности	
Пашинов Е.В., Садовский И.Н.	
Modeling of emmiting characteristics of smooth water surface	
Pashinov E.V., Sadovsky I.N.....	188
Выбор модели диэлектрической проницаемости соленой воды при решении задач пассивной радиополяриметрии	
Садовский И.Н.	
Selection of the dielectric constant models for the saline water used in case of radio polarimetry's tasks solution	

Sadovsky I.N.....	190
Математическое моделирование радиотеплового излучения системы почва-растительность	
Шулятьев А.А.	
Mathematical modelling of thermal radiation of soil-vegetation sistem	
Shulyat'ev A.A.....	195
Система радиомониторинга состояния и местоположения биообъектов	
Никитин О.Р., Яковлев С.В.	
Radiomonitoring system of location and state of bioobjects	
Nikitin O.R., Iakovlev S.V.....	199
Система видеомониторинга объектов	
Никитин О.Р., Осокин И.О.	
Video monitoring system of objects	
Nikitin O. R, Osokin I.O.....	202
Влияние диэлектрической проницаемости среды на параметры фокусировки ФАР	
Смирнов В.Ю.	
Influence of dielectric constant of environment on the parameters of focusing of phased antenna array	
Smirnov V.Y.....	204

СЕКЦИЯ 8 ♦ SECTION 8

ЭКОЛОГИЯ И ЗДОРОВЬЕ ЧЕЛОВЕКА

◆ ECOLOGY AND HUMAN HEALTH

Адаптационные реакции организма в период течения заболевания у детей, проживающих в различной экологической обстановке	
Чижов А.Я.	
Adaptive reaction during the course of disease in children from environmentally contrasted areas of the moscow region	
Chizhov A.Ya.....	207
Сравнительные исследования теплофизических свойств порошков кристаллического и аморфного инулина методами дифференциальной сканирующей калориметрии	
Бойко Б.Н., Думская Н.С., Черных В.Я., Чистова М.В.	
Comparative studies of thermophysical properties of crystalline and amorphous inulin powders by methods of differential scanning calorimetry	
Boiko B.N., Dumskaya N.S., Chernikh V.Y., Chistova M.V.....	210
Анализ акустических характеристик молока с использованием анализатора «БИОМ»	
Клемина А.В., Демин И.Ю., Клемин В.А.	
Analysis of acoustic characteristics of milk with analyzer use «BIOM»	
Klemina A.V., Demin I.Yu., Klemin V.A.....	215
Экологические проблемы солнечных электростанций	
Колесник Г. П., Громов А.О.	
Ecological problems of solar power plants	
Kolesnik G.P., Gromov A.O.....	218
Морально-этические и ценностно-правовые модели и принципы современной биомедицинской этики	
Музыка О.А.	

Moral - ethical and legal-value models and principles of modern biomedical ethics	
Muzyka O.A.....	224
Проблемы доочистки питьевой воды в аспекте здоровья населения	
Попов Н.С., Святенко А.В.	
The problems of drinking water treatment in the aspect of public health	
Popov N.S., Svyatenko A.V.....	227
Зависимость функциональных резервов кардиореспираторной системы от телосложения	
Иванов С.В. Батоцыренова Т.Е. Северин А.Е., Розанов В.В.	
Dependent of functional reserves of cardiorespiratory system from hyman constitution	
Ivanov S.V., Batotsyrenova T.E., Severin A.E., Rozanov V.V.....	230
Результаты мониторинга функционального состояния студентов ВлГУ методом оценки вариабельности ритма сердца	
Кузнецов А. А.	
The VGU students functional condition monitoring results by heart rate variability estimation method	
Kuznetsov A.A.....	232
Оценка риска развития сопутствующих заболеваний по индексу массы тела у студентов первого курса ВлГУ	
Батоцыренова Т.Е., Волкова Е.И.	
The risk estimation of comorbidities by body mass index among the first-year students	
Batotsyrenova T.E., Volkova E.I.....	236
Модуль определения положения конечностей человека относительно поверхности земли	
Поляков И.С., Никитин О.Р.	
Limb attitude estimation module concerning earth surface	
Poliakov I.S., Nikitin O.R.....	238
Влияние наземных и космических факторов на здоровье человека	
Лещев И.А., Грунская Л.В., Буренков В.Н., Широбоков А.В., Ершов А.И.	
Influence of land and space factors on health of the person	
Leshchev I.A., Grunskaya L.V., Burenkov V.N., Shirobokov A.V., Ershov A.I.....	242
Применение гистехнологий в надзоре за эпидемически значимыми объектами владимирской области	
Бельчихина А.В., Дудорова М.В.	
Epidemically significant facilities surveillance in the vladimir region using GIS technology	
Belchihina A.V., Dudorova M.V.....	246
Оценка заболеваемости органов дыхания населения владимирской области: фокус на хроническую обструктивную болезнь	
Закарая М.Г., Нанчикеева М.Л., Таннинг Ж. Ф., Кирюхин А.В., Смирнов М.В.	
Evaluation of respiratory morbidity of the vladimir region: focus on chronic obstruktivnuâ disease	
Zakaraya M.G., Nanshikeeva M.L., Tangning J.F., Kiryuchin A.V., Smirnov M.V.....	250
Исследование и анализ роли дозиметрии импульсных магнитных полей при их терапевтическом применении	
Готовский М.Ю.	
Research and analysis of the role of magnetic fields dosimetry for therapeutic application	
Gotovskiy M.Yu.....	254

Определение уровня защитных механизмов организма и их роль в прогнозировании послеоперационных осложнений Долженков С.Д., Харьков С.В., Кореневская С.Н., Сапитонова Т.Н. Determine the level of protective mechanisms of the body and their role in predicting postoperative complications Dolzhenkov S.D., Harkov S.V., Korenevskaya S.N., Sapitonova T.N.....	256
Законы и механизмы действия наступающего явления периодического преобразования планеты земля и вызванной им глобальной экологической катастрофы Швецов Г.А. Laws and mechanisms of the action approaching phenomenon of the periodic transformation of the planet land and caused by him global ecological catastrophe Shvetsov G.A.....	259
Первичный клинико-эпидемиологический анализ заболеваемости органов дыхания взрослого населения владимирской области за десятилетний период Буренков В.Н., Кирюхин А.В., Закарая М.Г. Primary clinical-epidemiological analysis of respiratory organs morbidity of adult population in vladimir region over 10 years period Burenkov V.N., Kiryukhin A.B., Zakaraya M.G.....	265
Сопоставительный анализ современных методов обеззараживания воды Сушкова Л.Т., Константинова М.А. Comparative analysis of modern methods of water disinfection Sushkova L.T., Konstantinova M.A.....	268
Применение эпидемиологических методов в изучении травматизма на дорогах владимирской области Широбоков А.В., Ершов А.И., Яскин Е.Г., Буренков В.Н. The application of epidemiological methods to study injury on the roads of the Vladimir region Shirobokov A.V., Ershov A.I., Yaskin E.G., Burenkov V.N.....	271
<u>Стендовые доклады ◆ Poster Session</u>	
Окружающая среда и риск возникновения инфекции Койкова Т.И., Минц Е.Ф. The environment and the risk of infection Koykova T.I., Mints E.F.....	275
Способ электрошумовой диагностики высоковольтного оборудования медицинского назначения Шахнин В.А., Моногаров О.И. The method of the electrical-noise diagnostics of high-voltage medical equipment Shakhnin V.A., Monogarov O.I.....	277
Учет электроэнергии и энергосбережение в бюджетных учреждениях Колесник Г. П., Труляев В.С. Energy accounting and energy saving in budgetary institutions Kolesnik G.P., Trulyayev V.S.....	279
Химические канцерогены Скакунова А.А. Chemical carcinogens	

Skakunova A.A.....	285
Борьба с загрязнениями	
Яшина Н.К.	
Pollution control	
Yashina N.K.....	286
Очистка воздуха от пыли и вирусов в системах кондиционирования	
Багма Д.Н., Оленев Е.А.	
Cleaning air conditioning systems from viruses and dust	
Bagma D., Olenev E.....	287
Радиоэлектронная энергосберегающая система в охране окружающей среды	
Бабушкин А.М.	
Radio-electronic energy-efficient system in environmental protection	
Babushkin A.M.....	289

СЕКЦИЯ 9 ♦ SECTION 9

АКТУАЛЬНЫЕ ВОПРОСЫ ВЫСШЕГО ОБРАЗОВАНИЯ В ОБЛАСТИ БИОМЕДИЦИНСКОЙ ИНЖЕНЕРИИ И ЭКОЛОГИИ

URGENT QUESTIONS OF HIGHER EDUCATION IN THE FIELD OF BIOMEDICAL ENGINEERING AND ECOLOGY

Дистанционные технологии обучения в образовательной деятельности	
Бастрикова Н.С., Седунова И.Н., Бастиров В.В., Анцыгин И.Н.	
Distance Education Teaching Methods	
Bastrikova N.S., Sedunova I.N., Bastrikov V.V., Antsygin I.N.....	294
Использование web-технологий в обучении студентов медико-технического профиля	
Исаков Р.В., Аль Мабрук М.А.	
Using of web-technologies in teaching of students of medical and technical profile	
Isakov R.V., Al Mabrouk M.A.....	296
Философские основы интеллектуальной дистанционной системы обучения студентов-энергетиков	
Джура С.Г.	
Philosophical foundations of intellectual remote training system student-energy	
Jura S.G.....	298
Мультимедийное обеспечение магистерской подготовки по дисциплине «Методы и алгоритмы обработки и анализа биомедицинских сигналов»	
Бернюков А.К.	
Multimedia software masters training on discipline «Methods and algorithms for processing and analysis of biomedical signals»	
Bernyukov A.K.....	305
Роль и значение дисциплин биомедицинского модуля в подготовке специалистов медико-технического профиля	
Романова М.А., Сушкова Л.Т.	
The role and importance of disciplines biomedical training module in medical technology profile	
Romanov M.A., Sushkova L.T.....	307

Bachelor's degree programm of social work	
Grjasnow S.....	309
Bachelor's degree course of Medical engineering	
Feller K.H.....	311
 Методические указания к лабораторной работе «Исследование основных характеристик детерминированных процессов»	
Кашпарова Н.О., Плеханов А.А.	
Development of guidelines for laboratory work «Investigation main characteristics deterministic process»	
Kashparova N.O., Plekhanov AA.....	313
Training programs of the department of biomedical engineering	
Wheeler B.C.....	316
Bachelor's degree course of Biotechnology	
Schumann C.....	317
Mice on a mission	
Vitt A.....	319
Network for master training in technologies of water resources management	
Musaio A.....	320

ПЛЕНАРНОЕ ЗАСЕДАНИЕ I

ЧЕЛОВЕК И ПРИРОДА: БОРЬБА ИЛИ ГАРМОНИЯ?

Агаджанян Н.А.

Российский Университет дружбы народов, г. Москва

Земля как живое существо, она имеет свою душу, и без родной земли, без тесной связи с родиной нельзя найти себя, свою душу. ... Сердце Земли находится в сердце человека. Все вырастает из этого сердца.

Природа всегда и повсюду прекрасна, потому что чиста. Народы на земном шаре дополняют друг друга и вместе составляют целое.

Мартирос Сарьян «Сердце живет в человеке»

Современный мир находится под мощным антропогенным стрессом. Причем стресс испытывает не только человек, но и окружающая среда. От экологического стресса содрогается вся планета, и это проявляется в деградации почв и лесов, загрязнении атмосферы и нарушении водных режимов. Мы очень много говорим об экологическом кризисе, о деградации природы, но если внимательно присмотреться, глубоко вдуматься, то изначально деградирует не природа, не биосфера, а духовная ценность – человек, который стоит на вершине этого мира.

Экология человека – это, прежде всего оздоровление духовно заболевшего человека и общества высокой культурой и нравственностью. Только духовное возрождение общечеловеческих интересов и ценностей, а также нравственное очищение могут привести к гармонизации человека с окружающей природой.

В конечном итоге получается так, что разрушается не только природа вообще, а в результате упадка морали наносится наибольший вред самому человеку. Нравственно-эстетическое сознание должно опираться на объективные реальные ценности. К таким ценностям принадлежит, прежде всего, наша культура. Именно поэтому вопросы экологической культуры и экологического воспитания становятся сегодня одними из самых насущных.

При анализе глобальных экологических проблем должна быть разработана комплексная многомерная система оценок, но приоритет во всех случаях нужно дать человеку.

Мера всему – человек. Среди множества наук наука о человеке занимает особое место. Это наука не столько прошлого и настоящего, сколько – будущего. Это наука о самом человеке, его облике, его физических, психических, социальных и нравственных возможностях и многообразии человеческих индивидуальностей. Стремление человека узнать и понять себя и свой мир старо как само человечество. Познать самого себя... С этого начинается человек. Становится он полноценной человеческой личностью не сразу. Существование организма без внешней среды, поддерживающей его, невозможно. Окружающую нас среду обитания надо рассматривать как продолжение нашего собственного тела. Установлено, что различные виды существуют, пока давление среды на организм не превышает его приспособительных возможностей. Чтобы жить в гармонии с окружающей естественной средой, человеку надо переориентировать исторически сложившийся общечеловеческий эгоизм по отношению к природе на альтруизм. Природа задала нам три программы: «для себя», «для рода», «для вида», т.е. себе, семье, всем людям. Эгоизм нам тренировать не нужно, его оказалось сверхдостаточно. Сколько же отдавать людям?

Вот здесь родословная альтруизма и нравственность оказались весьма хрупкими и не поддающимися тренировке, несмотря на призывы: «Отдайте без меры, вам воздастся». Если учесть, что человек часть природы, а природа всегда рождает законы более справедливые и достоверные, чем те, которые создает человек, то надо осознать, что над природой можно властвовать, только повинуясь ей.

Михаил Васильевич Ломоносов (1711–1765); Лев Николаевич Толстой (1828–1910); Александр Сергеевич Пушкин (1799–1837); Фёдор Михайлович Достоевский (1821–1881); Александр Васильевич

Суворов (1730–1800); Мартирос Сергеевич Сарьян (1880–1972). Это те люди – гении, которые в разных областях творчества проповедовали принцип нравственного единства человека и природы.

Главный приоритет в глобальном природопользовании состоит в гармонизации, или, как писал В.И. Вернадский, «образумлении» отношений человека и общества с биосферой. Мера всему – человек и его здоровье, которое зависит от здоровья среды обитания. Для сохранения и поддержания здоровья человеку необходимы не только здоровьесберегающие и средоулучшающие технологии, но и средосбережение. Бороться с природой бессмысленно, надо жить в гармонии с ней.

Многие мыслители в современном мире размышляют над причинами кризиса, заката философии, падения морали, нравственности и упорно ищут пути к спасению. Еще Кант говорил, что действительность не может погибнуть естественно, поскольку законы природы более надежны; в естественных законах жизни все взаимосвязано, гармонично и устойчиво и нет основания для ее возможной гибели. Она может погибнуть противоестественно, а именно в том случае, если сами люди поставят и начнут осуществлять бездумные и разрушительные цели, которые, в конце концов, могут уничтожить биосферу Земли и превратить нашу планету в хаотическую безжизненную туманность.

Человечество должно выработать новое мышление, научиться мыслить и воспитывать в людях любовь к глубине и красоте самой мысли. Творческое мышление делает человека духовно и физически здоровым, стимулирует его к активной полезной деятельности и помогает ставить и осуществлять человечески достижимые, благородные цели. Характер человека, его облик, структурно-функциональные показатели – его экопортрет – нельзя рассматривать в отрыве от окружающей природной среды. Люди рождаются и развиваются в соответствии со свойствами их естественной колыбели. Великие личности, рожденные в различные эпохи, украшают нашу планету. Внутренний мир человека – душа и интеллект – формировались благодаря тесной связи с родной Землей. Нельзя представить себе М.В. Ломоносова, Л.Н. Толстого, А.С. Пушкина, Ф.М. Достоевского, А.В. Суворова И.К. Айвазовского, Н.В. Гоголя и многих других лучших представителей Земли Русской без их тесной связи с нашими природными достояниями: могучей рекой Волгой, священным Байкалом, кедровником – долгожителем тайги, уникальной «царьрыбой», обитающей в северных реках, русским льном, уссурийским тигром, северными оленями.

Какозвучны с этим фактом поэтические строки М.Ю. Лермонтова о родстве его души с горными регионами страны: Хотя я судьбой на заре моих дней, О южные горы, отторгнут от вас, Чтоб вечно их помнить, там надо быть раз: Как сладкую песню отчизны моей, Люблю я Кавказ. Итак, связь каждого человека с окружающей природой – его колыбелью – вмещается в одном емком слове – Родина!

Счастлив тот, кто всю свою жизнь остается верным своей колыбели, кто честно трудится для родного Отечества, кого кормит любимая Родина и любимое дело.

Итак, с чего начинается Родина?.. С могучей Волги, священного Байкала, бескрайней тайги и ее обитателей, огромных просторов русского льна и т.д. Мы видим, что мир и Родина, в том числе, состоят из мелочей, но Родина отнюдь не мелочь. И в этом большом гармоничном мире надо не тосковать, а жить и ежечасно действовать и творить.

Жизненная потребность, гражданский долг, жизненное кредо каждой личности нашего общего дома – планеты Земля – способствовать всеобщему и свободному человеческому благоустройству, нравственному совершенствованию человека и общества.

И здесь особая роль отводится интеллигенции.

Спор об интеллигенции стар как мир. Обновление с раскрытием гуманистической сути демократического общества немыслимы без активизации духовного потенциала общества, заключенного в науке, образовании, литературе, искусстве. Замечательный русский писатель Б. Васильев справедливо отмечает: «Нам надо ясно осознать, каким золотым запасом нравственности мы обладали, я просто напомню читателю, что честь и благородство не являлись прерогативой дворянства, а были достоянием всенародной нравственности...».

Свобода и демократия – это громадная, постоянная ответственность, надо тщательно охранять. И здесь большие надежды возлагаются на интеллигенцию. Интеллигент раньше всех видит все несовершенства жизни и не может оставаться к ним равнодушным. Это естественное чувство инстинктивного к ним отвращения и осуждения. Отсюда надо рассматривать культурную значимость интеллигентности как постоянное и неуклонное стремление не хладнокровно созерцать общественно-личные и природные несовершенства, а горячо противодействовать несовершенству и переделывать, оздоровлять, одухотворять, облагораживать, гуманизировать деятельность.

В духе лучших традиций прогрессивной мысли России было стремление помочь обществу осознать свое предназначение в мире. Еще в 1851 г. Герцен писал, что интеллигенция страны – это те органы народа, посредством которых он стремится понять свое собственное положение. Именно интеллигенция,

концентрируя всю духовную энергию народа, является носителем, хранителем и распространителем общечеловеческих ценностей. Понятие «культура» употребляется для характеристики определенных исторических эпох, конкретных народностей, а также сфер духовной жизни людей. Каждая общественно-экономическая формация характеризуется определенным типом культуры. При переходе от одной формации к другой, как правило, наследуется все ценное в культуре прошлого. Наше общество крайне нуждается в системе нравственного и культурного воспитания. Воспитание имеет приоритет над образованием. Создает человека воспитание.

Только дух человека – его совесть, культура и нравственность имеют приоритет над всем остальным. Однако с воспитанием человека у нас дела обстоят неважно, хуже, чем с образованием. Современная молодежь ориентирована сегодня главным образом на материальные ценности, тогда как известно, что нищете материальной можно помочь, нищете души – невозможно. Наша первостепенная задача – впитывание в процессе воспитания основополагающих культурных и нравственных ценностей.

Морально-нравственное воспитание как процесс, исцеляющий наши недуги, вмещает в себя все и защищает и от самих себя, и от негативных окружающих сил. Как подчеркивает Б. Васильев, нравственность существует по закону живых тел. Она может быть здоровой или больной, высокой или низкой, но ее не может не быть, как не может не быть сердца в живом организме.

Кстати, о сердце. В быту мы чаще говорим о сердце, когда у человека появляются перебои сердечного ритма или загрудинные боли, то есть относимся к нему так же, как и другим органам – желудку, печени, почкам... К такому органу, как сердце, это весьма неточный, поверхностный подход. Сердце не просто орган, неустанно выполняющий жизненно важную функцию, но и своеобразный весьма чувствительный духовно-мотивационный центр, реагирующий практически на все экзогенные и эндогенные факторы среды, включая социальные. Сердце как бы двуедино – символизирует и дух, и тело. В нем – средоточие чувств и болевая точка плоти. Не зря говорят, что трещины мира проходят через сердца людей.

Чтобы тело и душа были молоды, а окружающим людям было с нами комфортно и уютно, необходимо иметь не только здоровое тело, но и здоровый дух, прежде всего доброе, чистое, горячее и трепетное сердце. Через призму собственного сердца люди по-разному воспринимают жизненные коллизии: удачи, благополучие.

HUMAN AND NATURE: STRUGGLE OR HARMONY?

Aghajanian N.A.
The Russian People's Friendship University, Moscow

PROSODY IN SPEECH UNDERSTANDING

Niemann, H., Zeissler, V.
Pattern Recognition Lab, Univ. Erlangen-Nürnberg, niemann@cs.fau.de

1. Introduction

Speech is a most important means of human communication. Hence, it is natural that for many years work is ongoing to equip machines, in particular computers, with an interface for man-machine-interaction by spoken utterances. Depending on the application this requires a set of software components or modules to perform, for example, word recognition, parsing of a sentence, determining the meaning, searching for facts to compute an answer to a question, and providing the answer by synthetic speech. Speech interaction is carried out in a limited domain of discourse. This allows to limit the vocabulary to something between about 300 to 30000 words, provided the vocabulary is carefully chosen to meet the scope of the application. Some typical types of applications are information dialog, operation of machines, or speech-to-speech translation.

The speech signal not only carries information about the spoken word chain but also about prosody, that is, about intonation, accentuation, rhythm, hesitation, or emotional state of the user. Some references to early and recent work are [1-10]. Several PhD theses at the PRLab were devoted to prosodic properties of speech of which a few are [1, 7, 10]. This contribution is based mainly on [10] and gives an overview of approaches and some results.

2. Prosody

Prosodic information is useful to disambiguate an utterance, to infer the emotional state of a user, or to determine the sentence mood. Consider two versions of the sentence

Mr. Abc said: „Mr. Xyz will never become president.”. \Leftrightarrow “Mr. Abc”, said Mr. Xyz, „will never become president”.

The word chains in both versions are identical, the meaning is reversed. In written text this is disambiguated by punctuation, assuming punctuation follows widely known and accepted rules; in a spoken utterance disambiguation is achieved (or at least supported) by intonation. In a similar way the difference between the declarative and the interrogative mood of a sentence may depend only on punctuation (in text) or prosody (in speech). The impression is that in a question “the voice goes up”, meaning the fundamental frequency F0 of voiced segments of speech is increasing. Finally, in a speech dialog system the emotional state of a user may change due to unexpected or unpleasant answers of the system. In this case it is useful to determine the user state in order to adapt the dialog strategy adequately. It is emphasized that in this contribution we only consider information which can be obtained from the speech signal; information which results from words or word order is not considered.

Basic perceived prosodic attributes are pitch, loudness, speaking rate, duration, and pause. Since perception is subjective, there is no unique relation to acoustic features measured in the speech signal. But there are acoustic correlates which can be computed from the speech signal. Those acoustic correlates are fundamental frequency F0, signal energy, average phone duration, and filled or unfilled pause. This poses challenging tasks of signal processing and feature extraction. The basic system consists of algorithms documented in work up to [1]. The prosodic phenomena which we consider are

Accent: in particular, no accent, primary acc., secondary acc., emphatic acc.

Boundary: in particular, no boundary, intermediate bound. Intonational bound., irregular bound.

Sentence mood: in particular, declarative, interrogative, progradient

Off-talk: in particular, read off-talk, other off-talk, no off-talk

Emotion: in particular, neutral, anger, joy, surprise

The basic prerequisite for any work in automatic recognition of prosodic events is the availability of a reasonably large sample of speech where the prosodic events occur with sufficient frequency and for which a manual annotation of the events is available. The work reported here is based mainly on two samples:

Verbmobil (collected for speech-to-speech translation): An annotation is available for accent, boundary, and sentence mood for 93 male and 62 female speakers, in total 58394 words and 395 minutes.

SmartKom (collected for multimedia man-machine communication): An annotation is available for accent, boundary, sentence mood, off-talk, and emotion for 38 male and 41 female speakers, in total 18528 words and 226 minutes.

Additional samples from various domains (and projects) are available which contain different additional information, for example: synchronous recording from a close-talking microphone and a room microphone; irregular background noise and Lombard effect; annotation for fundamental frequency (from laryngograph data); annotation of voiced and unvoiced speech segments; acted and spontaneous speech.

For classification of prosodic events the main feature set consists of 91 prosodic features which are computed in different word contexts. They contain 36 fundamental frequency based features, 34 energy based, 17 duration based, and 4 pause related. Comparative experiments are carried out with 6 classifiers, that is, Gauss probability distribution classifier, Gauss mixture classifier, linear discriminant analysis classifier, artificial neural network, support vector machine, and classification and regression tree.

3. Robustness

Recognition of prosodic events should be robust with respect, for example, to disturbances of the speech signal (e.g. background noise, Lombard effect, reverberation), speaker characteristics (e.g. speaking rate, fundamental frequency, loudness, irregularities), different domains (this usually requires the collection of new (big) speech and dialog samples), and other components of a speech understanding system (in particular the word recognizer).

Fundamental frequency F0 and its contour over time are very important for prosodic features; of course, F0 can only be computed in voiced speech segments. The voiced/unvoiced discrimination was improved by developing a special normalization of MFCC features. The algorithm for F0 computation was improved. It was shown that a log normal distribution gives a better model for variations in energy and

duration and this allows improved normalization. In addition, different feature selection methods and different classifiers (including fusion of classifier results) were evaluated. First experiments were made using voiced segments instead of words as units for prosodic events. Comprehensive details are available from [9].

A better voiced/unvoiced discrimination entails a lower F0 error rate and this entails better results for prosodic boundaries, questions, user state; also improved jitter/shimmer and MFCC features entail better classification of user states (emotions). It was shown that one may train with a sample from one domain (e.g. Verbmobil) and test with speech from another domain (e.g. SmartKom). To give some quantitative results: The error rate of voiced/unvoiced decisions was reduced from 15.3% to 8.8%. The octave errors of the fundamental frequency were reduced from 10.3% to 4.3%.

The classification error of prosodic boundaries – only for boundary/no boundary – was reduced from 15.8% to 13.4%; the error of question/ no question from 33.9% to 12.8%. The classification error for no off-talk, read off-talk, and other off-talk was reduced from 40.7% to 31.3%. The emotional classes anger/no anger can be distinguished with an error rate of 22.3%. The error rates were computed using training and test sets which are disjoint with respect to speakers.

4. Conclusions and Outlook

Prosody is important information contained in the speech signal, besides the word chain. There are statistical regularities in prosody which can be trained speaker-independently and which can be used to disambiguate utterances. This in turn helps to make man-machine communication more natural. Some progress was achieved to improve the robustness of computing prosodic information. Of course, the problem of using prosodic information needs further work and improvements. New algorithms may be necessary for this, but novelty alone is not sufficient; what we need are better algorithms in the sense, for example, of lower error rates. And there is even more information in the speech signal, for example, about age, fatigue, intoxication, sickness, or impairments (of the vocal tract).

References

1. J. Buckow: Multilingual Prosody in Automatic Speech Understanding. PhD Thesis, Univ. of Erlangen, 2003
2. W. Hess. Pitch Determination of Speech Signals. Vol. 3 of Springer Series of Information Sciences, Springer-Verlag, Berlin, 1983.
3. C. Johns-Lewis. "Prosodic differentiation of discourse models". In: C. Johns-Lewis, Ed., Intonation in Discourse, pp. 199–220, College-Hill Press, San Diego, CA, 1986
4. J. Klein, Y. Moon, and R. W. Picard. This Computer Responds to User Frustration. In: Conference on Human Factors in Computing Systems '99, pp. 242–243, Pittsburgh, Pennsylvania, 1999
5. W. Lea, M. Medress, T. Skinner: A prosodically guided speech understanding strategy. IEEE Trans. Acoustics, Speech and Signal Processing, Vol. 23, pp. 30-38, 1975.
6. P. Lieberman and S.B. Michaels: Some aspects of fundamental frequency and envelop amplitude as related to the emotional content of speech". Journal Acoust. Soc. Amer., Vol. 34, pp. 922–927, 1962.
7. E. Nütth: Prosodische Information in der automatischen Spracherkennung - Berechnung und Anwendung. Niemeyer. PhD Thesis, Univ. of Erlangen, 1990
8. J. Vassiere.: The Use of Prosodic Parameters in Automatic Speech Recognition. In: H. Niemann, M. Lang, and G. Sagerer, Eds., Recent Advances in Speech Understanding and Dialog Systems, pp. 71–99, Springer-Verlag, Berlin, 1988
9. K. R. Scherer: Speech and emotional states. In: J. Darby, Ed., Speech Evaluation in Psychiatry, pp. 189–220, Grune and Stratton, New York, 1981.
10. V. Zeissler: Robuste Erkennung der prosodischen Phänomene und der emotionalen Benutzerzustände in einem multimodalen Dialogsystem. PhD Thesis, Univ. of Erlangen, 2012

ИНФОРМАТИЗАЦИЯ ЗДРАВООХРАНЕНИЯ ВЛАДИМИРСКОЙ ОБЛАСТИ: ИТОГИ И ПЕРСПЕКТИВЫ

Дегтерева М.И., Маркова Е.С.

Государственное бюджетное учреждение здравоохранения Владимирской области «Медицинский информационно аналитический центр»

Программой модернизации здравоохранения Владимирской области, в части «Внедрение современных информационных систем в учреждениях здравоохранения», с учетом уровня результатов работ 2011 года, в 2012 году планируется обеспечить запись к врачу в электронном виде, включая выдачу направлений на прием к врачу-специалисту, диагностические исследования и госпитализацию, а также мониторинг сроков ожидания плановой медицинской помощи.

В каждом медицинском учреждении необходимо осуществлять в электронном виде следующие функции:

- ведение персонифицированного учета оказанной медицинской помощи;
- управление взаиморасчетами за оказанную медицинскую помощь (для учреждений, участвующих в системе обязательного медицинского страхования);
- анализ деятельности и формирование отчетности;
- учет административно-хозяйственной деятельности;
- электронная регистратура, запись на прием к врачу, выдача направлений. (Постановление Губернатора Владимирской области № 782 от 03.08.2011г. О внесении изменений в приложение к постановлению Губернатора области от 17.05.2011 № 473 «О региональной программе «Модернизация здравоохранения Владимирской области на 2011 -2012 годы»)

С мая 2011 году предоставляется услуга «Прием заявок (запись) на прием к врачу» в тестовом режиме на базе информационной системы «Обслуживание пациентов» через единый портал «Регистратура33.рф». Основными целями внедрения услуги являются:

- а) обеспечение предварительной и неотложной записи пациентов на прием к врачу как при их непосредственном обращении в поликлинику, так и по телефону, через Интернет;
- б) обеспечение четкого регулирования интенсивности потока пациентов с целью создания равномерной нагрузки врачей и распределения его по видам оказываемой помощи;
- в) обеспечение своевременного подбора и доставки медицинской документации в кабинеты врачей, сокращение времени ожидания приема.

Эта услуга направлена на повышение качества жизни населения. При условии внедрения данной услуги пациенту не придется стоять в очереди, чтобы попасть к врачу.

Пациенту она дает возможность записи на прием к врачу не выходя из дома, получение гарантированной медицинской услуги в удобное для себя время. Основой системы является Интернет-портал, позволяющий пациенту осуществить быстрый доступ к информации о графике работы отдельных кабинетов и врачей. Задачи по предварительной записи на прием, предоставлению исходной информации о работе медицинского учреждения, возложены на информационную систему, которая работает в круглосуточном режиме все дни недели. Особенно услуга привлекательна для работающих слоев населения, у которых часы работы совпадают с часами работы регистратуры поликлиники. Для них очень важно минимизировать время, потраченное на визит в поликлинику, особенно если этот визит происходит не во время действия больничного листа.

Медицинское учреждение в целом получает возможность 100-процентного учета данных пациентов, обращающихся за медицинской помощью; контроль равномерного распределения пациентов между врачами, ведущими амбулаторный прием, согласно действующим нормам и стандартам приема, возможность ведения базы данных прикрепленного населения.

Врачу, ведущему прием, предоставляется возможность планирования и контроля времени каждого приема за счет прогнозирования персон, записанных на прием; возможность подготовки и оформления документов перед приемом (в частности, подготовка медицинских карт пациентов).

Руководитель медицинского учреждения получает возможность объективного контроля за деятельностью врачей, ведущих прием, за «популярностью» каждого врача среди населения, за оказанием врачом услуг пациентам, минуя предварительную запись в регистратуре.

В тестовом режиме в 2011 году на портале работали 57 медицинских учреждений, или 72 самостоятельных регистратуры. Предоставляли услугу 37 учреждений или 45 регистратур.

С мая 2012 года на портале зарегистрировано уже 78 лечебных учреждений записью через электронную регистратуру воспользовались более 70 тысяч пациентов.

На портале представлены практически все районы Владимирской области (рисунок 1).

Наиболее активно к внедрению данной услуги подошли в Кольчугинском, Гусь-Хрустальном, Муромском, Юрьев-Польском районах. Областная клиническая больница открыла запись на прием через Интернет, при наличии направления, ко всем своим специалистам, ведущим амбулаторный прием, разместив самыми первыми все расписание.

Информационная система «Обслуживание пациентов» обеспечивает автоматизацию процесса обслуживания пациента и повышение прозрачности работы медицинского учреждения. Использование этой подсистемы призвано помочь в сокращении физических очередей и удовлетворении социальных ожиданий населения, а также снятие дополнительных организационных нагрузок с персонала поликлиник.

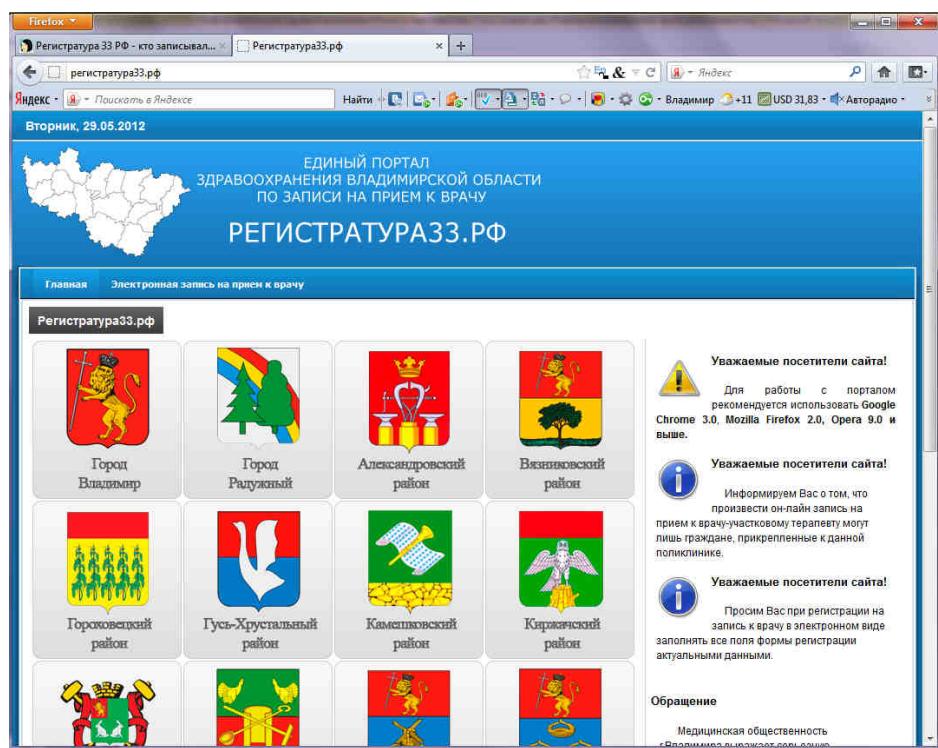


Рисунок 1 - Интернет-портал WWW.РЕГИСТРАТУРА33.РФ

Информационная система позволяет осуществлять следующие функции через Интернет, из дома или из любого другого удобного для пациента места, в том числе посредством инфомата (в ближайшем будущем), установленного непосредственно в медицинском учреждении:

- предварительная запись на прием;
- печать талона амбулаторного пациента;
- получение информации о графике работы врачей и кабинетов;
- автоматизированная регистрация оказанных услуг;
- обеспечение обратной связи между регистратурой медицинского учреждения и пациентом через «Личный кабинет».

Система «Обслуживание пациентов» спроектирована так, что её легко можно настроить в соответствии с уникальными особенностями нашей области.

Для организации услуги администрации медицинского учреждения необходимо, как минимум, оборудование двух автоматизированных рабочих мест: регистратора и администратора. К рабочим местам предъявляются следующие требования:

- наличие доступа к сети Интернет;
- наличие оргтехники для печати, копирования, сканирования документов;
- наличие средств связи.

Самым сложным для руководителей медицинских учреждений, при внедрении данной услуги, оказалось формирование расписания. Некорректное формирование графика работы врача на портале становится причиной не очень большой популярности данной услуги. Выделение единичных талонов, отсутствие регулярности в размещении информации препятствуют развитию данной услуги у пациентов.

Наибольшей отдачи и пациент, и врач получит от внедрения данной услуги в случае полного перехода медицинского учреждения на ведение расписания и формирование «очереди» в электронном виде. В результате это практически избавит медицинские учреждения от «живой» очереди, пациенту достаточно будет просто прийти к назначенному времени. Это в свою очередь дисциплинирует, как пациентов, так и врачей. Данная система также снижает время на подготовку первичной документации, поиски амбулаторной карты. Это же позволит руководителям органов здравоохранения объективно оценивать качество услуг, предоставляемых медицинскими учреждениями.

Первые итоги можно обозначить:

1. Услуга востребована населением, еженедельный прирост составляет более 10%.
2. Наиболее востребована услуга среди молодежи и лиц трудоспособного возраста.

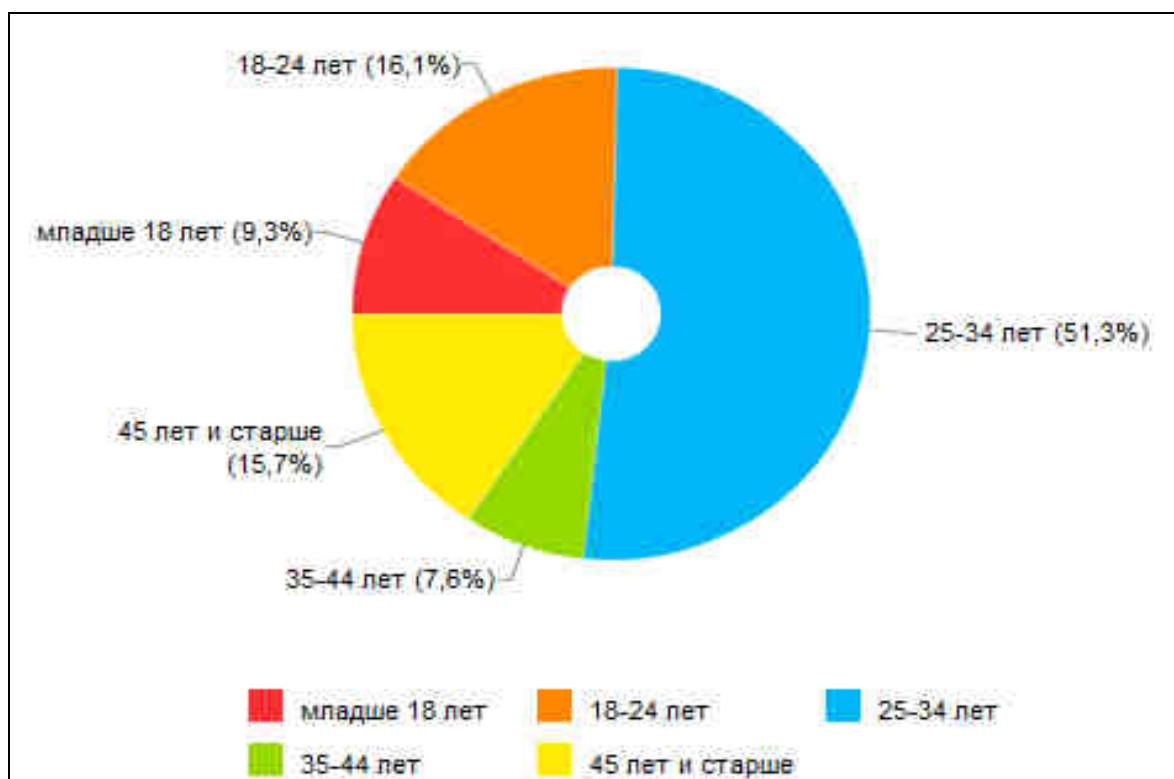


Рисунок 2 – Диаграмма смертности населения во Владимирской области по возрасту

С внедрением данной услуги здравоохранение открывает для себя совершенно другой подход к оказанию медицинской помощи, а именно медицины трудоспособного возраста. Более 30 % в структуре смертности составляет население трудоспособного возраста (рисунок 2). Особое опасение вызывает смертность населения трудоспособного возраста от болезней системы кровообращения и новообразований. Электронная регистратура в первую очередь решает вопрос профилактических мероприятий для работающих граждан.

Следует отметить, что электронная регистратура не является уделом «больших» городов, услуга популярна и в амбулаториях, и в небольших участковых больницах, так как позволяет «напрямую» направлять пациентов на консультацию к областным специалистам.

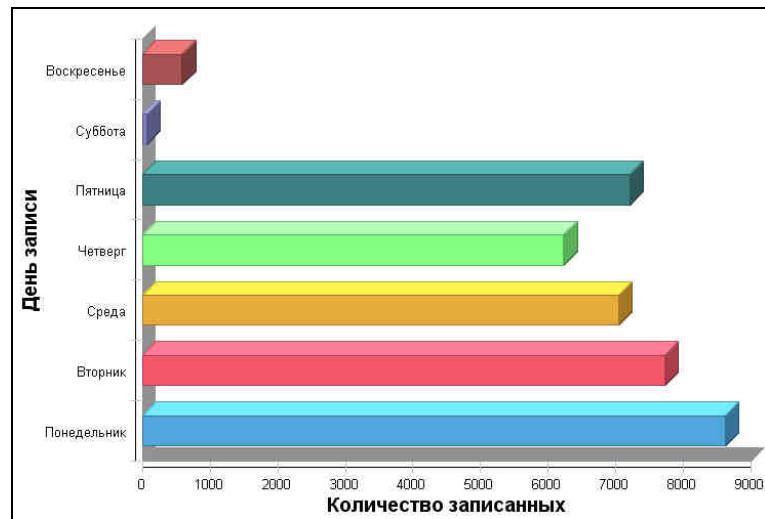


Рисунок 3 – Диаграмма распределения количества записавшихся на прием к врачу через интернет-портал WWW.REGISTER33.RU пациентов по дням недели.

Наибольшее количество записавшихся приходится на понедельник.

При анализе времени записи можно предположить, что это молодые люди, которые находятся в интернет пространстве и, вспоминая о своей боли в 4 утра, записываются на прием. В основном услуга востребована в рабочее время, особенно в течение обеденного перерыва (рисунок 4).

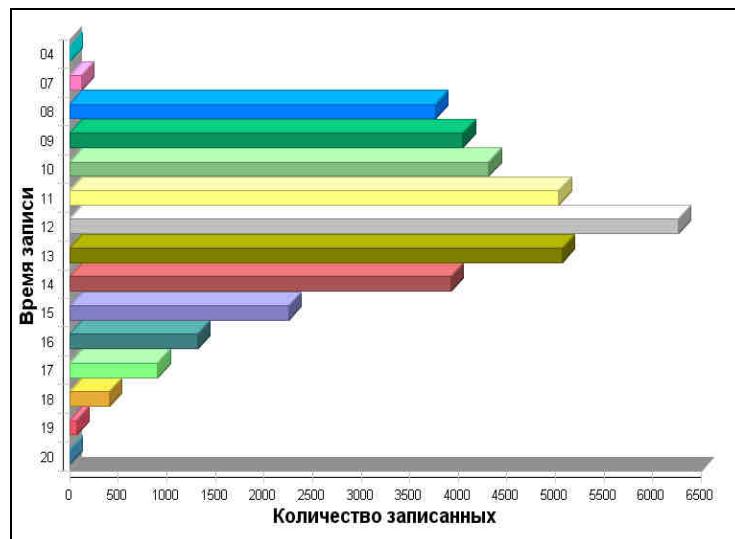


Рисунок 4 – Диаграмма распределения количества записавшихся на прием к врачу через интернет-портал WWW.REGISTER33.RU пациентов по времени записи в течении суток.

Таким образом, социальная эффективность реализации Программы будет выражена в повышении доступности, качества и безопасности медицинской помощи в медицинских учреждениях области, росте производительности труда медицинских работников, повышении эффективности управления здравоохранением области, предоставлении населению области электронных услуг в сфере здравоохранения, предусмотренных соответствующими нормативными правовыми актами Российской Федерации.

HEALTHCARE INFORMATIZATION OF VLADIMIR REGION: RESULTS AND PERSPEKTIVES

Degtereva M.I., Markova, E.S.

Official body of the health of the Vladimir region, «Medical Information and Analytical Center»

ПЕРСПЕКТИВЫ ПРИМЕНЕНИЯ БИОМЕТРИЧЕСКИХ ТЕХНОЛОГИЙ В АВТОМАТИЧЕСКИХ СИСТЕМАХ ПАСПОРТНОГО КОНТРОЛЯ

Спиридов И.Н.

Московский государственный технический университет имени Н.Э.Баумана, г. Москва

Современные тенденции развития мирового сообщества существенно осложнило положение РФ в мире. Рост незаконной миграции и наркотрафика через южные границы РФ с бывшими республиками СССР обуславливает снижение международного авторитета и аргументацию агрессивных планов США в отношении РФ. Усиление террористической деятельности держит в напряжении не только отдельные регионы, службы безопасности РЖД и аэропортов, но и подрывает доверие к государственной власти.

Указанные выше причины, а также рост числа пересечений российскими и иностранными гражданами государственной границы через пункты пропуска различных типов, который уже по некоторым оценкам превысил 150 млн. человек в год; внедрение информационных технологий в практику работы пограничников поставили в первый ряд задач по охране государственной границы разработку и создание автоматических систем проверки подлинности и принадлежности ПВД и верификации/идентификации личности.

Технологии верификации/идентификации личности известны с незапамятных времен. Условно можно выделить три типа таких технологий: «что я знаю», например, пароль, «что я имею», например, удостоверяющий документ, и «что я есть», например, отпечатки пальцев.

Указом Президента Российской Федерации от 19 октября 2005 г. N 1222 «Об основных документах, удостоверяющих личность гражданина Российской Федерации за пределами территории Российской Федерации» в целях обеспечения конституционных прав граждан РФ, общественного порядка и национальной безопасности введены в действие: паспорт гражданина Российской Федерации, дипломатический паспорт и служебный паспорт, являющиеся основными документами, удостоверяющими личность гражданина Российской Федерации за пределами территории Российской Федерации, содержащие электронные носители информации.

Одной из основных особенностей современных ПВД НВ является использование для автоматизированной идентификации личности биометрических технологий (БТ), что значительно повышает защищенность ПВД и лежит в контексте задач мирового сообщества по борьбе с терроризмом. В настоящее время в ПВД НП планируется использование в качестве биометрических данных изображения лица и отпечатков пальцев.

В различных странах мира: Англии, Франции, Германии, Португалии и др. также происходит создание и испытания автоматических систем паспортного контроля (АСПК), предназначенных для обеспечения автоматического (без участия контролера) паспортного контроля следующих через государственную границу по ПВД НП. В России ОКР по созданию отечественной версии АСПК выполняет НИИЦ БТ МГТУ им. Н.Э. Баумана.

АСПК создается как функциональный элемент программно-технического комплекса (ПТК) ПВД НП для пунктов пропуска пограничного сегмента государственной системы изготовления, оформления и контроля паспортно-визовых документов нового поколения (ГС ПВД НП) и представляет собой совокупность функциональных элементов (блоков, устройств), объединенных в локальную вычислительную сеть.

АСПК будет обеспечивать решение следующих основных задач:

- автоматическую проверку подлинности предъявленного ПВД НП;
- автоматическое считывание, распознавание взаимное сравнение информации, считанной со страницы с установочными данными, с машиносчитываемой строки и из электронной микросхемы документа;
- автоматическую верификацию личности пассажира и данных из предъявленного им ПВД НП;
- автоматическую идентификацию личности пассажира по изображениям лица в соответствии с ГОСТ Р ИСО/МЭК 19794-5-2006;
- автоматическую идентификацию личности пассажира по изображениям отпечатков пальцев в соответствии с ГОСТ Р ИСО/МЭК 19794-1-2006 и ГОСТ Р ИСО/МЭК 19794-4-2006;

- информационное взаимодействие с базами данных ПТК ПВД НП;
- автоматическое формирование решения о возможности пропуска пассажира, проходящего паспортный контроль, через государственную границу;
- ограничение возможности перемещений за пределы автоматического пропускного модуля (АПМ) пассажира во время прохождения им паспортного контроля;
- последовательное отображение пассажиру, проходящему паспортный контроль, поясняющей информации о порядке выполнения им при этом действий;
- видеонаблюдение за действиями пассажира, проходящего паспортный контроль;
- обеспечение условий для регистрации биометрических данных изображения лица пассажира согласно ГОСТ Р ИСО/МЭК 19794-5-2006;
- бесперебойное снабжение электроэнергией всех узлов, блоков и устройств АСПК;
- мониторинг технического состояния АСПК.

АСПК включает в себя следующие основные составные элементы: автоматические пропускные модули (АПМ), автоматизированное рабочее место оператора АСПК (АРМ ОАСПК), программные и технические средства сопряжения АСПК с ПТК ПВД НП и др.



Рисунок 1 – Макет автоматического пропускного модуля

Основные процедуры при прохождении пассажиром АСПК последовательно отображаемые пассажиру, проходящему паспортный контроль, следующие;

- автоматическая проверка подлинности предъявленного ПВД НП;
- автоматическое считывание, распознавание и взаимное сравнение информации, считанной со страницы с установочными данными, машиносчитываемой строки и из электронной микросхемы ПВД НП;
- автоматическая верификация личности пассажира и данных из предъявленного им ПВД НП;
- автоматическая идентификация личности пассажира:
 - а) по изображениям лица, соответствующим требованиям ГОСТ Р ИСО/МЭК 19794-5—2006;
 - б) по отпечаткам пальцев, соответствующим требованиям ГОСТ Р ИСО/МЭК 19794-2—2005 и ГОСТ Р ИСО/МЭК 19794-4—2006;
- информационное взаимодействие с базами данных ПТК ПВД НП;
- автоматическое формирование решения о возможности пропуска пассажира, проходящего паспортный контроль, через государственную границу.

Присутствие на рынке БТ различных отечественных и зарубежных производителей, выпускающих биометрические сканеры с различными техническими характеристиками и, зачастую, на различных физических принципах, позволяет достаточно уверенно выбрать биометрический сканер 2D изображений лица и биометрический сканер отпечатков пальцев. Однако отсутствие системы менеджмента качества на большинстве коммерческих предприятий обуславливает необходимость разработки специальных контрольно-испытательных стендов и методик испытания

для биометрической продукции на предмет соответствия сканеров национальным и международным стандартам ГОСТ Р ИСО/МЭК 19794-5-2006, ГОСТ Р ИСО/МЭК 19794-2-2005 и ГОСТ Р ИСО/МЭК 19794-4-2006.

При сравнении метрических данных из ПВД НП с данными, содержащимися в информационных базах АСПК, применен сценарий «нежесткого» сравнения, при котором в информационных базах ищутся индивиды, метрические данные которых отличаются от метрических данных пассажира не более чем на заданное количество символов.

Сценарий обеспечивает минимальные ошибку ложно-отрицательной идентификации (FNIR) и ошибку ложно-положительной идентификации (FPIR). Участие оператора в проверке пассажира по информационным базам АСПК обеспечит возможность снижения ошибки ложно-положительной идентификации за счет просмотра всего предъявленного списка индивидов из информационных баз АСПК и принятие решения о наличии пассажира в данных информационных базах на основе экспертизы оценки.

Процесс формирования биометрических шаблонов лица и отпечатков пальцев представлен на рисунке 2.

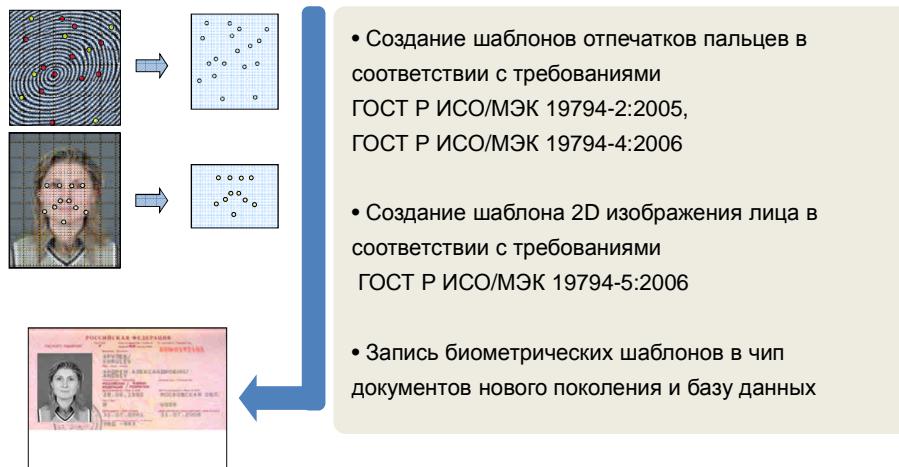


Рисунок 2 - Формирование и запись биометрических шаблонов в ПВД НП

Если бы сейчас в России появился централизованный межведомственный федеральный орган, собирающий и предоставляющий в предусмотренных законом случаях персональные биометрические данные у граждан, как это сделано в развитых странах Европы и Америки, и у нас не было бы проблем с использованием информационных технологий во всех сферах деятельности человека. Эта информация позволяла бы создавать электронные пластиковые смарт-карты для банков, социальные карты, удостоверяющие документы, содержащие в себе или радиометку, или микрочип с общепринятыми персональными и биометрическими персональными данными.

Реализация концепций «Электронное государство», «Безопасный город», «Умный город», «Умный дом» также невозможна без применения биометрических технологий в точках соприкосновения человека и информации, человека и аппаратно-программных средств, человека и оружия, человека и транспортных средств, человека и телемедицинской техники.

Нерешенной также остается задача юридически обоснованной регистрации биометрических данных на добровольной основе, сохранности и применения собранной биометрической информации для решения социальных, криминальных и государственных задач. В значительной мере это определяется непониманием роли информационных технологий в жизнеспособности государства, в синхронизации интересов государства и личности, в обеспечении прав, свободы и безопасности личности.

PERSPECTIVES FOR THE USE OF TECHNOLOGY IN AUTOMATIC BIOMETRIC PASSPORT CONTROL SYSTEM

Spiridonov I.N.
Moscow State Technical University named after N.E. Bauman, Moscow

ПЛЕНАРНОЕ ЗАСЕДАНИЕ II

НОВЫЕ МЕТРИКИ В ОЦЕНКЕ КОЛИЧЕСТВЕННЫХ ПАРАМЕТРОВ ФУНКЦИОНАЛЬНОЙ ДИАГНОСТИКИ

Фёдоров В.Ф.

ФГУП «Главный радиочастотный центр», г. Москва
sogjoy@mail.ru

В настоящее время в функциональной диагностике принято преимущественно использовать количественные параметры, размерность которых непосредственно связано с процессом измерения. Так, например, в электрокардиографии оцениваются амплитуда зубцов ЭКГ в милливольтах и длительность сегментов и интервалов в сотых долях секунды. Большинство количественных параметров отражают функционирование органов или систем как в норме, так и при патологии. Различия лишь в величине этих параметров или в соотношениях между ними. Однако некоторые параметры появляются только при патологиях (например, количество экстрасистол в минуту на ЭКГ). Казалось бы, что такое отражение функционирования организма является правильным и именно на нём следует строить процедуры оценивания состояния исследуемых органов и систем. Однако реальная процедура диагностики сталкивается с фундаментальной проблемой медицины – проблемой нормы и патологии.

В практическом руководстве для врачей по интерпретации электрокардиограмм [1] даются «коридоры нормы» амплитуд компонентов электрокардиограмм.

Так, например, во втором стандартном отведении нормальной считается амплитуда зубца «R» ЭКГ от 2×10^{-4} В до $1,7 \times 10^{-3}$ В (разница в 8,5 раз), а для 3-его грудного отведения ширина «коридора нормы» увеличивается уже до 17,3 раз (от $1,5 \times 10^{-4}$ В до $2,6 \times 10^{-3}$ В). Сходная картина и для амплитуд других зубцов. Т.е. изменение амплитуды внутри «коридора» в 17 раз не значимо, а выход за «коридор» (допустим, на 1%) является признаком патологии?

Очевидно, что существует флуктуация амплитуд компонентов ЭКГ, связанная с изменениями степени оксигенации артериальной крови и перикардиального давления, вызванными актом дыхания, прецессией сердечной оси, на чём построен метод векторкардиографии (ВКГ), однако этими причинами описываются далеко не все изменения амплитуд отдельных зубцов.

В качестве диагностических признаков при анализе ЭКГ традиционно используются как количественные оценки (инверсия или двухфазность, обострённость или уплощённость отдельных зубцов, наклонность, приподнятость или снижение отдельных сегментов), так и количественные характеристики, как правило, связанные с выходом амплитуд зубцов, их длительностей или длительностей сегментов и интервалов за пределы «коридора нормы».

Диагностические правила строятся на комбинации характерных количественных признаков, отклонений амплитуд и времён [2]. Однако и количественные и качественные признаки, как правило, измеряются в состоянии покоя на коротком временном отрезке (в «характерном» кардиоцикле). Даже при проведении нагрузочных проб основой диагностических суждений служит **набор статических оценок**, полученных в выбранные моменты времени. Иначе говоря, физиологический процесс, в котором динамика отдельных параметров зависит от ряда функциональных влияний со стороны других органов и систем (также функционирующих в колебательном режиме!), представляется не функцией (или семейством функций) а числом (или группой чисел) с потерей информации о характерных особенностях исследуемого **процесса**.

Принятые в функциональной диагностике «нормы», как правило, не учитывают антропометрических различий между пациентами. Так, например, из физиологии хорошо известно, что чем больше линейные размеры животного, тем реже средняя частота сердечных сокращений при прочих равных условиях. Так же известно, что существуют регуляторные различия между

индивидуами с различной анатомической конституцией: у гипертенников и астеников при одинаковом росте обычно различаются и частота сердечных сокращений и артериальное давление. Однако в стандартных бланках для описания ЭКГ таких параметров как рост пациента и его конституция просто нет. Нет и учёта их влияния на измеряемые параметры. Т.е. неявно предполагается, что у здоровых гипертенника ростом сто пятьдесят сантиметров и астеника ростом двести двадцать сантиметров должны быть одинаковые величины измеряемых параметров.

Понятие пропорциональности давно и прочно устоялось в анатомии, однако при оценке физиологических характеристик оно ещё не находит должного применения. Даже в тех разделах функциональной диагностики, где за последние десятилетия нашли применение множество математических алгоритмов обработки данных, введение соответствия между анатомическими и физиологическими величинами не нашло должного применения, и в них продолжается доминирование абсолютных значений при оценках состояния организма пациента.

В середине шестидесятых годов двадцатого столетия появляются работы по применению анализа вариаций ритма сердца как в клинической медицине [3], так и в медицине здорового человека [4; 5]. С этого момента и до настоящего времени исследования в данной области ведутся в разных странах, и анализ вариаций ритма сердца становится всё более рутинным инструментом, хотя и продолжает вновь и вновь служить источником дополнительной информации о нормальной и патологической физиологии организма человека.

В настоящее время принято считать, что процессы анализа вариаций ритма сердца можно проводить по стандартным процедурам [6, 7], однако сами «стандартные» алгоритмы отнюдь не безупречны.

В названных работах по стандартизации алгоритмов анализа флюктуаций применяются спектральные методы оценки. Предлагаются некие интервалы частот, которые сопоставляются с конкретными физиологическими механизмами. Оценивая мощность колебаний, приходящуюся на эти интервалы, сравнивают вклады отдельных механизмов регуляции в вариабельность ритма сердца (вариации длительности периодов кардиоциклов). Выделяют следующие диапазоны частот: высокие (0,15-0,4 Гц), низкие (0,04-0,15 Гц), очень низкие (0,003-0,04 Гц), ультранизкие (ниже 0,003 Гц).

Нам представляется, что такая привязка содержит в себе неявное допущение о некой унифицированности времён колебаний вне зависимости от индивидуальных анатомических и физиологических особенностей пациентов и их текущего функционального состояния. Насколько это допущение справедливо? Как сказано выше, частоты колебательных процессов на макроуровне у теплокровных существ тем выше, чем меньше их линейные размеры (это в общем случае). Кроме того, на функциональную ритмику оказывает значительное влияние конституция индивида: трудно предположить полное сходство статистических параметров колебательных процессов между группами пикников и астеников.

«Высокочастотные колебания» ритмики связывают с дыханием (т.н. «дыхательные волны»). Известно, что частота дыхательного процесса является в значительной мере управляемой сознанием (ведь для одной и той же величины лёгочной вентиляции можно заменять частоту дыхания глубиной и наоборот). Так пациенты, осваивающие какие-либо методики управляемого дыхания с лечебной или оздоровительной целью («прана-яма», «дыхание по Стрельниковой», «дыхание по Бутейко» и др.), имеют параметры дыхательных волн, соответствующие «низкочастотному диапазону».

Обратная картина у пациентов с бронхо-лёгочными патологиями.

Исходя из сказанного, гораздо более корректной представляется разбивка на диапазоны с учётом реальной средней частоты сердцебиений. Например, если принять вышеназванные границы деления на диапазоны при средней частоте сердечных сокращений (ЧСС) 60 ударов в минуту (или 1 Гц) за выбранные верно, то при средней ЧСС в 120 ударов в минуту (или 2 Гц) эти границы должны сдвинуться вдвое вверх, а при ЧСС в 40 – в полтора раза вниз.

Однако и сама идея точных границ диапазонов уже давно не бесспорна при проведении классификации по количественным параметрам [8, 9]. В практике нередко наблюдается наличие некоего частотного максимума именно на одной из границ между частотными диапазонами и практически нулевой мощности колебаний в их центре. Вероятно, это говорит об условности границ и их неудачном расположении для данного индивида. Самы собой напрашиваются *процедура внутреннего нормирования на среднюю ЧСС* при применении спектральных алгоритмов анализа и применение алгоритмов «нечёткой логики» Лотфи Ахмат-Заде [8, 9] при построении классификационных процедур.

Аналогичная ситуация и с анализом статистических характеристик длительностей периодов кардиоциклов во временной области.

Почти все предложенные в рекомендациях параметры отображают некие *абсолютные значения* или их арифметические комбинации. По соображениям, изложенным выше, эти параметры вполне применимы только в состоянии исходного покоя (или ином стационарном состоянии), в то время как информативность выходных параметров исследуемой системы *существенно выше в переходных процессах при проведении функциональных проб-нагрузок*. На необходимость исследования колебаний ритма сердца именно в переходных процессах указывают многие авторы [10 – 13].

Изложенные соображения привели автора к попытке введения внутренней нормировки в сигналы функциональной диагностики и введению метрики относительных изменений измеряемых значений. На первом этапе исследований такие преобразования были проведены в области анализа ритма сердца [14 – 16].

Применение введённой метрики в процедуре диагностики сердечно-сосудистых заболеваний показало перспективность разрабатываемого подхода [17].

Согласно распространённой точке зрения [18, 19], основной целью функционирования сердечно-сосудистой системы является поддержание заданного уровня снабжения кислородом нагруженных органов и систем организма. Исходя из этого, для адекватной оценки её работы необходимо синхронно исследовать параметры ритма сердца, ударного объёма и общего периферического сопротивления сосудов. Проведённые нами исследования показали конструктивность такого подхода [20 – 22].

В процессе проведения обследований пациентов с применением функциональных нагрузочных проб параметры сердечно-сосудистой системы изменяются от цикла к циклу, а мы заменяем их величины (длительность в миллисекундах, ударный объём в миллилитрах и т.п.) на величины их относительных изменений, вычисляемых по простой формуле (на примере длительностей кардиоциклов):

$$\tau_n = (\lg T_n - \lg T_{n-1}) \text{ или } \tau_n = \lg(T_n/T_{n-1}),$$

где T_n – это длительность кардиоцикла с номером n , а τ_n – логарифм его относительного изменения по сравнению с предыдущим.

Исследования динамики нормированных параметров сердечно-сосудистой системы показало изоморфность их поведения (рисунки 1-3). В примерах на этих рисунках отражена динамика распределений относительных изменений синхронно измеряемых величин в процессе проведения трёхфазной активной ортостатической пробы (лёжа-стоя-лёжа). Все измеряемые величины изменяются под действием изменения положения тела пациента в поле тяжести, и их значения в нашей метрике зависят только от состояния организма пациента и не зависят от его индивидуальных характеристик.

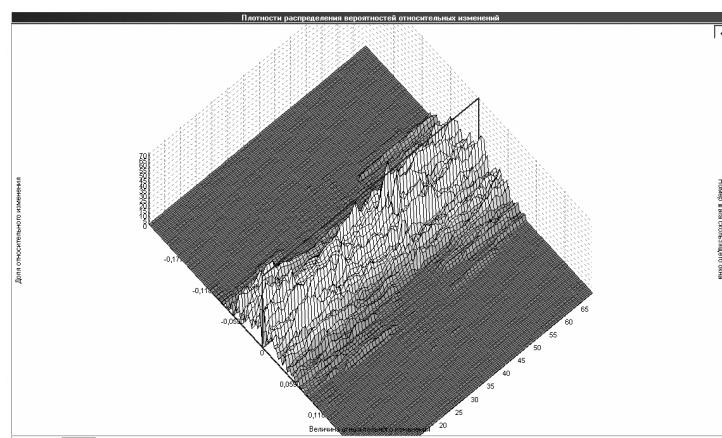


Рисунок 1 - Динамика относительных изменений длительностей кардиоциклов

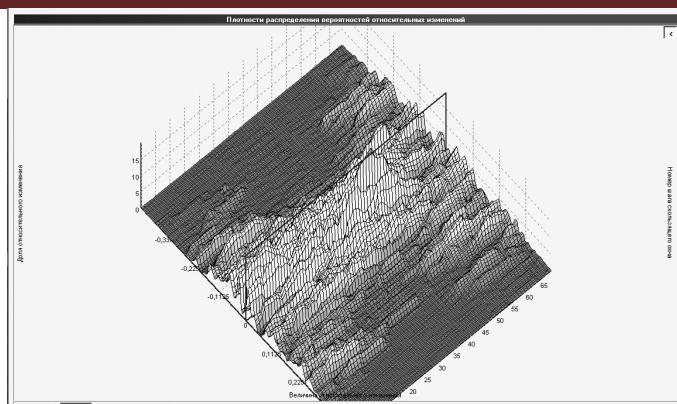


Рисунок 2 - Динамика относительных изменений ударного объёма

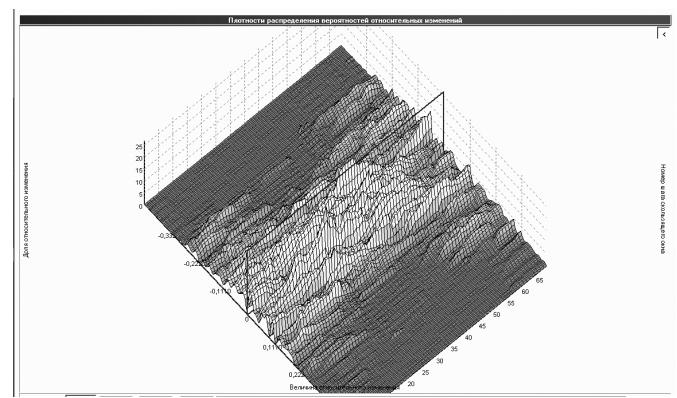


Рисунок 3 - Динамика относительных изменений общего периферического сопротивления сосудов

Резюмируя изложенное, мы можем предполагать, что предложенные метрики относительных изменений отдельных измеряемых величин в функциональной диагностике позволяют частично снять проблему нормы и перейти от оценок на основе статических измерений к оценкам функционирования органов и систем организма на основе анализа динамики нормированных параметров.

Библиографический список

1. Вартак Ж.М. Интерпретация электрокардиограмм. М.: Медицина, 1978. 152 с., стр. 39-41.
2. Вартак Ж.М. Интерпретация электрокардиограмм. М.: Медицина, 1978. 152 с., стр. 78-106.
3. Hon E.H.; Lee S.T. Electronic evaluation of the fetal heart rate. American Journal of Obstetrics and Gynecology 87(6):81426; November 15, 1965.
4. Парин В.В., Баевский Р.М., Волков Ю.Н., Газенко О.Г. Космическая кардиология. - Л.: Медицина, Ленингр. отд., 1967. 206 с.
5. Баевский Р.М., Кириллов О.И., Клецкин С.З. Математический анализ изменений сердечного ритма при стрессе. М.: Наука, 1984. 221 с.
6. 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, Circulation, 93, 1043-1065, 1996.
7. Баевский Р.М., Иванов Г.Г., Чирейкин Л.В., Гаврилушкин А.П., Довгалевский П.Я., Кукушкин Ю.А., Миронова Т.Ф., Прилуцкий Д.А., Семенов Ю.Н., Федоров В.Ф., Флейшман А.Н., Медведев М.М. Анализ вариабельности сердечного ритма при использовании различных электрокардиографических систем. Методические рекомендации. Подготовлены в соответствии с решением Комиссии по клинико-диагностическим приборам и аппаратам Комитета по новой медицинской технике МЗ РФ (протокол № 4 от 11 апреля 2000 г.). Вестник аритмологии, № 24, 2001 г. С. 65-87.
8. Zadeh L.A. A Fuzzy Algorithm Approach to the Definition of Complex or Imrecise Concepts. E.R.L. Report M474. Univ. of California - Berkeley. 1974.
9. Тэрано Т. и др. Прикладные нечеткие системы. Пер. с японского. - «Мир», М., 1993.

10. Калинкин И.Н., Христич М.К. Анализ ритма сердца в переходных процессах при ортостатической пробе у спортсменов. Медико-биологическое исследование в этапной оценке функциональной подготовки спортсменов. Л., 1983. С. 14-21.
11. Коркушко О.В., Иванов Л.А. Показатели функционального состояния сердечно-сосудистой системы при максимальной физической нагрузке в различные возрастные периоды. Врач. дело, 1981, № 3. С. 84-88.
12. Парчяускас Г. Динамика ритма сердца в переходных процессах и их клиническое значение. Ритм сердца в норме и патологии. Вильнюс, 1979. С. 130-139.
13. Шерман Д.М., Горелик В.К., Булатников Н.Ю. О метрологических требованиях к анализу ряда кардиоинтервалов. В сб.: Физические методы и вопросы метрологии биомедицинских измерений. Тезисы докладов V Всесоюзной конференции 24-27 октября 1978 г. М., ВНИИФТРИ, 1978. С. 149-151.
14. Фёдоров В.Ф. Разработка основ методики дифференциальной хронокардиографии. Дисс. к.м.н. по спец. 05.13.01 – системный анализ, управление и обработка информации в медицине и биологии. М., 2001 г., 264 с.
15. Фёдоров В.Ф., Смирнов А.В. Тарнакин А.Г. О диагностических возможностях анализа восстановленных функций зависимостей хронокардиографических параметров от изменения состояния пациента. В сб. “Клинические и физиологические аспекты ортостатических расстройств” (материалы Второй научно-практической конференции, 22 марта 2001 г.). М., 2001 г. С. 132-137.
16. Фёдоров В.Ф., Смирнов А.В. О некоторых неиспользованных возможностях статистических методов в кардиологии. В сб. «Клинические и физиологические аспекты ортостатических расстройств» (материалы Второй научно-практической конференции, 22 марта 2001 г.). М., 2001 г. С. 138-148.
17. Глазер М.Г., Фёдоров В.Ф., Бойко Н.В., Павлова Н.Б., Абильдинова А.Ж. Вариабельность ритма сердца в комплексном обследовании больных с артериальной гипертонией. В сб. «Неинвазивное мониторирование состояния сердечно-сосудистой системы в клинической практике» (материалы III научно-практической конференции, 22 марта 2001 г.). М., 2001. С. 45-51.
18. Гайтон А. Физиология кровообращения. Минутный объём сердца и его регуляция. М., Медицина, 1969, 472с.
19. Физиология кровообращения. Регуляция кровообращения. Под ред. Ткаченко Б.И., Л., Наука, 1986, 640 с.
20. Фёдоров В.Ф., Николаев Д.В., Смирнов А.В., Коростылёв К.А., Ластухин А.В., Гвоздикова Е.А. Временной и амплитудный аспекты дискретных изменений параметров сердечно-сосудистой системы как основа мониторинга состояния пациента. Врач и информационные технологии, № 6. М., 2005 г. С. 43-48.
21. Фёдоров В.Ф., Николаев Д.В. Контроль базовых параметров гемодинамики как инструмент оптимизации режима тренировок. В сб. «Спортивная кардиология и физиология кровообращения» (материалы научной конференции). РГУФК. М., 17 мая 2006 г. С. 179-183.
22. Фёдоров В.Ф., Николаев Д.В., Смирнов А.В., Коростылёв К.А., Ластухин А.В., Гвоздикова Е.А. Адаптивное регулирование в сердечно-сосудистой системе. Временной и амплитудный аспекты. В сб. «Диагностика и лечение нарушений регуляции сердечно-сосудистой системы» (материалы Восьмой научно-практической конференции). ГКГ МВД России. М., 2006 г. С. 174-184.

NEW METRICS IN THE ESTIMATION OF THE FUNCTIONAL DIAGNOSTICS QUANTITATIVE PARAMETERS

Fedorov V.F.

The General Radio Frequency Centre, Moscow
sogdjoy@mail.ru

The report is devoted to introduction of an interior normalization in the procedure of functional diagnostics quantitative parameters estimation. The drawbacks of estimations based on the use of cardiovascular system quantitative parameters absolute values are considered in the work. New metrics are introduced on the basis of original values replacement of measured parameters time series by their relative changes. Isomorphism of the normalized values dynamics for a variety of parameters is shown. The conclusion about partial solving of a norm problem in functional diagnostics is drawn.



ПРИМЕНЕНИЕ МАГНИТНЫХ НАНОЧАСТИЦ В ГИПЕРТЕРМИИ: ТЕОРИЯ, ЭКСПЕРИМЕНТ И ПРАКТИЧЕСКИЕ ДОСТИЖЕНИЯ

Н. А. Усов, С.А. Гудошников, Б. Я. Любимов

Институт земного магнетизма, ионосферы и распространения радиоволн
им. Н.В. Пушкина РАН, usov@izmiran.ru

Магнитная гипертермия рассматривается в настоящий момент как весьма перспективный метод лечения ряда онкологических заболеваний [1-7]. Экспериментально доказано, что поддержание температуры пораженного органа выше 43°C в течении 20 – 30 мин. приводит к некрозу раковых клеток, более подверженных влиянию повышенной температуры, чем нормальные ткани. Магнитная гипертермия, будучи локальным и дистанционным воздействием, по-видимому, не имеет столь серьезных побочных эффектов, как химио- или радиотерапия [4-7].

Многие ферромагнитные материалы способны поглощать энергию внешнего переменного магнитного поля. Однако, магнитные наночастицы имеют существенные преимущества для магнитной гипертермии:

- а) ансамбли суперпарамагнитных наночастиц способны обеспечить чрезвычайно большие значения удельного поглощения энергии (УПЭ), порядка 1 кВт на грамм вещества;
- б) в силу малых размеров, наночастицы могут глубоко проникать в биологические материалы;
- в) наночастицы железных окислов нетоксичны, либо слабо токсичны, для живого организма,
- г) они обладают короткими сроками выведения из организма.

Представляется, что успешное развитие магнитной гипертермии будет зависеть от решения нескольких проблем [1-7].

1) Прежде всего, необходимо улучшить методики приготовления ансамблей наночастиц с достаточно большим УПЭ в магнитном поле умеренной амплитуды. Это позволит снизить дозу наночастиц, достаточную для достижения положительного лечебного эффекта. В идеале, было бы желательно научиться локально прогревать малые объемы тканей, чтобы подавлять на раннем этапе мелкие, весьма опасные новообразования.

2) Обеспечить создание переменного магнитного поля достаточной амплитуды, с необходимым пространственным распределением в заданной области тела, при разумных затратах на энергетику, гарантированной безопасности от поражения током, умеренной стоимости.

3) Научиться контролировать само воздействие, подбирая амплитуду и частоту магнитного поля, магнитные и геометрические параметры наночастиц, время и периодичность воздействия, с учетом электродинамических и тепловых параметров среды. Весьма желательно также контролировать пространственное и временное распределение температуры в области воздействия.

Данная работа посвящена, в основном, обсуждению задач первого типа, которые можно отнести к нанотехнологии. Для широкой аудитории, разъясним кратко теоретические принципы и экспериментальные результаты, лежащие в основе метода магнитной гипертермии.

Теоретические положения

Магнитная наночастица – это фундаментальный объект современного магнетизма. Магнитные свойства материала частицы характеризуется намагниченностью насыщения $M_s = 350 - 500$ эму/см³, обменной константой $C = 2 \times 10^{-6}$ эрг/см, и константой магнитной анизотропии $K \sim 10^4 - 10^5$ эрг/см³. Типичные значения констант указаны для частиц магнитных окислов железа [8], наиболее перспективных для применения в гипертермии. В наночастице характерного радиуса R отклонение распределения намагниченности от однородного состояния приводит к увеличению удельной обменной энергии на величину порядка C/R^2 . С другой стороны, в однородно намагниченном состоянии частица является маленьким постоянным магнитом, создает вокруг себя постоянное магнитное поле и обладает удельной магнитной энергией порядка M_s^2 . Для магнитомягкой наночастицы ($K < M_s^2$) однородное состояние будет устойчивым при $C/R^2 \geq M_s^2$. Приравнивая эти величины, находим характерный размер однодоменности частицы, $R \sim C^{1/2}/M_s \sim 30 - 40$ нм. С учетом энергии магнитной анизотропии, вектор магнитного момента наночастицы обладает двумя (или более) устойчивыми направлениями в пространстве, а ее потенциальная энергия является обычно

двуячмной. В приложенном внешнем магнитном поле минимумы энергии потенциальных ям сдвигаются по отношению друг к другу, и при изменении поля магнитный момент частицы может перескакивать от одного равновесного направления к другому. Этот переход и приводит к преобразованию магнитной энергии наночастицы в тепловую. Магнитная наночастица является очень сильным природным магнитом, так как характерное поле перемагничивания частицы при низкой температуре, $T \ll 300^\circ \text{ K}$, достаточно велико, $H_c(0) \sim 2K/M_s \sim 400 \text{ Э}$. Важно, однако, что величина энергетического барьера, разделяющего магнитные потенциальные ямы, $\Delta E = KV$, уменьшается с уменьшением объема частицы, $V \sim R^3$, и может сравниваться с характерной тепловой энергией $k_B T$, где k_B есть постоянная Больцмана. В таком случае, из-за тепловых флюктуаций момента частица теряет постоянную намагниченность, становится суперпарамагнитной. Характерное время пребывания момента в заданной потенциальной яме (Неелевское время релаксации) оценивается как $\tau_N = \tau_0 \exp(KV/k_B T)$, где константа $\tau_0 \sim 10^{-9} - 10^{-11} \text{ с}$ [9]. Оно экспоненциально быстро уменьшается при уменьшении диаметра частицы. Как только τ_N становится порядка или меньше характерного времени измерения момента Δt , средний по времени магнитный момент частицы оказывается равным нулю. Но явление суперпарамагнетизма имеет и положительную сторону. Тепловые флюктуации, раскачивая магнитный момент в потенциальной яме, эффективно понижают энергетический барьер и существенно уменьшают величину поля перемагничивания частицы. Поэтому ансамбль суперпарамагнитных частиц способен перемагничиваться во внешнем переменном магнитном поле умеренной амплитуды, $H_0 \sim 100 - 200 \text{ Э}$, что чрезвычайно важно для магнитной гипертермии. Кроме того, частицы малых размеров более равномерно распределяются в тканях организма. Теоретический анализ показывает [10,11] (рисунок 1а), что петли гистерезиса суперпарамагнитного ансамбля весьма резко зависят от среднего диаметра частиц, если они неподвижно зафиксированы в окружающей немагнитной среде. Это открывает возможность управлять площадью петли гистерезиса, которая и определяет интенсивность тепловыделения. Как видно из рисунок 1а, при данных значениях амплитуды H_0 и частоты поля f , частицы магнетита диаметром $D < 18 \text{ нм}$ остаются суперпарамагнитными, их петля не раскрывается, так как для них $\tau_N \ll 1/f$. С другой стороны, частицы больших диаметров, $D > 24 \text{ нм}$, лишь слабо возбуждаются магнитным полем, так как для этих частиц $\tau_N \gg 1/f$.

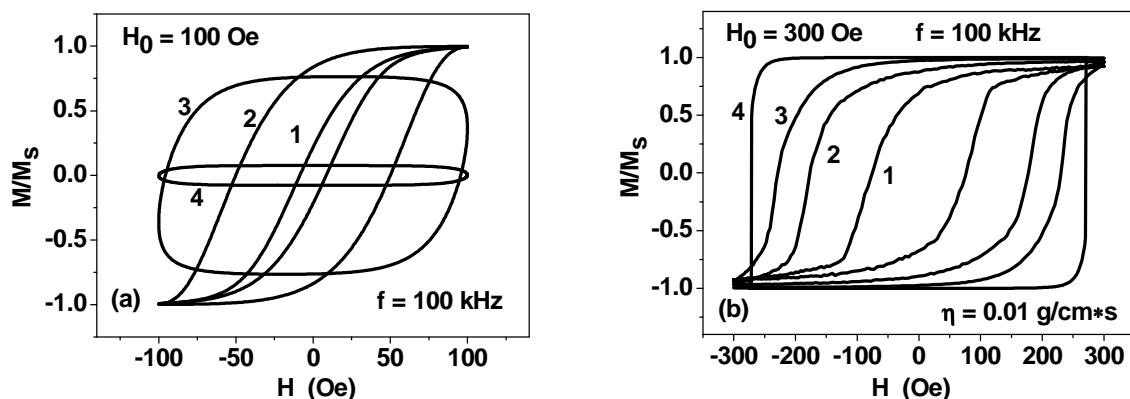


Рисунок 1 - Зависимость петель гистерезиса ансамбля наночастиц магнетита от диаметра частиц: а) для ансамбля неподвижных частиц, 1) $D = 18 \text{ нм}$, 2) $D = 20 \text{ нм}$, 3) $D = 22 \text{ нм}$, 4) $D = 24 \text{ нм}$; б) для ансамбля частиц в жидкости с вязкостью $\eta = 0.01 \text{ г/см}^* \text{с}$, 1) $D = 20 \text{ нм}$, 2) $D = 28 \text{ нм}$, 3) $D = 48 \text{ нм}$, 4) предельная петля.

Если же частицы ансамбля распределены в вязкой жидкости, то под действием поля они могут вращаться как целое. Тогда возможны два режима поглощения энергии, которые недавно были установлены теоретически [12], путем решения стохастических уравнений движения для единичного вектора намагниченности частицы α и для директора n , который определяет положение одноосной магнитной наночастицы в пространстве. В вязком режиме, $H_0 \ll H_k$, где $H_k = 2K_1/M_s$ есть поле анизотропии наночастицы, частица в основном вращается в жидкости как целое, единичные векторы α и n движутся примерно в унисон и сдвинуты по фазе по отношению к фазе переменного магнитного поля. Поэтому магнитный гистерезис практически отсутствует, а поглощение энергии связано, в основном, с вязкими потерями в жидкости. В противоположном, магнитном режиме, $H_0 \geq H_k$, в установившемся движении директор n остается почти параллельным направлению внешнего

магнитного поля \mathbf{h}_0 , а магнитный вектор α резко пересекает между состояниями $\pm \mathbf{h}_0$. Таким образом, в магнитном режиме под действием переменного поля достаточной амплитуды происходит полная ориентация ансамбля наночастиц в жидкости. При этом петли гистерезиса ансамбля близки к прямоугольным и относительно слабо зависят от частоты поля и вязкости жидкости.

Для применений в магнитной гипертермии нужны ансамбли с достаточно большим значением УПЭ. Как известно [10], удельное поглощение $W = Af/\rho$, где A есть площади петли гистерезиса ансамбля в переменных (M , H), а ρ есть плотность магнитного материала. Для ансамбля частиц в жидкости больших значений УПЭ можно достигнуть, выбирая режим колебаний с прямоугольной петлей гистерезиса на достаточно большой частоте. Очевидно, что петля прямоугольной формы обеспечивает площадь, близкую к максимально возможной, $A_{max} = 4M_sH_0$. В работе [12] показано, что предпочтительно использовать не магнитный, $H_0 \geq H_k$, а промежуточный режим возбуждения, $H_0 \approx 0.5H_k$, при котором петля гистерезиса достаточно большой площади (рисунок 1б) реализуется при существенно меньшей амплитуде переменного поля, что весьма важно для применений в магнитной гипертермии. Теоретическая оценка УПЭ дает для промежуточного режима колебаний момента в жидкости достаточно большие значения, $W \sim 1$ кВт/г, для ансамбля частиц окислов железа, и для значений $H_0 = 200 - 300$ Э, $f = 300 - 500$ кГц. Для ансамбля наночастиц, заторможенных в плотных тканях организма [10,11], для достижения оптимальных значений УПЭ важно правильно выбрать характерный размер частиц при заданных параметрах воздействия.

Экспериментальное измерение удельного поглощения энергии

К настоящему моменту экспериментально подтверждена зависимость интенсивности тепловыделения ансамбля от среднего диаметра частиц [13-16]. Для ряда ансамблей получены весьма большие значения УПЭ [13,16], по порядку величины согласующиеся с теоретическими оценками [10-12]. Обнаружена [14,16,18] ориентировка ансамбля наночастиц в жидкости под действием достаточно сильного магнитного поля. Экспериментальное определение УПЭ для ансамбля магнитных наночастиц проводится, как правило, с помощью калориметрических измерений [13-16]. Недавно нами был предложен [17,19,20] простой электродинамический метод определения УПЭ ансамбля, требующий для измерений лишь небольшое количество (1 – 5 мг) магнитных наночастиц. Низкочастотные петли гистерезиса получены [17,19,20] интегрированием сигнала ЭДС, возникающего в приемной катушке, навитой на образец, содержащий магнитные наночастицы. Образцы для измерений приготавливались в тонких пластиковых трубочках диаметром $d = 0.07 - 0.15$ см, с разным аспектным отношением, $L/d = 1 - 11.4$, где L есть длина образца. Важно, что электродинамический метод позволяет непосредственно изучать низкочастотные петли гистерезиса ансамбля в зависимости от частоты и амплитуды переменного поля. Это дает возможность провести прямое сопоставление теоретических и экспериментальных результатов, и указать условия возбуждения, при которых поглощение энергии данным ансамблем частиц будет наиболее оптимальным. На рисунке 2а кривая 1 показывает сигнал ЭДС, возникающий в полевой катушке, которая служит для определения амплитуды переменного магнитного поля, а кривая 2 соответствует сигналу ЭДС, который генерируют магнитные наночастицы. На верхней вставке в рисунок 2а показана восстановленная по этим сигналам петля гистерезиса ансамбля наночастиц.

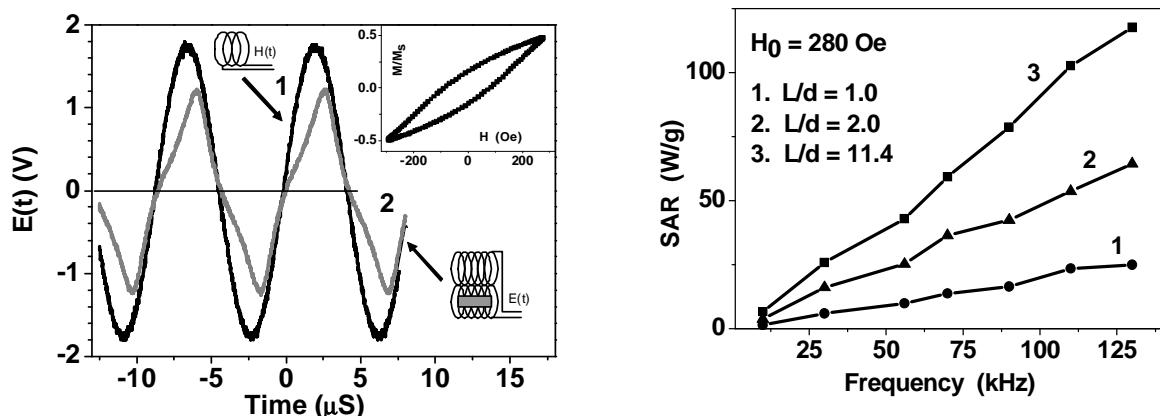


Рисунок 2 - а) Сигналы ЭДС возникающие в полевой катушке 1) и в приемной катушке 2) в магнитном поле $H_0 = 280$ Э, $f = 112$ кГц. б) Влияние аспектного отношения образца L/d на интенсивность поглощения энергии переменного магнитного поля ансамблем наночастиц магнетита со средним диаметром $D = 25$ нм.

Электродинамические измерения показывают [17,19,20], что УПЭ плотного ансамбля магнитных наночастиц существенно зависит от размагничивающего фактора образца, поскольку в плотном ансамбле размагничивающее поле может существенно ослаблять приложенное внешнее поле. Как показывает рисунок 2б, УПЭ ансамбля наночастиц увеличивается в 4.5 раза при увеличении аспектного отношения образца L/d от 1 до 11.4. Результаты электродинамических измерений УПЭ были подтверждены также непосредственными измерениями [20] разности температур, возникающей в переменном магнитном поле между внутренней и внешней поверхностями плоской тефлоновой кюветы, содержащей наночастицы того же ансамбля.

Клинические исследования

Важные положительные результаты получены к настоящему моменту по многих экспериментах с лабораторными животными. Так, в работе [6] лабораторным крысам вводилось в среднем по 3 мг магнитных наночастиц на твердую опухоль. Животные подвергались воздействию переменного магнитного поля частоты 118 кГц в несколько сеансов, продолжительностью по 30 минут. В результате воздействия переменного магнитного поля значительное уменьшение объема опухоли и полная регрессия наблюдалась у 96% (51/53) крыс. Обнаружено, что хотя инъекция частиц проводилась только в одну из двух опухолей каждого животного, вторая опухоль тоже полностью исчезала в процессе лечения. Следовательно, противо-опухолевый иммунитет организма восстанавливался в результате применения магнитной гипертермии.

Пионером применения магнитной гипертермии в Европе, Андреасом Йорданом, после 15 летних лабораторных исследований основана в Берлине компания MagForce Nanotechnology Co. (www.magforce.de). Компания разработала магнитные аппликаторы, работающие на частоте 100 кГц, с амплитудой переменного поля от 2 до 15 кА/м, и выпускает также специально разработанную для применений в гипертермии магнитную жидкость, содержащую суперпарамагнитные наночастицы магнетита с концентрацией 112 мг/мл. В настоящее время исследователи компании проводят успешные клинические исследования [4,7] по применению магнитной гипертермии в рапрезентативных группах тяжело больных пациентов с онкологическими заболеваниями различной локализации.

Нерешенные проблемы

Некоторые трудности, ограничивающие в настоящий момент широкое применение магнитной гипертермии в клинической практике, обсуждаются в работах [1-7]. Прежде всего, чтобы обеспечить достаточно однородное био-распределение наночастиц в опухоли, необходимо проводить многократную инъекцию наночастиц небольшими порциями по всему объему опухоли. В противном случае, распределение наночастиц, и соответственно, пространственное распределение температуры при воздействии переменного магнитного поля будет неоднородным, что существенно уменьшит, или сведет к нулю, терапевтический эффект. Обнаружено [4,5], что распределение наночастиц заметно варьирует в зависимости от органа и типа биологического материала, и существенно зависит от архитектуры кровеносных сосудов в области воздействия. На практике, весьма трудно визуализировать полученное в результате инъекций стационарное распределение наночастиц внутри опухоли, и оценить их общую стационарную концентрацию. Контроль температуры в процессе воздействия поля проводится обычным термометром, в лучшем случае в одной точке, вблизи центра опухоли [7]. Подчеркивается [5], что в настоящий момент еще не разработаны стандартные, хорошо апробированные алгоритмы для расчета временного и пространственного распределения температуры в опухоли во время воздействия переменного поля. Кроме того, токсичность магнитных наночастиц для организма все еще недостаточно хорошо изучена, особенно, в долговременной перспективе.

Работа выполнена при поддержке гранта РФФИ №10-02-01394-а.

Библиографический список

1. R. Herdt, S. Dutz, M. Rüder, J. Phys.: Condens. Matter 20, 385214 (2008).
2. Q.A. Pankhurst, N.K.T. Thanh, S.K. Jones, J. Dobson, J. Phys. D: Appl. Phys. 42, 224001 (2009).
3. S. Laurent, S. Dutz, U.O. Hdfeli, M. Mahmoudi, Advances in Colloid and Interface Science 166, 8 (2011).
4. M. Johannsen, U. Gneveckow, L. Eckelt, A. Feussner, N. Waldoefner, R. Scholz, S. Deger, P. Wust, S.A. Loening, A. Jordan, Int. J. Hyperthermia 21, 637 (2005).
5. S. Krishnan, P. Diagaradjane, S. Cho, Int. J. Hyperthermia 26, 775 (2010).
6. T. Kobayashi, Biotechnol. J. 6, 1342 (2011).
7. K. Maier-Hauff, F. Ulrich, D. N. H. Niehoff, P. Wust, B. T. H. Orawa, V. Budach, A. Jordan, J. Neurooncol. 103, 317 (2011).
8. S. Chikazumi, *Physics of Magnetism* (Wiley, New York, 1964).
9. W.F. Brown, Jr., Phys. Rev. 130, 1677 (1963).
10. N. A. Usov, J. Appl. Phys. 107, 123909 (2010).
11. I. S. Poperechny, Yu. L. Raikher, V. I. Stepanov, Phys. Rev. B 82, 174423 (2010).
12. N.A. Usov, B.Ya. Liubimov, Dynamics of magnetic nanoparticle in a viscous liquid: application to magnetic nanoparticle hyperthermia. J. Appl. Phys. (2012) (submitted).
13. R. Herdt, R. Hiergeist, M. Zeisberger, D. Schüller, U. Heyen, I. Hilger, W.A. Kaiser, J. Magn. Magn. Mater. 293, 80 (2005).
14. B. Mehdaoui, A. Meffre, L.-M. Lacroix, J. Carrey, S. Lachaize, M. Gougeon, M. Respaud, B. Chaudret, J. Magn. Magn. Mater. 322, L49 (2010).
15. A. P. Khandhar, R. M. Ferguson, and K. M. Krishnan, J. Appl. Phys. 109, 07B310 (2011).
16. B. Mehdaoui, A. Meffre, J. Carrey, S. Lachaize, L-M. Lacroix, M. Gougeon, B. Chaudret, M. Respaud, Adv. Funct. Mater. 21, 4573 (2011).
17. Yu.B. Grebenschikov, S.A. Gudoshnikov, B.Ya. Liubimov, N.A. Usov. Book of abstracts of Moscow International Symposium on Magnetism (MISM-2011), 21 - 25 August 2011, Moscow, Russia, pp. 280-281.
18. B. Mehdaoui, J. Carrey, M. Stadler, A. Cornejo, C. Nayral, F. Delpech, B. Chaudret, M. Respaud, Appl. Phys. Lett. 100, 052403 (2012).
19. S. A. Gudoshnikov, B. Ya. Liubimov, N. A. Usov, AIP Advances 2, 012143 (2012).
20. S. A. Gudoshnikov, B. Ya. Liubimov, N. A. Usov. The influence of a demagnetizing field on hysteresis losses in a dense assembly of superparamagnetic nanoparticles. J. Magn. Magn. Mater. (2012) (submitted).

**APPLICATION OF MAGNETIC NANOPARTICLES IN HYPERTHERMIA:
THEORY, EXPERIMENT AND CURRENT STATE OF RESEARCH**

Usov N.A., Gudoshnikov S.A., Liubimov B.Ya.
Puskov Institute of Terrestrial Magnetism, Ionosphere and Radio Wave Propagation RAS
usov@izmiran.ru

Present report is devoted to a discussion of a status of current research in the field of magnetic nanoparticle hyperthermia. From a purely physical point of view, considerable progress has been achieved recently in understanding of the complicated physical processes leading to absorption of the energy of an alternating external magnetic field by an assembly of magnetic nanoparticles immobilized in a solid media [10,11], or distributed in a viscous liquid [12]. Very high specific absorptions rates, of the order of 1 kW/g, have been obtained experimentally [13-18] for a number of nanoparticle assemblies. However, there are still challenges posed by this form of hyperthermia [1-7]. Among them, are a nonuniform biodistribution of magnetic nanoparticles in the organ/tissue, the inability to readily quantify and/or visualize these particles after they have accumulated within tumors, the difficulty with modeling and control the temperature distribution within and around the tumor during the power absorption, etc.

К ВОПРОСУ ОБ ОПРЕДЕЛЕНИИ УРОВНЯ СТРЕССОГЕННОСТИ РАЗЛИЧНЫХ ВОЗДЕЙСТВИЙ

Северин А.Е.¹, Розанов А.Е.²

1 – Российской университет дружбы народов

2 – Московский государственный университет им. М.В. Ломоносова

Стрессовое воздействие на организм - сложный процесс, захватывающий все уровни функциональной организации живых систем, – от молекулярного и клеточного до организменного. Адаптация к стрессу происходит в определенной последовательности, в зависимости от характера действующего фактора, состояния организма, величины его функциональных резервов (Агаджанян Н.А. 2005). Вначале включаются срочные физиологические механизмы адаптации (изменения дыхания, кровообращения). По мере приспособления включаются и более инертные механизмы, связанные с синтезом белка и формированием системного структурного следа адаптации (по Меерсону Ф.З. 1988 г.). Адаптация к стрессовому воздействию, как правило, сопровождается напряжением регуляторных систем организма, угнетением неспецифической резистентности, изменением обмена веществ и продолжается значительное время (от часов до нескольких десятков лет) (Казначеев В.П. 1980 г.). Длительность процесса приспособления зависит от силы и длительности стрессового воздействия, а также от масштаба функциональных и морфологических нарушений, возникших в результате стрессового воздействия.

Медицинские манипуляции, связанные с хирургическим, медикаментозным или любым другим воздействием, нарушающим целостность тканей и рациональным функционированием организма – продукты поврежденных тканей, накопление метаболитов, дезинтеграция физиологических процессов из-за расстройств регуляции и др. будут являться источником стресса, ограничивая тем самым объемы медицинских вмешательств.

Следовательно, при проведении лечебных мероприятий должно уделяться достаточное внимание определению допустимых границ стрессогенности лечебного воздействия. При этом, желательно, чтобы средства и методы, позволяющие определить допустимую степень лечебного воздействия информировали врача в реальном масштабе времени параллельно с проведением лечебных мероприятий.

В настоящее время для этих целей приоритет отдают исследованию сердечного ритма (Баевский Р.М. 1979 г.). Эта методика, суть которой сводится к анализу механизмов, участвующих в регуляции функций системы кровообращения, и позволяет оценить состояние регуляторных систем, обусловленных приспособительными реакциями организма в целом.

В данной методике может быть использован метод математического анализа ритма сердца, основанный на предположении, что динамический ряд значений продолжительности кардиоинтервалов отражает случайный процесс, обладающий эргодическими свойствами.

Регистрация кардиоинтервалов может осуществляться при помощи любого кардиографа с последующей обработкой полученных временных кардиоинтервалов на ПК по разработанной программе (Агаджанян Н.А., Северин А.Е. Бажин Р.В. и др. 1998 г.), или с помощью специальных аппаратно-программных комплексов (Ритмокард – 01, 03, и др. подобных устройств).

Используемые в настоящее время и разрабатываемые программы позволяет осуществлять непрерывную регистрацию исследуемых функций в течение неограниченного времени. Также предусмотрена возможность дополнения другими функциональными блоками (анализ показателей ритма сердца и дыхания при выполнении тестов зрительно-моторной реакции, блок проведения спирометрических исследований, регистрация газового состава выдыхаемого воздуха и расчет данных газообмена, блок выдачи команд для осуществления связи с пациентом для управления дыханием и др.).

Программа обработки кардиоинтервалов включает в себя расчет математико-статистических показателей ритма сердца, включая корреляционный анализ и частотный анализ, проведенный по рядам Фурье. Подобные методики способны выявлять как состояние функциональных резервов, что важно при определении степени стрессового воздействия, так и динамику приспособительных и репаративных процессов после перенесенного хирургического воздействия, травмы и действия других факторов, вызывающих повреждение органов или физиологических систем.

В ходе проведенных нами работ по созданию подобной компьютерной системы была использована разработанная и изготовленная ранее плата аналого-цифрового преобразования аналоговых сигналов, поступающих от датчиков регистрации плеизограммы и дыхания.

В качестве датчиков использовались: оптопара (светодиод-фотодиод) для регистрации плеизограммы и дифференциальный манометр для регистрации пневмограммы (производство ВНИИМП-ВИТА). На базе разработанной платы аналого-цифрового преобразования была создана программа регистрации и анализа параметров сердечной деятельности.

На этапе отладки программы регистрации показателей сердечного ритма у животных было осуществлено экспериментальное моделирование стрессового воздействия.

Был также осуществлен подбор датчиков, системы их фиксации на животном в спокойном состоянии и при экспериментальном моделировании стрессового воздействия.

Была проведена отладка процессов регистрации биологических показателей в файл и последующей их обработки.

Регистрация и математический анализ сердечного ритма осуществлялись по Баевскому Р.М. (1979). Рассчитывались показатели сердечной деятельности и параметры дыхания, а также их производные, позволяющие оценить функциональное состояние организма и степень стрессового воздействия. Программа позволяет рассчитывать и некоторые другие показатели.

Для математической обработки полученного экспериментального материала может быть использован стандартный пакет прикладных программ статистического анализа (для компьютера типа IBM PC AT).

Таким образом, математический анализ ритма сердца может с успехом применяться для сопоставления стрессогенности различных факторов, действующих на организм человека, в том числе и для определения перенесенного стрессового воздействия, вызванного хирургическими или иными врачебными манипуляциями.

Библиографический список

1. Агаджанян Н.А. Стress и теория адаптации. Монография. – Оренбург: ИПК ГОУ ОГУ. – 2005
2. Агаджанян Н.А., Северин А.Е., Бажин Р.В., Сушкова Л.Т., Семенов С.В. «Компьютерная система регистрации показателей внешнего дыхания и сердечного ритма». // Материалы III международной научно-технической конференции "Физика и радиоэлектроника в медицине и биотехнологии". Владимир, 1998 г., С.19-28.
3. Баевский Р.М. Прогнозирование состояний на грани нормы и патологии : [Моногр.] / Р.М. Баевский. - М.: Медицина, 1979. - 295 с.
4. Меерсон Ф.З., Пшениникова М.Г. Адаптация к стрессорным ситуациям и физическим нагрузкам 1988, 256 с.
5. Казначеев В.П. Современные аспекты адаптации. – Новосибирск: Наука, Сиб. отд-ние, 1980. – 191 с.

DEFINITION OF THE FUNCTIONAL CONDITION OF THE ORGANISM AT STRESSFUL INFLUENCES OF THE VARIOUS NATURE

Severin A.E.¹, Rozanov A.E.²

1 - Peoples' Friendship University of Russia

2 - Moscow State University

In article questions of diagnostics of stress at the person are discussed. Possibilities of application of various techniques of an estimation of a functional condition of the person are considered.

СЕКЦИЯ 1

МЕТОДЫ И СРЕДСТВА ДИАГНОСТИКИ И ЛЕЧЕНИЯ ЗАБОЛЕВАНИЙ

РАЗРАБОТКА И БИОЛОГИЧЕСКИЕ ИСПЫТАНИЯ МЕЧЕННЫХ ТЕХНЕЦИЕМ-99М ФТОРХИНОЛОНОВ

Варламова Н.В¹., Скуридин В.С¹., Стасюк Е.С¹., Нестеров Е.А¹., Рогов А.С¹., Садкин В.Л¹., Сазонова С.И²., Казаков В.А.²

¹Национальный исследовательский Томский политехнический университет,

²Научно-исследовательский институт кардиологии Сибирского отделения РАМН, г. Томск
svs1946@rambler.ru

Диагностика инфекционно-воспалительных заболеваний остается одной из наиболее актуальных проблем современной медицины. Такие современные лучевые методы исследования как компьютерная и магнитно-резонансная томография не позволяют выявить воспалительный процесс до появления анатомических изменений в ткани, то есть на ранней стадии развития процесса. Кроме того, эти методы не позволяют разграничить асептические и бактериальные формы воспаления. Это обусловлено тем, что патофизиологические различия в том и другом случаях не значительны, единственным дифференциальным признаком бактериального воспаления является наличие патогенных микроорганизмов в воспалительном очаге.

Нельзя не отметить и тот факт, что указанные обследования не всегда позволяют проводить сканирование всего тела и диагностировать сразу несколько патологических очагов. Методы ядерной медицины являются неинвазивными, наиболее специфичны и чувствительны по сравнению с другими методами, а также отражают патофизиологические процессы, происходящие в воспалительной ткани, дают возможность сканирования всего тела и выявления воспалительного процесса на ранних стадиях развития. Это достигается за счет использования радиофармацевтических препаратов (РФП), способных накапливаться в области флогогенного поражения путем специфического и (или) неспецифического депонирования.

В последние годы была сделана попытка синтезировать РФП, связывающиеся непосредственно с возбудителем и, таким образом, позволяющие селективно визуализировать очаги бактериального воспаления. Первую группу таких радиофармпрепараторов составили индикаторы на основе антибактериальных лекарственных средств (ЛС). Среди антибактериальных ЛС, имеющих большой потенциал для создания РФП, специфичных к инфекции, являются фторхинолоны (ФХ). Предпосылкой применения ФХ для обнаружения очагов бактериального воспаления является то, что они не связываются с мёртвыми бактериями и не накапливаются в очагах асептического воспаления. В настоящее время известно несколько лабораторных методик приготовления ципрофлоксацина гидрохлорида меченного технецием. Однако, проведённый анализ известных методик показывает, что все они не достаточно удобны для прямого получения РФП в условиях клиник, не обладающих специальным оборудованием для проведения очистки полученного продукта и последующего его аналитического контроля качества. Наряду с этим, следует также отметить, что в литературе отсутствуют какие-либо сведения о попытках получения норфлоксацина гидрохлорида, меченого ^{99m}Tc (^{99m}Tc-НФГ), который по своим характеристикам тоже имеет все предпосылки для использования в диагностике бактериальных воспалений.

Для проведения мечения фторхинолонов нами использовался ^{99m}Tc, выделяемый из стандартного генератора в виде пертехнетат-ионов, содержащихся в 0,9% растворе NaCl. В этой химической форме он имеет высшую степень окисления (VII) и не склонен к комплексообразованию. Для снижения его валентного состояния, с целью получения комплексов с фторхинолонами, нами

использовался восстановитель – олово (II) хлорид дигидрат, широко используемый для получения различных соединений, меченных ^{99m}Tc .

При этом, как и во всех случаях, процесс введения изотопной метки (^{99m}Tc) в структуру фторхинолонов можно приблизенно охарактеризовать схемой:



где ΦX – используемый фторхинолон.

В результате такой реакции, кроме ожидаемых целевых продуктов – комплексов [$^{99m}\text{Tc-Sn-}\Phi\text{X}$] или [$^{99m}\text{Tc-}\Phi\text{X}$], может образовываться сопутствующий комплекс ^{99m}Tc с оловом, а также радиохимические примеси в виде непрореагировавших ионов ^{99m}Tc (VII) и его восстановленных ионов ^{99m}Tc (IV).

Сложность определения продуктов синтеза и структуры образующихся соединений состоит в том, что общее количество ^{99m}Tc , участвующего в реакции, находится на уровне 10^{-14} моль/мл. Поэтому, выделение меченых продуктов из смеси для последующего их исследования, например, методами ИК-спектрометрии, ЯМР или другими, не представляется возможным.

Для получения информации о структуре комплексов, количественной оценки их выхода, а также оценки влияния отдельных компонентов, входящих в состав реагентов, на радиохимическую чистоту получаемых меченых РФП, использовался метод восходящей тонкослойной хроматографии в различных средах, основанный на разделении отдельных компонентов анализируемой смеси за счет различия в скоростях их движения в потоке подвижной фазы.

Исходные реагенты для получения РФП готовились в виде сухих смесей фторхинолонов с различным количеством восстановителя Sn (II), с последующей их стерилизацией в паровом автоклаве.

Предварительные испытания РФП, содержащих 0,7 мг Sn (II) и 5 мг ΦX в 5 мл натрия пертехнетата, ^{99m}Tc , на экспериментальных животных показали, что основное накопление изотопной метки происходит в печени, что свойственно РФП, имеющим коллоидную структуру (рисунки 1 и 2).

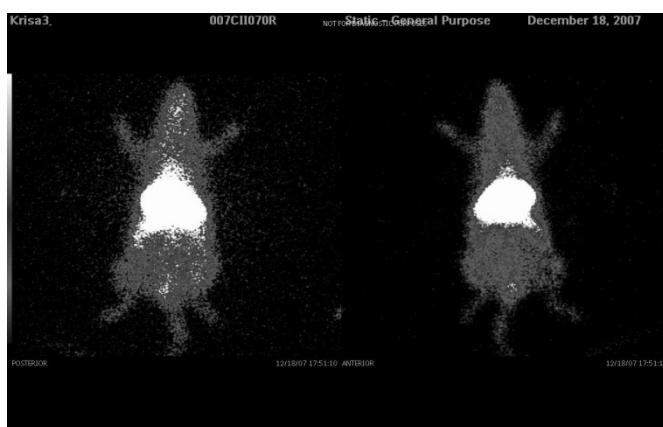


Рисунок 1 - Сцинтифото тела крысы через 1,5 ч после внутривенной инъекции РФП "Ципрофлоксацин, ^{99m}Tc ", приготовленного на основе реагента, содержащего 0,7 мг Sn (II). Основное накопление РФП в печени

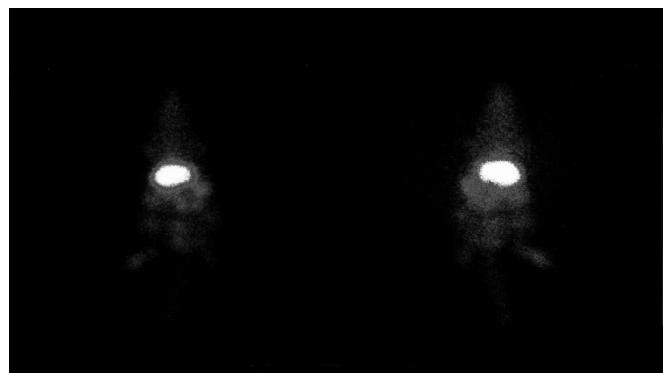


Рисунок 2 - Сцинтифото тела крысы через 1,5 ч после внутривенной инъекции РФП "Норфлоксацин, ^{99m}Tc ", приготовленного на основе реагента, содержащего 0,7 мг Sn (II). Основное накопление РФП в печени

При этом, с учётом достаточно хорошей растворимости фторхинолонов в водных средах, пришли к выводу, что основной причиной образования коллоида является гидролиз комплекса олова с ^{99m}Tc .

С целью снижения количества коллоида в получаемых РФП были проведены исследования в двух направлениях. Первый путь состоял в смещении величины pH среды при смешивании реагентов с элюатом ^{99m}Tc в более кислую область, второй – в изменении общего количества Sn (II) в составе реагента, для нахождения оптимальной концентрации восстановителя.

Кроме исследований по коллоидообразованию, были проведены эксперименты по оптимизации условий, обеспечивающих в РФП минимальную величину радиохимической примеси невосстановленных ионов $^{99m}\text{Tc(VII)}$. По существующим нормам, она не должна превышать 1% от общей активности введённого ^{99m}Tc . Также была проведена оптимизация исходного состава реагентов по содержанию в них фторхинолонов.

В результате для получения фторхинолонов, меченных ^{99m}Tc , были найдены следующие оптимальные составы исходных реагентов:

- для "Ципрофлоксацин, ^{99m}Tc " – [0,120-0,150 мг SnCl_2 + 5 мг ЦФГ];
- для "Норфлоксацин, ^{99m}Tc " – [0,250-0,300 мг SnCl_2 + 4 мг НФГ].

Для получения РФП во флаконы с такими реагентами вводят раствора натрия пертехнетата, ^{99m}Tc и инкубируют при комнатной температуре в течение 20 минут.

Биологические испытания "Ципрофлоксацин, ^{99m}Tc " и "Норфлоксацин, ^{99m}Tc " проводилось по следующей программе:

1. Изучение фармакокинетики и диагностической пригодности для специфической визуализации очагов септического воспаления.

2. Оценка степени токсичности РФП (влияния на состояние периферической крови и функциональное состояния сердечно-сосудистой и дыхательной систем).

3. Определение срока годности и срока хранения.

Для изучения диагностической пригодности РФП у экспериментальных животных был смоделирован абсцесс путём введения в область лопатки культуры "St. Aureus". Для сравнения использовали группу животных, у которых вызывали асептическое воспаление той же локализации, путём подкожной инъекции 4 мл скрипидара. В первом случае абсцесс наилучшим образом визуализировался после инфузии РФП через 1,5-2 ч (рисунок 3).

Во втором случае – патологической гиперфиксации РФП зарегистрировано не было (рисунок 4), что свидетельствует о том, что "Ципрофлоксацин, ^{99m}Tc " и "Норфлоксацин, ^{99m}Tc " способны избирательно накапливаться в очаге бактериального воспаления и, следовательно, пригодны для диагностики данной патологии.

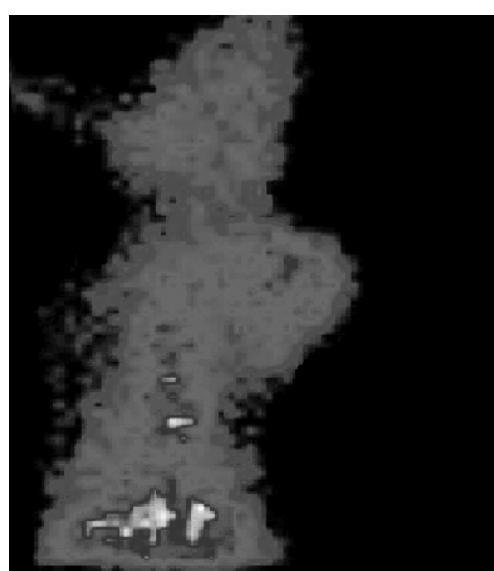


Рисунок 3 - Сцинтифото тела кролика с абсцессом, полученное через 1,5 ч после внутривенной инъекции "Ципрофлоксацин, ^{99m}Tc ". Накопление РФП в области абсцесса.

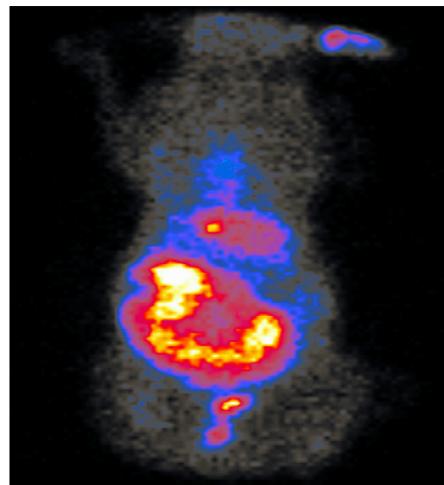


Рисунок 4 - Сцинтифото тела кролика с очагом асептического воспаления в области лопатки, полученное через 1,5 ч после внутривенной инъекции "Ципрофлоксацин, ^{99m}Tc ". Отсутствие накопления РФП в зоне склеродарного воспаления.

В результате изучения фармакокинетики РФП на крысах было выявлено, что для распределения исследуемых РФП характерна преимущественная их аккумуляция в почках и печени, при малом их накоплении в органах средостения и костном мозге.

При изучении влияния "Ципрофлоксацин, ^{99m}Tc " и "Норфлоксацин, ^{99m}Tc " на состояние периферической крови было установлено отсутствие токсического воздействия на клетки крови. Так, общее количество лейкоцитов оставалось в пределах исходных значений на протяжении всего эксперимента, а содержание их отдельных форм не отличалось от контрольного. Абсолютное количество эритроцитов на всех сроках исследования также существенно не изменялось и варьировалось в пределах исходных значений. Кроме того, опыты показали, что РФП не обладают гемолитическим действием.

Функциональных изменений сердечно-сосудистой и дыхательной систем не выявлены. На протяжении 30 мин после введения животным РФП в 10-кратно завышенной дозе (5,3 МБк/мл) не наблюдалось существенных изменений основных физиологических констант кровообращения и дыхания (артериального давления и частоты дыхательных движений).

Исследование стабильности реагентов.

Установлен срок годности РФП "Ципрофлоксацин, ^{99m}Tc " и "Норфлоксацин, ^{99m}Tc ", который составил 3 часа от времени их приготовления.

В процессе хранения реагентов в течение 3 месяцев показало их высокую стабильность, что создаёт перспективы для последующего приготовления реагентов в виде лиофилизатов.

На основе проведённых исследований разработаны схемы аналитического контроля качества РФП, в соответствии с действующим ОСТ, и спецификации на оба РФП по показателям их качества и методам аналитического контроля.

Работа выполнена при поддержке РФФИ по проекту № 11-03-98009-р_сибирь_а «Разработка методов получения меченых технецием-99м фторхинолонов для диагностики воспалительных процессов».

DEVELOPMENT AND BIOLOGICAL TESTS LABELED TECHNETIUM-99M FLUOROGUINOLONES

Varlamova N.V¹., Scuridin V.S¹., Stasuk E.S¹, Nesterov E.A¹., Rogov A.S¹., Sadkin V.L¹., Sazonova S.I²., Kazakov V.A².

¹Tomsk Polytechnical University, Tomsk, Russia

²Institute of Cardiology, Siberian Branch, Russian Academy of Medical Sciences, Tomsk, Russia

Are carried out researches on creation of a reagent (in the form of a standard set to the generator technetium-99m) for reception labeled technetium-99m antimicrobial preparations. For carrying out labeled in dry sterile mixes norfloxacin a hydrochloride and ciprofloxacin a hydrochloride with reducing agent -

chloride of tin (SnCl_2) with a various parity entered eluate from the generator technetium-99m and incubated during 20 mines at a room temperature. An estimation of influence of components of a reactionary mix on radiochemical cleanliness received preparations spent a method thin-layer chromatography in various environments. Formation colloid the tin absorbing more of 70 % of a radioactive label is noted. Ways of decrease formation of colloid by change pH a preparation, and also due to reduction of concentration SnCl_2 in an initial set are investigated. Optimization of structure of a reagent is lead. On experimental animal (rats and rabbits) with model of an inflammation of various localization (joints, soft fabrics, easy, the belly cavity) is shown diagnostic suitability labeled antibiotics for detection of inflammatory processes. At studying pharmacokinetics of the received preparations their primary accumulation in kidneys and a liver is revealed, at insignificant accumulation in bodies mediastinum and a bone brain that opens prospects of use of these radiopharmaceuticals in pulmonological, a cardiological and orthopedic practice.



ИНФОРМАЦИОННЫЕ КОМПЬЮТЕРНЫЕ ТЕХНОЛОГИИ ДЛЯ ОЦЕНКИ КАЧЕСТВА ЛЕЧЕНИЯ

Лищук В.А., Газизова Д.Ш., Сазыкина Л.В.

Проблемная комиссия « Медицинская кибернетика и информатика» РАМН, НЦССХ им. А.Н. Бакулева РАМН, Россия, Москва

Для оценки качества медицинской помощи разрабатываются и используются "госпитальные информационные системы", например, KASUS 2.0 Главного Альтонского госпиталя, MALENA, QUADRA, МИС «UMS Аврора», «Эксперт», «БАРС-Медицина, ИАС «Регистр АГ». Гарантия качества лечения для учреждения обычно связывается с формированием обобщенных оценок результатов лечения. Недостатком этих разработок является то, что оценка качества проводится *post factum*, после прохождения лечения больными. Поиск слабых точек в лечении отдельных больных и отделений и госпиталей в целом отсрочен во времени, и не влияет непосредственно на процесс лечения. Кроме того нет объективной количественной оценки качества, позволяющей проводить сравнение [1].

Нами была разработана технология поддержки принятий решения врача в реальном времени для реанимационного отделения, в которой реализована возможность поэтапной и дифференцированной оценки качества во время кардиохирургического лечения [2].

Поставленная задача оценки качества решается сравнением тяжести состояния наиболее страдающей подсистемы, определяющий патологический процесс, до и после этапа лечения. Начальное состояние больного и все этапы, а также компоненты лечебных воздействий получают количественную характеристику, обеспечивающую сравнение этапов и в целом лечения. Количественный показатель изменения тяжести или оценка качества проведенного лечения находится отношением количественных характеристик наиболее слабого звена (тяжестей состояния) до и после лечения [3].

Для оценки качества проводят полный мониторно-компьютерный контроль до этапа лечения. Выполняют индивидуализацию математической модели на основе полученных данных. На основе индивидуализированной модели выделяют наиболее слабое, определяющее патологический процесс, звено [4]. Степень его отклонения от нозологической нормы характеризует тяжесть состояния наиболее страдающей подсистемы. Выполняют мониторно-компьютерный контроль после этапа лечения. По отношению показателей тяжести наиболее страдающей подсистемы, определяющей патологический процесс (наиболее слабое звено) до и после этапа лечения получаем количественную оценку качества этапа лечения, определяемую по формуле

$$\eta = \frac{\operatorname{sgn} \frac{\delta_{km}}{(D_k(t) - D_k)} \left(\frac{D_k(t)}{D_k} \right) \operatorname{sgn} \left(\frac{D_k(t) - D_k}{D_k} \right)}{\operatorname{sgn} \frac{\delta_{km}}{(D_m(t_1) - D_m)} \left(\frac{D_m(t_1)}{D_m} \right) \operatorname{sgn} \left(\frac{D_m(t_1) - D_m}{D_m} \right)},$$

где η - показатель качества; $D_k(t)$ - слабое звено D_k , в момент t ; $\overline{D_k}$ - норма для D_k ; t - время до начала этапа лечения; t_1 - время после окончания этапа; δ_{km} - символ Кронекера, $\delta_{km} = 1$ при $k=m$; $\delta_{km} = 0$ при $k \neq m$, k, m - номера слабых звеньев до и после этапа лечения [5].

Чем больше величина отношения, тем выше качество лечения.

Рассмотрим оценку качества лечения на примере данных больных с ИБС (43), которым выполнена операция аорто-коронарного шунтирования. Для анализа использовались данные при стабилизированной гемодинамике непосредственно перед началом и после окончания искусственного кровообращения (ИК). Хирургический этап лечения больных ИБС оценивался по изменению насосной способности левого желудочка сердца до и после операции в случае, если оно являлось наиболее слабым звеном.

Таблица 1 - Изменение некоторых показателей гемодинамики больных ИБС, у которых улучшилась насосная функция сердца после операции

Показатель	КЛ	КП	СИ	ОПС	ЭВ
До ИК	3,61±0,30	6,50±0,74	2,08±0,10	3374±224	96,2±9,9
После ИК	5,81±0,46	7,20±0,70	2,67±0,08	2456±135	102,0±14,2
Отношение	1,58	1,11	1,28	-1,37	1,06

У 67 % (27 из 43) больных насосная способность левого сердца (КЛ) улучшилась в 1,58 раза. (см. табл.). При этом сердечный индекс (СИ) увеличился в 1,28 раза. Насосная способность правого сердца (КП) тоже несколько увеличилась. Общее периферическое сопротивление (ОПС) снизилось в 1,37 раза. Тонус венозного русла (ЭВ) почти не изменился. Увеличение насосной способности левого сердца повлекло за собой снижение левопредсердного давления (ЛВД) в 1,3 раза. Спазм резистивных сосудов (ОПС), который, по всей видимости, был компенсаторным в ответ на левожелудочковую недостаточность, уменьшился в 1,37 раза. После операции насосная способность левого желудочка сердца увеличилась до нормальных значений и не является больше слабым звеном. Объяснить это возможно адекватным изменением кровоснабжения сердца. Послеоперационный период у этих больных протекал гладко.

Таким образом, определяющее патологический процесс звено - левое сердце - улучшило свою функцию. Величина изменения, вычисленная для каждого отдельного больного, может быть использована как индивидуальная оценка качества хирургического этапа.

Библиографический список

1. Бокерия Л. А. Оценка качества лечения – компьютерная технология / Бокерия Л. А., Лищук В. А., Газизова Д. Ш., Ступаков И. Н. // "Математические методы в технике и технологиях" ММТТ-2000, Сборник трудов 13 международной научной конференции. - С.-П., 2000. - Т. 4, Секции 5, 7. - с. 91 - 94.
2. Бураковский В.И. Компьютерная технология интенсивного лечения: контроль, анализ, диагностика, лечение, обучение / Бураковский В.И., Бокерия Л.А., Газизова Д.Ш., Лищук В.А., Люде М.Н., Работников В.С., Соколов М.В., Цховребов С.В. - М.: 1995. – 85 с., 43 ил.
3. Газизова Д.Ш. Построение и исследование классификации острых нарушений кровообращения с помощью современных алгоритмических методов: дис. канд. мед. наук: 14.00.06. – М., 1987. – 242 с.
4. Лищук В.А. Математическая теория кровообращения. – М.: Медицина, 1991. – 256 с.
5. Лищук В.А. Математические модели и методы в интенсивной терапии; сорокалетний опыт. К 50-летию НЦССХ им. А.Н. Бакулева РАМН. Часть 4. 1996-2006 / Лищук В.А., Бокерия Л.А. // Клиническая физиология кровообращения. М.: Издательство НЦССХ им. А.Н. Бакулева РАМН. – 2007 г. №2. - С. 5-21.

INFORMATION COMPUTER TECHNOLOGIES FOR THE ESTIMATION OF QUALITY OF TREATMENT

V.A. Lischouk, D. Sh. Gazizova, L. V. Sazykina

Problem Commission «Medical Cybernetics and Informatics» RAMS, Bakulev Scientific Center of Cardiovascular Surgery RAMS, Moscow, Russia

Keywords: an estimation of quality of treatment, a method of a weak link, technology of decision-making support.

In article the way of a quantitative estimation of quality of treatment is offered.



МЕТОД ДИАГНОСТИКИ СОСТОЯНИЯ ПАРАНАЗАЛЬНЫХ ПАЗУХ ПО ИХ РЕНТГЕНОГРАФИЧЕСКИМ ИЗОБРАЖЕНИЯМ

Волков А.Г., Самойленко А.П., Проскуряков А.В.

Таганрогский технологический институт Южного федерального университета
alexander@mopevm.tsure.ru

Техническая революция, связанная с внедрением цифровых технологий в медицинскую технику, привела к появлению и активному развитию новых направлений в области лучевой диагностики, к которым относятся: цифровая и пленочная рентгенография, компьютерная томография[1]. Следует констатировать в практике диагностики состояния лобных и верхнечелюстных пазух наличие последовательной цепи «рентгенологическое изображение» диагностируемого объекта – заключение рентгенолога – врача клинициста, заказавшего диагностическое исследование», результатом которой является принятие решения по хирургическому или медикаментозному воздействию на пациента[2]. Как показывает опыт специалистов в области ЛОР – заболеваний [3], эффективность диагностики в соответствии вышеупомянутой цепью составляет порядка 70%. Столь низкий уровень достоверности объясняется интуитивным качественным анализом рентгенографического изображения как рентгенологом, так и клиницистом. С целью максимального исключения ошибочных решений при диагностировании состояний лобных и верхнечелюстных пазух пациентов предлагается автоматическое цифровое распознавание и идентификацию рентгенографических изображений в пленочном, электронном и компьютерно-томографическом представлении. В докладе рассматривается следующий проект разработки метода диагностики состояния параназальных пазух по их рентгенографическим изображениям:

1. разработать и адаптировать к признакам патологий объектов отоларингологической среды математическое и программное обеспечение для синтеза и анализа их адекватных моделей на основе статистической базы данных, сконструированной по имеющимся историям болезней пациентов городской клиники;

2. разработать цифровую модель представления исследуемого фрагмента(лобной и верхнечелюстной пазух) по его статическим отображениям(рентгенограмма, томограмма, диафанограмма);

3. разработать методологию построения статистических портретов(образов) цифровых и пленочных изображений отоларингологических фрагментов с различными признаками заболеваний в соответствии с их возрастной классификацией - как основу автоматической экспертной системы при вынесении советующего решения при диагностике.

Рентгенографическое изображение диагностируемого фрагмента представим двумерной функцией значений интенсивностей яркостей пикселей функция, где X и Y – это пространственные координаты пикселей результатов цифрового представления аналогового отображения исследуемого фрагмента объекта. Таким образом, фрагмент исследуемого объекта и предполагаемый его эталон могут быть представлены соответствующими одномерными матрицами интенсивности яркости пикселей:

$$X = \begin{vmatrix} x_{11} & x_{12} & \dots & x_{1n} \\ x_{21} & x_{22} & \dots & x_{2n} \\ \vdots & \vdots & \ddots & \vdots \\ x_{n1} & x_{n2} & \dots & x_{nn} \end{vmatrix} \quad Y = \begin{vmatrix} y_{11} & y_{12} & \dots & y_{1n} \\ y_{21} & y_{22} & \dots & y_{2n} \\ \vdots & \vdots & \ddots & \vdots \\ y_{n1} & y_{n2} & \dots & y_{nn} \end{vmatrix}$$

В качестве эталона выбираем такой фрагмент снимка, на котором имеет место постоянное значение интенсивности яркости, в работе в качестве эталона было принято изображение глазницы. Таким образом, цифровые изображения в виде матриц, отобразим соответствующими гистограммами и их количественными характеристиками с помощью технологий статистического анализа, что позволит реализовать диагностическую модель на основе эталонного сравнения изображений диагностируемого объекта и его эталона. Таким образом, представив любую пазуху и глазницу в виде матриц X и Y , размерами $n \times n$, можно приступить к их математической обработке.

Первым шагом является вычисление нормированной гистограммы распределения уровней яркости фрагмента $h_i(r_k)$:

$$h_i(r_k) = \frac{n_k}{n_i},$$

где n_i - общее количество пикселей в заданном фрагменте изображения;

n_k - число пикселей изображения, уровень которых равен r_k .

Таким образом, в результате применения данного алгоритма, мы получим нормированные гистограммы исследуемого рентгеновского снимка. Сводный график гистограмм позволяет врачу сравнить распределение вероятностей интенсивностей яркости для каждого из фрагментов по отношению к другому и произвести диагностику на основе данной информации. Разработан программный модуль для реализации описанного алгоритма.

Таким образом, гистограммная модель плотности распределения вероятностей яркости диагностически-информационных фрагментов рентгеновских изображений в носо-подбородочной проекции позволяет:

- наглядно представить исследуемый фрагмент,
- оценить его яркостное распределение,
- сравнить с другими диагностически-информационными областями рентгенограммы и оценить состояние пациента.

Следующими шагами диагностики будет:

- сравнение между собой средних значений:

$$M^*[Y] = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n Y_i = \bar{Y}_{\text{cp}} \quad \text{и} \quad M^*[X] = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n X_i = \bar{X}_{\text{cp}};$$

- сравнение между собой дисперсий:

$$D^*[X] = \frac{1}{n-1} \sum_{i=1}^n (X_i - \bar{X}_{\text{cp}})^2 \quad \text{и} \quad D^*[Y] = \frac{1}{n-1} \sum_{i=1}^n (Y_i - \bar{Y}_{\text{cp}})^2;$$

Оценку состояния любой пазухи осуществим посредством отношений математических ожиданий объекта и эталона и с помощью вариационного коэффициента, определяемых отношением среднеквадратичных отклонений к математическим ожиданиям соответственно для каждой гистограммы. Патология любой пазухи будет иметь место, если отношение между математическими ожиданиями соответствующих гистограмм объекта и эталона будет превышать единицу, а коэффициент вариации любой пазухи будет превышать соответствующий коэффициент эталона. Визуально принятие решения может быть осуществлено врачом - клиницистом при наложении гистограмм в одну систему координат. Научная новизна заключается в использовании статистических параметров (гистограмма, математическое ожидание, коэффициент вариации) для количественной оценки состояний любой или верхнечелюстной пазухи и их идентификации в соответствии с классом патологий при диагностике пациента в автоматическом режиме по рентгенографическим (томографическим) изображениям.

Практическая значимость предлагаемого метода будет заключаться в реализации его посредством мобильного автоматизированного рабочего места для врача отоларинголога. Тогда каждое ЛОР отделение клиники городов и сельских районов РФ может быть оснащено мобильным стеном диагностической поддержки врача-отоларинголога, в соответствии с предлагаемым методом, что позволит практически повысить достоверность принятие решения. Разрабатываемый стенд позволит внести существенный вклад в получение образовательных навыков студентами медицинских университетов и колледжей при визуальном чтении рентгенографических снимков в пленочном и электронном отображении. Успешное внедрение и эксплуатация предлагаемого стенда по диагностированию любых пазух пациента на основе анализа рентгенограммы в первую очередь зависит от телекоммуникационной системы, развернутой в клинике, а конкретно в ЛОР-отделении, в котором он является терминалом или рабочей станцией сети. В случае отсутствия единого информационного пространства на уровне ЛОР-отделения применение стендса как рабочей станции теряет всякий смысл, поэтому сформулируем постановку задачи комплексирования телекоммуникационной сети клиники:

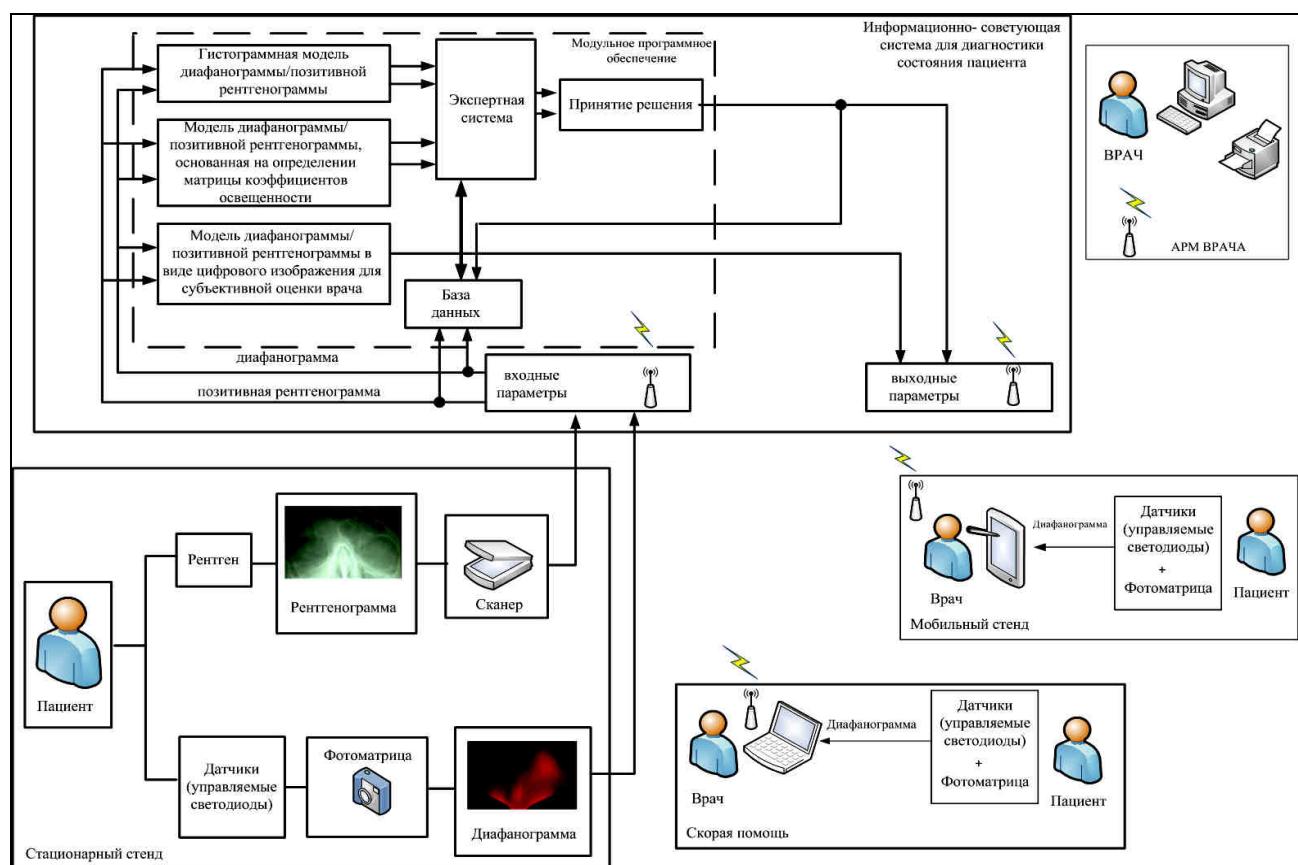


Рисунок 1 - Структурная схема мобильного стенда для диагностики патологий параназальных пазух

–определить основные параметры построения телекоммуникационной системы подразделения, от которых существенно зависит производительность системы в целом;

–описать особенности и топологию функционирования телекоммуникационной системы при построении единого информационного пространства на уровне отделения, отвечающей внутренним и внешним потребностям и способной адекватно реагировать на изменения в требованиях к программному обеспечению и к технике;

–разработать методику определения достаточных технических характеристик оборудования и каналов связи и прогноза пользовательского трафика;

–разработать структурную схему телекоммуникационной системы в ЛОР-отделениях клиники.

При создании любой телекоммуникационной системы необходимо учитывать большой спектр параметров, позволяющих оценить эффективность внедрения в эксплуатацию системы в целом. В данном случае при построении информационной сети на базе подразделения выделим основные параметры, которые будут учитываться при дальнейшем анализе системы:

—вид клиники, на базе которого будет развернута телекоммуникационная система ЛОР-отделения: поликлиника, многопрофильный стационар; объединенный медицинский центр и т.д.;

- количество сотрудников ЛОР-отделения;
- объем лечебно-профилактической помощи: сколько пациентов в день или количество коек для стационара или санатория;
- объем передаваемой информации;
- производительность и надежность сервера телекоммуникационной системы.

При начальных условиях оценки системы в отдельном подразделении немаловажным фактором является степень внедрения, то есть это будет полный охват подразделения или только отдельные лаборатории, кабинеты. Кроме того, необходимо учитывать интеграцию системы подразделения с единой медицинской информационной системой или с подразделениями аналогичного профиля, но других, поэтому выбор топологии построения сети и сетевого оборудования должен отвечать следующим основным принципам:

- при построении локальной вычислительной сети внутри подразделения в качестве канала связи рекомендуется использовать витую пару для возможности масштабирования в будущем, кроме того применение ретрансляторов WI-FI, интегрированных в систему, позволит подключить различные устройства, поддерживающие;
- беспроводную передачу данных;
- построение телекоммуникационной сети ЛОР-подразделения на базе «тонкого клиента» - сетевых компьютеров, не имеющих собственной постоянной памяти и использующих для этого ресурсы сервера - позволит снизить стоимость внедрения данной сети;
- использование мощного, надежного и производительного сервера или распределенной сети серверов, обеспечивающих быстрый доступ и обработку запрашиваемой клиентами информации.

Выбор типа сети останавливается на топологии «звезда», так как при этом исключается влияние выхода из строя отдельных узлов сети. Кроме того, для любой медицинской информационной сети, а для ЛОР-отделений в частности, высокий уровень доступности сервера и отдельных узлов - один из существенных параметров.

Сегменты между коммутирующим оборудованием и серверами необходимо делать максимально быстрыми и с динамически изменяемыми приоритетами, так как локально-вычислительная сеть ЛОР - отделения может объединяться в локальные сети сложной топологии с другими подразделениями, охватывающими учреждение в целом, предоставляя доступ к своим ресурсам и базам данных, а те, в свою очередь, в сети, включающие функционально связанные медицинские службы, центральные компьютеры которых могут быть связаны через телекоммуникационные каналы, то возникает необходимость использования маршрутизаторов и межсетевых экранов. Кроме того, данная телекоммуникационная система будет иметь доступ в Internet, следовательно необходимо уделять особое внимание политики безопасности при организации сети.

Библиографический список

- 1.Н.Н. Блинов, А.И.Мазуров Что впереди? // Мед. Техника. -2006 г., N5, с.3-6
- 2.Н.Н. Блинов, А.И.Мазуров Проблемы расширения диагностических возможностей медицинской рентгенотехники // Мед. Техника. -2011 г., N5, с.1-5
- 3.А.Г.Волков Лобные пазухи. – Ростов н/Д: Изд-во «Феникс», 2000, 512 с.

THE METHOD OF DIAGNOSTICS OF THE PARANASAL SINUSES' STATE ACCORDING TO ITS X-RAY IMAGES

A.Volkov, A. Samoyl'enko, A. Proskuryakov
 Taganrog Institute of Technology of Southern Federal University
 alexander@mopevm.tsure.ru

In this report the method of diagnostics of frontal and maxillary sinuses' state is proposed. The diagnostics is made according to its x-ray and tomographical images. The pictures are taken according to the standard technology. Corresponding matrixes of picture fragments are exposed after discretization

(sampling) and quantization. Intensivity of pixels' brightness are the elements of localized images. One of the localized fragments appears to be the standard. The pixels forming this fragment keep the constant intensity of brightnesses. Considering that the matrixes are the random variables, the elements of applied mathematical statistics are used. By means of these elements matrixes are represented by histograms of density of probabilities' distribution of intensivity of pixels' brightness. Each histogram is the empirical law of distribution of densitometrical parameter of image. It is estimated by mathematical expectation, dispersion, average squaring deviation and variation coefficient. The diagnostics of fragments' state of the researching object is estimated by mathematical expectations related to the comparative analysis of the variation coefficient. The block diagram of the diagnostic mobile stand is provided in the report. This stand is almost realized by authors and prepared for its replication at corresponding financial support by interested legal entities and enterprises. The represented stand possesses the properties of the terminal or the workstation of the local computer network.



СПИРОМЕТРИЧЕСКАЯ ОЦЕНКА НАГРУЗОЧНОГО ТЕСТА НА БЕГОВОЙ ДОРОЖКЕ ПРИ БРОНХИАЛЬНОЙ АСТМЕ У ДЕТЕЙ

Анохин М.И., Путято Т.Г.

Университетская детская клиническая больница Первого московского государственного медицинского университета, Anokhin-MI@yandex.ru

Диагностическое значение спирометрии особенно велико при бронхиальной астме (БА) и особенно в отсутствии ярких клинических манифестаций, то есть в ремиссии. Однако критерии, по которым судят о нарушениях бронхиальной проходимости, в том числе при бронхолитических и провокационных тестах, нуждаются в уточнениях, применительно к клиническому состоянию обследуемых больных и распространённости БА в регионе.

Проанализированы исследования 250 детей и подростков возраста 5-16 лет, больных среднетяжёлой атопической БА в стадии медикаментозной ремиссии. У большинства детей заболевание удавалось контролировать низкими дозами ингаляционных кортикоステроидов, антагонистами лейкотриеновых рецепторов и кромонами.

В таблице представлены в процентах от должных: FVC – форсированная жизненная емкость, FEV₁ – односекундная жизненная емкость, PEF - пиковая скорость форсированного выдоха, MEF₂₅, MEF₅₀ и MEF₇₅ - скорости на петле объем-поток при выдохе 25%, 50% и 75% форсированной жизненной емкости. Интерпретация бронхолитического и нагрузочного тестов в таблице предлагается на основании собственных данных [1].

179 больных тестировали на беговой дорожке (тредмиле) в условиях комнатной температуры. За 1-2 дня до теста проводилась спирометрия до, и после ингаляции бронхолитика, β_2 -агониста Венталин. Продолжительность бега была 5-6 мин, наклон дорожки – 15°, скорость устанавливали в зависимости от возраста детей. Тредмил-тест (ТТ), как правило, не проводили при обструкции. Его, однако, провели у 24 детей с небольшой обструкцией (срединная скорость MEF₅₀ на петле «объем-поток» около 71-65% при норме не выше 72% должной по Knudsen, согласно табл. 1). У 11 из них рост FEV₁ после ингаляции Вентолина был ниже 6%, у 8 – 6% и выше, а также у 5 не было одновременного роста FEV₁ и FVC. У одного больного 5 лет диагностировалась выраженная обструкция: FVC 82%, FEV₁ 79%, FEF₅₀ 50%, причем ингаляция Вентолина увеличила FEV₁ на 10%. Через 5 мин после бега на тредмиле названные показатели равнялись 91%, 81% и 56% соответственно, но через 15 мин произошло небольшое снижение: FVC - 79%, FEV₁ - 75%, FEF₅₀ - 60%. Данный тест мы оценили как отрицательный.

После ТТ снижение FEV₁ без повышения FVC имело место у 124 больных, повышение FEV₁ при отсутствии снижения FVC – у 37. Динамика FEV₁ колебалась от -26 до +15% от исходного. Чаще наибольшее снижение FEV₁ (и FVC) имело место при спирометрии, проведенной через 5 мин после нагрузки, что, по-видимому, иногда можно объяснить усталостью ребенка. Снижение FEV₁ сопровождало повышение FVC у 4 больных, обратная ситуация – у 3 больных и оба показателя не претерпели динамики в 10 случаях. Ни у одного из больных спровоцированный бронхоспазм не потребовал купирования его медикаментами, и функция легких приходила к исходному состоянию через несколько часов.

Результаты нагрузочного теста не коррелируют с бронхолитической пробой, проведенных у этих больных (коэффициент корреляции 0,1), то же с возрастом детей (коэффициент 0,1) и слабо коррелируют с исходной небольшой обструкцией (коэффициент 0,3). При нагрузочном тесте определенной зависимости между его спирометрическими результатами и предварительно проведенным тестом с Вентолином не обнаружено. Тогда как между реакцией на бронхолитик и на провокационные бронхосуживающие химические агенты существует высокая корреляция (согласно нашим данным, порядка 0,9 [4]). Иными словами, те больные, у которых после ингаляции бронхолитика заметно повышается FEV_1 , дают бронхоспазм в ответ на невысокую концентрацию бронхоконстриктора [4, 5]. Результаты нагрузочного теста сгруппировались в области двух пиков: около нуля и – основная группа – от минус 4% со снижением к минус 10%. В области нуля расположение вариант напоминает «нормальное» распределение, тогда как основная группа больных имеет максимум (пик) снижения FEV_1 – минус 4%, и это – отчетливо скошенное распределение. Предполагаем, что в области максимума около нуля и в области снижения от -4% располагаются две различные группы больных, но их клинические и физиологические различия отчетливо не были нами определены.

Если после нагрузки FEV_1 не изменилось или повысилось, это безусловно отрицает наличие постнагрузочного бронхоспазма. Однако небольшое снижение FEV_1 не всегда можно трактовать как признак бронхоспазма, поскольку снижение FEV_1 и FVC вызывается также усталостью испытуемого из-за плохой физической кондиции. Также предполагаем, что часть таких больных (из группы с пиком около нуля) попала в основную группу со снижением FEV_1 в интервале от -4 до -6%, что на слайде обозначено пунктиром. Это подкрепляет наш вывод о том, что в группе исследуемых больных следует считать положительным нагрузочный тест, начиная со снижения FEV_1 от 6% (разумеется, при условии, что FVC при этом не повысился).

Обычно нагрузочный тест считают положительным при снижении FEV_1 от 10-12% при условии отсутствия повышения FVC [3, 6]. У обследованных нами больных снижение FEV_1 после физической нагрузки при исходной небольшой обструкции отмечено в 21 случае из 24, причем снижение этого показателя ниже «критерия минус 10%» имело место у 6 больных (т.е. в 25% случаев), а снижение от 6% (предлагаемый нами критерий) – у 8 (33%). В группе из 154 больных без исходной обструкции снижение FEV_1 от 10% отмечено у 20 (или в 13%), а от 6% – у 54 (35%). Суммарно по всем 179 больным, тестируенным на беговой дорожке, нагрузочный бронхоспазм по «критерию -10%» диагностирован у 26 больных, а по «критерию -6%» – у 62 больных или в 14% и 35%, соответственно. Последняя цифра более приемлема для клиницистов, поскольку оптимальнее выглядят спирометрические критерии, разделяющие исследуемых больных приблизительно пополам. Т.о., в контингенте исследованных нами больных, критерий «-6%» выходит более «правильным» чем «-10%».

Сходная реакция на нагрузку у больных с небольшой обструкцией и без нее при использовании критерия «-6%» соответствует данным литературы, в которых «астму физического напряжения» выделяют в отдельный синдром, для которого характерна одышка при нагрузке, но показатели спирометрии при этом плохо реагируют на бронхолитики. Данный синдром не обязательно сопровождает БА, хотя его присутствие диагноз БА, как правило, подтверждает [6].

Выбор завышенного (по нашему мнению) критерия западных авторов для оценки нагрузочной пробы – «снижение FEV_1 от 10%» – объясняется теми же факторами, по которым представляется завышенной общепринятая оценка бронхолитической пробы: то есть причина состоит в высокой заболеваемости БА в Западной Европе и Северной Америке [3], а также в том, что оценки делались при исследовании преимущественно взрослых больных, а не детей.

1. Общепринятые критерии повышения или снижения FEV_1 (и FVC) на 12-10% представляются завышенными, поскольку на основании их у больных средне-тяжелой бронхиальной астмой в стадии нестойкой ремиссии диагностируется обратимый бронхоспазм лишь у 15% больных в бронхолитической пробе и в 14% в ТТ. Вообще же критерии, по которым следует судить о наличии бронхоспазма, должны учитывать клинические характеристики обследуемых больных и распространенность БА в конкретном регионе.

2. Постнагрузочный бронхоспазм (положительный ТТ) диагностировали, если имело место снижение FEV_1 после окончания физической нагрузки от 6% и ниже при отсутствии повышения FVC или если FVC понизилось от 6% и ниже при отсутствии повышения FEV_1 . По этому критерию у обследованных больных положительный СТФН диагностировали в 35% случаев.

3. Результаты нагрузочного теста не коррелируют с бронхолитической пробой и умеренно коррелируют с исходной небольшой обструкцией.

Таблица 1 - Ориентировочная оценка спирометрических показателей [1, 2]

Показатель	Норма	Нарушения умеренные	Нарушения значительные
FVC%	>79	70-79	70
FEV ₁ %	>80	60-80	60
PEF%	>70	47-70	47
MEF ₂₅ %	>73	51-73	51
MEF ₅₀ %	>71	48-71	48
MEF ₇₅ %	>61	27-61	27

Рост после бронхолитика оцениваем по увеличению FEV₁ и (или) FVC: считаем положительным, начиная с +6%, а прирост с +12% считаем «существенным». Эффект физнагрузки считаем положительным, начиная со снижения FEV₁ или FVC на 6%, а снижение этих показателей, начиная с - 10%, считаем «существенным» [1].

Библиографический список

1. Анохин М.И. Компьютерная спирометрия у детей. М.: Бином, 2012: 104.
2. Лукина О.Ф., Балаболкин И.И., Куличенко Т.В. и соавт. Клинико-функциональные критерии оценки степени тяжести бронхиальной астмы у детей. Пульмонология. 2002; 1: 62-68.
3. Национальная программа «Бронхиальная астма у детей. Стратегия лечения и профилактика». М.: Атмосфера, 2008: 108.
4. Анохин М.И., Курочкина А.Г., Снегоцкая М.Н. Бронхиальная реактивность и сопротивление, а также спирографическая оценка обструкции при бронхиальной астме в стадии ремиссии у детей различных возрастных групп. Клинико-инструментальная диагностика в хирургии. М.: Научный центр хирургии РАМН. 1994: 134-135.
5. Beydon N., Builla C., Peiffer C. et al. Can bronchodilator response predict bronchial response to metacholine in preschool coughers? Pediat. Pulmonol. 2008; 43: 815-821.
6. Randolph C. Exercise-induced bronchospasm in children. Clin. Rev. Allergy Immunol. 2008; 34: 205-216.

SPIROMETRY ESTIMATION OF EXERCISE TREADMILL TEST IN ASTHMATICS CHILDREN

Anokhin M.I., Putyato T.G.

University pediatric clinic of the First Moscow state medical university

Anokhin-MI@yandex.ru

179 children with persistent bronchial asthma in remission were investigated. A lung function of most patients was normal. The day before treadmill test (TT) patients were investigated by spirometry before and after inhalation of β 2-agonist and the result of this test had been positive in 36 cases. TT was going on 5-6 min, an inclining up 15° and a speed depended on the age of children. Effect of TT was estimated after 5 and 15 min. More 10% fall in FEV₁ taked place in 26 patients (14%) but more – 6% in 62 cases (35%). The last criterion is preferable for physicians. Results of β 2-agonist test and TT correlated poorly.

НАНОЧАСТИЦЫ СО СТРУКТУРОЙ «ЯДРО-УГЛЕРОДНАЯ ОБОЛЧКА» В КАЧЕСТВЕ КОНТРАСТИРУЮЩИХ АГЕНТОВ В МАГНИТНО-РЕЗОНАНСНОЙ ТОМОГРАФИИ

Седунова И.Н.¹, Жаков С.В.²

¹Уральский федеральный университет имени первого Президента России Б.Н.Ельцина, Екатеринбург, Россия, ² Институт физики металлов УрО РАН, Екатеринбург
i.n.sedunova@ustu.ru

Введение

Магнитно-резонансная томография (МРТ) в последние годы стала одним из ведущих методов исследования и ее диагностические возможности продолжают непрерывно расширяться. Значительную роль в этом играет использование контрастирующих агентов, позволяющих осуществить дифференциальную диагностику патологических новообразований со сложной структурой (например, опухоли малых размеров и/или метастатические поражения).

В настоящее время интенсивно ведется поиск новых контрастирующих агентов [1-4]. Так, например, магнитные наночастицы железа имеют уникальные парамагнитные свойства, что обуславливает их значительную восприимчивость при очень низких концентрациях. Наличие слоя углерода на поверхности наночастиц позволяет провести их функционализацию путем конъюгирования со специальными биополимерами или пептидами, например, с целью увеличения времени циркуляции наночастиц в кровяном русле (полиэтиленгликоли) и повышения селективности их накопления в опухолях (пептиды, имеющие сродство к рецепторам опухолей).

Данные наночастицы рассматриваются как потенциальные суперпарамагнитные контрастные препараты. Они могут быть использованы для МРТ-визуализации желудочно-кишечного тракта и печени [5,6]. При функционализации, обеспечивающей стабильность наночастиц в кровотоке, данные соединения можно использовать для усиления контраста в МР-ангиографии [4,7].

В институте физики металлов УрО РАН были синтезированы наночастицы, представляющие собой магнитный металл (Fe) в нанокристаллическом состоянии, покрытый углеродной оболочкой (условное обозначение – Fe@C). Целью настоящей работы стало исследование возможность использования данных соединений для получения контрастированной МРТ.

Объекты и методы исследования

Исследование включало оценку релаксационных свойств жидких и гелеобразных субстанций (фантомов), содержащих наночастицы с разной концентрацией.

Для приготовления рабочего раствора использовалась группа наночастиц Fe@C, стабилизирующее вещество – DSPE-PEG 2000. Раствор был подготовлен согласно методике гидратации пленок. Образцы были диспергированы с помощью ультразвукового генератора УЗГ-04. Для приготовления фантомов, имитирующих биологическую ткань, использовали порошок агарозы (1%) и пищевой желатин (2%).

Измерение релаксационных характеристик проводилось с помощью ЯМР-релаксометра. Для оценки времен релаксации использовалась методика на основе последовательности импульсов Карра-Парселла-Мейбума-Гилла (CPMG).

Результаты

Для исследуемых групп образцов была проведена оценка релаксационных характеристик: определены времена спин-решеточной релаксации T1 и спин-спиновой релаксации T2, рассчитаны скорости релаксации.

На рисунках 1 и 2 представлены релаксационные кривые для групп образцов, представляющие собой взвеси наночастиц в дистиллированной воде и гелеобразные структуры, содержащие агарозу и наночастицы. С ростом концентрации наночастиц времена поперечной релаксации $\langle T2 \rangle$ сокращаются, причем в случае высоких концентраций этот эффект наиболее выражен.

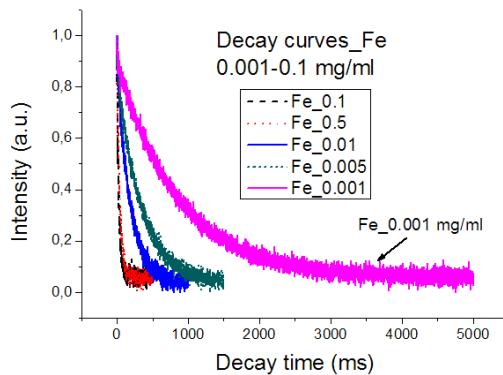


Рисунок 1- Релаксационные кривые для жидких субстанций с наночастицами Fe@C,
Концентрации 0.001 – 0.1 мг/мл

Оценку времени продольной релаксации T1 проводили также на основе измерений с помощью последовательности CPMG.

В таблице 1 приведены результаты измерений:

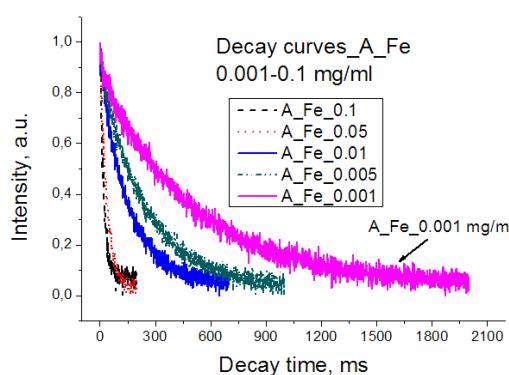


Рисунок 2 - Релаксационные кривые для 1% раствора агарозы с Fe@C,
Концентрации 0.001 – 0.1 мг/мл

Оценку времени продольной релаксации T1 проводили также на основе измерений с помощью последовательности CPMG.

В таблице 1 приведены результаты измерений:

Таблица 1- Параметры релаксации для исследуемых групп образцов

Концентрация, мг/мл	Концентрация, mM	Водные растворы с наночастицами		Растворы 1% агарозы с наночастицами	
		T2, мс	T2, мс	T2, мс	T1, мс
0,001	0,015	255,2	255,2	83,8	~500
0,005	0,075	62,4	62,4	40,0	~190
0,01	0,015	27,1	27,1	27,5	~100
0,05	0,75	6,2	6,2	5,7	-
0,1	1,5	4,8	4,8	2,8	-

Для сравнения разных групп образцов используются величины скоростей продольной и поперечной релаксаций (R1 и R2, единицы измерения – $\text{mM}^{-1}\text{s}^{-1}$). Данные параметры можно рассчитать из анализа экспериментальных данных [7]:

$$R2 = \frac{1}{C[\text{mM}] \cdot T2[\text{s}]} \quad (1)$$

где С – концентрация наночастиц, mM; T2 – измеренное время поперечной релаксации, с.

На рисунках 3 и 4 приведены графики зависимостей величин, обратных временам релаксации, в зависимости от концентрации растворов в единицах измерения mM. Тангенс угла наклона прямой, являющейся результатом линейной аппроксимации экспериментальной кривой, является искомой величиной скорости релаксации.

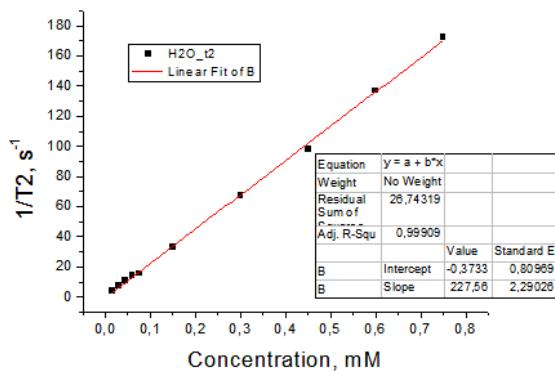


Рисунок 3 - Определение скорости релаксации R2 для водных растворов с Fe@C,
Концентрации 0.001 – 0.05 мг/мл

На рисунках 5 и 6 приведены аналогичные зависимости для групп образцов на основе агарозы.

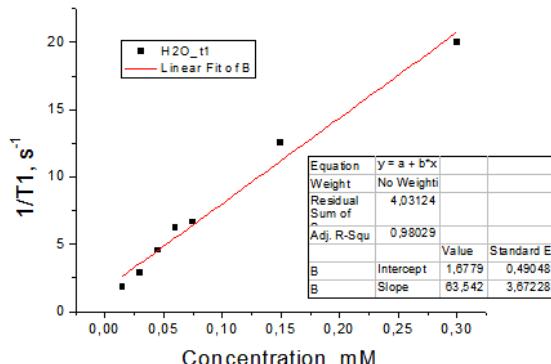


Рисунок 4 - Определение скорости релаксации R1 для водных растворов с Fe@C,
Концентрации 0.001 – 0.05 мг/мл

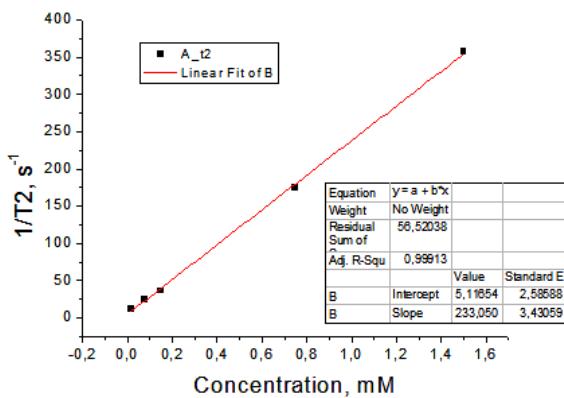


Рисунок 5 - Определение скорости релаксации R2 для растворов 1% агарозы с Fe@C, Концентрации 0.001 – 0.1 мг/мл

Аналогичные результаты получены для групп образцов, содержащих желатин и наночастицы.

Обсуждение

Исследуемые наночастицы со структурой «ядро-углеродная оболочка» относятся к суперпарамагнитным частицам. При оценки возможности использования данных соединений в качестве контрастирующих агентов следует рассматривать их как негативные агенты (воздействующие на интенсивность МР-сигнала за счет сокращения времени поперечной релаксации T2). Подобные соединения создают локальные градиенты магнитного поля, нарушающие однородность магнитного поля в этих местах. Время релаксации T2 уменьшается за счет диффузии воды через эти градиентные поля.

В течение последнего десятилетия были разработаны и внедрены в клиническую практику ряд препаратов на основе соединений железа: Cliavist, Combidex, Endorem = Feridex, Resovist, Sinerem [1]. Также ведется интенсивный поиск новых железосодержащих комплексов [3,4].

В таблице 2 приведены результаты сравнительного анализа параметров исследуемых материалов и материалов-аналогов.

Таблица 2 - Параметры релаксации для исследуемых материалов и материалов-аналогов

Образец	R1, $\text{mM}^{-1}\text{s}^{-1}$	R2, $\text{mM}^{-1}\text{s}^{-1}$	R2/R1
Endorem = Feridex®	10	104	10,4
Resovist®	25	151	6,0
Sinerem®	10	53	5,3
Combidex®	15	97	6,5
Magnevist®	4,6	4,5	1,0
7 nm FeCo/GC [3]	70	644	9,2
4 nm FeCo/GC [3]	31	185	6,0
FeCo-GC [4]	97	400	4,1
Fe@C водные растворы	63,5	227,6	3,6
Fe@C растворы агарозы	59,4	233,1	3,9
Fe@C растворы желатина	65,1	204,6	3,1

Можно сделать следующие выводы. Величина скорости релаксации R2 исследуемых препаратов на основе наночастиц Fe@C превышает аналогичную величину для зарегистрированных коммерческих препаратов и сопоставима со значениями для «новых» материалов.

Отношение величин скоростей релаксации R2/R1 $\sim 3.5\text{--}4.0$. Согласно литературным данным [4] исследуемые соединения могут рассматриваться также в качестве потенциальных позитивно-контрастных агентов.

Целесообразно рассматривать концентрации агентов, не превышающие 0,01 мг/мл (0,15 mM), что соответствует дозировкам, используемым зарубежными коллегами в клинических исследованиях на животных [3,4].

Заключение

Проведены исследования возможности использования наночастиц со структурой «ядро-углеродная оболочка» для контрастирования в магнитно-резонансной томографии. Выполнены измерения релаксационных характеристик нескольких групп образцов: для жидких субстанций и гелевых структур, содержащих нанокомпозиты Fe@C с разными концентрациями. Сделаны выводы о характере влияния концентрации нанокомпозитов на уровень МР-сигнала. Рассчитаны скорости релаксации для исследуемых групп. Сделаны выводы об оптимальной концентрации веществ, которые целесообразно использовать в клинических испытаниях.

Авторы благодарят А.Е. Ермакова за предложенную тему, И.В. Бызова и Ю.К. Доломанского за помощь в проведении экспериментальной части работы.

Библиографический список

1. Sjögren C.E., Johansson C., Naevestad A. et al // Magn Reson Imaging. 1997. V.15. P. 55–67.
2. Bulte J.W., Kraitchman D.L. // HMR Biomed. 2004. V. 17. P. 484–499.
3. Seo W.S., Lee J.H., Sun X. et al // Nature Materials. 2006. V. 5. P. 971-976.
4. Lee J.H., Sherlock S.P., Terashima M. et al // Magnetic Resonance in Medicine. 2009. V.62. P. 1497-1509.
5. Vlahos L., Gouliamos A., Athanasopoulou A. et al. // Magn. Reson. Imaging. 1994. V. 12. № 5. P. 719–726.
6. Clement O., Siauve N., Cuenod C.A. et al. // J. Comput. Assist. Tomogr. 1999. V. 23. P. S45–S52.
7. Ринк П.А. Магнитный резонанс в медицине. Изд. 3. Пер. с англ. Oxford, Backwell scientific publications. 1995. 247 с.

FE/GRAFHTIC-SHELL NANOCRYSTALS AS POTENTIAL CONTRAST AGENTS FOR MAGNETIC RESONANCE IMAGING

Sedunova I.N.¹, Zhakov S.V.²

¹Ural Federal University, Yekaterinburg

² Institute of Metal Physics RAS, Yekaterinburg
i.n.sedunova@ustu.ru

Fe nanocrystals with multilayered graphitic carbon and chemically functionalized are considered as a prospective materials for biological applications. We explore these materials as probable contrast agents for magnetic resonance imaging.

Fe/graphitic-shell nanocrystals are superparamagnetic particles. So it should be considered as negative contrast agents, i.e. influenced on T2 relaxation time. Such nanocrystals generate local magnetic field gradients leading to magnetic field inhomogeneity. T2 relaxation time decreases owing to water diffusion through field gradients.

We have measured relaxation curves for water solutions and gellike structures with Fe@C nanocrystals. The parameter of relaxivity has been evaluated and compared to commercially available contrast agents. The nanocrystals exhibit high R1 and R2 relaxivities (R1=63,5 mM⁻¹s⁻¹ and R2=227,6 mM⁻¹s⁻¹). These results point to the potential of using these nanocrystals for MRI diagnosis. The conclusions about optimal concentration for clinical trials have been made.

ЛАЗЕРНАЯ ГИПЕРТЕРМИЯ ОПУХОЛЕВЫХ ТКАНЕЙ С НАНОЧАСТИЦАМИ ЗОЛОТА

Цыганова Н.А.¹, Терентюк Г.С.^{1,2}, Хайруллин¹ Р.М.

1 - Ульяновский государственный университет; bio@ulsu.ru

2 - ФГБУ ВПО Саратовский государственный университет им. Н.Г. Чернышевского, vetklinika@frint.ru

Важным направлением экспериментальной онкологии и биологии противоопухолевых защитных систем организма является их стимуляция с помощью фармакологических агентов, естественных механизмов и продуктов жизнедеятельности иммунокомпетентных клеток. Наиболее перспективными иммуномодулирующими эффектами обладают методы лазеринуцированной гипертермии, при которых возможно не только разрушение опухолевой ткани, но и стимуляция апоптоза, системных и локальных механизмов иммунного ответа. Существенно повысить их эффективность позволяет использование золотых плазмонно-резонансных наночастиц, селективно накапливающихся в опухолевой ткани. Селективное накопление наночастиц в опухоли обусловлено повышенной васкуляризацией и проницаемостью эндотелия кровеносных сосудов и капилляров опухоли. Биологические особенности воздействия золотых наночастиц на организм при лазерной гипертермии биотканей мало изучены.

Материалом исследования послужили гистологические препараты органов белых беспородных лабораторных крыс с перевитыми опухолями (рак почки), а также домашних собак с различными видами спонтанных новообразований. Соответствующие контрольные группы составили интактные крысы и здоровые животные. Обеим группам животных внутривенно и интерстициально вводили золотые наноболочки с внешним диаметром 160 нм. Животных с опухолями подвергали лазерной гипертермии.

На перевитых опухолях рака почки концентрация золота статистически значимо повышается при пассивном накоплении золотых наночастиц в опухолевой ткани по сравнению с нормальными тканями. Использование золотых плазмонно-резонансных наночастиц для лазерной гипертермии неизмененных и опухолевых тканей существенно повышает скорость их нагрева, а также стимулирует процессы апоптоза клеток, оказывает системные иммуномодулирующие эффекты. Показано, что при использовании плазмонно-резонансных наночастиц для лазерной гипертермии биотканей достигается повышение скорости нагрева в 10 раз. Быстрая и эффективная деструкция опухолевых клеток без повреждения вышележащих тканей возможна на глубине до 8 мм при согласовании длины волны лазерного излучения, соответствующей окну прозрачности биоткани и пика поглощения золотых плазмонно-резонансных наночастиц.

Многократная лазерная гипертермия с использованием золотых плазмонно-резонансных наночастиц приводит к усилиению иммунного отклика организма животного на пролонгированную стимуляцию опухолевыми антигенами. Сочетание фармакологической иммуномодуляции и локальной гипертермии с использованием золотых плазмонно-резонансных наночастиц усиливает общую иммунореактивность организма экспериментальных животных.

Установлено, что пространственное распределение температуры биологических тканей при лазерной гипертермии с наночастицами коррелирует с возникающими в них морфологическими изменениями. Частицы диаметром 160 нм действуют на стенку сосудов, что приводит к вакуольной дистрофии их эндотелиальных клеток. В селезенке лимфатические узелки имеют атипичные периферические зоны и в них отсутствуют зоны размножения. В узелках наряду с сохраненными лимфоцитами видны множественные апоптозные тельца. В печени наблюдается выраженная дистрофия гепатоцитов и умеренная гиперемия. В капсулах почечных телец наблюдается пролиферация эпителиальных клеток и в полости капсулы определяются единичные эритроциты.

LASER HYPEROTHERMIA TUMOR TISSUES WITH GOLD NANOPARTICLES

Tsyganova N.A.¹, Terentyuk G.S.^{1,2}, Khayrullin R.M.¹

1 - Ulyanovsk State University,

bio@ulsu.ru

2 - Saratov State University named after N. G. Chernyshevsky

vetklinika@frint.ru

In kidney cancer tumors intertwined with the gold concentration was significantly increased in the passive accumulation of gold nanoparticles in tumor tissue compared with normal tissues. The use of gold nanoparticle plasmon resonance laser hyperthermia and unmodified tumor tissues significantly increases the rate of heating and stimulates apoptosis of cells, has a systemic immunomodulatory effects. It is shown that the use of plasmon-resonance nanoparticles for laser hyperthermia of biological tissues is achieved by increasing the heating rate of 10. Fast and efficient destruction of tumor cells without damaging the overlying tissues is possible to a depth of 8 mm with the concurrence of the wavelength of laser radiation corresponding to the transparency window of biological tissue and the absorption peak of gold nanoparticle plasmon resonance.

Multiple laser hyperthermia using gold nanoparticle plasmon resonance leads to a strengthening of the immune response of the body of the animal to prolonged stimulation of tumor antigens. The combination of pharmacological immunomodulation and local hyperthermia using gold nanoparticle plasmon resonance enhances the overall immunoreactivity of experimental animals.



ИНДИКАТОРЫ ЭКСПРЕСС-ОЦЕНКИ ФУНКЦИОНИРОВАНИЯ ДЫХАТЕЛЬНОЙ СИСТЕМЫ ПРИ ПРОВЕДЕНИИ МЕРОПРИЯТИЙ СЕРДЕЧНО-ЛЕГОЧНОЙ РЕАНИМАЦИИ

Буреев А. Ш.¹, Дорофеев К. В.¹, Земляков И. Ю.¹, Светлик М.В.²

1 - ООО «Диагностика +», г. Томск, artem_bureev@mail.ru

2 - ГБОУ ВПО Сибирский государственный медицинский университет, г. Томск, mihasv@ssmu.ru

При проведении мероприятий по сердечно-легочной реанимации пациентов существует проблема оценки эффективности действий бригады врачей-реаниматоров. Из известных индикаторов, свидетельствующих о постепенном восстановлении деятельности сердца и системы внешнего дыхания, наиболее часто используют наличие пульса на сонных артериях (правильность проведения массажа сердца и сохранение тонуса миокарда), естественный цвет кожных покровов, сужение зрачка (улучшение снабжения кислородом ствола мозга), колебания концентрации углекислого газа в выходящем из легких потоке воздуха и ряд других. Наиболее распространенным методом этой оценки до сих пор остается, к сожалению, субъективное мнение врача. Не менее важным вопросом является определение пределов реанимации – как долго необходимо совершать активные процедуры оживления в конкретных условиях. Так, если квалифицировано проводимые реанимационные мероприятия начаты в кратчайший срок после наступления критической ситуации, проводится эффективное медикаментозное сопровождение, то газодинамический эффект у пациента удается поддерживать до 30 минут и более. К сожалению, производительность массажа сердца со временем снижается, и даже при отсутствии массивного поражения миокарда признаки эффективности начинают исчезать, как правило, к 40-й минуте. Это явление сопровождается другими признаками умирания: расширяется зрачок, снижаются пульсации сонных артерий, нарастает ацидоз. В таких случаях врач может принять решение о прекращении реанимационных процедур, основываясь на собственном опыте и субъективных факторах оценки, хотя шансы на восстановление жизнеспособности больного могут оставаться достаточно высокими. Вероятность возникновения подобной ошибки возрастает при проведении реанимации вне стационара, в полевых условиях и в работе «скорой помощи».

В рамках выполнения Госконтракта № 16.512.11.2123 на выполнение научно-исследовательских работ по лоту «Создание средств автоматического контроля параметров компрессии грудной клетки человека при его сердечно-легочной реанимации» были разработаны

методики контроля оценки кровотока в сонных артериях, тока воздуха в верхних дыхательных и состояния зрачка реанимируемого. Если оценка кровотока в сонных артериях с помощью реографии не представляет большой проблемы, то оценка функционирования дыхательной системы является достаточно нетривиальной задачей. Наиболее естественным представляется проведение капнометрии потока воздуха, однако известные технические решения до сих пор остаются весьма громоздкими и требующими использования дыхательной маски, что далеко не всегда возможно за пределами стационара. Поэтому было принято решения ориентироваться на дыхательные шумы, возникающие в трахее и бронхах при прохождении через них воздуха.

В известной литературе нам не удалось обнаружить заслуживающих доверия данных об объективных физических характеристиках бронхиально-легочных шумов при различных состояниях пациента и использовании разных типов датчиков. Первоначально возникло предложение решить задачу прямым путем, фиксируя микрофоны непосредственно на коже, в области щитовидного хряща. Однако низкое качество получаемых сигналов, нестабильность амплитуды, сильное влияние на тембр звучания влажности кожи заставили отказаться от этого метода. Поэтому в результате тщательного анализа ситуации и поиска возможных решений было предложено использовать датчики на основе акустических головок промышленно выпускаемых стето- и фонендоскопов. Всего было изготовлено 6 микрофонных датчиков: 4 на основе различных фонендоскопов и 2 – стетоскопов. Для оценки их акустических свойств в качестве референтного приемника использовался измерительный микрофон Behringer ECM8000. Проведенные исследования их параметров и объективная оценка возможностей позволили прийти к следующим выводам.

1. Использование фонендоскопов со звукоусиливающими мембранами из разных материалов в сравнении со стетоскопами давало выигрыш в амплитуде сигнала на уровне 5-7 дБ.
2. Качество акустического сигнала, получаемого с головки в оформлении фонендоскопа, сильно зависело от материала диафрагмы, тщательности герметизации и геометрии звукоконцентрирующей линзы. Особенно это заметно было в области низких и средних (рабочих) частот.
3. Для уверенной регистрации шумов трахеи оказалось достаточным использовать недорогие микрофоны массовых серий. В частности, хорошие результаты были получены с моделями Panasonic WM-55 и JLW HMO0603.
4. Фонендоскопы с пластиковой мембраной обладали пониженной чувствительностью в области высоких частот, у датчиков с металлической мембраной неравномерность амплитудно-частотной характеристики была меньшей.
5. Используя несложные приемы фиксации акустических датчиков в области трахеи и сонных артерий можно практически полностью подавить внешние помехи. Так, качественный и стабильный сигнал дыхательных шумов удавалось получить на фоне громкого обсуждения хода эксперимента группой сотрудников, стоящих на расстоянии около метра.

Второй задачей после получения качественного сигнала дыхательных шумов трахеи и оценки искажений, вносимыми разными типами датчиков, явилось разработка метода стабильной регистрации дыхательных паттернов. Анализ известных методов привел к выводу, что наиболее надежно дыхательные шумы можно распознать с помощью спектрального анализа. Для этого был изготовлен малошумящий микрофонный усилитель с АРУ, имеющий общий коэффициент усиления 80 дБ, с ФВЧ Баттервортса пятого порядка для подавления тонов сердца. Спектроанализатор был построен на базе микроконтроллера ATmega8A, на котором дополнительно был реализованы алгоритм распознавания дыхательных шумов и решение ряда сопутствующих задач. Как показали модельные и натурные эксперименты, при тщательной отработке программного кода вычислительной мощности указанного микроконтроллера хватает для обеспечения устойчивой работы полученного интеллектуального акустического датчика. Параметры датчика оказались приемлемыми для мобильных устройств: при 45 мм диаметра, 22 мм высоты и весе 80 грамм он потреблял 18 мА при напряжении питания 5 В.

Анализ сигналов, полученных на добровольцах обоего пола без легочных патологий, в том числе и курящих, в возрасте от 22 до 52 лет, показал высокую стабильность работы созданного микроконтроллерного устройства и надежность алгоритма распознавания дыхательных паттернов. Испытания, проведенные на больных в отделении пульмонологии одной из больниц г. Томска, подтвердили правильность принятых решений: при наличии легочных хрипов и шумов выход датчика на рабочий режим распознавания и удержание индикации акта вдоха происходило даже быстрее, чем у здоровых испытуемых.

INDICATORS FOR POTENTIAL EXPRESS EVALUATION OF A HUMAN RESPIRATORY SYSTEM WITH CARDIO-PULMONARY REANIMATION PROCEDURE CASE

Bureev A. Sh.¹, Dorofeev K. V.¹, Zemlyakov I. Yu.¹, Svetlik M. V.²

1 - Diagnostica Plus Ltd., Tomsk, Russia, artem_bureev@mail.ru

2 - Siberian State Medical University, Tomsk, Russia, mihasv@ssmu.ru

The paper is to describe the problems of objective evaluation of cardio-pulmonary resuscitation procedures. The possibility of usage of respiratory sounds of the trachea as one of the indicators is presented. A constructive solution of the acoustic microphone design based on the stethoscope and manner of its attachment to the neck of the patient has been found. Signal distortions, caused by different types of membranes of the stethoscope have been estimated. FFT followed by an analysis of the obtained spectrum has been selected as a method for breathing-in detecting. The software of the smart sensor is implemented via a microcontroller ATmega8. The tests of the developed software and hardware devices carried out on volunteers and patients of a pulmonology clinic have shown good stability and high reliability of the recognition algorithm of respiration acts.

ХИРУРГИЧЕСКОЕ СШИВАЮЩЕЕ УСТРОЙСТВО ДЛЯ УДАЛЕНИЯ ГЕМОРРОЯ

Гришин К.Н., Золотухина Ю.И., Шикульская О.М.

Астраханский государственный университет

k.n.grishin@yandex.ru

Геморрой – самое распространенное заболевание прямой кишки. В настоящее время к геморрою относятся все клинические проявления патологических изменений геморроидальных узлов (кровотечение, выпадение внутренних узлов, тромбоз и набухание наружных узлов, некроз и гнойное расплавление их и т. д.)[1]. Геморроем страдает каждый десятый взрослый человек, удельный вес геморроя среди болезней прямой кишки составляет около 40%. В лечении нуждается до 20% пациентов с патологией геморроидальных узлов. Ежегодно в России выполняется около 5000 операций по поводу хронического геморроя.

Операция по удалению геморроя остается единственной надеждой человека, страдающего этим заболеванием, когда консервативные методы или безоперационное лечение проводить либо неэффективно, либо уже поздно.

По наблюдениям проктологов, хирургическое вмешательство при геморрое требуется более чем в половине случаев, так как многие пациенты, стесняясь своего заболевания, до последнего момента тянут с визитом к специалисту-проктологу. Операция по удалению геморроя показана, как правило, при 3 и 4 стадиях геморроя, а также при серьезном геморроидальном кровотечении. Проводится операция между приступами геморроя – либо до развития острого воспаления, либо спустя некоторое время после проведения клинических мер по снятию воспаления, как правило, через неделю[3].

Операция по удалению геморроя сегодня помимо традиционного иссечения геморроидального узла использует целый ряд методик. Прежде всего, следует назвать малоинвазивные методы удаления геморроя: лигирование геморроидальных узлов посредством латексных колец; склеротерапия; лазерная коагуляция; фотокоагуляция инфракрасным излучением; монополярная и биполярная коагуляция; криодеструкция. Операция по удалению геморроя с помощью малоинвазивных методик производится без традиционного иссечения тканей скальпелем через естественные физиологические отверстия либо при помощи небольших проколов тканей. К подобным операциям практически нет противопоказаний, за исключением запущенного геморроя на поздних стадиях заболевания или серьезных сопутствующих осложнений. Операция по удалению геморроя малоинвазивными методами проводится, как правило, амбулаторно без госпитализации, длится очень недолго, практически безболезненна и требует минимального реабилитационного периода. Если же развитие геморроя зашло слишком далеко, то требуется хирургическое вмешательство.

Операция по удалению геморроя с помощью хирургического вмешательства проводится в стационаре, длится дольше, чем операция малоинвазивными методами, и требует более строгого и

длительного реабилитационного периода, лишая пациента привычного ритма жизни примерно на полмесяца. В то же время, благодаря современной анестезии данная операция более безболезненна, чем это было 10-15 лет назад. К числу хирургических операций по удалению геморроя относят: метод Лонго; геморроидэктомия; классическая операция; радиоволновое удаление геморроя.

В мировой практике проктологи стремятся к тому, чтобы уменьшить страдания больного, повысить качество жизни. Существуют несколько методик операций, которые выполняются на уровне выше анального канала, т.е. в зоне менее чувствительной, чем анальный канал, восстанавливая правильную анатомию и физиологию анального канала. Послеоперационный дискомфорт после таких манипуляций от 4 до 15 дней. Самым распространенным методом удаления геморроя является метод с использованием ультразвукового скальпеля. Послеоперационный период длиться почти 20 дней, больные строго должны соблюдать диету, которая предотвращает возникновение запоров, а так же следует избегать физической нагрузки на организм. После удаления геморроидальных узлов возникает такая проблема, как "послеоперационный рубец анального отверстия" и лечить его надо противовоспалительными и ускоряющими заживление средствами. После геморроидэктомии через 3-5 лет кровотечения, неприятные ощущения после дефекации могут возобновиться, а затем почти у трети оперированных вновь наблюдается выпадение узлов. Поэтому обязательно следует проводить профилактические меры, предотвращающие возникновение геморроя.

В зарубежной медицине 80% больных геморроем оперируются малоинвазивными способами, т.е. амбулаторно (в России приблизительно 30%). Все амбулаторные способы операций проводят при 1-3 стадиях выпадения узлов, 20% больным страдающим геморроем проводят оперативное лечение в стационарных условиях. Это больные с 3-4 стадиями пролапса геморроидальных узлов. Им проводят оперативное лечение по способам Миллигана-Моргана, Фергюсона, Паркса. Недостаток всех перечисленных операций в том, что они затрагивают болезненную, чувствительную зону расположенную ниже зубчатой линии, не восстанавливая нормальную анатомию. Это приводит к длительному болезненному послеоперационному периоду от 1 до 3 месяцев, необходимости пребывания больного в стационаре. Положение усугубляется тем, что приблизительно у 50 % больных геморроем 3-4 стадии происходит выпадение 1-2 узлов. Метод Лонго применим только при выпадении всего анального канала, причем только с 2-3 степенью пролапса. К тому же стоимость одноразового аппарата Лонго приблизительно 600 долларов. Кроме того до настоящего времени не существовало ни одного способа амбулаторного лечения геморроя с 4 степенью пролапса.

Этим обусловлена актуальность предлагаемой в работе методики удаления геморроя и доброкачественных опухолей, выполняемой быстро, безболезненно и без нарушения ритма жизни пациента. Данная методика основана на применении специально разработанного прибора[2]. Применение методики и прибора позволяет лечить геморрой любой стадии, включая 4.

Хирургическое устройство включает степлер (рисунок 1.), содержащий ручку с размещенным в ней пружинным механизмом и удлиненную рабочую часть с расположенным на её дистальном конце механизмом формирования скобки (рисунок 2).

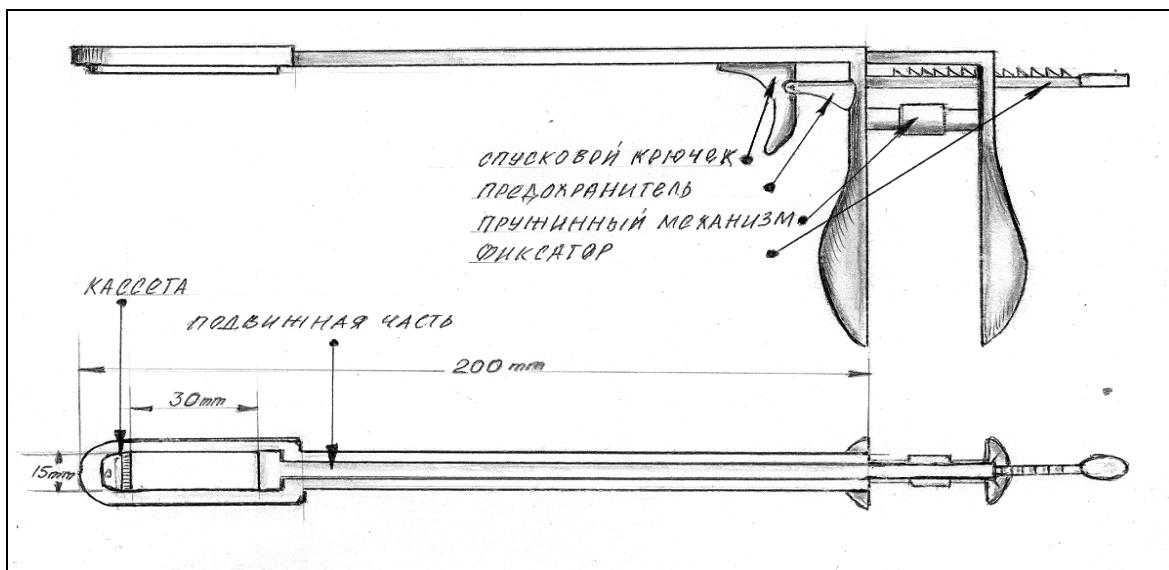


Рисунок 1 - Степлер (вид спереди, вид сверху).

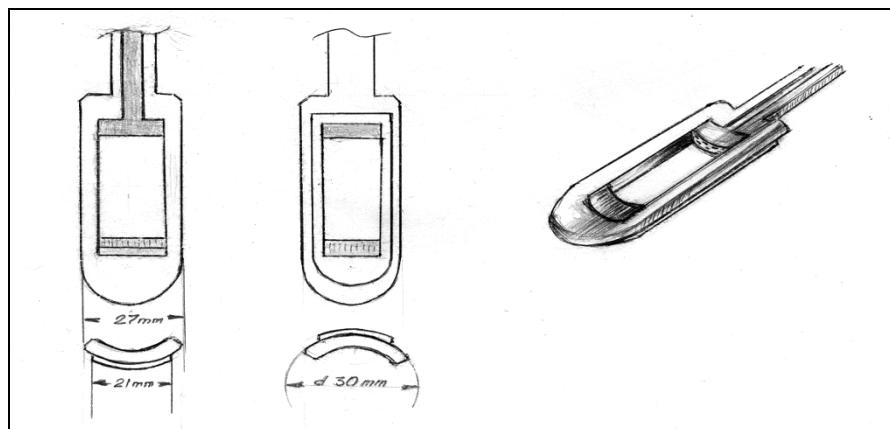


Рисунок 2 - Механизм формообразования скобки (вид сверху, общий вид).

Прибор дополнительно содержит цилиндрическую оболочку, выполненную в форме стакана с сужающейся наружной конической поверхностью и с закруглённым концом, а также с зеркальной внутренней цилиндрической поверхностью. На цилиндрической оболочке выполнен продольный вырез для размещения в нём удлиненной рабочей части степлера с механизмом формирования скобки. Механизм формирования скобки удлиненной рабочей части степлера выполнен выгнутой овальной формы на его дистальном конце, совпадающей по форме с зеркальной внутренней цилиндрической поверхностью цилиндрической оболочки (рисунок 3).

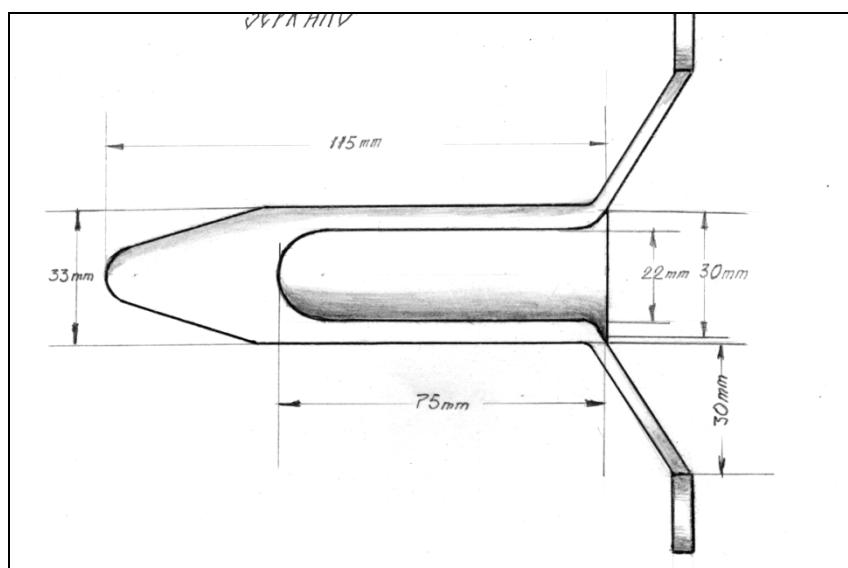
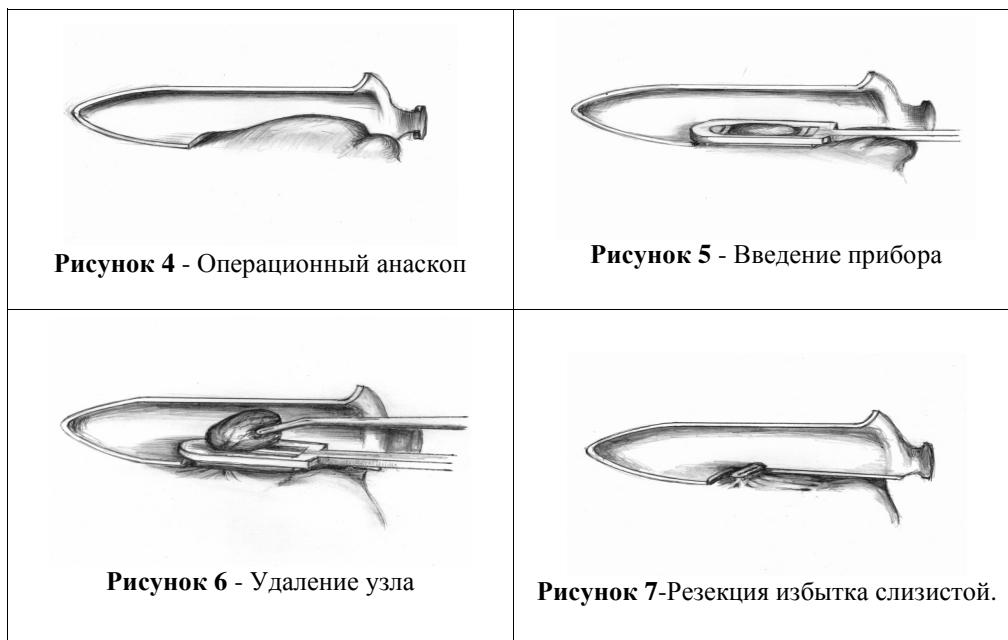


Рисунок 3 - Цилиндрическая оболочка (разрез)

Ширина механизма формирования скобки соответствует ширине продольного выреза цилиндрической оболочки. Цилиндрическая оболочка с открытой стороны оснащена двумя ручками перемещения цилиндрической оболочки в процессе хирургического вмешательства, разнесёнными в разные стороны относительно оси цилиндрической оболочки. Механизм формирования скобки удлиненной рабочей части степлера содержит неподвижную кассету и подвижную рабочую часть. Ручка степлера оснащена спусковым крючком, предохранителем и реечным зубчатым фиксатором положения указанной подвижной части. Механизм формирования скобки удлиненной рабочей части степлера выполнен с широким закруглённым концом и оснащен в широкой своей части прямоугольным окном для размещения в процессе хирургического вмешательства удалаемого фрагмента. Пружинный механизм степлера использует стандартную пружину, например цилиндрическую. Все детали устройства выполнены из биологически инертных материалов (титана, сплавов титана или нержавеющей стали).

Операция проводится выше зубчатой линии, т.е. в безболезненной зоне. За счет подтягивания ткани геморроидального узла можно корректировать пролапс.



Устройство работает следующим образом. Внутренний геморроидальный узел (рисунок 4) пролабирует в окно операционного анаскопа. Затем вводится аппарат (рисунок 5), и через окно аппарата вытягивается узел при помощи зубчатого зажима (рисунок 6), тем самым контролируя уменьшение степени выпадения узла. При помощи аппарата производится резекция избытка слизистой геморроидального узла (рисунок 7). В результате происходит восстановление нормальной анатомии оболочки анального канала, с минимальной травмой.

Таким образом, предлагаемый метод удаления геморроя позволяет максимально быстро, безболезненно вернуть человека к привычному ритму жизни. Дополнительным преимуществом прибора является относительно невысокая стоимость – он в 2-3 раза дешевле аппарата Лонго.

Библиографический список

1. Ан В.К., Ривкин В.Л. Неотложная проктология. М., Медпрактика, 2002, 248 с.
2. Пат. 108278 Российская Федерация, МПК A61B 17/068, U1 (2006/01). Хирургическое сшивающее устройство [Текст] / Гришин К.Н. ; заявитель и патентообладатель Астрахань. науч.-исслед. ин-т связи. – № 2000131736/09 ; заявл. 08.04.11 ; опубл. 20.09.11, Бюл. № (II ч.). – 3 с.
3. Ривкин В.Л., Файн С.Н., Бронштейн А.С.. В.К. Ан. Руководство по колопротологии. Изд. 2-е, дополненное. - М.: ИД Медпрактика - М. - 2004, 488 с.

THE SURGICAL SEWING DEVICE FOR REMOVAL HEMORRHOIDS

Grishin K.N., Zolotuhina U.I., Shikulskya O.M.
 Astrakhan state university
 k.n.grishin@yandex.ru

Hemorrhoids – the most widespread disease of a rectum. Hemorrhoid has every tenth adult person. Operation of removal hemorrhoids is the unique hope of the person which has this disease, when simple methods or treatment without operations to carry out or it is inefficient, or already late. Today is developed the new technique which allows to remove hemorrhoids, and also small tumors as fast as possible, without serious consequences and without violation of a rhythm of life of the patient. The basis of a technique is the device which treatment of any degree of hemorrhoids, including 4 degree, in out-patient conditions, reducing the postoperative period till 3-4 days. The device consists of a stapler, the mechanism of formation of a bracket and a cylindrical cover. As a result of operation which did by this device there is a restoration of a normal state of the anal channel, to the minimum trauma. All details of the device are executed from biologically inert materials (the titan, alloys of the titan, stainless steel).

К ВОПРОСУ ДИАГНОСТИКИ НАРУШЕНИЙ СЛУХА МЕТОДОМ РЕГИСТРАЦИИ СТАЦИОНАРНЫХ СЛУХОВЫХ ВЫЗВАННЫХ ПОТЕНЦИАЛОВ

Солдаткина Ф.И., Скибина О.Г., Фридман В.Л.
Областная клиническая больница, г. Владимир, surdolog@list.ru

Целью данной работы явилось исследование корреляций значений расчетных порогов стационарных слуховых вызванных потенциалов (ASSR) со значениями аудиометрических порогов слышимости и величиной порогов визуальной детекции (ПВД) коротколатентных слуховых вызванных потенциалов (КСВП). Были подвергнуты комплексному аудиологическому обследованию 34 пациента (59 ушей). Выявлена высокая степень корреляции между значениями расчетных ASSR – порогов и результатами пороговой тональной аудиометрии (ТПА) и КСВП.

Ключевые слова: стационарные слуховые вызванные потенциалы, коротколатентные слуховые вызванные потенциалы, пороги слышимости, тональная пороговая аудиометрия.

Первые упоминания в литературе о возможности регистрации слуховых вызванных ответов на постоянные амплитудно- и/или частотно-модулированные стимулы относятся к 80-м годам прошлого века (Galambos *et al.*, 1981; Kuwada *et al.* 1986; Rees *et al.*, 1986) [11]. Вместе с тем о возможности записи стационарных вызванных ответов мозга на визуальную стимуляцию сообщалось еще в 60-е годы прошлого века (Regan, 1966) [8]. В настоящее время наиболее часто встречаемое в литературе название метода англоязычное – *auditory steady-state responses* (ASSR) [3]. ASSR это электрофизиологический ответ мозга на звуковую стимуляцию, вызываемый постоянными амплитудно- и/или частотно-модулированными стимулами [1]. Различают составной – многочастотный ASSR (*multiple* –ASSR), когда используется поличастотная стимуляция (одновременная стимуляция амплитудно- модулированными тонами 4-х (чаще) базисных частот – 0,5; 1; 2 и 4 кГц) [3,8,6,9]. При этом возможно как монотическое исследование, так и дихотическое (стимуляция только одного уха или одновременно обоих ушей) [3,8,6]. В случае же раздельного поочередного предъявления стимула на одной из осевых частот, речь идет о так называемом одиночном-одночастотном ASSR (*single*- ASSR) [3]. Одной из определяющих характеристик ASSR является скорость предъявления стимула. С увеличением частоты предъявления стимула уменьшается амплитуда ответа, но и увеличивается отношение сигнал/шум за счет снижения амплитуды фонового шума ЭЭГ [8]. В настоящее время при исследовании в состоянии бодрствования чаще используют частоту стимуляции близкую 40 Гц. Причем именно при данных условиях стимуляции (46 Гц) регистрируется ASSR с максимальной амплитудой [8]. При исследовании спящих пациентов предпочтительнее более высокая частота стимуляции (80 Гц и выше). Посредством двух процедур- усреднением и фильтрацией- полезный ответ ASSR выделяется из фонового шума и анализируется [1].

При наличии очевидных параллелей между ASSR и слуховыми вызванными потенциалами (СВП), диагностическая процедура ASSR имеет ряд преимуществ. Главнейшим из которых является возможность определения частотной специфичности потери слуха, что обусловлено именно характером стимуляции - амплитудно- и/или частотно-модулированные тоны (активируется относительно ограниченный участок основной мембранны улитки) [9]. В то время как при регистрации СВП, как правило, в широкой клинической практике используется широкополосный щелчок (активируется значительно более протяженный участок основной мембранны), что позволяет судить о состоянии слуха, главным образом, в диапазоне около 2 кГц [6]. Регистрация СВП на тональную стимуляцию (*tone-burst*) позволяет судить о частотной специфичности потери слуха, однако данная методика чрезвычайно затратна по времени и, вероятно поэтому, не нашла широкого применения в клинической практике. Важным положительным обстоятельством регистрации ASSR считаются меньшие временные затраты (по сравнению с СВП) за счет возможности стимуляции обоих ушей одновременно (в данном случае имеется в виду *multiple* –ASSR) [6]. Приоритет в разработке первых систем для записи ASSR принадлежит группам австралийских (Field Rickards и соавт.) и канадских (Terry Picton и соавт.) исследователей [11].

По мнению большинства зарубежных исследователей расчетные ASSR - пороги имеют высокую степень корреляции с тональными порогами слышимости. Так, по данным исследований Lins и соавт. (1996) разница между ASSR- порогами и аудиометрическими порогами составила 11-14 дБ у

нормально слышащих субъектов [5]. *Herdman и Staples* (2003) сообщили о высоком уровне корреляции ($r = 0.75 - 0.89$) между ASSR- порогами и тональными порогами, абсолютная разница между которыми не превысила 14 дБ [3]. Аналогичные данные приводят *Dimitrijevic* и соавт. (2004) [2]. У взрослых больных с нарушениями слуха *Dimitrijevic* и соавт. (2002) также обнаружили достаточно высокую степень корреляции данных ASSR и ТПА (разница в абсолютных значениях составила 5-14 дБ) [8]. Необходимо подчеркнуть, что высокая степень согласованности получаемых результатов (ASSR и ТПА) отмечается авторами при различных условиях регистрации ASSR (*single-ASSR* и *multiple-ASSR*, различная частота стимуляции) [3,8].

Что касается связей значений расчетных ASSR- порогов с данными КСВП, то также ряд зарубежных авторов высказываются о достаточно высокой степени корреляции между данными, полученными посредством обоих методов [10,7,11]. Так *Vander Werff* и соавт. (2002) сообщили о коэффициенте корреляции Пирсона равном 0.97 применительно к сравнению порогов слышимости, полученных обоими методами исследования [4].

Уточнение связей и корреляций значений расчетных ASSR- порогов с результатами психоакустических измерений и данными КСВП позволит максимизировать клиническую значимость и расширить сферу практического применения исследований ASSR.

Во Владимирском областном Центре сурдологии и микрохирургии уха исследования ASSR проводятся с использованием системы *Eclipse EP 25* (*Interacoustics*, Дания), *Audera* (*GSI*, США).

Целью данной работы было определение корреляций и взаимозависимостей расчетных порогов ASSR с результатами других методов исследования слуха (субъективных и объективных), прежде всего с ТПА и коротколатентных слуховых вызванных потенциалов (КСВП).

Материал и методы исследования

Приводим результаты обследования 34 пациентов, которых условно (по возрастному критерию) разделили на 2 группы. Первую группу составили дети от 3-х месяцев до 5 лет (29 пациентов). Вторую группу - дети от 5 лет и взрослые (5 пациентов). Всем пациентам проводился полный комплекс аудиологических исследований – ТПА или игровая тональная пороговая аудиометрия (ИТПА) пациентам второй группы, регистрация коротколатентных слуховых вызванных потенциалов (КСВП) детям первой группы. Предварительно у всех пациентов нормальное состояние среднего уха подтверждалось анамнестически, ЛОР-эндоскопией и проведением импедансометрии (AT 22, «*Interacoustics*» и *TymStar*, *GSI*, частота зондирующего тона 226 Гц).

Параметры и условия исследований

Регистрация ASSR и коротколатентных слуховых вызванных потенциалов (КСВП) осуществлялась на многофункциональном комплексе *Eclipse EP 25* (*Interacoustics*, Дания).

ASSR. Монтаж электродов стандартный – активные располагались на лбу (на границе с волосистой частью головы) и сосцевидных отростках, заземляющий электрод устанавливали на лбу выше переносицы; межэлектродное сопротивление не превышало 5 кОм. Исследования детям проводились в состоянии естественного сна с использованием высокой частоты модуляции стимула – от 70 до 100 Гц. Исследования взрослым – в состоянии спокойного бодрствования стимуляция производилась с частотой 46 Гц. Стимулы предъявлялись на частотах 500, 1000, 2000 и 4000 Гц посредством внутриушных телефонов ABR Tip-50; использовали комбинированную модуляцию стимула - 100% амплитудная модуляция, 10% частотная модуляция.

КСВП. Расположение электродов аналогичное регистрации ASSR. В качестве стимула применялись короткие акустические щелчки переменной полярности с частотой предъявления 20,1/с - 29,1/с. Полоса пропускания усилителя (фильтры) – 100 – 3000 Гц. Окно анализа составляло 10-15 мс. Количество усреднений – 2000- 4000.

Пороговую тональную аудиометрию (ТПА) проводили на клиническом аудиометре *AC 40* («*Interacoustics*», Дания) с головными телефонами *TDH 39* в звукозаглушенной камере. Стандартная пороговая аудиометрия состояла из определения порогов по воздушному и костному проведению на тональные стимулы на частотах 250, 500, 1000, 2000, 4000, 6000 и 8000 Гц при изменении интенсивности шагом в 5 дБ. Игровая пороговая тональная аудиометрия (ИТПА) проводилась на приборе *PS 2* («*Interacoustics*», Дания) с головными телефонами *TDH 39* в звукозаглушенной камере. В качестве стимула использовали трель (*warble*) в режиме ручного случайного прерывания.

Результаты

В первой группе по результатам проведенного обследования у 14 пациентов (24 уха) слуховая функция была расценена как нормальная (классификация ВОЗ)- пороги визуальной детекции (ПВД)

КСВП 20-30 дБ нПС, пороги *ASSR* от 5 до 35 дБ нПс (на 0,5 кГц пороги не зарегистрированы при 50 дБ нПс в 5 ушах). У 4-х пациентов (7 ушей) выявлена первая степень тухоухости - ПВД КСВП 30-40 дБ нПс, пороги *ASSR* 30-45 дБ нПс (на 0,5 кГц пороги не зарегистрированы в 3-х ушах при 60 дБ нПс). У 3-х пациентов (6 ушей) вторая степень тухоухости - ПВД КСВП 40-50 дБ нПс, пороги *ASSR* 40-65 дБ нПс (на 0,5 кГц пороги не зарегистрированы в 3-х ушах при 70 дБ нПс). У 3-х пациентов (5 ушей) с третьей степенью тухоухости - ПВД КСВП 60-70 дБ нПс, пороги *ASSR* 60-70 дБ нПс. У 2-х пациентов (4 уха) четвертая степень тухоухости - ПВД КСВП 70-80 дБ нПс, пороги *ASSR* 75-90 дБ нПс. У 2-х (4 уха) пациентов с глухотой не удалось зарегистрировать пороги КСВП (100 дБ нПс) и *ASSR* (110 дБ нПс).

Во второй группе у 5 пациентов (9 ушей) девиация порогов ТПА и *ASSR* не превысила 5 -10 дБ. В 5 случаях нормальный слух, в 4-х тухоухость 2 степени.

Выводы

- 1) Пороги *ASSR* имеют высокий уровень корреляции с данными ТПА (девиация с аудиометрическими порогами - ТПА, ИТПА - не превышает 10 дБ), а также с ПВД КСВП при различных степенях потери слуха.
- 2) Исследование *ASSR* позволяет объективно оценить частотную специфичность нарушения слуха.
- 3) Недостатком методики являются трудности регистрации *ASSR* на частоте 0,5 кГц (дети раннего возраста) при нормальном и легком недостатке слуха.

Библиографический список

1. Auditory steady-state response evaluation of auditory thresholds in cochlear implant patients / M. Menard, S. Gallego [et al.]. // *Audiology*. – 2004.- Vol. 43, S.1, - S39- S43.
2. Auditory steady-state responses in normal-hearing and hearing-impaired adults / A.Dimitrijevic, M.S. John and T.R. Picton // *Ear and Hearing*.-2004.- Vol.25,N1,-P.68-84.
3. Auditory steady-state responses thresholds of adults with sensorineural hearing impairments / A. T. Herdman, D.R. Stapells // *Audiology*. – 2003.- Vol. 42, N5,- P.237- 248.
4. Comparison of auditory steady-state response and auditory brainstem response thresholds in children / K.R. Vander Werff, C.J. Broun, B.A. Gienapp and K.M. Schmidt Clay // *Journal of the American Academy of audiology*.- 2002.- Vol.13, N5,- P.227-235.
5. Frequency-specific audiometry using steady-state responses / O.G. Lins, T.W. Picton, B.L. Boucher, A. Dirieux-Smith, S.C. Shampagne, L.M. Moran // *Ear and Hearing*.- 1996.- Vol.17, N4,-P.81- 96.
6. Hearing assessment by recording multiple auditory steady-state responses: the influence of test duration / H. Luts, J. Wouters // *Audiology*. – 2004.- Vol. 43, N8,- P.471- 478.
7. Hearing threshold estimation in infants using auditory steady-state responses / G. Rance, R. Roper, L. Symons, L.J. Mudy, C. Poulis, M. Dourlay, T. Kelly // *Journal of the American Academy of Audiology*.- 2005.- Vol.16, N5,- P.291-300.
8. Human auditory steady-state responses / Terence W. Picton, M. Sasha John, Andrew Dimitrijevic, David Purcell // *Audiology*. – 2003.- Vol. 42, N4,- P.177- 219.
9. Loudness and auditory steady-state responses in normal-hearing subjects / F.Z. Castro [et al.]. // *Audiology*. – 2008.- Vol. 47, N5,- P.269- 275.
10. Prediction of hearing threshold in infants using auditory steady-state evoked potentials / G. Range, F. Rickards // *Journal of the American Academy of Audiology*.- 2002.- Vol.13, N5,- P.236-245.
11. The ASSR: clinical application in normal-hearing and hearing- impaired infants and adults, comparison with click- evoked ABR and pure- tone audiometry / Fanny Scherf, Jan Brokx, Floris L. Wuyts and paul.H. Van de Heyning // *Audiology*. – 2006.- Vol. 45, N5,- P.281- 286.
12. Auditory steady-state responses to exponential modulation envelopes / M.S. John, A.Dimitrijevic and T.R. Picton // *Ear and Hearing*.-2002.- Vol.19,N2,-P.106-117.
13. Auditory steady-state evoked potentials in newborns / F.W. Rickards, L.E. Tan, L.T. Cochen, O.J / Wilson, J.H. Drew and G.N. Clar // *British Journal of Audiology*.- 1994.- Vol. 28, N6,- P. 327-337.
14. Intracerebral sources of human auditory steady-state responses / A.T. Herdman, O. Lins, P. Van Roon, D.R. Stapells, M. Scherg and T.W. Picton // *Brain topography*.- 2002.- Vol.15, N2,- P. 69-80.
15. The auditory steady-state responses: comparisons with the auditory brainstem response / B. Cone-Wesson, R.C. Dowell, D. Tomlin, G. Rance, W. Jia Ming // *Journal of the American Academy of Audiology*.- 2002.- Vol.13, N4,- P.173-187.

ON QUESTION OF DIAGNOSTICS OF HEARING LOSS BY MEANS OF ASSR

Soldatkina F., Skibina O., Fridman V.
Vladimir Regional Clinical Hospital, Vladimir, Russia

This study evaluated the use of auditory steady-state responses (ASSR) to estimate the degree of behavioral audiograms of subjects with sensorineural hearing impairments. It was being investigated correlations between values of ASSR thresholds and behavioral thresholds and also it was being evaluated correlations between values of ASSR thresholds and thresholds estimated using click-evoked ABRs. 34 patients (65 ears) were investigated. There were no significant differences between estimated ASSR thresholds and behavioral thresholds and between estimated ASSR thresholds and thresholds estimated using click-evoked ABRs.

ПАТОФИЗИОЛОГИЧЕСКИЙ АНАЛИЗ КАТЕГОРИЙ ФУНКЦИОНАЛЬНОГО СОСТОЯНИЯ ОРГАНИЗМА

Кузнецов А.А.¹, Чепенко В.В.²

1 - Владимирский государственный университет
имени Александра Григорьевича и Николая Григорьевича Столетовых, г. Владимир
artemi-k@mail.ru
2 - ЦРБ г. Петушки

Введение

Вопросы этимологических и смысловых аспектов терминов разрешаются «согласительными комиссиями» на международных форумах. До тех пор пока нет соглашения, руководствуются наиболее часто употребляемыми терминами. Функциональное состояние как термин используется физиологами при оценке какой-либо биологической системы: дыхания, кровообращения, центральной нервной, пищеварительной [1 – 12]. При этом и без определения подразумевается, что его семантика всем понятна. Определение ФСО отсутствует и в большой медицинской энциклопедии, и в последних руководствах по физиологическим наукам [13 – 15]. Отсутствие в физиологическом лексиконе общепринятого термина ФСО связано с недостаточностью знаний об интегративной деятельности организма и отсутствием методов ее контроля [16 – 18]. Поэтому актуальной задачей является создание «интегративной физиологии» [19] и концепций «интегративной медицины» [15]. Цель работы – анализ категорий функционального состояния организма в условиях интенсивной терапии для нозологической диагностики.

Интегративная деятельность функциональных систем организма

Здоровый организм является многоуровневой, но не иерархической системой. Системная работа организма не определяется каким-либо одним центральным управителем (головным мозгом) [20]. Функциям организма присуща значительная автономность – «циклические процессы и чередование состояний его элементов сохраняют значительную свободу и осциллируют вокруг неких предельных или оптимальных значений (параметров) в режиме случайной вариации» [21], имея характер предельного цикла на фазовом портрете с минимальным напряжением механизмов адаптации. При переходе к болезни «свобода осцилляций» монотонно уменьшается, напряжение механизмов адаптации нарастает с обеспечением конкретного локально полезного результата, но, как правило, в ущерб другой системе или органу.

Современная концепция о неразрывном единстве и взаимосвязи структуры и функции, построенная на теории функциональных систем П.К. Анохина, утверждает, что любое изменение функции всегда имеет в основе изменения соответствующей структуры при непрерывной работе контуров обратной аfferентации [16] межсистемной связи (интегративной деятельности). Аксоны аfferентных рецепторов располагаются в клеточных структурах соответствующей ткани, и если эта ткань повреждается, то соответствующий контур обратной аfferентации разрывается, «отключая» (изолируя) деятельность определенной функциональной системы, выводя ее за рамки интегративной деятельности. При этом выделяют две переходные стадии ФСО: «болезнь – ЭС» и «ЭС – ТС». Оба

кризиса происходят на разном уровне ФСО: первый – на уровне конкретных функциональных систем, второй – на межсистемном уровне, обеспечивающем системную синхронизацию и функциональную взаимозаменяемость.

При переходе «болезнь – ЭС» «цена адаптации» резко возрастает – адаптивные регуляторные механизмы монотонно теряют соответствие нарастающим требованиям обеспечения постоянства внутренней среды. «Аварийное включение» компенсаторного звена адаптации с низкой энергетической эффективностью определено в этом периоде целесообразностью функциональных реакций и задает их гиперреактивность, что сопровождается истощением структур с соответствующими биохимическими изменениями показателей гомеостаза [22].

Главный критерий второго перехода – системный дисрегуляторный синдром. Этот термин отражает нарушение межсистемных взаимодействий с дезинтеграцией функций. Дезинтеграция функций («патология регуляции») при патологии мембранных структур клеток с афферентными рецепторами функциональных систем считается типовой [3, 16, 21]. Предвестником перехода «ЭС – ТС» служит развитие дисрегуляции на межсистемном уровне взаимодействия функциональных систем. Установлением ТС считают полиорганическую недостаточность, или «синдром мультисистемной дисфункции» [18].

Переходу «ЭС – ТС» соответствует нарушение межсистемных связей и десинхронизация адаптивных реакций, появление локально и моментно полезных, но системно нецелесообразных реакций жизненно важных систем на внешнее влияние. При десинхронизации на межсистемном уровне [17] реакции организма на внешние влияния обретают патогенность и быстро приводят к повреждению соответствующих структур с включением механизмов танатогенеза. При этом переходе организм нуждается в подавлении фактора нарушения программы саногенеза поддержкой жизненно важных функций. Нарушение компенсаторных механизмов переводит организм в КС, как уровня патологии, при которой требуется протезирование жизненно важных функций [22].

Очевидно, что феноменологические модели в представленных выше формах невозможно как шаблоны перенести в клинику. Для определения ФСО и, в частности, перехода «ЭС – ТС» требуются объективные клинические критерии.

Клинические оценки категорий ФСО

В условиях интенсивной терапии (ИТ) для определения уровней функционального состояния организма (ФСО) часто используют следующие термины: «экстремальное состояние» (ЭС), «терминальное состояние» (ТС) и реже – «критическое состояние» (КС) [3, 10, 16 – 18, 21 – 24]. Из известных определений ЭС [10, 15, 21, 25] наиболее точным представляется следующее: «состоиния организма, которые возникают под влиянием сильных (чрезвычайных) патогенных воздействий и характеризуются предельным напряжением защитных реакций организма» [15] с подразделением на «острые, подострые и хронические ЭС» [26]. К состояниям в стадии ЭС относят коллапс, шок, кому [25] и стресс [16, 17]. «При неблагоприятном развитии ЭС может перейти в следующую стадию – ТС, которое определяется как состояние, занимающее промежуточное положение между жизнью и смертью» [16]. На практике между этими стадиями болезни трудно провести четкую границу, но «вместе с тем между двумя этими категориями состояний в большинстве случаев имеются существенные различия: многие формы ЭС самостоятельно обратимы, в то время как ТС без специальной экстренной помощи в абсолютном большинстве случаев заканчивается гибелью организма» [25]. Считается, что при ЭС, в отличие от ТС, обычно отчетливо проявляются свойства вызвавшего их патогенного фактора и специфических механизмов развития патологического процесса [16]. Предполагается, что развитие КС не являются следствием ТС и реанимации [24]. В таком случае КС включает в себя и ЭС, и ТС, являясь наиболее высоким классификационным уровнем стадий ФСО, относящихся к ИТ и реаниматологии.

При определении тактики лечения источниками объективных данных о ФСО являются управляющие функциональные системы организма, реактивные к различным внешним патогенным факторам и лечебным воздействиям. Одной из наиболее реактивных эффекторных систем является функциональная система обеспечения кислородного баланса, поддерживаемая интегрированными нейрогуморальными механизмами. Если поставить в адекватное (функциональное) соотношение потреблению кислорода уровни ФСО, то изменение потребления кислорода столь же адекватно будет определять динамику ФСО [7, 11, 13] и клиническую картину заболевания по «шкале ФСО». При оценке изменений указанных функций в соотношении с интенсивностью внешнего влияния стадии и уровни ФСО определяются по их динамике в условиях функциональной пробы. Так как определенной стадии ФСО соответствует фиксированный оптимальный интервал количественных показателей

потребления кислорода, то вариабельность его размера при внешних воздействиях характеризует устойчивость функциональной системы, и, следовательно, состояние системы адаптации.

Проводятся попытки оценки ФСО по интегральным характеристикам различных реактивных систем организма. Требованиям диагностического метода по технологии получения биосигнала с максимальной информацией о ФСО, удовлетворяет метод оценки ФСО по данным вариабельности сердечного ритма сердца (ВСР) [8], что подтверждено международным стандартом оценки и интерпретации показателей ВСР [14]. Метод оценки ВСР, как критерия ФСО успешно используется в процессе лечебной гипероксии во время гипербарической оксигенации [1, 11, 12] и при исследованиях регуляторных и энергетических нарушений [27].

Заключение

Понятие ФСО, являясь интегральной категорией, позволяет характеризовать по стадиям патологический процесс описанием состояния функциональных систем организма посредством анализа динамики заболевания, адаптивных функциональных резервов организма, изменения структур и функций при взаимодействии с патогенными факторами и внешними воздействиями, в том числе и лечебными. Такой кластерный анализ патологических состояний на метастабильных уровнях гомеостаза в заданных рамках внешней среды влияния позволяет соотнести каждое из них как наиболее вероятное соответствующему кластеру субъективных данных анамнеза и объективных данных ретроспективного анализа для прогнозной оценки алгоритма терапевтических процедур и построения стратегии лечебного процесса [3, 22]. Две последовательные стадии ЭС и ТС, как критерии ФСО, имеют качественно отличные патофизиологические характеристики. Тактика посиндромной ИТ для каждой категории в общем случае строится на разных принципах. Если состояние нормы ФСО как исходный уровень состояния «здоровья» обозначить за левую границу «шкалы ФСО», то термин КС обозначит ее правую границу со смысловым наполнением не стадии, но крайнего уровня ФСО.

Для уточнения различия между ЭС и ТС при переходе от качественной кластерной модели анализа ФСО к количественной физиологической модели с содержательным описанием нарушенной программы саногенеза необходимо поменять подход к исследованию организма человека. Для объективной оценки ФСО в клинике эффективна не оценка состояния отдельных параметров гомеостаза, а изучение реактивности управляющих функциональных систем при использовании высокотехнологичных современных диагностических методик. В качестве такой методики авторами предлагается энтропийный анализ ритма сердца [28], построенный на базе адаптационной физиологии [29, 30] с позиций термодинамики необратимых процессов и теории связи для полуоткрытой неравновесной «системы ритма сердца».

Библиографический список

1. Воробьев К.П. Стандарт мониторинга функционального состояния во время ГБО // Вестн интенсивной терапии. 1999. № 3. С. 34 – 39.
2. Гедымин М.Ю., Соколов Д.К., Кандрор И.С. Об интегральной оценке функционального состояния организма // Физиология человека. 1988. № 6. С. 95 – 97.
3. Ерюхин И.А., Шляпников С.А. Экстремальное состояние. – СПб.: Эскулап. 1997. 222 с.
4. Жужгин С.М., Семешина Т.М. Лабильность зрительного анализатора как показатель функционального состояния человека //Физиология человека. 1991. № 6. С. 147.
5. Козырев О.А., Алдушина И.В., Исаева С.А. Факторный анализ при оценке функционального состояния мужчин молодого возраста с заболеваниями сердечно-сосудистой системы // Вестник новых медицинских технологий. 1998. Т. 5. № 3 – 4. С. 36.
6. Кулешов В.И., Чернов В. И. Влияние дозированной гипероксии на функциональное состояние организма // Гипербарическая физиология и медицина. 1996. № 4. С. 31 – 32.
7. Мороз М.Л., Удалова Т.П., Захаров А.В. Межполушарная асимметрия при изменениях функционального состояния человека // Физиология человека. 1986. № 2. С. 24 – 27.
8. Никулина Г.А. Исследование статистических показателей сердечного ритма, как метод оценки функционального состояния организма при экстремальных воздействиях. Дис... к.м.н. – М.: 1974. 147 с.
9. Попова Л.И. Нейрореаниматология. – М.: Медицина. 1983. 270 с.

10. Селивра А.И. Мониторинг функционального состояния человека при гипероксии // Физиологические механизмы развития экстремальных состояний. Материалы конф. – СПб.: Наука. 1995. С. 78.
11. Селивра А.И. Физиологические основы контроля функционального состояния организма при гипероксии // Гипербарическая физиология и медицина. 1996. № 4. С. 4 – 5.
12. Селивра А.И., Щуров А.Г., Шарапов О.И. Мониторинг функционального состояния организма при ГБО по изменению сердечного ритма // Режимы оксибартерапии в комплексном лечении и реабилитации раненых и пораженных. – СПб.: 1994. С. 34 – 37.
13. Heart Rate Variability. Standards of Measurements, Physiological Interpretation, and Clinical Use // European Heart Journal. 1996. V. 17. P. 354 – 381.
14. Шифрин А.Г., Шифрин Г.А. Научные основы интегративной медицины. Руководство. Запорожье: Дикое поле. 1999. 200 с.
15. Энциклопедический словарь медицинских терминов. – М.: Советская энциклопедия. 1984. Т. 3, 28.
16. Саркисов Д.С., Пальцев М.А. Общая патология человека. – М.: 1997. 608 с.
17. Судаков К.В. Индивидуальная устойчивость к эмоциональному стрессу. – М.: 1998. 263 с.
18. Шифман Е.М., Септические осложнения в медицине критических состояний / Актуальные проблемы медицины критических состояний. Петрозаводск. 1999. С. 112 – 120.
19. Вейбл Э.Р. Будущее физиологии // Физиология человека. 1998. Т. 24. № 4. С. 5.
20. Гайтон А. Физиология кровообращения: минутный объем сердца и его регуляция. – М.: Медицина. 1969. 472 с.
21. Зайчик А.Ш., Чурилов Л.П. Основы общей патологии. – СПб.: ЭЛБИ. 1999. 618 с.
22. Зильбер А.П. Медицина критических состояний. Книга 1. – Петрозаводск: Петроз. ун-тет. 1995. 358 с.
23. Рябов Г.А. Синдромы критических состояний. – М.: 1994. 296 с.
24. Рябов Г.А. Логика развития интенсивной терапии критических состояний // Анестезиология и реаниматология. 1999. № 1. С. 10 – 13.
25. Литвицкий П.Ф. Патофизиология. – М.: Медицина. 1995. 750 с.
26. Воложин А.И., Прядкина Г.В. Патологическая физиология. – М.: Медпресс. 1998. 450 с.
27. Григорьев Е.В., Слепушкин В. Д. Кардиоритмография как метод неинвазивного мониторинга регуляторных процессов и энергообеспечения у больных с гиповолемическим шоком // Актуальные вопросы интенсивной терапии. 1999. №4. С. 48 – 52.
28. Кузнецов А.А. Энтропия ритма сердца: монография. – Владимир: Изд-во Владимир. гос. ун-та. 2009. 172с
29. Агаджанян Н.А. Адаптационная и этническая физиология: продолжительность жизни и здоровье человека. – М.: РУДН, 2009. 34 с.
30. Баевский Р. М., Берсенева А. П. Введение в дононозологическую диагностику. – М.: Слово. 2008. 176 с.

THE PATHOPHYSIOLOGICAL ANALYSIS OF ORGANISM FUNCTIONAL CONDITION CATEGORIES

Kuznetsov A.A.¹, Chepenko V.V.²

1 - Vladimir state university

2 - Central Area Hospital the city of Petushki

artemi-k@mail.ru

According to references an organism functional condition (OFC) categories analysis in conditions of intensive therapy for clinical diagnostics is resulted. In a basis of the analysis it is put an organism functional systems integrative activity. Definitions of categories of extreme, terminal and critical conditions are given and clinical estimations of these categories OFC are given. It is shown, that at definition of treatment tactics by sources of the objective data about OFC an organism managing functional systems, reactive to various external pathogenic factors and medical influences.

Key words: terms, pathological physiology, an organism functional condition, integrative activity.

О ДИАГНОСТИЧЕСКОЙ ЗНАЧИМОСТИ ВРЕМЕНИ РЕГИСТРАЦИИ СИГНАЛА ПУЛЬСОВОЙ ВОЛНЫ И ЕГО СПЕКТРАЛЬНЫХ ПАРАМЕТРОВ

Михайлов Н.Ю.¹, Жукова Г.В.², Машенко Н.М.², Гаркави Л.Х.², Гуськова Н.К.², Торпуджан И.С.²,
Фургалев Г.О.¹

1 - ЮНЦ РАН, 2 - Ростовский научно-исследовательский онкологический институт,
mnazar@yandex.ru

В настоящее время существуют различные теории и подходы к пониманию процессов адаптации человека [1-5]. Весьма плодотворной оказалась теория общих неспецифических адаптационных реакций организма, позволившая разработать ряд эффективных технологий для клинической и профилактической медицины [4,5]. Показано, что характер и напряженность общих неспецифических адаптационных реакций организма в обобщенном виде отражаются в параметрах лейкоцитарной формулы крови (представлявших собой процентное содержание в крови шести различных клеток лейкоцитарного ряда - лимфоцитов, моноцитов, эозинофилов, базофилов, сегментоядерных и палочкоядерных нейтрофилов) [5]. В дальнейшем было отмечено, что существует связь между характером неспецифических адаптационных реакций и особенностями высокочастотных колебаний в сигнале пульсовой волны [6]. При этом для оценки характера адаптационных реакций организма, имеющих циркадианную ритмику развития, можно использовать параметры лейкоцитарной формулы только в том случае, если анализ сделан в утренние часы, до первого приема пищи, и ему не предшествовала существенная физическая нагрузка [4,5]. Действительно, были показаны изменения степени корреляционной зависимости между спектральными и гематологическими показателями в течение суток, обусловившие необходимость применения методов сглаживания для частотных параметров [7].

Таким образом, возникает вопрос об информативности суточной динамики параметров лейкоцитарной формулы и спектральных характеристик пульсовой волны для оценки функционального состояния организма.

Для выяснения этого вопроса первым этапом было проведено исследование дневной динамики частотных характеристик и параметров лейкоцитарной формулы крови у группы женщин разного возраста, у которых ранее не было выявлено выраженных патологических процессов. Регистрация сигнала пульсовой волны происходила перед каждым забором крови, осуществлявшимся трижды в день: до 10:10 утра натощак, в 11:40-12:45 за 30 минут до приема пищи, в 13:40-14:40 спустя 1 час после приема пищи. Лейкоцитарная формула в выборке подсчитывалась одним и тем же специалистом, что в значительной степени исключает влияние отличий в методике расчета параметров.

Сбор данных осуществлялся с помощью программно-аппаратного комплекса «Пульс-Антистресс Риски» [8]. Для регистрации пульсовой волны был использован акустический датчик с полосой пропускания 0,01-50 Гц, частотой дискретизации 100 Гц и 12 разрядным аналого-цифровым преобразователем. Аналоговые данные аппаратно дифференцировались. Сигнал регистрировался в течение 82 секунд, таким образом, чтобы в нем отчетливо присутствовали все последовательно идущие квазипериоды волны давления (рисунки 1 и 3), каждый из которых соответствует одному удару сердца.

Таким образом, исходными данными для дальнейшего исследования являлись оцифрованные сигналы дифференциальной формы волны давления длительностью 82 секунды (рисунок 1), зарегистрированные у добровольцев на поверхности кожи над лучевой артерией в области шиловидного отростка. Наблюдение за группой осуществлялось в течение одной недели каждые 1-2 дня. Объемы выборок представлены в таблице 1.

Каждый из результатирующих примеров включал следующие показатели: 64 коэффициента вариации гармоник сигнала пульсовой волны в диапазоне от 1 до 50 Гц с шагом 0.78 Гц (рисунок 2) и процентное содержание в крови шести различных клеток лейкоцитарного ряда - лимфоцитов, моноцитов, эозинофилов, базофилов, сегментоядерных и палочкоядерных нейтрофилов. Всего исследовано 112 регистраций (таблица 1) для 5 человек (23 ± 8 пульсовые волны). Следует также отметить, что перед каждым забором крови регистрацию сигнала пульсовой волны проводили 2-4 раза подряд.

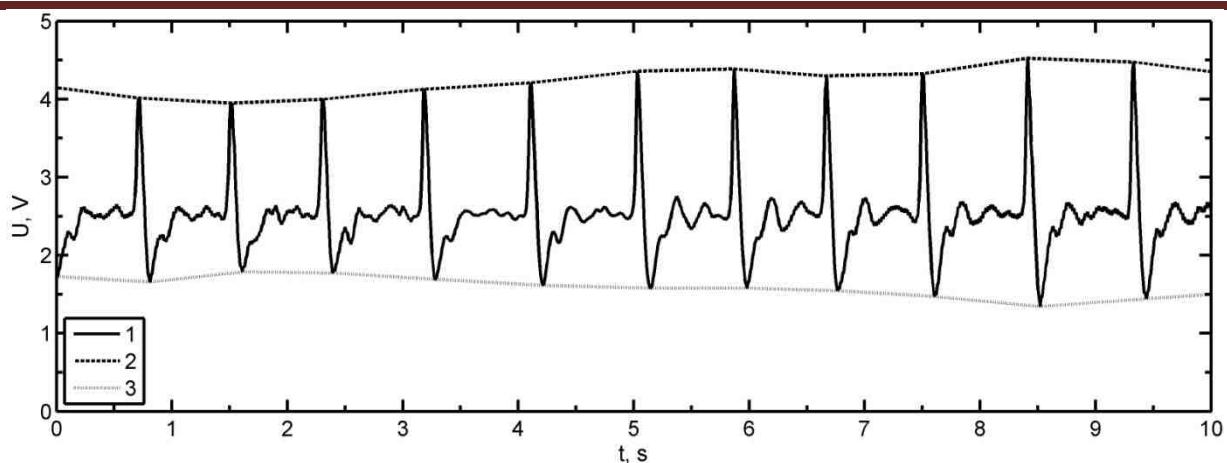


Рисунок 1 - Участок сигнала пульсовой волны человека, зарегистрированной с помощью акустического датчика пульса с частотой дискретизации 100 Гц. На рисунке: 1 – пульсовая волна, 2 – верхняя огибающая пульсовой волны (дыхательная волна [9]), 3 – нижняя огибающая пульсовой волны.

Таблица 1 - Объемы выборок для лейкоцитарной формулы крови и сигналов пульсовой волны

	1 – утреннее время (8:50-10:10)	2 – полуденное (11:40-12:45)	3 – обеденное (13:40-14:40)	Общее количество
Общее количество сигналов	49	31	32	112
Результаты расчета лейкоцитарной формулы крови	14	14	14	42

Для оценки динамики исследованных параметров каждой группы в качестве критерия их связанности внутри группы был выбран вес корреляционного графа [10], рассчитанный для $|r_{i,j}| \geq 0.5$. Обнаружено, что наименьшая связанность проявляется утром, и затем, к обеду возрастает, как для параметров лейкограммы, так и для коэффициентов вариации гармоник. При этом важно отметить, что при использовании только первого сигнала пульсовой волны из каждой серии повторных регистраций проявляется противоположная зависимость (рисунки 3 и 2). Данный факт может быть связан с наличием колебаний для коэффициентов вариации гармоник сигнала пульсовой волны, кратных периоду регистрации (82 с.), которые усредняются при увеличении выборки за счет использования последующих результатов.

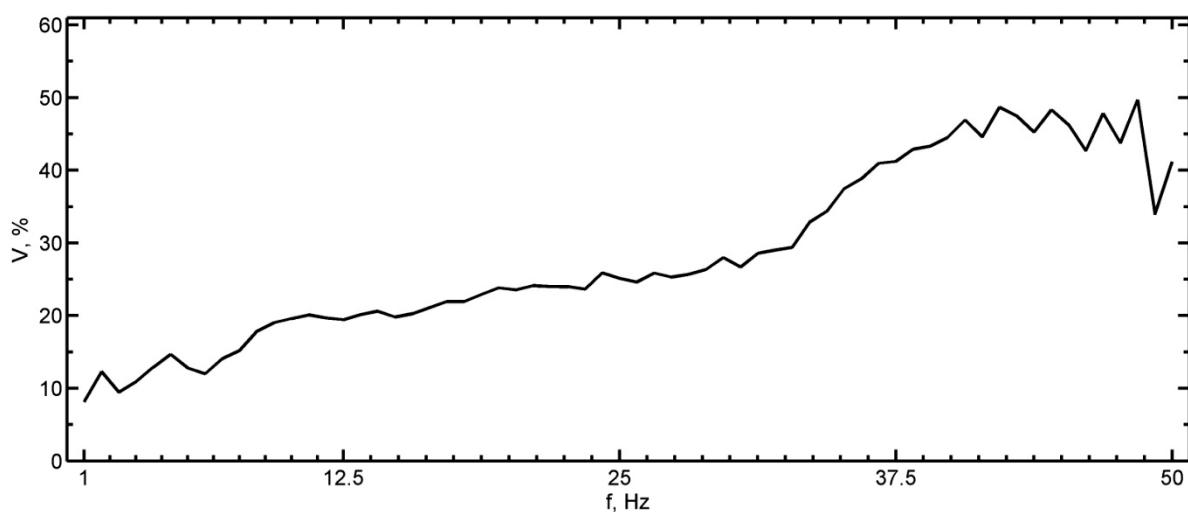


Рисунок 2 - Пример коэффициентов вариации гармоник сигнала пульсовой волны длительностью 82 с. (1÷50 Гц с шагом 0.78 Гц).

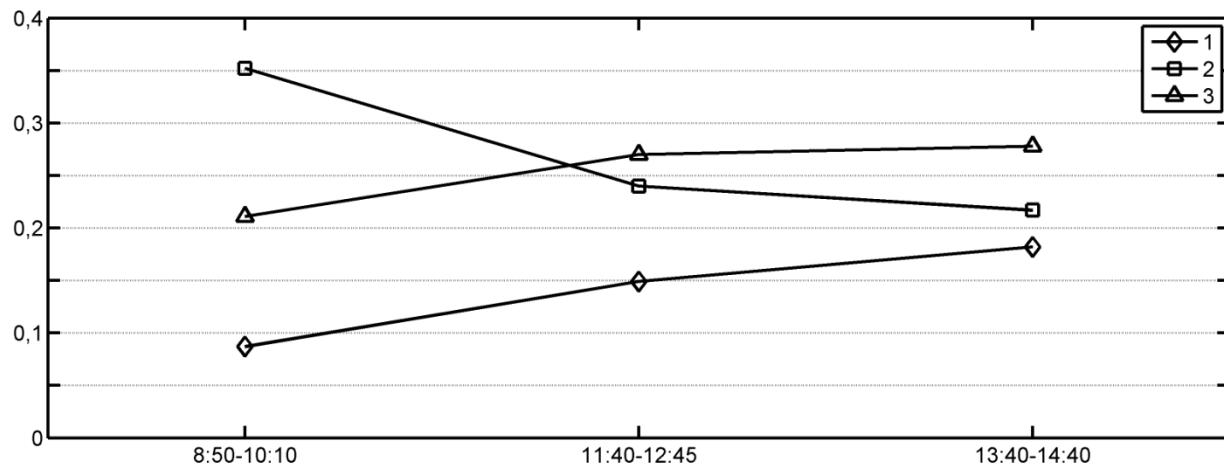


Рисунок 3 - Дневная динамика веса корреляционного графа. 1 – параметры лейкоцитарной формулы крови, 2 – первая регистрация сигнала пульсовой волны, 3 – первая и повторные регистрации сигнала пульсовой волны.

В работе [11] был сделан вывод о том, что максимум информации о степени адаптированности людей к изменившимся условиям несут корреляции между физиологическими параметрами. При увеличении адаптационной нагрузки «уровень корреляций» повышается, а после успешной адаптации - снижается.

На данном этапе не представляется возможным определить статистически значимое обоснование выявленной динамики связи внутри исследованных групп показателей. В то же время наличие единой направленности в изменении связанных, как спектральных, так и гематологических характеристик представляется весьма интересным. Выявленная динамика веса корреляционного графа внутри исследованных групп показателей формально вполне соответствует нарастанию процессов утомления в результате умственной и физической нагрузки в течение рабочего дня (рисунки 1 и 3). В совокупности с ранее полученными данными о связи гематологических параметров и спектральных характеристик пульсовой волны в утренние часы с характером адаптационных реакций [6,7] это позволяет говорить о перспективности дальнейших исследований суточной динамики их веса корреляционного графа.

Таким образом, найденные изменения исследуемых параметров свидетельствуют о важности учета и соблюдения не только условий регистрации сигналов и забора крови для диагностики состояния человека, но и времени суток. А также позволяют сделать предварительный вывод о диагностической значимости веса корреляционного графа для определения адаптационных возможностей группы людей и отдельного человека при повторных регистрациях сигналов. Одним из следующих этапов изучения суточной динамики указанных параметров может стать их исследование с использованием дополнительной физической и умственной нагрузки.

Библиографический список

1. Анохин П.К. Узловые вопросы теории функциональной системы. М. Изд-во Наука, 1980. - 200 с.
2. Меерсон Ф.З., Пшениникова М.Г. Адаптация к стрессовым ситуациям и физическим нагрузкам. -М: Наука, 1988. -256 с.
3. Селье Г. Очерки об адаптационном синдроме / Пер. с англ. М. Медгиз, 1960. - С. 275.
4. Гаркави Л.Х., Квакина Е.Б., Уколова М.А. Адаптационные реакции и резистентность организма. Ростов н/Д, 1990. -223 с.
5. Гаркави Л.Х., Квакина Е.Б., Уколова М.А. Адаптационные реакции и резистентность организма. 2-е изд., доп. Ростов н/Д. Ростовский ун-т, 1979. -128 с.
6. Михайлов Н.Ю., Толмачев Г.Н., Шепелев И.Е., Пляка П.С.. Высокочастотные колебания в сигнале пульсовой волны и их связь с адаптационными реакциями. Биофизика, 2008. Т. 53. вып. 3, С. 482-487.
7. Михайлов Н.Ю., Гаркави Л.Х., Мащенко Н.М., Жукова Г.В. Исследование связи клеточного состава лейкоцитарной формулы крови с частотными характеристиками сигнала пульсовой волны // Биофизика, 2012, том 57, вып. 1, С. 99–104.

8. Михайлов Н.Ю., Толмачев Г.Н., Пляка П.С. Оценка групп риска по состоянию адаптационных возможностей человека (Пульс-Антистресс Риски): Свидетельство об официальной регистрации программы для ЭВМ №2010610702 от 20.01.2010. — М.: Федеральная служба по интеллектуальной собственности, патентам и товарным знакам, 2010.
9. Михайлов Н.Ю. Программная реализация метода выделения дыхательной волны из сигнала пульсовой волны // Приложение к журналу «Научная мысль Кавказа», 2003 г., №11. –С.136-139.
10. Горбань А.Н., Манчук В.Т., Петушкина Е.В. Динамика корреляций между физиологическими параметрами при адаптации и эколого-эволюционный принцип полифакториальности // Проблемы экологического мониторинга и моделирования экосистем. - Л.: Гидрометеоиздат, 1987. - Т.10. - С.187-198.
11. Горбань А.Н., Смирнова Е.В., Чеусова Е.П. Групповой стресс: динамика корреляций при адаптации и организация систем экологических факторов // рукопись депонирована в ВИНИТИ 17.07.97, №2434B97. 54 с.

ABOUT THE DIAGNOSTIC SIGNIFICANCE OF TIME OF THE PULSE WAVE REGISTRATION AND ITS SPECTRAL PARAMETERS

Mikhailov N.Yu.¹, Zhukova G.V.², Mashenko N.M.², Garkavi L.H.², Guskova N.K.², Torpydzhian I.S.², Furgalev G.O.¹

1 - South Research Center, Russian Academy of Sciences, 2 - FSI Rostov Research Institute of Oncology, mnazar@yandex.ru

There are different approaches and theories to research processes of a human's adaptation. One of them is the fruitful theory of nonspecific adaptation responses (H.Selye, 1936; L.H.Garkavi, E.B. Kvakina, T.S. Ukolova, 1975). Preliminary results shows existence of the correlation between the human's pulse wave high frequency oscillations and the type of the adaptation response (stress and activation reactions). So it is necessary to investigate a dynamics and the significance of the spectral parameters and the blood count leucocytes for a assessment of the human's functional state during a day time.

To achieve this purpose a correlation graph weight was proposed, calculated for the $|r_{i,j}| \geq 0.5$. In result the smallest correlation level in the morning was obtained. The correlation graph weight grows to the 15 o'clock for the harmonics variance coefficient and the blood count parameters. In conclusion, in advanced researches of a day's dynamics of the human's functional states it is important to use a special conditions of the pulse wave signal registration, the blood sampling and the time of the day.

ФИЗИОЛОГИЧЕСКИЕ КАТЕГОРИИ ФУНКЦИОНАЛЬНОГО СОСТОЯНИЯ

Кузнецов А.А.

Владимирский государственный университет
имени Александра Григорьевича и Николая Григорьевича Столетовых
artemi-k@mail.ru

Введение

Проблема термина «функционального состояния организма» (ФСО) напрямую связана с терминологической неразрешенностью понятия «здоровье» как исходной стадии, нормы ФСО и начала отсчета по «шкале ФСО». Уже одно то, что существует множество различных определений термина «здоровье», указывает на нерешенность данного методологического аспекта [1 – 3]. Для использования логики сопоставлений в классификации стадий при формировании «шкалы ФСО» необходимо понятие исходной (начальной) стадии: естественно-идеализированной (эталонной) или искусственно-абстрактной (виртуальной), но с обязательным четко оговоренным набором системных характеристических свойств.

Термин «нормы ФСО» до сих пор является абстрактной категорией [4], определяемой посредством оценки «работоспособности», «трудовой деятельности», «физических способностей» человека [1]. Придание этому термину конкретности со структурно-функциональной проекцией на организм человека позволяет системный анализ донозологической категории «здоровье – болезнь». Теория донозологической диагностики трактует состояние организма («здоровье – болезнь») как

результат его адаптации или дизадаптации к изменчивой внешней среде влияния [5]. Здоровье как полная гармония эндогенной внутренней среды организма с экзогенной внешней средой влияния определяется в форме устойчивой жизнедеятельности, обеспечивающей экономичные оптимальные механизмы приспособления к окружающей среде на основе функционального резерва [1, 4 – 6]. Такое определение правомочно, если организм рассматривать как полуоткрытую неравновесную неиерархическую систему.

На сегодняшний день лучшей методологией оценки здоровья является теория функциональных систем П.К. Анохина [7] в рамках которой категории, характеризующие непрерывно-дискретные состояния биологической динамической системы в условиях непрерывного влияния патогенных факторов внешней среды, могут быть объединены понятием «ФСО». Понятие «ФСО» одновременно должно иметь статус и функции динамического процесса, и интегрального состояния, обретая свойства «шкалы ФСО». Термин «нормы ФСО» становится характеристикой начала отсчета по этой «шкале». Нормальное ФСО – это интегральная характеристика состояния здоровья, которая отражает адаптивные возможности при максимальном функциональном резерве организма и оценивается степенью напряжения регуляторных систем организма по данным изменений функций и структур наиболее реактивных систем и органов к факторам внешней среды влияния. Поэтому чрезвычайно актуальным является выбор в качестве объекта исследования ритма сердца как наиболее реактивной системы условно здорового человека на внешнюю среду влияния с предметным поиском индивидуальных и коллективных адаптационных способностей [6]. Метод оценки ФСО по данным вариабельности сердечного ритма (ВСР) удовлетворяет требованиям диагностического метода по технологии получения биосигнала с максимальной информацией о ФСО [8], что подтверждено международным стандартом оценки и интерпретации показателей ВСР [9].

Экспериментальная часть

По данным 747 двадцатиминутных регистраций электрокардиограмм (ЭКГ) молодых и здоровых людей одного возраста (18 – 20 лет) проведен поиск нормальных физиологических закономерностей процесса ритма сердца. Регистрация ЭКГ производилась лицензированным монитором Холтера «AnnA Flash 3000» в программе «EScreen» [10] в режиме покоя (сидя и лежа). Алгоритм программы определения координат зубцов R на ЭКГ [11] позволил составить массивы цифровых данных значений RR-интервалов времени, ограниченных соседними зубцами R. При принятом при регистрации шаге дискретизации $\Delta x = 1$ мс точечная диаграмма ритма сердца (ДРС) обретает ярусную структуру формы «нотного письма» [2, 3].

«Сетка параметрических ячеек» общего функционального состояния организма

Если ярусную структуру ДРС представить в форме «замороженной» реализации макроскопического состояния точечной системы, то каждому макро-состоянию можно поставить в соответствие набор микросостояний – фазовых ярусов, что позволяет применить к ней известную методику расчета информационной энтропии I^* , как критерия ее неупорядоченности [12]. Чем эффективнее в рамках стандартного отклонения ритм использует предоставленные ему ярусы, тем больше значение информационной энтропии. Без учета сильных управляющих и регулирующих ритмических компонент со стороны центральной и вегетативной нервной системы, соответственно, ритм должен приближаться к гауссовому шуму с максимальным значением $I^* = H(X)$ [13].

На рисунке 1 в полулогарифмическом масштабе приведены точечные графики зависимости основных расчетных выборочных параметров ВСР от соответствующих значений информационной энтропии, построенные по данным 423 двадцатиминутных регистраций ЭКГ в течение трех лет. В качестве основных параметров ВСР представлены: из временной области анализа ДРС – стандартное отклонение (σ , мс), из набора производных показателей Баевского – индекс напряжения (ИН), или стресс-индекс (SI), характеризующий степень централизации управления ритмом [5].

Данные юношей (х, +) и девушек (•, о) разных групп и серий измерений распределены по трем функциональным линиям равного наклона без разделения по полу. Топологическая структура ритма сердца меняется дискретно в режиме изменений сезонных внешних условий. При установке соответствия каждого условно-сезонного интервала времени собственному «функциональному уровню», следует наличие механизма адаптации, стабилизирующего каждое новое качество ритма сердца. Трендовые линии функциональных связей $\sigma(I^*)$ и $SI(I^*)$ соответствуют формальным связям $I^* + i = \log_2(3\sigma)$ и $I^* + i = \log_2[450(SI)^{-0,333}]$ при коэффициенте достоверности аппроксимации $R^2 > 0,9$, где параметр дискретизации i назван автором по форме записи «избытком продукции информационной энтропии» ритма сердца. Каждому дискретному состоянию, или уровню ФСО соответствует

собственное значение: $i = 0$ (состояние «весны»), $i = 1$ (состояние «зимы») и $i = 2$ (состояние «осени»). В интервалах времени условно-сезонного исследования, точки на графиках соответствующих параметров перемещаются вдоль линий функциональных кривых, определяющих стадии ФСО.

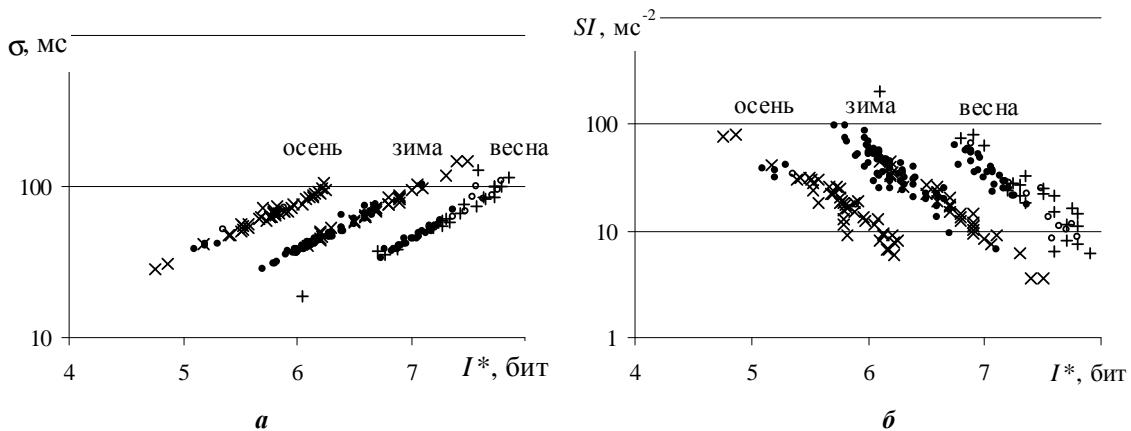


Рисунок 1 - Графики функциональных связей параметров ВСР и информационной энтропии ДРС молодых здоровых людей. Обозначения в тексте

С одной стороны экстраполяция полученной логики на ФСО больных людей показывает наличие еще четырех функциональных уровней (рисунок 2, *a*). С другой стороны при объединении обеих функций $\sigma(I^*)$ и $SI(I^*)$ на комбинированной диаграмме в графическом формате, видно, что их трендовые линии организуют «сетку параметрических ячеек» [13], представляющую своеобразную матрицу функционального состояния организма (рисунок 2, *б*).

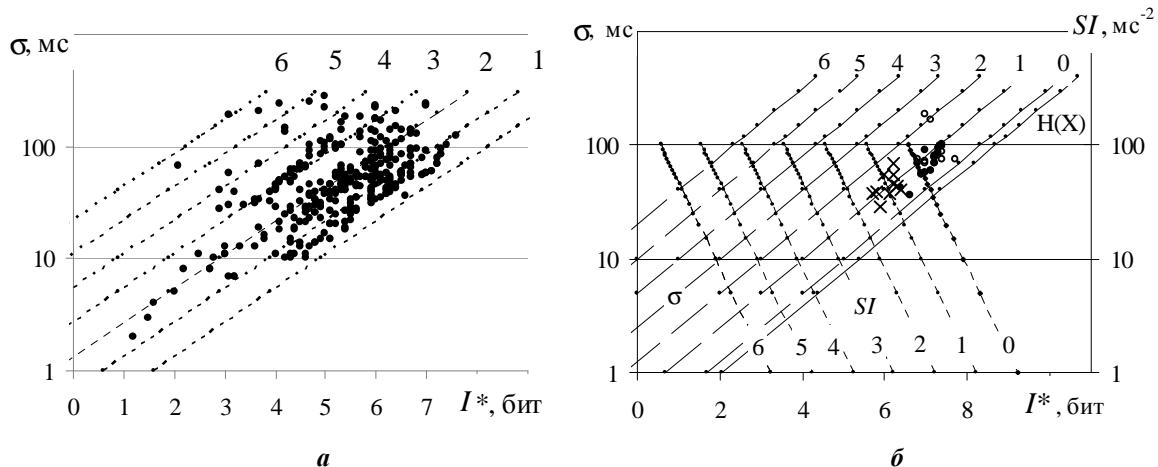


Рисунок 2 - Графическое распределение функциональных значений $\sigma(I^*)$ для 324 ДРС больных людей (а) и 51 ДРС здоровых людей при тилт-тесте (велозергометр) [14] на «сетке параметрических ячеек» (б). Показаны линии тренда: $\sigma(I^*)$ – штриховые линии, $SI(I^*)$ – пунктирные линии и при $I^* = H(X)$ (сплошная линия) (б)

Соответствующее уровню нормы граничное ФСО, оценивается функцией $\sigma(I^*)_{i=0}$. На рисунок 2 *б* приведен график функции математического ожидания энтропии $H(X) \approx \log_2(4,13\sigma)$ при объеме выборки $n \rightarrow \infty$ для нормального закона распределения [15]. Графики трендовой линии функции $\sigma(I^*)_{i=0}$ и функции $H(X)$ параллельны и отстоят на $\Delta i = 0,5$ бит. При росте n вся «сетка» сдвигается медленно и замедленно вправо к линии $H(X)$, при уменьшении n – медленно, но ускоренно влево. Так, при уменьшении с двадцатиминутной до пяти минутной длины записи вся «сетка» сдвигается влево на 0,5 бит без искажения ориентации. При $n > 10^4$ форма, ориентация и местоположение «сетки» практически перестает зависеть от n [16].

Полная спектральная мощность (TP) как и отдельные ее составляющие [9] по всем ДРС здоровых людей имеют графическое распределение в полулогарифмическом масштабе аналогичное распределению на рисунок 1 *а* и 2 *а*. Это объясняется прочной функциональной квадратичной зависимостью между параметрами TP и σ [11 – 15].

Обсуждение результатов

Система регуляции ритма сердца работает в установленном регламенте трех режимов адаптации: управления при переменном значении i , собственно регуляции при постоянном значении i и контроля при постоянном минимальном значении i , равном нулю.

В режиме управления уменьшение величины i для ДРС свидетельствует об уменьшении вклада детерминистской составляющей, относительном росте превалирования естественной хаотической составляющей в ритме сердца, нормализации распределения данных на ДРС, уменьшении напряжения регуляторных систем и росте функционального резерва организма. Увеличение величины i для ДРС свидетельствует о росте вклада детерминистской составляющей в ритм сердца, ее превалировании над постоянной хаотической составляющей и об усилении напряжения адаптационных регуляторных систем с текущей выработкой функционального резерва организма.

Избыток продукции энтропии i ритма сердца имеет характер количественной категории функционального состояния организма, позволяя проводить классификацию по уровням и стадиям по «шкале ФСО». Известная система «Светофор» [5] качественной классификации в донозологических ФСО получила подтверждение и количественное разрешение с оценкой напряженности регуляторных систем ритма сердца по трем уровням в интервале $\Delta i = 0 - 2$ бит. В этом интервале значений управление ФСО производится циклически естественной внешней средой влияния и на основе системной обратимости всех реактивных и сопряженных процессов в онтогенезе.

В соответствие с предложенной «шкалой ФСО» по управляющему параметру i механизмы адаптации отстроены в норме на увеличение информационной энтропии снижением избытка продукции энтропии ритма сердца до минимума, совместимого с условиями, определяемыми внешней средой влияния. Уровень нормы ФСО, или начало отсчета по «шкале ФСО» оценивается функцией $\sigma(I^*)_i = 0$. Это наивысший уровень ФСО, определенный работой системы регуляции ритма сердца в режиме контроля. При работе сердца в этом режиме регуляции ритма непрерывный управляющий сигнал со стороны головного мозга и центральной нервной системы должен иметь стохастический характер и постоянное минимальное значение среднеквадратического отклонения. В таком режиме, который можно назвать «ждущим», базовым или контрольным, влияние управляющего сигнала на качество ритма сердца «отключено», но динамическая база в форме непрерывного контроля его проведения сохраняется. Соответствующее состояние и определяется автором как полная гармония эндогенной – внутренней среды организма с экзогенной – внешней средой влияния. Системность или гармония внутренней среды организма определена эффективностью работы вегетативной нервной системы (ВНС), в частности, обеспечивающей режим собственно регуляции ритма сердца на каждом уровне ФСО. Вероятно, режим контроля характеризуется постоянным минимальным симпатическим влиянием и слабопеременным максимальным парасимпатическим влиянием на ритм сердца. Кривая спектра плотности мощности соответствующих ($i = 0$) ритмограмм имеет типичную форму, близкую по форме к кривой распределения Релея с максимальным представительством диапазона ультразвуковых частот (ULF) [11]. При росте величины i ($i = 1, 2$ бит) режим собственно регуляции может характеризоваться относительным ростом симпатического влияния за счет падения парасимпатического влияния, а при $i \geq 3$ бит – абсолютным ростом симпатического влияния на ритм сердца.

Патогенные факторы внешней среды влияния стремятся снизить уровень ФСО (рост величины i), а механизмы адаптации или нивелируют регулирующее воздействие в режиме собственно регуляции, или приспособливают организм к этим воздействиям в режиме управления. Управляющий параметр i обретает качество критерия интегральной интенсивности воспринятого действия патогенных факторов на организм человека, а ритм сердца играет роль реактивного «фазового датчика» внешней среды влияния. Сопоставив интенсивность действия патогенных факторов на организм человека с его функциональным состоянием, получаем полную «школу ФСО» (рисунок 2): 1. Норма ФСО ($i = 0$); 2. Донозологическое состояние ($i = 0 - 2$ бит); 3. Преморбидное состояние ($i = 3$ бит); 4. Экстремальное состояние ($i = 4$ бит); 5. Терминальное состояние ($i = 5$ бит); 6. Критическое состояние ($i = 6$ бит).

При выделении в составе внешней среды влияния социального фактора, отвечающего за психическую и эмоциональную составляющие ФСО, следует перейти от «школы ФСО» (рисунок 2 а) к «сетке параметрических ячеек» (рисунок 2, б). Как известно [5] специфическим и наиболее чувствительным к переменному психоэмоциональному состоянию (ПЭС) является стресс-индекс (SI). «Шкала ПЭС» формируется соответствующими трендовыми линиями функций $SI(I^*)$ (рисунок 1 а, б) и, не меняя общей «школы ФСО», определяет соотношение психоэмоциональной составляющей к общему ФСО. При наложении обеих шкал на одной комбинированной диаграмме организуется

«сетка параметрических ячеек», на которой каждому значению функции $\sigma(I^*)$ соответствует адекватное значение функции $SI(I^*)$ и каждому уровню ФСО соответствует собственный уровень ПЭС. На каждом регламентном режиме собственно регуляции ослаблению ФСО соответствует снижение величины I^* . При этом величина SI растет, что соответствует угнетению ПЭС. В режиме управления ритма сердца смена уровня ФСО сопровождается сменой соответствующего уровня ПЭС. Замечено, что при этом скачком меняется величина I^* при практически неизменных значениях σ и SI . Это означает, что на «включение» управления реагирует только величина I^* , отвечающая за распределение данных по ярусам ДРС, а другие параметры к этой процедуре не чувствительны. Можно предположить, что определенные механизмы адаптации ритма сердца при трехрежимном регламенте работы системы регуляции, адекватно задающие систему регуляции ФСО, сопровождаются управлением психическим и эмоциональным состоянием и наоборот.

Дискретно-непрерывная «шкала ФСО» в форме линий тренда равного наклона функции $\sigma(I^*)$ на параметрической диаграмме (рисунок 1,2) указывают на наличие системной режимной связи управления и собственно регуляции в форме субкритической бифуркации [17]. Такая форма связи предопределяет дискретность уровней ФСО и ПЭС с шагом 1 бит по управляющему параметру i (режим управления) с непрерывной работой механизмов адаптации со стороны ВНС в режиме собственно регуляции ритма сердца с управляющим параметром I^* .

Выводы

1. Управляющими параметрами регуляции и управления ритма сердца являются информационная энтропия ритма сердца и избыток ее продукции, соответственно.

2. Качественная перестройка топологической структуры ритма сердца при смене состояний в режиме управления позволяет прогнозировать ухудшение состояния по динамике величин i , I^* и SI с предотвращением изменения артериального давления при переходе 1 – 2, возникновения болевого синдрома при переходе 2 – 3 или проведения клинических и реанимационных процедур при более высоких переходах.

Библиографический список

1. Зайчик А.Ш., Чурилов Л.П. Основы общей патологии. – СПб.: ЭЛБИ. 1999. 618 с.
2. Крутько В.Н. Подходы к «общей теории здоровья» // Физиология человека. 1994. № 6. С. 34 – 42.
3. Литвицкий П.Ф. Патофизиология. – М.: Медицина. 1995. 750 с.
4. Зильбер А.П. Медицина критических состояний. Книга 1. – Петрозаводск: Петроз. ун-тет. 1995. 358 с.
5. Баевский Р.М., Берсенева А.П. Введение в дононозологическую диагностику. – М.: Слово. 2008. 176 с.
6. Агаджанян Н.А. Адаптационная и этническая физиология: продолжительность жизни и здоровье человека. – М.: РУДН. 2009. 34 с.
7. Анохин П. К. Философские аспекты теории функциональной системы: избр. труды. – М.: Наука. 1978. 400 с.
8. Никулина Г.А. Исследование статистических показателей сердечного ритма, как метод оценки функционального состояния организма при экстремальных воздействиях. Дисс... к.м.н. – М.: 1974. 147 с.
9. Heart Rate Variability. Standards of Measurements, Physiological Interpretation, and Clinical Use // European Heart Journal. 1996. V.17. P. 354 – 381.
10. Прилуцкий Д.А., Кузнецов А.А., Плеханов А.А. Накопитель ЭКГ «AnnA Flash 2000» // Методы и средства измерений физических величин. – Н.Новгород: НГТУ. 2006. С. 31.
11. Кузнецов А.А. Методы анализа и обработки электроэнцефалографических сигналов: Новые подходы к выделению информации: монография. – Владимир: ВлГУ. 2008. 140 с.
12. Кузнецов А.А. Энтропия ритма сердца: монография. – Владимир: Изд-во Владимир. гос. ун-та. 2009. 172 с.
13. Кузнецов А. А. «Ячейковая параметрическая структура» общего функционального состояния организма // Инженерная физика. 2010. № 8. С. 42 – 48.
14. Кузнецов А.А. Фазовая структура ритма сердца при физических нагрузках // Биомедицинская радиоэлектроника. 2009. № 3. С. 3 – 8.

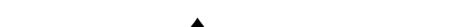
15. Кузнецов А.А. Характеристики виртуальной диаграммы ритма сердца // Инфокоммуникационные технологии. 2009. Т. 7. № 4. С. 91 – 96.
16. Кузнецов А.А. Оценка границ и формы «сетки параметрических ячеек» общего функционального состояния организма // Материалы 3 Евразийского конгресса по медицинской физике. «Медицинская физика - 2010». Т. 3. – М.: МГУ. 2010. С. 160 – 162.
17. Кузнецов А. А. Биофизика. Термодинамика биологических процессов. Динамические свойства биологических процессов: учеб. пособие. – Владимир: ВлГУ. 1998. 134 с.

A FUNCTIONAL CONDITION PHYSIOLOGICAL CATEGORIES

Kuznetsov A.A.
Vladimir State University
artemi-k@mail.ru

According to 747 of one age young healthy people electrocardiograms registration the analysis of dependence of a standard deviation and a stress - index from information entropy is carried out. In a graphic format both functions organize «parametrical cells grid », representing matrix of an organism general functional condition. The mechanism of regulation determining convertibility of a rhythm restoration in a seasonal adaptation conditions is offered. Results of the analysis are distributed on ill people. Seven parametrical conditions are allocated: three - for conditionally healthy people, a transitive condition and three - for ill people.

Keywords: informational entropy, an organism functional states scale



РАННЕЕ ВЫЯВЛЕНИЕ РАКА МОЛОЧНОЙ ЖЕЛЕЗЫ: ВОЗМОЖНОСТИ ЛУЧЕВЫХ МЕТОДОВ ДИАГНОСТИКИ

Рыбникова Е.И.¹, Попов С.В.²

1 - МБУЗ ГО г. Воронеж «Городская клиническая поликлиника №4», e.rybnikova@yandex.ru

2 - Воронежская государственная медицинская академия им. Н.Н.Бурденко,
sergeyvpopov@rambler.ru

Рак молочной железы (РМЖ) занимает первое место в структуре онкологической заболеваемости женщин, а статистические данные свидетельствуют о неуклонном, интенсивном росте заболеваемости данной патологией. Прогноз при этом заболевании зависит от распространенности процесса, от размеров опухоли к моменту начала лечения, от наличия или отсутствия метастазов в регионарных лимфатических узлах. Таким образом, выявление ранних стадий рака молочной железы (МЖ) и предшествующих ему пролиферативных процессов является одной из первостепенных и интенсивно разрабатываемых проблем современной онкологии.

До настоящего времени в России отсутствует стройная система профилактического обследования женщин с целью раннего выявления РМЖ и адекватного лечения этой патологии[5]. В таких развитых странах, как США, Швеция, Голландия, Англия, Канада, получил распространение маммологический скрининг. Скрининг предполагает использование стандартных тестов и методов обследования с целью выявления бессимптомного процесса. Введение скрининга позволяет определить болезнь на «доклинической» стадии, то есть когда опухоль себя никак не проявляет. Этот метод явился весьма эффективным в плане вторичной профилактики онкозаболеваний. В странах, где скрининг широко распространен, удалось сократить смертность от рака МЖ на 30-40%.

В большинстве стран основной упор в диагностике заболеваний молочных желез делается на маммографию [3]. По различным данным, чувствительность этого метода при выявлении образований молочных желез составляет 52-93%, специфичность до 97%. По данным Труфанова Г.Е. (2009 г.) в молочных железах с большим содержанием жировой ткани или в областях с высоким содержанием жира чувствительность РМГ приближается к 100%, а некоторые образования (липомы, типичные гамартомы, фиброаденомы с характерной кальцификацией, кисты с жировым содержимым и некоторые галактоцеле, интрамаммарные лимфатические узлы) имеют столь четкие маммографические признаки, что дальнейшие диагностические исследования не являются

обязательными [1]. К достоинствам рентгеновской маммографии наряду с высокой информативностью относятся также:

- возможность выявления непальпируемых образований с различными проявлениями (в виде узла; в виде скопления микрокальцинатов, при отсутствующем солидном компоненте; в виде локальной тяжистой перестройки структуры; внутрипротоковый рак размером 1-3мм) [1],
- возможность полипозиционного изображения МЖ;
- возможность объективного сравнительного анализа маммограмм, проведенных в динамике;
- возможность выполнения инвазивных и неинвазивных методик (включая пневмокистографию, дуктографию), а также осуществления пункционных методик под контролем этого метода;
- возможность объективного сравнительного анализа изображения МЖ на маммограмме в динамике.

К недостаткам метода относятся:

- невысокая информативность при плотном фоне МЖ.

- дозовая нагрузка. В настоящее время общая доза при маммографическом исследовании нормальной молочной железы в 2 проекциях приблизительно равна 2 мГр, что эквивалентно 0,2 Рад. Пациенткам в возрасте до 40 лет систематический маммографический скрининг не рекомендуется, так как ткань железы в этом возрасте более чувствительна к излучению, маммография менее эффективна при визуализации плотной (железистой) ткани.

- невысокая информативность РМГ при рентгенонегативном раке, а также на фоне отечно-инфилтративных и рубцовых изменений. Частота рентгенонегативного рака, по литературным данным, сильно варьирует и составляет от 1,8% до 20%.

Рентгеновская компьютерная томография уступает маммографии в обнаружении доклинических форм рака, размеры которых не превышают 1 см в диаметре. Учитывая трудоемкость, высокую стоимость, большую лучевую нагрузку, отсутствие аппаратов в практическом здравоохранении, метод рентгеновской компьютерной томографии ограничен в применении для первичной диагностики заболеваний МЖ.

МРТ вошла в практику обследования по поводу рака МЖ относительно недавно. Преимущество данного метода заключается в высокой разрешающей способности и контрастности отображения мягкотканых элементов, неинвазивности, возможности получения изображения в любой произвольной плоскости без механических перемещений. С целью повышения информативности метода МРТ применяется контрастное усиление. Чувствительность МРТ с динамическим контрастированием в диагностике РМЖ составляет 95,5%, специфичность – 73%. Высокая стоимость диктует целесообразность ее применения в сложных диагностических случаях, в частности при необходимости дифференцировать грубые рубцовые изменения со злокачественным процессом. Опыт применения МРТ показывает, что остается проблема дифференциальной диагностики доброкачественных изменений в молочной железе, поскольку отмечено, что высокая чувствительность метода сочетается с низкой специфичностью и точностью МРТ для выявления РМЖ. Кроме того, как и в случае с РКТ, данный метод имеет проблему соотношения возможностей метода и стоимости его применения [6].

Авторами был проведен анализ результатов диспансерного осмотра 403 работающих женщин в возрасте от 18 до 70 лет за 2008-2010 гг. на базе «Городской клинической поликлиники №4» г. Воронежа. Маммография была проведена 261 женщине старше 40 лет. 142 женщины до 40 лет были осмотрены врачами-гинекологами и, при наличии жалоб и данных обследования, им были даны соответствующие рекомендации, в том числе и проведение УЗИ молочных желез. Таким образом, в рамках диспансерного обследования женщинам до 40 лет проводилось только клиническое обследование врачом-гинекологом. При пальпации МЖ у пациенток с диффузной формой мастопатии может определяться тяжистость в большой железе, чаще в обеих, более выраженная в верхне-наружных квадрантах, болезненность при пальпации. У женщин с узловой формой мастопатии поражение МЖ чаще двустороннее, узлы болезненны при пальпации, имеют зернистую поверхность, кожа над ними не изменена (положительный симптом Кенига)[2]. Однако, по данным различных авторов, чувствительность клинического осмотра молочной железы составляет 40-69% [5]. Важным моментом в диагностике и дифференциальной диагностике патологии молочных желез является выявление измененных лимфатических узлов. Признаками поражения лимфатических узлов при физикальном обследовании являются увеличение, уплотнение, потеря подвижности при пальпации. Однако, выявление этих признаков при пальпации не всегда возможно, чувствительность пальпаторного выявления лимфатических узлов - от 50 до 88%. Исходя из выше

изложенного, физикальные методы обследования не позволяют распознать ранние (непальпируемые) новообразования МЖ. Таким образом, значительное количество женщин (в возрасте до 40 лет) в ходе клинического обследования получает ложноотрицательные ответы, что приводит к задержке диагностики и в результате более позднему лечению. В связи с этим, необходимо использовать методы лучевой визуализации (в зависимости от возраста женщины).

По данным Труфанова Г.Е., Рязанова В.В., Ивановой Л.И. (2008 г.) за последние 10 лет существенно увеличилось количество молодых женщин, заболевших раком молочной железы [2]. Кроме того, на фоне широкого применения гормональной заместительной терапии, увеличилось количество женщин с плотным фоном МЖ, так как эстроген усиливает пролиферацию нормальных клеток, что служит фактором повышения плотности молочной железы и риском развития рака.

При обследовании группы женщин старше 40 лет у 72 из них (27,6%) железистый компонент составлял S или преобладал в структуре молочных желез. При подозрении на наличие в структуре молочных желез мелкокистозного компонента, при плотном фоне железы, для дифференциальной диагностики дополнительных теней (киста? фиброаденома? фибролипома? узловая форма мастопатии?) 112 женщинам (42,9%) было рекомендовано УЗИ, 9 женщинам (3,4%) – диагностическая пункция.

Таким образом, рассматривая возможности РМГ как метода ранней диагностики рака молочных желез, можно сделать вывод о необходимости использования других методов диагностики, наиболее доступным и распространенным из которых является ультразвуковое исследование.

Преимуществами УЗИ являются:

- относительная простота исследования, экономичность, небольшие затраты времени на одно исследование, комфортность проведения исследования;
- безопасность в плане дозовой нагрузки;
- возможность многократного повторения через короткие промежутки времени и динамического наблюдения, обследование молочных желез в период травмы и воспаления;
- отсутствие противопоказаний к исследованию, безвредность и безопасность для пациентов, возможность использования у детей, беременных и кормящих матерей, больных с тяжелой сопутствующей патологией;
- оценка состояния силиконовых имплантантов молочных желез;
- возможность выполнения диагностических и диапевтических малоинвазивных манипуляций под контролем УЗИ, возможность визуального контроля за прохождения пункционной иглы;
- высокая разрешающая способность, особенно при плотном фоне молочной железы у женщин до 40-45 лет;
- дифференциальная диагностика солидного и полостного образования, практически 100% диагностика кист;
- возможность оценки регионарных лимфатических узлов;
- возможность оценки состояния мягких тканей в ретромаммарном пространстве, возможность визуализации рентгенонегативных образований, расположенных вблизи грудной клетки;
- возможность выявления и регистрации нормального и патологического кровотока как в тканях молочных желез, так и в структуре опухоли.

Однако, не смотря на ряд явных преимуществ этого метода, до настоящего времени не утверждены рекомендации по использованию УЗИ в качестве метода для скрининга рака молочной железы. Связано это с рядом недостатков УЗИ, к числу которых относятся:

- ограниченная чувствительность УЗИ в выявлении небольших карцином и карцином *in situ* даже при использовании высокочастотных датчиков;
- неспособность визуализировать микрокальцинаты;
- отсутствие визуализации органа в целом;
- малая информативность при жировой инволюции МЖ;
- не удается визуализировать неинвазивные внутрипротоковые опухоли в виде микрокальцинатов без опухолевой массы;
- исследование является операторозависимым, то есть имеет место субъективность интерпретации полученного изображения;
- довольно высокий уровень ложноположительных результатов (по данным Г.Е Труфанова 2009 г.)

В последние годы широко используется допплеросонография, которая позволяет получить цветовое изображение кровотока.

В 2006-2007 гг. врачи ультразвуковой диагностики «Городской клинической поликлиники №4» г. Воронежа имели опыт скринингового ультразвукового обследования МЖ 5676 работающих женщин различных возрастных групп (от 18 до 81 года). Использование портативных аппаратов («Aquila» и «Aloka-500») позволило провести УЗ-обследование в составе выездных бригад специалистов непосредственно на предприятиях и в учреждениях, обеспечив, таким образом, практически 100% обследование работающих женщин, что является еще одним преимуществом ультразвукового метода диагностики. По мнению Корженковой Г.П.(2004 г.), создание выездных комплексных маммографических групп является одной из форм реализации ранней диагностики РМЖ в условиях РФ путем приближения специализированной онкомаммологической помощи женскому населению районов, удаленных от профильных медицинских учреждений[5].

В целом, в результате УЗИ различные виды патологии МЖ были выявлены у 2285 женщин (40,25%). Из них: в возрасте до 35 лет – у 310 (22,3%), от 35 до 55 лет – у 1590 (46,1%), старше 55 лет – у 385 (46,05%), то есть наибольший процент патологии отмечался в средней возрастной группе. Причем, образования, имеющие характерные эхографические признаки рака МЖ, были выявлены у 25 обследуемых жен-щин (0,72%). Из них, наибольший процент этой патологии – 0,6% (у 21 женщины) – отмечался в средней возрастной группе от 35 до 55 лет, по сравнению с другими возрастными группами (до 35 лет – 0,14% (2 женщины) и после 55 лет – 0,23% (2 женщины). Наиболее частыми эхографическими признаками были следующие: нечеткие, неровные контуры, неправильная форма с преобладанием передне-заднего размера, общий гипоэхогенный фон образования, неоднородная внутренняя структура, наличие микро-объзвествлений (кальцинатов), акустическое затенение (реже – акустическое усиление), снижение эластичности и подвижности.

Учитывая значительный процент различной патологии молочных желез в первых двух возрастных группах, авторы считают недостаточным проведение только клинического обследования молочных желез у женщин до 40 лет в ходе диспансеризации. С другой стороны, высокий риск РМЖ в средней возрастной группе, а также, значительное количество женщин после 40 лет с плотным фоном МЖ, по нашему мнению, не позволяют ограничиваться проведением только РМГ. Клинически обоснованная комбинация лучевых методов УЗИ и РМГ является непременным условием современного подхода к профилактике и ранней диагностике рака молочной железы с учетом возрастных и конституциональных особенностей. Создание эффективного алгоритма профилактического обследования является важнейшим условием результативности выявления рака молочной железы на ранних стадиях.

Библиографический список

1. Руководство по лучевой диагностике заболеваний молочных желез. Под редакцией Г.Е.Труфанова. – СПб.: «ЭЛБИ-СПб», 2009. – 351 с., ил.
2. Труфанов Г.Е., Рязанов В.В., Иванова Л.И. УЗИ в маммологии. – СПб.: «ЭЛСБИ-СПб», 2008. – 186 с., ил.
3. Сенча А.Н., Евсеева Е.В., Петровский Д.А., Патрунов Ю.Н., Сергеева Е.Д. Методики ультразвукового исследования в диагностике рака молочной железы. – Москва: Издательский дом ВИДАР-М, 2011. – 152 с.: ил.
4. Заболотская Н.В., Заболотский В.С.. Новые технологии в ультразвуковой маммографии. – М.: ООО «Фирма СТРОМ», 2010. – 256 с: ил.
5. Корженкова Г.П. Комплексная рентгено-сонографическая диагностика заболеваний молочной железы. – М.: ООО «Фирма СТРОМ», 2004 – 128 с., ил.
6. Думанский Ю.В., Борота А.В., Семикоз Н.Г., Трухин Д.В. Опухоли молочной железы (Учебной пособие). Донецк-2008.

EARLY DIAGNOSIS OF BREAST CANCER: POSSIBILITIES OF RADIODIAGNOSIS

E.I.Rybnikova¹, S.V.Popov²

1 - The Municipal Institution of Health of District Voronezh The City Clinical Hospital №4,
e.rybnikova@yandex.ru

2 - Voronezh N.N.Burdenko State Medical Academy
sergeyvpopov@rambler.ru

The paper is devoted to the problem of early diagnosis of breast diseases. Two major diagnostic methods – mammography and ultasonography – are being analyzed and compared to find out an efficient way to specify and treat these diseases. The authors discuss the data obtained through a clinical examination of working women and claim that a combination of both of methods is needed in order to diagnose breast diseases better and in the earliest possible time. This approach is considered most appropriate especially taking into account the age and particular constitutional features of the patients.

ДИАГНОСТИКА РАКА ГРУДИ С ПОМОЩЬЮ ПАРАМЕТРОВ РАССЕЯНИЯ

Гаврилов В.М., Чинёнова О.А.

Владимирский государственный университет имени Александра Григорьевича и Николая Григорьевича Столетовых, г. Владимир

За последние 20 лет уровень заболеваемости раком груди в России вырос на 64%. При этом самые высокие показатели отмечаются в Москве и Петербурге. Мировым лидером по раку груди является США: почти у каждой тысячной американки диагностировано это заболевание. В связи с этим создание эффективных средств ранней диагностики рака молочной железы является основным направлением развития современной маммологии.

В настоящее время есть множество подходов к диагностированию и обнаружению раковых новообразований груди: маммография, УЗИ, томография. Если опухоль прощупывается рукой – значит, стадия рака далеко не первая. Маммография позволяет обнаружить его на нулевой стадии. Но существует мнение, что она провоцирует его последующее ускоренное развитие. Маммография предполагает следующую процедуру: грудь сдавливают между пластиинами и просвечивают рентгеновскими лучами, в меньшей дозе, чем при рентгенографии легких. Зато каждый год. С помощью томографа можно провести качественное обследование, но этот метод не является общедоступным, особенно для жителей провинции. Поэтому необходим компактный, относительно простой прибор, который сделал бы доступной профилактическую диагностику, в том числе и в ЦРБ.

Применение СВЧ-устройств в медицине, в особенности для обнаружения рака груди, в наши дни является перспективным научным направлением.

Целью нашей работы является исследование возможности диагностики рака груди на ранней стадии путем измерения комплексной матрицы рассеяния (матрицы КВС). Этот метод опирается на различие в электрических свойствах нормальных и злокачественных тканей молочной железы. В работе представлены результаты компьютерного моделирования диагностики рака груди с помощью комплексной матрицы рассеяния. Измеренной на входах полукольцевой антенной решетки излучателей, расположенных на поверхности груди. В качестве модели груди для экспериментальных исследований использовался 3D-фантом груди (рисунок 1), созданный в программе CST MICROWAVE STUDIO (CST MWS). Компьютерная модель груди представляет собой полусферу, имеющую внешнюю оболочку, имитирующую кожный покров и внутреннюю часть со свойствами молочной железы. Ткани молочной железы полагались однородными. Электродинамические параметры внутренних тканей и кожного покрова были взяты из библиотечного модуля программы CST MWS 10. Новообразование во внутренних тканях моделировалось малой сферой с диэлектрической проницаемостью близкой к 50. Конtrast диэлектрических параметров молочной железы и опухоли при этом составлял 1:5, что является общепринятым в исследовании подобного рода[1]. Антennaя решетка образована двенадцатью полуволновыми вибраторами, рассчитанными для работы на частоте 0,75 ГГц (рисунок 2).

Анализ работы системы производится с помощью измерения комплексной матрицы рассеяния. Компьютерное моделирование матрицы рассеяния вибраторов рассматривалось для двух плоскостей расположения излучателей антенной решетки: в плоскости, проходящей через центр сферы, моделируемого злокачественного новообразования и плоскости, ортогональной к ней, при этом влияние новообразования на параметры матрицы рассеяния минимально. Исследования проводились при разной радиально длине опухоли. В таблице 1 приведена матрица, элементы которой образованы в результате поэлементного вычитания матрицы рассеяния для решеток, расположенных в двух указанных плоскостях. Анализ таблицы позволяет сделать заключение о том, что наличие новообразования сопровождается существенным изменением диагональных элементов матрицы рассеяния, которые соответствуют коэффициентам отражения на входе излучателей, ориентированных максимумом излучаемого электромагнитного поля в направлениях, проходящих через сферическую неоднородность или близких к ней.

В таблице приведен один из вариантов разностной матрицы рассеяния. Как видно из рисунка 2, опухоль при проведении экспериментов располагалась вдоль оси 7 излучателя, анализируя значения разностной матрицы рассеяния можно получить подтверждение этого факта. Контраст значений наиболее высок в месте расположения опухоли ($S77=0.096-j0.1035$).

Результаты исследований являются предварительными, но и на этой стадии позволяют сделать заключение о возможности обнаружения раковой неоднородности даже при ее небольших объемах. Предполагается, что для дальнейших улучшений результатов необходимо увеличить число облучателей в антенной решетке.

Таблица 1 - Комплексная матрица разностных коэффициентов рассеяния. Область наибольшего контраста соответствует коэффициенту отражения $S77$ (выделенная область).

-0.0571- j0.011	-0.0001- j0.0011	0.0003+j0 .0013	0.0004- j0.0003	-0.0003- j0.0008	- 0.0004+j0 .0004	- 0.0004+j0 .0004	0.0003- j0.0003	-j0.0002	0	0.0002	0.0001- j0.0001
-0.0001- j0.0011	-0.0521- j0.0003	- 0.0001+j0 .0024	j0.0008	-0.0001- j0.0009	-0.0003- j0.0002	j0.0003	0.0002	-j0.0003	-0.0001- j0.0002	j0.0001	j0.0002
0.0003+j0 .0013	-0.0001- j0.0008	0.053- j0.0009	- 0.0002+j0 .0016	0.0004+j0 .0007	0.0004- j0.0006	-0.0004- j0.0004	- 0.0002+j0 .0003	0.0003+j0 .0001	0.0003- j0.0001	-0.0001- j0.0002	0
0.0004- j0.0003	j0.0008	-0.0002- j0.0002	0.0561- j0.0016	0.0003+j0 .003	0.0001- j0.0005	-j0.0007	-0.0003- j0.0001	0.0001+j0 .0033	0.0003+j0 .0001	-j0.0003	-j0.0002
-0.0005- j0.0008	0.0001- j0.0006	-0.0001- j0.0001	- 0.0001+j0 .003	-0.0581- j0.0017	- 0.0003+j0 .0029	0.0004- j0.0011	0.0002- j0.0006	- 0.0003+j0 .0005	- 0.0002+j0 .0003	0.0002	0.0003- j0.0002
- 0.0004+j0 .0005	-0.0003- j0.0002	0.0004- j0.0005	0.0001+j0 .0005	- 0.0003+j0 .003	0.014- j0.0591	0.0003+j0 .0033	0.0004+j0 .0005	-j0.0006	-0.0004- j0.0004	j0.0003	0.0004+j0 .0004
0.0004+j0 .0005	j0.0004	-0.0004- j0.0005	-j0.0007	0.0004+j0 .0008	0.0003+j0 .0033	0.096- j0.1035	-0.0003- j0.001	0.0001+j0 .0005	-0.0004- j0.0004	-0.0003- j0.0002	- 0.0004+j0 .0004
0.0004- j0.0002	j0.0004	- 0.0002+j0 .0003	-0.0003- j0.0001	-0.0006- j0.0006	0.0004+j0 .0005	- 0.0003+j0 .0029	0.0062- j0.0467	- 0.0001+j0 .0029	- 0.0001+j0 .0009	-0.0001- j0.0003	-0.0003- j0.0006
0	-j0.0003	0.0003+j0 .0001	0.0001+j0 .0003	-0.0003- j0.0001	-j0.0007	- 0.0001+j0 .0005	- 0.0001+j0 .0028	-0.0581- j0.0017	- 0.0002+j0 .0016	j0.0007	0.0004- j0.0003
0	-0.0001- j0.0002	0.0003- j0.0001	0.0003+j0 .0001	- 0.0002+j0 .0003	-0.0004- j0.0006	0.0004- j0.0004	0.0001+j0 .0009	- 0.0002+j0 .0016	-0.0578- j0.0106	j0.0027	0.0003+j0 .0011
0.0002	0.0001+j0 .0001	-0.0001- j0.0002	-0.0003	0.0002	-j0.0003	-0.0003- j0.0002	0.0001- j0.0003	j0.0007	j0.0027	-0.0525- j0.0001	- 0.0001+j0 .0024
0.0001- j0.0001	0.0002	0	-j0.0002	0.0003- j0.0003	0.0004+j0 .0004	- 0.0004+j0 .0004	-0.0003- j0.0006	0.0004- j0.0003	0.0003+j0 .0009	- 0.0001+j0 .0024	-0.0578- j0.0106

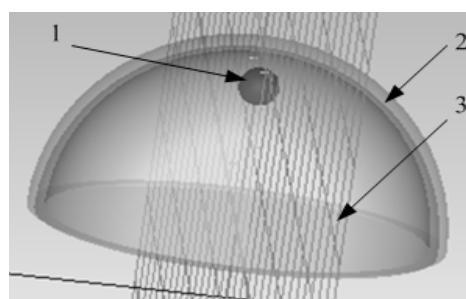


Рисунок 1 - 3-D-фантом груди.

1-новообразование; 2-кожный слой; 3-плоскость, в которой располагается антенная решетка.



Рисунок 2 - Расположение излучателей относительно опухоли.

Библиографический список

1. M. Lazebnik, L. McCartney, D. Popovic, C. B. Watkins, M. J. Lindstrom, J. Harter, S. Sewall, A. Magliocco, J. H. Booske, M. Okoniewski, and S. C. Hagness, "A large-scale study of the ultrawideband microwave dielectric properties of normal breast tissue obtained from reduction surgeries," *Phys. Med. Biol.*, vol. 52, pp. 2637–2656, 2007.

DIAGNOSIS OF BREAST CANCER BY SCATTERING PARAMETERS

Gavrilov V.M., Chinenova O.A.
Vladimir State University

In this paper we consider an antenna array for breast cancer detection using scattering parameters. We used an experimental model with homogeneous curved breast phantom. Presented results clearly demonstrate the ability to detect tumors of the system.



МЕТОД СТИМУЛЯЦИИ СПЕРМАТОГЕНЕЗА НИЗКОИНТЕНСИВНЫМ ЛАЗЕРНЫМ ИЗЛУЧЕНИЕМ

Новикова Я.С., Щербатюк Т.Г.
Нижегородский государственный университет им. Н.И.Лобачевского
Нижегородская государственная медицинская академия, novikova_jana@mail.ru

Репродуктивная система – одна из наиболее чувствительных и уязвимых в организме [1]. Мужская инфертность в 30-50% случаев является причиной бесплодия в браке [2]. Социально-экономическая значимость деторождаемости обуславливает высокий интерес современной андрологии к проблеме снижения фертильности мужчин и к поиску новых методов стимуляции сперматогенеза.

Существуют различные методы стимуляции сперматогенеза, среди которых основным является гормонотерапия, а именно применение хорионического гонадотропина и его аналогов, а также андрогенов [3]. Кроме гормональных препаратов применяют витамины и микроэлементы, ферментные препараты, фитопрепараты и иммуномодуляторы. Широкое применение получили физические методы стимуляции сперматогенеза, такие как ультразвук [4], инфракрасное [2] и ультрафиолетовое излучение [5], электростимуляция [6].

В последнее время, благодаря развитию и доступности аппаратов низкоинтенсивного лазерного излучения (НИЛИ) в медицинской практике, стали широко применяться квантовые методы лечения патологий мужской репродуктивной системы. В медицинской литературе появляются сведения о положительном влиянии лазерного излучения на сперматогенез и непосредственно на сперму *in vitro*. Известно, что поглощение световой энергии сперматозоидами приводит к вовлечению энергии кванта в биохимические реакции преобразования [2]. В экспериментах *in vitro* воздействие НИЛИ красного и инфракрасного диапазона на сперму привело к увеличению сроков

сохранения подвижности за счет увеличения фруктолизной, окислительной активности и других ферментных систем [7]. Эти данные позволяют предположить, что НИЛИ улучшает функциональное состояние сперматозоидов за счет непосредственного локального воздействия.

Актуальность поиска способов стимуляции сперматогенеза обусловлена тенденцией снижения показателей спермограммы. Так, в 1929 году нормой считалась концентрация 60-100 млн спермиев в 1 мл эякулята, в дальнейшем нижняя граница концентрации спермиев в эякуляте, условно разделяющая нормоспермию и олигозооспермию, была снижена сначала до 40 млн/мл, затем до 20 млн/мл [8–10]. Согласно новейшим рекомендациям ВОЗ 2010 года нормой была признана концентрация 15 млн сперматозоидов в 1 миллилитре эякулята [11]. Происходящее снижение активности сперматогенеза диктует необходимость его стимуляции не только при патологических состояниях, но и при нормальной, согласно критериям ВОЗ 2010 года, продукции половых клеток.

Целью работы явилось изучение влияния НИЛИ синего диапазона на сперматогенез интактных самцов белых крыс.

Материалы и методы исследования

Эксперименты выполнены на беспородных половозрелых белых крысах самцах с массой тела 180-240 г. Все животные содержались в стационарных условиях вивария на стандартном корме. Экспериментальные исследования проводились в строгом соответствии с Хельсинской декларацией о гуманном отношении к животным.

На протяжении 10 суток облучали семенники животных в течение 1 минуты. Расстояние между источником излучения и органом – 1 см. В работе использовался светодиодный источник излучения со следующими параметрами: длина волны 475 нм, световой поток 20 лм, номинальный ток потребления 350 мА.

Было выделено 3 группы животных: «интактные» – животные, которые не подвергались воздействию; «контрольные» – животные, которые облучались источником видимого света; «НИЛИ» – животные, которые облучались источником НИЛИ. В день отмены воздействия осуществляли исследование половых клеток в камере Горяева и косвенно оценивали начальные этапы радикалообразования методом индуцированной хемилюминесценции [12]. Повторили морфофункциональное и биохимическое исследования через 7 суток после отмены воздействия.

Эякулят для исследований получали методом внутрибрюшинного введения окситоцина в количестве 0,2 мл. Полученный эякулят разводили, доводя объем до 2 мл физиологическим раствором с температурой 37°C, помещали в термостат при температуре 37°C на 30 минут. Затем 0,1 мл разведенного эякулята добавляли в пробирку, содержащую 0,9 мл физиологического раствора [13]. Эякулят исследовали в камере Горяева.

Среди сперматозоидов принято различать подвижные и неподвижные формы. Неподвижные сперматозоиды не способны к оплодотворению. В свою очередь, среди подвижных половых клеток одни колеблются на месте – колеблющиеся, а другие активно передвигаются в пространстве. Активные сперматозоиды обладают большей оплодотворяющей способностью, чем колеблющиеся. Нами раздельно учитывались клетки с активным поступательным движением, совершающие колебательные движения (гипокинезис), и неподвижные сперматозоиды (акинезис).

Статистическая обработка полученных результатов осуществлялась с использованием программы Statistica 6.0., различия считали статистически значимыми при уровне значимости $p < 0,05$.

Результаты и их обсуждение

Исследование эякулята является одним из наиболее информативных методов для оценки состояния мужской репродуктивной системы. Эксперименты показали, что после воздействия НИЛИ наблюдались количественные и качественные изменения в спермограмме крыс. Для половых клеток самцов белых крыс группы «НИЛИ» характерна более высокая подвижность параллельно большей концентрации сперматозоидов.

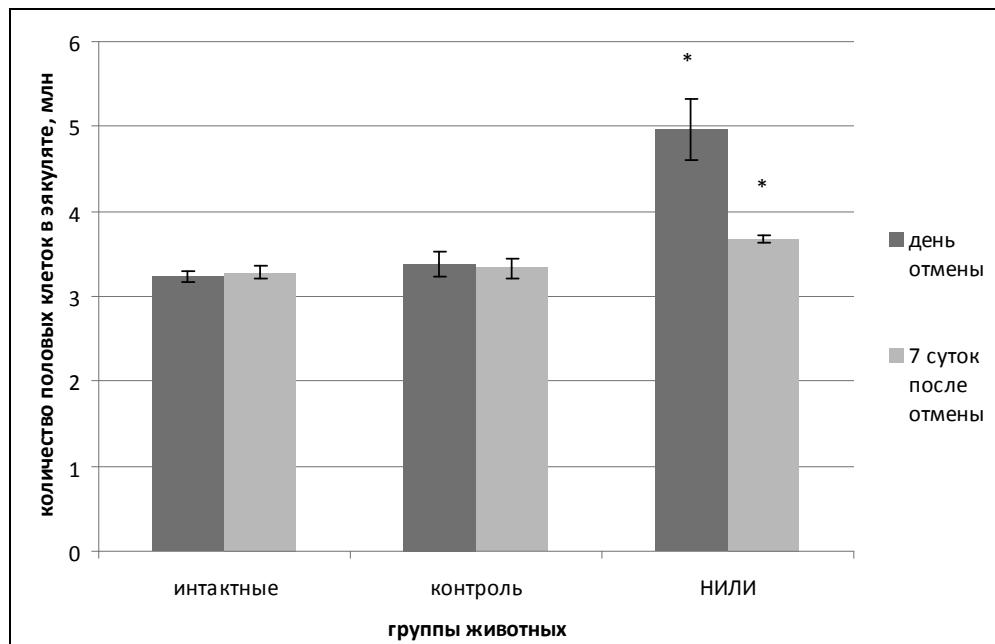


Рисунок 1 - Изменение количества половых клеток в эякуляте крыс под действием НИЛИ;
* – статистически значимые различия по сравнению с группой интактных животных

Так, количество сперматозоидов в эякуляте животных, не подвергавшихся воздействию, на протяжении всего эксперимента носило постоянный характер и составило $3,23 \pm 0,06$ млн (рисунок 1). У крыс, которые облучались источником видимого света, на протяжении эксперимента статистически значимых отличий количества сперматозоидов от показателей животных интактной группы не установлено. В то время как у самцов группы «НИЛИ» количество сперматозоидов в эякуляте в день отмены воздействия резко увеличилось и составило $4,97 \pm 0,35$ млн (рисунок 1).

Резкое увеличение количества половых клеток в день отмены воздействия НИЛИ можно объяснить реакцией активации. Она сформировалась в процессе эволюции как реакция антистрессовой защиты организма и развивается в ответ на адекватные действующие факторы [14]. Количество половых клеток через 7 суток после отмены воздействия НИЛИ снизилось и составило $3,67 \pm 0,06$ млн, однако было статистически значимо выше данного показателя в группе интактных животных (рисунок 1).

Количество подвижных клеток в эякуляте животных, облучаемых источником видимого света, статистически значимо не отличалось от параметров интактных животных. Процент подвижных сперматозоидов у животных группы «НИЛИ» был выше данного показателя интактных крыс на 5% (рисунок 2).

Количество половых клеток, совершающих активное передвижение в пространстве, у животных, подвергавшихся воздействию НИЛИ, на протяжении всего эксперимента не отличалось от аналогичных показателей животных интактной и контрольной групп.

Существует мнение, что начальным пусковым моментом биологического действия НИЛИ является не фотобиологическая реакция, а локальный нагрев, и мы имеем дело в данном случае с термодинамическим, а не фотобиологическим эффектом [15]. Нарушение термодинамического равновесия вызывает высвобождение ионов кальция из внутриклеточного депо, распространение волны повышенной концентрации Ca^{2+} в цитозоле клетки, запускающей кальцийзависимые процессы. После этого развиваются вторичные эффекты, представляющие собой комплекс адаптационных и компенсационных реакций, возникающих в тканях, органах и целостном живом организме, среди которых выделяют следующие: активацию метаболизма клеток и повышение их функциональной активности; стимуляцию reparативных процессов; активацию микроциркуляции крови; иммуностимулирующее действие [15]. Кальций – ключевой элемент во многих процессах, связанных с созреванием половых клеток и оплодотворением. Кроме того кальций входит в состав сперматозоидов и отвечает за их подвижность. Эта концепция позволяет объяснить стимулирующее действие НИЛИ на количество и подвижность половых клеток и на сперматогенез в целом.

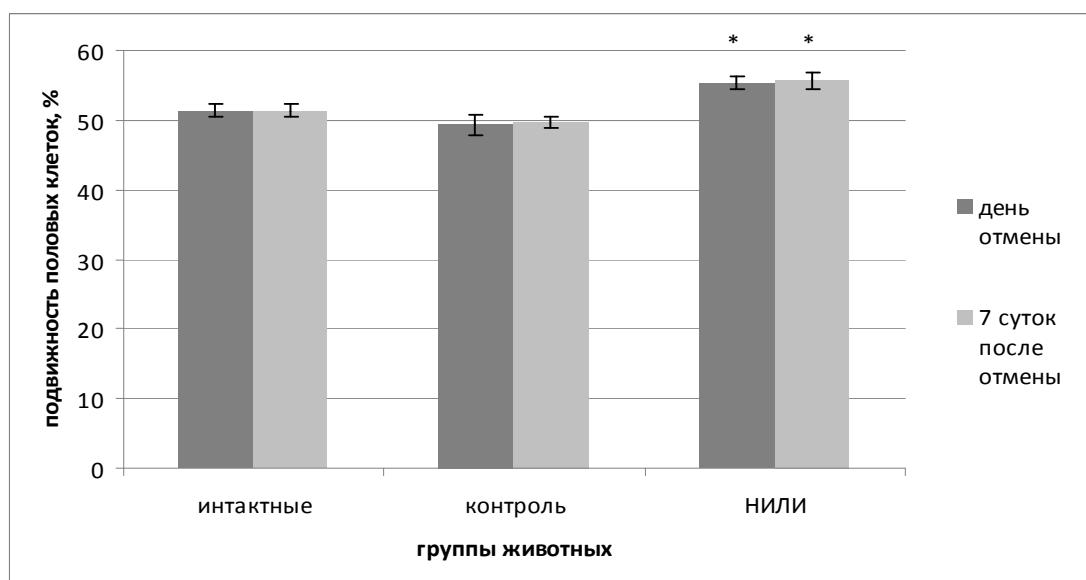


Рисунок 2 - Изменение подвижности половых клеток самцов белых крыс под действием НИЛИ; * – статистически значимые различия по сравнению с группой интактных животных

Анализ показателей максимальной интенсивности хемилюминесценции показал, что в день отмены воздействия НИЛИ у животных данной группы статистически значимо увеличивается свободно-радикальная активность эякулята по сравнению с показателями интактных животных (на 45%). У животных контрольной группы в день отмены воздействия источником видимого света также наблюдалась интенсификация процессов пероксидации по сравнению с крысами интактной группы (на 39%). Можно предположить, что интенсификация процессов свободно-радикального окисления связана с тепловым эффектом, вызванным нагреванием семенников во время их облучения источниками излучения.

Однако через 7 суток после отмены воздействия максимальная интенсивность хемилюминесценции эякулята у животных групп «контроль» и «НИЛИ» статистически значимо не отличалась от данного параметра в группе интактных животных, то есть в день отмены воздействия мы наблюдали антистрессорную реакцию активации, не перешедшую впоследствии в дистресс.

Интегральный показатель антиоксидантной активности эякулята у крыс, подвергавшихся воздействию НИЛИ, в день отмены воздействия повысился на 36%. У животных контрольной группы также наблюдалась стимуляция общей антиоксидантной защиты (на 70%).

Через 7 суток после отмены интегральный показатель общей антиоксидантной защиты у самцов групп «контроль» и «НИЛИ» статистически значимо не отличался от параметров интактных животных. Такая первичная активация антиоксидантной активности также, вероятно, является компенсаторной реакцией.

Выводы

Низкоинтенсивное лазерное излучение, генерируемое светодиодным источником излучения со следующими параметрами: длина волны 475 нм, световой поток 20 лм, номинальный ток потребления 350 мА, вызывает увеличение количества и подвижности половых клеток и интенсифицирует свободно-радикальную и антиоксидантную активность эякулята в день отмены воздействия. Через неделю после отмены воздействия сперматогенез-стимулирующий эффект НИЛИ сохраняется, а также нормализуется про-/антиоксидантный баланс организма. Таким образом, предлагаемый метод облучения семенников прибором-генератором НИЛИ (на протяжении 10 суток, в течение 1 минуты, на расстоянии 1 см от кожи) может быть использован для профилактики и стимуляции сперматогенеза.

Библиографический список

1. Рыжаков Д.И. Мужское бесплодие. Реальность и перспективы: актовая речь. Н. Новгород: НГМА, 2003. 21с.
2. Мазо Е.Б., Силуянов К.А. Применение низкоинтенсивного лазерного излучения в комплексном лечении мужчин с секреторным бесплодием // Фарматека. 2008. № 9. С. 44-47.
3. Карпухин И.В. Актуальные проблемы репродуктивного здоровья человека // Вопросы курортологии, физиотерапии и лечебной физической культуры. 2011. № 2. С. 36-38.
4. Ли А.А., Гусев М.Е. Применение ультразвука в терапии больных варикоцеле, осложненного секреторной формой патоспермии // Андрология и генитальная хирургия. 2009. №2. С. 144
5. Кореньков Д.Г., Александров В.П., Марусанов В.Е. и др. Плазмаферез в лечении аутоиммунного мужского бесплодия // Эфферентная терапия: Международная ассоциация специалистов по эфферентным и физико-химическим методам лечения в медицине. 2000. Том 6, № 4. С. 20-23.
6. Бутуханов В.В., Сороковиков В.А. Способ лечения эректильной дисфункции. Патент RU №2334458.
7. Горюнов С.В. Влияние низкоинтенсивного лазерного излучения на сперматозоиды человека (экспериментальное исследование): Дисс. канд. мед. наук. Москва. 1996. 110 с.
8. Macomber D., Sanders B. The spermatozoa count. Its value in the diagnosis, prognosis, and treatment of sterility // N Engl J Med. 1929. Vol. 200. P. 981-990.
9. Mac Leod J., Gold R. The male factor in fertility and infertility. II. Spermatozoa counts in 1000 men of known fertility and in 1000 cases of infertile marriage // Urol. 1951. Vol. 66. P. 436-445.
10. World Health Organization. Laboratory Manual for the Examination of Human Semen and Sperm-Cervical Mucus Interaction. Cambridge: Cambridge Univ. Press, 1992.
11. World Health Organization. Laboratory Manual for the Examination of Human Semen and Sperm-Cervical Mucus Interaction. Cambridge: Cambridge Univ. Press, 2010.
12. Кузьмина Е.И., Нелюбин А.С., Щенникова М.К. Применение индуцированной хемилюминесценции для оценки свободнорадикальных реакций в биологических субстратах // В кн.: Межвузовский сборник биохимии и биофизики микроорганизмов. Горький, 1983. С. 179-183.
13. Артифексов С.Б. Морфо-функциональное исследование половых клеток самцов белых крыс при гипотермии: Автореф. дис. на соиск. ст. канд. мед. наук. Челябинск. 1981. 26с.
14. Гаркави Л.Х. О периодической системе общих неспецифических адаптационных анистрессорных реакций активации и тренировки и роли этой системы в защите от стресса // Биологическая медицина. М., 2004. Т.10. №.1. С. 8-11.
15. Москвин С.В. О механизмах биологического действия низкоинтенсивного лазерного излучения // Тезисы докл. VI Всероссийского съезда физиотерапевтов. СПб, 2006. С 52-53.

THE METHOD OF STIMULATION OF SPERMATOGENESIS BY LOW-INTENSITY LASER RADIATION

Novikova Y.S., Scherbatyuk T.G.

Nizhny Novgorod State University named after N.I. Lobachevsky – National Research University
Nizhny Novgorod State Medical Academy
novikova_jana@mail.ru

The aim of the work is to assess the effect of low-intensity laser radiation at the wavelength of 475 nm on spermatogenesis of laboratory animal and to study the relations of free radical processes and morpho-functional characteristics of sperm of albino rats under the action of low-intensity laser radiation.

Materials and methods. The experiments were performed on male outbred albino nonlinear rats aged 7 month. Material for study was ejaculate. To asses oxidative processes was used the method of induced chemiluminescence. We take into account separately cells with progressive, vibrational motility and stationary spermatozoa.

Results. Irradiation of testes of experimental animals a source of low-intensity laser radiation during 10 days leads to primary intensification free-radical and antioxidant activity of the ejaculate and increases the number and mobility of sperm cells. A week after discontinuation of exposure the measured parameters of peroxidation and antioxidant activity in ejaculate are restored to the previous values as well as the effect of

stimulation of spermatogenesis remains. So low-intensity laser radiation at the wavelength of 475 nm (course – 10 days, duration of exposure – 1 minute, distance to the scrotum – 1 cm) leads to stimulation of spermatogenesis without causing an imbalance in pro-/antioxidant systems.

Keywords: spermatogenesis, sperm, low-intensity laser radiation, chemiluminescence.



РОЛЬ РЕФЛЕКСОДИАГНОСТИКИ В СИСТЕМАХ ПРИНЯТИЙ РЕШЕНИЙ ПРИ ОСТРОМ КОРОНАРНОМ СИНДРОМЕ

Долженков С.Д., Сумин С.А., Воробьева О.М., Чернова И.В.

Юго-Западный Государственный Университет, г. Курск

По данным исследований по программе ВОЗ, в Москве инфаркт миокарда ежегодно возникает у 3 мужчин старше 40 лет на 1000 обследованных, в США ежегодно примерно 1,5 млн. человек переносят это заболевание. Летальность достигает 35 %, еще 20% больных, перенесших острую стадию ИМ, умирают в течение первого года[3].

В последнее десятилетие благодаря широкому внедрению в клиническую практику новых лекарственных препаратов и методик, с применением которых достигнуты значительные успехи в профилактике и лечении острого коронарного синдрома, снижается летальность, улучшается прогноз, уменьшается количество осложнений [2].

Однако доклиническая диагностика рецидивов инфаркта миокарда остается нерешенной. Все эти обстоятельства делают весьма актуальным разработку и применение таких методик, как рефлексотерапия и магнитотерапия в профилактике и лечении острого коронарного синдрома.

Анализ известных атласов меридиан показал, что прямого представительства ситуации «инфаркт миокарда» на меридианных и внemerидианных БАТ нет. Однако имеются точки связанные с более общим понятием сердечно-сосудистых заболеваний. Проведенными исследованиями было показано, что эти точки сами по себе не обладают достаточной информативностью для однозначного прогнозирования и диагностики инфаркта миокарда. Однако, в совокупности с другими информативными признаками, их электрические характеристики могут использоваться для уточнения соответствующего прогноза заболевания. Кроме того, эти точки могут использоваться при комплексной профилактической терапии ИМ в сочетании с другими методами профилактики[1].

Для решения этой задачи на первом этапе определены информативные точки для ситуации «инфаркт миокарда», которые могут подтвердить искомое состояние и исключить остальные мешающие ситуации, то есть диагностически значимые точки (ДЗТ). Для этого:

1. Отобраны точки, имеющие связь с меридианом сердца (C1, C2, C3, C4, C5, C6, C7, C8, C9); сочувственная точка меридиана сердца V15; точки уха AP19, AP21, AP60, AP100, AP105, AP115.

2. С учетом информативной меры Кульбака отобраны наиболее информативные точки БАТ для оценки риска возникновения заболеваний сердечно-сосудистой системы: C8, C9, C7, C4, C6, AP21, AP100.

3. Для всех БАТ (Y_s), выписывается список ситуаций (X_k) (симптомов и синдромов). Составляется таблица связей БАТ и списков ситуаций с ними связанных. Для выявления ДЗТ из всех БАТ выбраны те, которые отвечают условию:

$$Z = \sum_{s=1}^s \bigcap_{k=1}^k (a_{ks} \cdot a_{k(s+1)}) = 0,$$

где k - номер ситуации, не связанной с ИМ; $a_{ks} = \{0,1\}$, где 0 обозначает отсутствие связи между y_s и x_k , а 1- что такая связь есть.

Анализ показывает, что точки C9 и C7 обеспечивают исключение всех мешающих ситуаций. Остальные точки могут быть использованы для увеличения доверия к прогностическому выводу.

4. На контрольной выборке относительно здоровых людей (100 человек) с КУрим $<0,2$ определены номинальные показатели электрического сопротивления отобранных на предыдущих этапах БАТ. Исследование проводилось в одинаковое время суток током отрицательной полярности 50 мА, с постоянной силой давления на аккупунктурную точку около 20 кг/мм² подпружиненным электродом перпендикулярно поверхности кожи.

Анализируя полученные данные, отмечено, что наиболее частыми показателями были значения более 125 кОм (по БАТ С8 - у 97% обследованных, по БАТ С4 - у 96%, по БАТ С6 - у 97%, по БАТ АР21-96%, по БАТ АР100-97%), за номинальное принято значение электрического сопротивления ДЗТ - 125 кОм.

Используя в качестве основного математического аппарата нечеткую логику принятия решений, группой высококвалифицированных экспертов построены функции принадлежностей $\mu_{\omega}(\delta R_i)$ по классу риска заболевания ИМ по шкале отклонений измеряемых показателей от их номинальных значений δR_i . За пороговое значение δR_i принимаются: $\delta R_i^{nop1} = 10\%$ или $\delta R_i^{nop2} = -50\%$;

Производится синтез решающих правил для прогнозирования инфаркта миокарда по электрическому сопротивлению БАТ. Для этого введены следующие обозначения: δR_1 - отклонение электрического сопротивления БАТ С8 от его номинального значения; δR_2 - для точки С4; δR_3 - для точки С6; δR_4 - для точки АР21, δR_5 - для точки АР100. С учетом принятых сокращений получаем нечеткое решающее правило:

ЕСЛИ $((\delta R_1 \text{ И } \delta R_2 \text{ И } \delta R_3 \text{ И } \delta R_4 \text{ И } \delta R_5) \geq \delta R_i^{nop1})$ ИЛИ $((\delta R_1 \text{ И } \delta R_2 \text{ И } \delta R_3 \text{ И } \delta R_4 \text{ И } \delta R_5) \leq \delta R_i^{nop2})$
ТО $[\text{КУ}_{\text{БАТ}}(i+1) = \text{КУ}_{\text{БАТ}}(i) + \mu_{\omega}(\delta R_{i+1}) \cdot [1 - \text{КУ}_{\text{БАТ}}(i)]]$ ИНАЧЕ $[\text{КУ}_{\text{БАТ}}=0]$,

где $\text{КУ}_{\text{БАТ}}$ - коэффициент уверенности по прогнозу возникновения ИМ, определяемый по величине измерения электрического сопротивления ДЗТ; $\text{КУ}_{\text{БАТ}}(1) = \mu_{\omega}(\delta R_1)$.

Проведенные расчеты по выбранным функциям принадлежности показали, что при всех максимальных значениях $\mu_{\omega}(\delta R_i)$, $\text{КУ}_{\text{БАТ}}$ достигает величины 0,4. Полученный коэффициент уверенности не достаточен для самостоятельного практического использования, что требует поиска дополнительных информативных признаков с синтезом соответствующих частных и финальных решающих правил.

Современная иглорефлексотерапия признана эффективным методом в лечении широкого ряда заболеваний и позволяет добиваться высоких показателей излечения и улучшения качества жизни. Иглорефлексотерапия оказывает следующие эффекты: болеутоляющий, улучшение микроциркуляции в органах и системах, нормализацию АД, функции мозга и сердца, повышение иммунитета, седативное и антидепрессивное действие. Для этого метода лечения показаны функциональные нарушения, болевые синдромы, начальные стадии всех заболеваний. Метод иглорефлексотерапии не дает побочных реакций, в отличие от медикаментозной терапии. Под влиянием иглорефлексотерапии происходит увеличение активности гормонов надпочечников, изменяется проницаемость сосудов и тканевой обмен, улучшаются реологические свойства крови. Иглорефлексотерапия практически не имеет противопоказаний, что способно сыграть большую профилактическую и лечебную роль в системах принятий решений при ИБС.

Библиографический список

1. Кореневский Н.А., Крупчаников Р.А., Серегин С.П., Теоретические основы биофизики акупунктуры с приложениями в биологии, медицине и экологии на основе нечетких сетевых моделей. - Курск. - гос. тех. университет - Курск ОАО «ИПП «Курск», 2010г. - С 521.
2. А.М. Жирков, В.А. Костенко, Е.А. Стародумова. Влияние физических факторов на эффективность лечения инфаркта миокарда// Топ- Медицина.- 2002 №11.- С16-18.
- 3 А.П. Господаренко, Ю.И. Мишин, А.В. Азин. Инфаркт миокарда: клиника, диагностика, лечение//Клиническая медицина.- 1997.- № 4.- С13-17.

THE ROLE OF REFLEKSODIAGNOSTIKI IN THE SYSTEMS OF DECISION-MAKING IN ACUTE CORONARY SYNDROME

Dolzhenkov S., Sumin S., Vorobyeva O., Chernova I.
Southwest State University, Kursk

The paper discusses several decisive principles to make a prognosis of myocardial infarction using the data on electrical resistance in biologically active points. The main mathematical method used is fuzzy logics.

ОРГАНИЗАЦИЯ МЕДИЦИНСКОЙ ПОМОЩИ ПАЦИЕНТАМ С СЕРДЕЧНО-СОСУДИСТЫМИ ЗАБОЛЕВАНИЯМИ КАК ВАЖНАЯ КОМПОНЕНТА В РАЗВИТИИ РЕГИОНАЛЬНОГО ЗДРАВООХРАНЕНИЯ НА ЭТАПЕ ЕГО МОДЕРНИЗАЦИИ

Ильин А.И.

Владимирское региональное отделение Петровской академии наук и искусств

Рассматривая вопросы социального развития России не только как важную социально-экономическую, но и политическую задачу, В.В. Путин в своей предвыборной платформе кандидата на пост президента Российской Федерации, касаясь проблем здравоохранения, особенно подчеркивал, что «немалые резервы повышения качества медицинского обслуживания связаны с улучшением его организации». [1] Особую актуальность в условиях модернизации здравоохранения обретает организация медицинской помощи пациентам с сердечно-сосудистой патологией. Во владимирской области это обусловлено, прежде всего, высоким уровнем и ростом заболеваемости сердечно-сосудистой системы на протяжении длительного периода времени. Так за 5 лет наблюдения (2005-2009г.г.) на территории Владимирской области количество заболеваний артериальной гипертензией увеличилось на 71 %, ИБС (ишемическая болезнь сердца) - 12 %, ОИМ (острый инфаркт миокарда) - 3,6 %. Показатель смертности в регионе от сердечно-сосудистых заболеваний достаточно высокий и в структуре общей смертности составляет 63,8 %. Сформировавшаяся за многие годы проблема профилактики и лечения сердечно-сосудистых заболеваний во Владимирской области потребовала комплексного подхода к ее решению. В целях реализации задач первичной профилактики и оздоровления населения в регионе была разработана и принята программа создания специализированных учреждений – «Центров здоровья». По данным департамента здравоохранения, в настоящее время во Владимирской области функционируют 7 таких центров, в том числе два из них ориентированы на оздоровление детского населения. Результаты работы этих центров очевидны: за время их деятельности медицинскую помощь или консультации получили 57 тысяч пациентов и только в 2011 году – более 26 тысяч человек. Как показывают обследования обратившихся, практически здоровыми из них признаны только 13,6%, у остальных выявлены функциональные расстройства и различные хронические заболевания. Всем пациентам на высоком профессиональном уровне даны рекомендации и предложения, ориентирующие их на оздоровление. Таким образом создание «Центров здоровья» следует оценить, как важный этап перехода от устоявшейся системы, в основном ориентированной на лечение заболеваний, к системе охраны здоровья, основанной на профилактике болезней.

Наряду с профилактическими мероприятиями в учреждениях здравоохранения области развернута работа по совершенствованию существующей системы медицинской помощи и организации новой – высокотехнологичной помощи больным, страдающим кардиоваскулярными заболеваниями. Как известно, в 2008 году в РФ в рамках национального проекта «Здоровье» начала действовать программа по совершенствованию оказания медицинской помощи больным с инфарктами миокарда и инсультами головного мозга. Исходя из этого, Постановлением Губернатора Владимирской области от 04.06.2010 № 664 была утверждена региональная целевая программа «Совершенствование оказания медицинской помощи больным с сосудистыми заболеваниями в 2010 году». В том же году на реализацию данной программы было направлено и израсходовано около шестисот миллионов рублей, что обеспечило создание Регионального сосудистого центра на базе ВОГУЗ «Областная клиническая больница» и первичных сосудистых отделений в г. Владимир, Александров, Ковров, Муром. Оснащение вновь образованных структур соответствует табелям, утвержденным приказами Министерства здравоохранения и социального развития Российской Федерации от 19.08.2009 № 599н «Об утверждении Порядка оказания плановой и неотложной медицинской помощи населению Российской Федерации при болезнях системы кровообращения кардиологического профиля», от 06.07.2009 № 389н «Об утверждении Порядка оказания медицинской помощи больным с острыми нарушениями мозгового кровообращения». Высокотехнологичное оборудование – ангиограф для рентгенологического исследования кровеносных сосудов, многорезовые рентгеновские компьютерные томографы, диагностические ультразвуковые комплексы, оборудование для нейрохирургической операционной, мониторы

слежения, наркозно-дыхательная аппаратура, оборудование для лечебной гимнастики, физиотерапии и др. - позволило оказывать медицинскую помощь больным с острыми заболеваниями сердечно-сосудистой системы в соответствии с утвержденными новыми стандартами. Задачей сосудистых Центров определено обеспечить в равной степени доступной, высокотехнологичной специализированной помощью население всех муниципальных образований области. С этой целью за Центрами закреплены соответствующие территории обслуживания. Так например зона обслуживания Муромского центра включает территории округа Муром, Муромского, Селивановского, Меленковского районов, части Гусь-Хрустального района (п. Золотково, Добротино), части Городовецкого района (с.Фоминки), части Вязниковского района (с.Паустово). В зону обслуживания Центра ГБ №4 г.Владимира , включающего в свой состав два отделения неотложной кардиологии с блоком интенсивной терапии, отделение рентгенохирургических методов диагностики и лечения для больных с острым инфарктом миокарда, вошли Юрьев-Польский, Суздальский и Собинский районы . В течение года здесь прошли лечение около 750 больных с острым инфарктом миокарда и около двух с половиной тысяч больных с нестабильной стенокардией.

В рамках реализации программных мероприятий в 2011 году внедрены 37 стандартов оказания медицинской помощи при заболеваниях сердечно-сосудистого, неврологического и других профилей. Существенно улучшилось медикаментозное сопровождение технологий лечения , в 2011 году увеличилось до 357 количество тромболизисов (2010 г.- 337) . Проведенная в регионе организаторская работа позволила добиться определенного улучшения медицинской кардиологической помощи населению области. Так к 2011 году достигнуто сокращение смертности населения трудоспособного возраста от болезней системы кровообращения с 321,7 на 100 тыс. в 2009г. до 309 на 100 тыс. в 2011г. Улучшились показатели работы ЛПУ на госпитальном уровне . Снизилась госпитальная летальность. На 6% увеличилось число пациентов, выписанных домой с полной реабилитацией (из 5 115 пациентов, выписанных после перенесенного острого нарушения мозгового кровообращения и острого инфаркта миокарда полностью восстановлены 307 чел.). На 5,8% уменьшилось количество пациентов, нуждающихся в длительном лечении. Из числа работающих граждан , нуждающихся в реабилитационных мероприятиях , могут непосредственно после стационарного лечения пройти процедуру долечивания в санаторно-курортных условиях в санаториях «Заклязьменский» или им. Абельмана. В 2112 году на эти цели было направлено из областного бюджета 32 767 тыс. рублей.

Вместе с тем деятельность органов и учреждений здравоохранения в организации новых аспектов кардиоваскулярной помощи в регионе потребовала и новых кадровых решений. В этих целях дополнительную подготовку по вопросам совершенствования медицинской помощи больным с сосудистыми заболеваниями в 2011 году на базе НИИ инсультя ГОУ ВПО «Российский государственный медицинский университет» и в Научном центре сердечно-сосудистой хирургии им. А.Н. Бакулева прошли 44 врача, что составило 39% от первоначально запланированного количества врачей-специалистов для работы в сосудистых центрах. На амбулаторно-поликлиническом этапе в настоящее время специализированную кардиологическую помощь осуществляют 35 кардиологов. Однако для полноценной помощи на амбулаторном этапе сегодня недостает еще 19 врачей – кардиологов, что сохраняет актуальность рассматриваемой проблемы. В целях закрепления врачей и специалистов среднего звена на рабочих местах и предотвращения текучести кадров в регионе были приняты меры материального стимулирования медицинского персонала . Средний размер выплат стимулирующего характера по итогам 2011 года составил 10,2 тыс. руб. врачам и 5,3 тыс. руб. среднему медицинскому персоналу. Указанные выплаты на 20-25% больше минимального размера, установленного Программой (8 тыс. руб. врачу и 4 тыс. руб. среднему медперсоналу соответственно).

В апреле 2011 года на заседании комитета Совета Федерации по социальной политике и здравоохранению рассматривалась проблема «Актуальные вопросы информатизации при реализации программ модернизации здравоохранения субъектов Российской Федерации». В обсуждении участвовали представители Министерства здравоохранения и социального развития РФ, Министерства связи и массовых коммуникаций РФ, Росздравнадзора, ФАС, Федерального Фонда ОМС и его территориальных управлений, а также представители органов управления здравоохранением субъектов РФ и специалисты медицинских информационно-аналитических центров, эксперты в области информатизации. Председатель Комиссии СФ по информационной политике Людмила Нарусова в своем выступлении отметила, что «уровень компьютеризации и информатизации отечественного здравоохранения не отвечает современным требованиям. Вместе с тем, построение эффективной системы здравоохранения в России невозможно без широкого

использования информационных технологий». [2] В целях решения названной проблемы в учреждениях здравоохранения области значительно активизирована работа по совершенствованию системы информатизации на различных уровнях. На внедрение современных информационных систем приобретение компьютерного и сетевого оборудования в здравоохранении региона освоено в 2011 году 76,9 млн. руб.

Рассматривая модернизацию здравоохранения, как важный инструмент комплексного подхода к решению актуальных социальных, медицинских проблем, правомерно утверждать, что у организаторов здравоохранения появилась реальная возможность позитивно влиять на систему оказания медицинской помощи населению региона. В условиях модернизации регионального здравоохранения, как показывает практика, задачу существенного снижения смертности от сердечно-сосудистых заболеваний можно рассматривать, как вполне реальную.

Библиографический список

1. Владимир Путин. Россия сосредотачивается. Ориентиры. Москва, ОЛМА Медиа Групп 2012 с.77 .
2. В Совете Федерации состоялся «круглый стол» на тему «Актуальные вопросы информатизации при реализации программ модернизации здравоохранения субъектов Российской Федерации». Дата публикации - 09.04.2011.Источник: <http://www.gosbook.ru/news/20271>.

UNITED HEALTH CARE PATIENTS WITH CARDIOVASCULAR DISEASE AS AN IMPORTANT COMPONENT IN THE DEVELOPMENT OF REGIONAL HEALTH DURING ITS MODERNIZATION

Alexander Ilyin

Vladimir regional office of Peter's Academy of Arts and Sciences



ДИНАМИКА БАЗОВОГО ИМПЕДАНСА И ОБЩАЯ ВОДА ТЕЛА КАК ПРЕДИКТОР ПАРОКСИЗМА МЕРЦАТЕЛЬНОЙ АРИТМИИ

Чепенко В.В.¹, Исаков Р.В.²

1 - ЦРБ г. Петушки

2 - Владимирский государственный университет имени Александра Григорьевича и Николая Григорьевича Столетовых

Фибрилляция предсердий (ФП) является наиболее часто встречающейся в клинической практике аритмией [1]. В настоящее время около 2,2 миллионов человек в США и 4,5 миллионов человек в Европе имеют персистирующую и пароксизмальную ФП, а к 2050 году прогнозируется двукратный рост числа таких больных [2]. Распространенность ФП с возрастом увеличивается. Пациенты от 65 до 85 лет составляют 70% от общего числа больных с данным видом аритмии [1]. Так же хорошо известен факт изменения компонентного состава тела с возрастом [3,4]. Распространенность ожирения с годами увеличивается [5], причем масса тела растет как за счет висцерального, так и за счет подкожного жира [3]. Общая вода тела (ОВТ), которая коррелирует с безжировой массой тела, напротив, с возрастом уменьшается [4, 6].

По результатам исследования AFFIRM 67% больных с ФП имели избыточный вес тела или ожирение [7]. Ожирение является предиктором рецидива ФП [8]. Распространенность ФП у людей с высоким ростом больше [9], в то же время ишемическая болезнь сердца, которую часто осложняет ФП, ассоциирована с низким ростом [10]. Известно, что у афроамериканцев во всех возрастных группах содержание общей воды в организме больше [11], а кумулятивный риск ФП меньше, чем у белых [2]. Таким образом, закономерно возникает вопрос о возможной связи между компонентным составом тела и ФП.

Цели исследования:

- уточнение связи между компонентным составом тела и рецидивированием персистирующей фибрилляции предсердий неклапаной этиологии;

- использование анализа фрактального принципа гомеостатической регуляции для выделения групп риска развития пароксизма мерцательной аритмии (МА) в зависимости от динамики базового импенданса.

Материал и методы исследования

Обследовано 76 больных (мужчин - 47, женщин -29, средний возраст 58 ± 8 лет) с рецидивирующей персистирующей ФП неклапанной этиологии, у которых стратегией лечения был выбран контроль ритма. Причинами ФП были: ишемическая болезнь сердца - у 16 (21,0%), гипертоническая болезнь - у 21 (27,6%), сочетание гипертонической болезни и ишемической болезнь сердца - у 39 (51,3%) больных. Инфаркт миокарда перенесли 7 (9,2%) больных. Диагностику и оценку ФП осуществляли согласно рекомендаций ВЫОК, 2005 [12]. Оценивали количество пароксизмов ФП (общее число пароксизмов, которые имели место у больного), длительность анамнеза ФП (продолжительность рецидивирующей ФП у больного), частоту пароксизмов (количество пароксизмов у больного в месяц) и давность предшествующего пароксизма (время между предшествующим и последним пароксизмом ФП). Длительность анамнеза рецидивирующей ФП колебалась от 8 дней до 30 лет. В зависимости от наличия рецидивов ФП в течение 3 месяцев, основываясь на классификации Европейского общества кардиологов (1998) [13], больных разделяли на 2 группы - с частыми пароксизмами (рецидив ФП в течение 3 месяцев, $n=48$) и редкими пароксизмами (без рецидива ФП в течение 3 месяцев наблюдения, $n=28$).

Две трети больных с рецидивирующей фибрилляцией предсердий имели избыточный вес тела или ожирение, а более половины пациентов - абдоминальное ожирение. Низкое содержание общей воды в организме ассоциировано с риском раннего рецидивирования аритмии. Для анализа флюктуаций базового импенданса проводилась 5-минутная регистрация аппаратом РПКА 2-01 Фирма «МЕДАСС», четырех электродная схема. Спектр мощности флюктуаций показателей базового импенданса построенный по алгоритму быстрого преобразования Фурье (БПФ), исследовался в диапазоне частот 0,0004-0,004 Гц. При анализе плотности вероятности и спектра флюктуаций определялись стандартные отклонения δ (сигма) и спектральный показатель β (бетта). Оценивалась также общая структура спектра мощности и степень его соответствия виду $1/f$ на низких частотах. Проведенные расчеты позволяют по значениям, δ и β определить наличие или отсутствие нарушений в системе гомеостатической регуляции и классифицировать их на 4 функциональных класса.

По современным представлениям, перспективным в изучении в системных принципов устойчивости гомеостатической регуляции организма при его адаптации в состояниях нормы и патологии является использование теории больших интерактивных систем (БИС). Концепция фрактальной самоорганизации регуляторных связей имеет не только глубокие теоретические корни, но и набор адекватных метематических методов (Музалевская Н.И., Урицкий В.М.). Применение фрактального анализа в стохастических флюктуаций физиологических параметров позволяет получать количественные оценки динамической устойчивости функциональных систем, определяя вероятности формирования неблагоприятных критических режимов. Ключевыми моментами новой теории является универсальность и неспецифичность базовых законов сохранения устойчивости большой интерактивной системы, а также их принципиальная холистичность, то есть невозможность вывести алгоритмы поведения системы, как целого из поведения, слагающих ее элементов.

Возможные классы состояний системы, регулируемой по механизму СОД, на плоскости флюктуационных параметров " β - δ ". Величина спектрального показателя β , напрямую связана с режимом стохастической регуляции функциональной системы - субкритическим, критическим (нормальный режим "точной" СОК) или суперкритическим. Стандартное отклонение δ является важнейшим экстенсивным параметром флюктуации, который может рассматриваться как количественная характеристика ширины динамического диапазона стохастической регуляции. Для каждого типа физиологических флюктуаций эмпирическим путем может быть определено оптимальное значение δ , отвечающее условиям физиологической нормы; нормальное значение β для большинства физиологических функций составляет величину, близкую к единице.

Максимум устойчивости системы должен приходиться на некоторую область в окрестности точки с координатами $\beta = 1$, $\delta = 70$ (область N). В естественном состоянии система испытывает постоянное воздействие внешних и эндогенных возмущающих факторов, которое, по всей вероятности, и определяет реальный размер устойчивой области. Это - область нормальных, адекватных адаптационных реакций, в которой поддерживается оптимальная иерархическая структура распределения функциональных кластеров, а ширина диапазона регуляции также отвечает функциональной норме.

При выходе значений параметров β и δ за пределы области N стабильность системы падает.

Область 1 характеризуется сниженным значением δ и увеличенным значением β .

Функциональная система с такими значениями параметров должна находиться в суперкритическом состоянии, что подразумевает снижение ее стабильности. Однако неустойчивость, связанная с излишней генерализацией возмущений в системе, частично компенсируется за счет сужения диапазона стохастической регуляции, определяемого стандартным отклонением δ . Такое сочетание признаков допускает, что в момент измерения система ведет себя относительно устойчиво, однако в действительности ее адаптационный резерв существенно снижен за счет затрат на генерализацию функционального отклика. При дополнительной физиологической нагрузке скрытая нестабильность может стать причиной развития явных функциональных нарушений, сопровождаемых переходом рабочей точки стохастического гомеостаза в соседние области состояний.

Область 2 с повышенным уровнем обоих параметров может быть описана как область актуализированной неустойчивости. Суперкритический режим стохастической регуляции ($\beta > 1$) при условии высокой дисперсии флуктуации предполагает частичную или полную перегрузку всех адаптационных механизмов, сопряженных с исследуемой функцией организма. Резко увеличенный уровень низкочастотных компонентов флуктуации – следствие активизации "больших" функциональных кластеров говорит о включении дополнительных центральных механизмов регуляции. Биологическая система, находящаяся в таком состоянии, крайне уязвима. Описанные изменения могут быть обратимы, если они входят в схему нормальной, активной борьбы организма с болезнью при ее течении в открытой фазе. В случае успешного излечения ожидается исчезновение функциональных гиперкластеров (возврат параметров β и δ к своим нормальным значениям) и восстановление устойчивого состояния системы.

Область 3 отличается от области 2 пониженным значением β , сопряженным с уменьшением масштаба функциональных кластеров в субкритическом режиме регуляции. Уровень стохастичности δ исследуемого физиологического показателя аномально высок, однако это повышение связано не с увеличением активности стохастического гомеостаза, а с его разрушением. Система подвержена некоррелированным случайному колебаниям с амплитудой, достигающей опасных значений. Этот режим можно соотнести с неблагоприятным ходом развития патологии, требующим обязательной терапевтической коррекции. Последствия пребывания системы в состоянии, соотносимом с областью 3, как и с областью 2, целиком зависят от того, как долго оно продолжалось. Длительное нахождение в этих динамических режимах чревато утратой пластических ресурсов и усугублением органических нарушений в системе, краткосрочные флуктуационные нарушения такого рода могут быть обратимыми.

Область 4, характеризуемая пониженным уровнем параметров β и δ , очевидно, является областью наименьшей функциональной устойчивости. В этом состоянии система находится в субкритическом режиме с ингибированными функциональными кластерами и резко сниженной функциональной лабильностью. Изложенная выше классификация нарушений регуляторной устойчивости, основанная на оценивании параметров низкочастотных флуктуаций, позволяет, пользуясь представлениями СОК, получить важную прогностическую информацию о ходе развития различных дисфункциональных изменений в организме. С диагностической точки зрения приведенная схема анализа интересна прежде всего возможностью оценки степени риска усугубления состояния пациента.

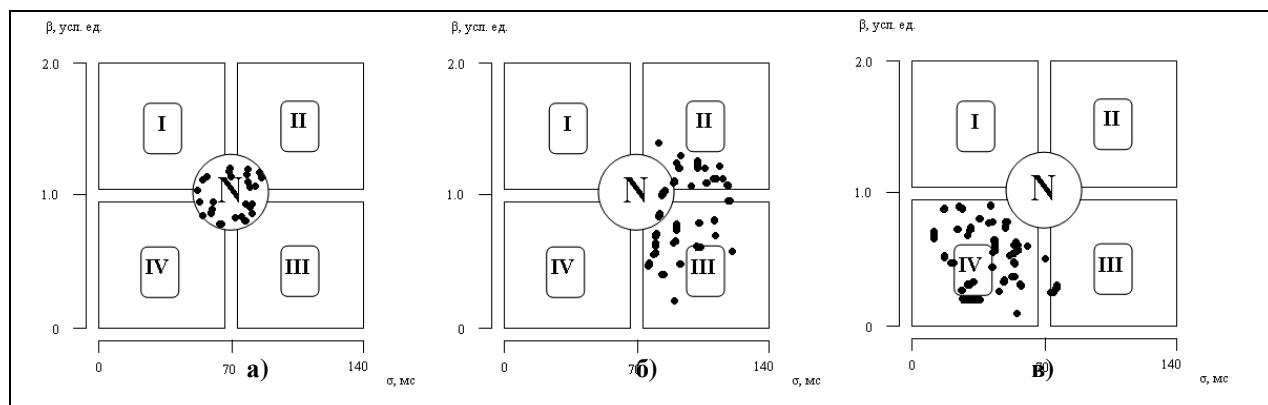


Рисунок 1 - а) норма; б) риск развития пароксизма МА ~ 30% в ближайшие 18-24 часа; в) риск развития ПМА ~87% в ближайшие 90 минут

Вывод

Измерение базового импеданса и его оценка с помощью математического аппарата теории саморганизованной критичности (СОК) позволяет оценивать риск развития пароксизма МА и объясняет механизм развития аритмии в зависимости от состава тела и количества общей воды.

Библиографический список

1. ACC/AHA/ESC Guidelines for the management of patients with atrial fibrillation - executive summary // European Heart Journal 2006; 27: 1979-2030.
2. Alonso A., Agarwal S.K., Soliman E.Z. et al. Incidence of atrial fibrillation in whites and African-Americans: the Atherosclerosis Risk in Communities (ARIC) Study // Am Heart! 2009 My ; 158(1): 111-117.
3. Shen W., Punyanitya M., Silva A.M. et al. Sexual dimorphism of adipose tissue distribution across the lifespan: a cross-sectional whole-body magnetic resonance imaging study // Nutr Metab (Tond). 2009 Apr 16; 6:17.
4. Watson P.E., Watson I.D., Batt R.D. Total body water volumes for adult males and females estimated from simple anthropometric measurements // Am J Clin Nutr 1980; 33: 27-39.
5. Robert WH. Relation of Age and Body Weight to the Frequency of Local Tissue Changes Suggestive of Malnutrition: The Five-Year Experience of a District Health Center Nutrition Clinic in New York City // Am. J. Clinical Nutrition, Mar 1959; 7: 166 - 174.
6. Carvounis CP, Carvounis G., Hung M. Nutritional status of maintenance hemodialysis patients // American Journal of Clinical Nutrition 1986; 43: 946-954.
7. Ardestani A., Hoffman H.J., Cooper H.A. Obesity and outcomes among patients with established atrial fibrillation //Am J Cardiol 2010; 106: 369 -373.
8. Wang T.J., Parise H, Levy D. et al. Obesity and the Risk of New-Onset Atrial Fibrillation // JAMA. 2004; 292(20): 2471-2477.
9. Suzuki S, Yamashita T, Ohtsuka T et al. Body size and atrial fibrillation in Japanese outpatients // Circ J. 2010; 74 (1): 66-70.
10. Paajanen T.A., Oksala N.K., Kuukasjarvi P., et al. Short stature is associated with coronary heart disease: a systematic review of the literature and a meta-analysis // Eur Heart J. 2010; 31(14): 1802-9.
11. ChumleaW.C, Guo S.S., ZellerC.M., etal. Total body water reference values and prediction equations for adults // Kidney Int. 2001 Jun;59 (6):2250

THE DYNAMICS OF THE BASE IMPEDANCE AND TOTAL BODY WATER AS A PREDICTOR OF PAROXYSMAL ATRIAL FIBRILLATION

Chepenko V.V.¹, Isakov R.V.²

1 - Central Area Hospital the city of Petushki

2 - Vladimir State University

This article describes the results of the research base impedance of the human body in ultra low frequency range depending from functional state of the organism. Particular attention was paid to the early prediction of risk of atrial fibrillation.

◆

МИОГЛОБИНУРИЙНЫЕ НЕФРОПАТИИ: ЭТИОЛОГИЯ, ПАТОГЕНЕЗ, КЛИНИКА, ДИАГНОСТИКА И ЛЕЧЕНИЕ

Голев Г.Д.¹, Барышников В.Ю.², Цветкова И.Н.³

1 – Центральная городская больница г. Коврова

2 - Гусь-Хрустальная центральная городская больница, г. Гусь-Хрустальный

3 - ГБ №1 г. Муром

Миоглобинурия является следствием деструктивных процессов в поперечно-полосатых мышцах с выходом в кровоток белка миоглобина (миоглобинемия) с последующей его фильтрацией в почечных клубочках в клубочковый фильтрат.

Деструктивно-некротические изменения в мышцах развиваются вследствие различных причин. Наиболее частыми причинами являются разнообразные травмы с повреждением больших мышечных массивов (механические, термические, электротравмы). Механические травмы могут сопровождаться сдавлением, раздавливанием, которые в свою очередь могут быть длительными или кратковременными. Такие состояния характерны для природных и техногенных катастроф (завалы в шахтах, землетрясения, обрушения зданий при бомбежках). Одним из первых эту патологию во время Второй мировой войны описал британский хирург Bywaters как «краш-синдром». Этот термин стал международным. В СССР проблема травматического рабдомиолиза стала актуальной в связи с разрушительными землетрясениями в Ашхабаде, 1948г.; Ташкенте, 1966г.; Спитаке (Армения), 1988. В мирное время распространение получил так называемый «синдром позиционного сдавления» (1) - сдавление конечностей, мышечных участков туловища собственным весом при длительном пребывании в вынужденном положении, как правило - в бессознательном или коматозном состоянии вследствие интоксикаций различного происхождения: алкогольной, наркотической, токсической (угарный газ, ингаляционное воздействие нитрокрасителей, углеводородов и др.).

Одной из причин некроза мышц может быть т.н. «турникетный шок»- развитие эндотоксикоза после восстановления кровообращения в ишемизированной конечности (повреждение, тромбоз или тромбоэмболия магистральной артерии конечности и, вследствие этого, длительная ишемия конечности). Имеются описания такого редкого заболевания (с эндемическим распространением в южных районах Западной Сибири) как алиментарно- токсический миозит (2) - Гаффская или Юксовско-Сартланская болезнь, при употреблении в пищу озерной рыбы (пелядь). Описаны различные нетравматические заболевания, сопровождающиеся миоглобинурией МУ. Предложены классификации миоглобинурий (Кальнова Л.И., 1968; Kagen L., 1973), составленные по патогенетическому принципу.

Л.И. Кальнова (1968, цит. по 1) выделила 2 группы МУ:

1. Первичные МУ:
 - 1.1. Идиопатические МУ;
 - 1.2. Вторичный возвратный рабдомиолиз (пароксизмальная ночная МУ или синдром Мейер - Бетца).
2. Вторичные МУ:
 - 2.1. Травматические МУ:
 - синдром раздавливания;
 - при электротравме.
 - 2.2. Нетравматические МУ:
 - вследствие ишемии;
 - алиментарно-токсический миозит;
 - вследствие физической перегрузки (маршевая МУ);
 - вследствие прямого токсического действия (наркотики, алкоголь, угарный газ, снотворные средства).
 3. МУ комбинированного действия (синдром позиционного сдавления).
 4. МУ при инфаркте миокарда.

Л. Kagen (1973, цит. по 1) предложил следующую классификацию миоглобинопатий:

1. Травма и ишемические заболевания: синдром размозжения, некроз от сдавления конечностей, оперативные вмешательства, артериальная ишемия, инфаркт миокарда.
2. Чрезмерная физическая нагрузка: судорожные состояния, тетанус.
3. Метаболические нарушения: алкогольная миопатия; синдром злокачественной гипертермии; дефекты углеводного обмена (болезнь Мак-Ардла, нарушения гликолиза, недостаточность фосфофруктокиназы); нарушения липидного обмена; гипокалиемия; токсические воздействия (героин, яды животных).
4. Синдром миозита (полимиозит, дерматомиозит).
5. Другие причины: инфекция, лихорадка.
6. Идиопатическая МУ.

Т.о., спектр причин, вызывающих миоглобинурии, достаточно широк. Но в патогенезе развития миоглобинурийных нефропатий имеют место сходные механизмы. Развитие миолиза и морфологическая картина его при многих заболеваниях также сходны. Существенные отличия выявляются при синдроме длительного раздавливания. При нем на начальном этапе на первое место выходит травматический шок и гиповолемия (шоковая+плазмопотеря в поврежденные ткани). После прекращения сдавления стремительно развивается эндотоксикоз, обусловливаемый реперфузией - массивным поступлением в циркуляцию продуктов миолиза: вазоактивных аминов, ионов калия, водорода, кининов, пептидов, цитокинов и т.д., а также присоединением азотемии, связанной как с нарушением экскреции мочевины, так и с явлениями гиперкатаболизма. Как шоковый фактор, так фактор эндотоксикоза способны ухудшить функциональное состояние почек. В почечных канальцах развиваются и ишемические повреждения, и происходит обтурация канальцев пигментными цилиндрами при сниженном токе мочи. Отек тканей в зоне повреждения может приводить ко вторичной ишемии мышц. На функциональное состояние почек оказывают воздействие результаты других органных дисфункций: дыхательной (гипоксия), печеночной (пигментная дистрофия печени и печеночная недостаточность), ДВС крови и др.

При синдроме позиционного сдавления (СПС) на начальном этапе заболевания преобладают явления экзотоксикоза и экзотоксической комы; сами экзотоксины (алкоголь, наркотики, угарный газ) способны, нарушая метаболические процессы в мышечных клетках, вызывать рабдомиолиз. Поэтому СПС отнесен к группе комбинированных МУ. Эндотоксемия и плазмопотеря при СПС менее выражены, чем при СДР.

В случаях, когда шоковый или экзотоксический факторы исключены как одна из причин почечного повреждения, вероятной причиной нефропатии при рабдомиолизе является иммунное воспаление, развивающееся вследствие попадания миоглобина в канальцевый интерстиций при его реабсорбции в канальцах, т.е. развивается острый тубулоинтерстициальный нефрит.

И.И.Шиманко отмечал, при СПС также нельзя исключить иммунный механизм нефропатии. Аргументом в пользу такого предположения может быть то обстоятельство, что повторное алкогольное воздействие на мышцы может вызывать хроническую миоглобинопатию, а повторное воздействие миоглобина на почки «готовит» их к иммунному ответу. Иммунная «готовность» почек к развитию нефропатии с выраженным тубулоинтерстициальным нефритом, вплоть до развития острой почечной недостаточности ОПН), имеется и при хронических идиопатических миоглобинопатиях: при хроническом возвратном рабдомиолизе, при болезни Мак-Ардла. Описаны случаи повторного развития ОПН при болезни Мак-Ардла, при вторичном возвратном рабдомиолизе.

Мы в своей работе неоднократно встречались с несколькими видами миоглобинопатий (МП) с МУ, поэтому решили обобщить свой опыт для того, чтобы показать возможные трудности диагностики этих заболеваний.

Клиническая картина миоглобинопатий складывается из общих и местных симптомов (3,4,5). Наиболее характерными являются местные симптомы: боли в мышцах, необычная плотность (одеревенелость) мышц, отек и напряжение кожи («лимонная корка»). При СПС и при СДР часто образуются фликтены. Характерны периферические неврологические расстройства. Миоглобинурия-кардинальный признак МП, она проявляется изменением цвета мочи- бурая моча (коричневая, красно-черная, иногда малиновая). Общие симптомы отражают на начальном этапе клиническую картину причины, вызвавшей МП. В последующем присоединяются эндотоксикоз, недостаточность паренхиматозных органов- почек, печени, легких с соответствующими расстройствами.

Для диагностики МП важны 3 основных момента: анамнез, клиническая картина и лабораторное подтверждение присутствия миоглобина в крови и (или) моче. Данные анамнеза необходимо согласовывать с клиническими проявлениями. Важно выяснить все обстоятельства,

предшествовавшие заболеванию. Так, больные с синдромом позиционного сдавления нередко попадают в различные стационары с разнообразными диагнозами: тромбофлебит, абсцесс ягодицы и др. Таких больных в нашей практике было 2: у 1 после сдавления появились выраженные отеки обеих ног (бедра и голени) без существенного уплотнения мышц, что было расценено как тромбофлебит нижних конечностей; у 1- наличие плотного инфильтрата в ягодичной области привело к трактовке его как развитие постинъекционного абсцесса. Если диагноз СДР не вызывает сомнения, то синдром кратковременного сдавления не всегда очевиден. У 1 больного этот диагноз был установлен при оценке анамнеза: имело место падение с небольшой высоты, ушиб тканей ягодичной области, образование сдавливающей гематомы, что привело ко вторичной мышечной деструкции. Больной с марлевой МУ был госпитализирован в инфекционное отделение с диагнозом «острый гастрит» потому, что у него появилась рвота и лихорадка. Выявленный парапарез нижних конечностей симулировал спинальный инсульт, но анамнез у 1 пациента позволил выяснить, что, вероятно, отравление угарным газом привело пожилого человека к длительному пребыванию в вынужденном положении. В другом случае именно спинальный инсульт стал причиной длительного пребывания пожилой женщины в вынужденном положении в условиях низкой температуры в течение нескольких часов. Беспричинная мышечная слабость, повышение температуры тела, миалгия и выделение «бурой мочи» (моча красно-коричневого цвета) дало повод для того, чтобы заподозрить идиопатическую МУ у 12-летней пациентки (диагноз подтвержден по результатам исследования на креатинфосфокиназу-КФК). У 2 больных проведение исследования крови на КФК позволило подтвердить диагноз: 1-марлевая МУ; 1- СПС у больного, у которого первоначально до поступления в нашу больницу, ставился диагноз спинального инсульта.

Возможны диагностические ошибки при некоторых МП, когда в патологический процесс вовлекаются практически все мышцы. Так индийские врачи A.Datta и G.Bawa (1972) нашли в мировой литературе описание развития острой дыхательной недостаточности при синдроме Мейер-Бетца (ночная пароксизмальная МУ), когда развилось поражение мышц ног, туловища, верхних конечностей, дыхательных мышц, мышц зева (6). В таких ситуациях возможна версия о полирадикулоневрите.

При развитии тяжелого почечного повреждения с острой почечной недостаточностью показано проведение заместительной почечной терапии (ЗПТ). Ранее проведение ЗПТ ограничивалось гемодиализом; применялись также гемосорбционная детоксикация, плазмаферез. В результате совершенствования технологии производства синтетических мембран для гемодиализаторов с повышенными свойствами к удалению воды и среднемолекулярных веществ. Этот метод получил название гемодиафильтрации; при его применении возможно удалять из организма значимые объемы жидкости с одновременной конвекцией растворенных в ней веществ при параллельном замещении удаленного фильтрата специальными замещающими растворами.

За 30 лет работы нами наблюдались больные с СПС, СДР, термическими поражениями мышц, острой артериальной непроходимостью и ишемией нижних конечностей, марлевой МУ, ночной пароксизмальной МУ, идиопатической МУ. Несмотря на относительную редкость таких заболеваний, следует помнить о возможности их существования, это позволит улучшить их диагностику, а также своевременно оказать специализированную медицинскую помощь.

Библиографический список

- 1.Комаров Б.Д., Шиманко И.И. Позиционная компрессия тканей., М., «Медицина».- 176 с.
- 2.Сидорова Л.Д.,Иерусалимская Л.А., Разенко Т.Н., Валентик М.Ф. Поражение почек при Юксовско-Сартланской болезни.// В «3-й Всесоюзный съезд нефрологов (Киев, 9-11 декабря 1986г.): Тезисы докладов.-т.1.- Киев,1986.- с.124.
- 3.Шульцев Г.П., Кальнова Л.И. Клиника миоглобинопатий.// В кн.: Современные проблемы биохимии дыхания и клиники. Иваново.-1970.- т.1,- с. 202-209.
- 4.Лайбер Б., Ольбрих Г. Клинические синдромы: Пер. с нем.- М., «Медицина», -1976.- с.156-157.
- 5.Голев Г.Д. Диагностика и лечение миоглобинопатий.// В кн. «Неотложные состояния» : Тезисы докладов (Ковров, май 1989).-Москва,1989,- с.47-49.
6. Datta A.K., Bawa J.S. // Indian Practitioner.- 1972 .-Vol. 25, N5.- P.207-210.

MIOGLOBINURIYNYE NEPHROPATHY: ETIOLOGY, PATHOGENESIS, CLINICAL PICTURE, DIAGNOSIS AND TREATMENT

Golev G.D.¹, Baryshnikov V.Y.², Tsvetkova I.N.³

1 - Central City Hospital, Kovrov,

2 - Gus-Crystal Central City Hospital, Gus-Crystal,

3 - City Hospital number 1, Murom

The article discusses options mioglobinuriynyh damage the kidneys, which are possible in the practice of physicians of many specialties. Myoglobinuria (MU) and renal failure when it can develop as a consequence of disease and trauma, particularly when man-made and natural disasters. The frequent development of acute renal failure in the ME requires a substantial portion of affected patients and hemodialysis as a measure of the temporary replacement of renal function, and one of the most effective methods of extracorporeal detoxification is currently the method of hemodiafiltration.

ОСОБЕННОСТИ ИНТЕРПРЕТАЦИИ ДАННЫХ РЕНТГЕНОВСКОЙ КОМПЬЮТЕРНОЙ ТОМОГРАФИИ В ДИАГНОСТИКЕ ХРОНИЧЕСКОЙ ОБСТРУКТИВНОЙ БОЛЕЗНИ ЛЁГКИХ

Селивёрстов А.А.

ВОГУЗ «Областная клиническая больница», Владимир

drgoody@km.ru

Рентгеновская компьютерная томография (КТ) является широко используемым методом в диагностике и ведении пациентов с различной лёгочной патологией, в том числе и с хронической обструктивной болезнью лёгких (ХОБЛ). ХОБЛ является одним из наиболее распространённых заболеваний лёгких, от которого страдают миллионы людей по всему миру. Это связано как с неблагоприятной экологической обстановкой, так и с особенностями современного образа жизни людей. Хотя наиболее доступным и простым методом исследования, помогающим поставить диагноз ХОБЛ, является спирометрия с использованием ряда функциональных тестов, всё большее значение приобретает КТ, в том числе высокоразрешающая (ВРКТ), при помощи которой становится возможным исследовать тонкие анатомические структуры лёгкого и лучше оценить морфологические изменения, корректируя тактику лечения. ХОБЛ является хроническим заболеванием лёгких, характеризующимся не полностью обратимым ограничением воздушного потока, которое, как правило, имеет неуклонно прогрессирующий характер и связано с патологической аномальной воспалительной реакцией лёгочной ткани на вредные частицы или газы.

Интерпретация КТ-исследования лёгких пациентов с ХОБЛ должна начинаться с оценки уже проксимальных отделов респираторного тракта, так как известно, что это заболевание сопровождается в том числе значительными изменениями формы и размеров трахеи с формированием её так называемой саблевидной формы. Она характеризуется значительным уменьшением поперечного размера внутригрудной трахеи и увеличением её сагittalного размера. Патогенез формирования саблевидной трахеи пока точно не ясен, однако, наиболее обоснованной считается гипотеза, объясняющая сужение трахеи за счет механизма «воздушной ловушки» преимущественно в верхних долях лёгких в связи с наличием центрилобулярной эмфиземы и повторяющимися пароксизмами кашля, которые вызывают преходящий коллапс трахеи. Повторяющиеся изменения её конфигурации на фоне хронического кашля приводят к постепенной дегенерации эластических компонентов органа и утрате способности трахеи возвращаться в свою первоначальную форму.

Далее при использовании ВРКТ становятся распознаваемы утолщенные стенки бронхов, симптом «трамвайных рельс», визуализируются признаки бронхиолита и бронхэкстазов, отчётливо видны многочисленные, диффузно расположенные очаги центрилобулярной эмфиземы.

При ХОБЛ в результате патологических процессов, протекающих в лёгочной ткани, часто возникает нарушение вентиляции как очагового, так и диффузного характера. Причиной этого

являются изменения на уровне терминальных отделов респираторного тракта – сужение дыхательных бронхиол вследствие бронхиолита и ремоделирования стенок бронхиол и формирование клапанного механизма воздухонаполнения альвеол. При использовании обычной КТ не всегда удается выявить зоны повышенного воздухонаполнения, что объясняется перекрытием отделов с нарушенной вентиляцией неизменённой лёгочной тканью. Поэтому для более чёткой детализации изменений и определения зон очагового или диффузного нарушения вентиляции целесообразно использовать ВРКТ, при которой уже достаточно хорошо визуализируются заполненные невышедшим воздухом участки «воздушных ловушек».

Для оценки состояния трахеи мы использовали трахеальный индекс, который представляет собой отношение фронтального среза трахеи к сагиттальному срезу, измеренных на 1 см выше верхнего края дуги аорты. Нормальные значения трахеального индекса находятся в диапазоне от 0,6 до 1. Нами также применялась методика ВРКТ, причём как на вдохе, так и на выдохе.

Было обследовано 210 пациентов с диагнозом ХОБЛ. У 173 обследованных больных с I и II стадией ХОБЛ выявлялись участки гипервентиляции в виде локусов с мозаичной плотностью при проведении экспираторной ВРКТ. В то время, как при ВРКТ на вдохе эти же участки визуально сливались с окружающей лёгочной тканью. Эти «воздушные ловушки» указывают на области бронхиального дерева (в основном, бронхиолы), подвергшиеся ремоделированию, сужению вследствие воспалительной реакции при бронхиолите; их плотность практически не изменяется при вдохе и выдохе. Необходимо отметить, что начиная со II стадии ХОБЛ, трахеальный индекс становится менее 0,6 и находится в пределах значений 0,45-0,6.

У 37 больных с III и IV стадией ХОБЛ в связи с выраженностю перибронхиального фиброза и практически тотальным развитием «воздушных ловушек» экспираторная ВРКТ почти не определяла мозаичной плотности лёгочной ткани, выявляя лишь массивные эмфизематозные явления. Значения же трахеального индекса лежали в пределах 0,3-0,4, что свидетельствовало о значительной саблевидной деформации трахеи.

Исходя из анализа полученных нами данных, мы считаем, что ВРКТ-исследование на выдохе целесообразно применять с целью выявления такого признака ХОБЛ, как зоны гипервентиляции, являющегося маркёром патологии бронхиол, что особенно важно при распознавании только начинающегося патологического процесса на ранних стадиях ХОБЛ. Исследования на выдохе помогают разграничить обструктивные процессы в мелких бронхах, при которых зоны повышенной воздушности становятся более выраженными на выдохе, от других патологических процессов. Несомненно, что оценка трахеального индекса является дополнительным показателем, позволяющим судить о тяжести имеющегося процесса.

SPECIAL FEATURES OF COMPUTED TOMOGRAPHY DIAGNOSTICS OF CHRONIC OBSTRUCTIVE PULMONARY DISEASE

Seliverstov A.A.
Vladimir Regional Hospital, drgoody@km.ru

Computer tomography (CT), including high-resolution CT, is widely used in diagnostics of chronic obstructive pulmonary disease (COPD). Lung CT scans interpretation should be started right from the proximal respiratory tract, i.e. trachea. It's important to analyse whether there is or not saber-sheath trachea using the tracheal index. The high-resolution CT gives precise image of lung parenchyma and allows to detect emphysema, bronchiectasis and bronchiolitis. It is highly recommended to use expiratory CT-study of lungs for revealing air trapping which is a sign of obstructive process in small bronchi.

БИОДОСТУПНОСТЬ ОКСИДА АЗОТА (NO) ПРИ ДЕФИЦИТЕ ЖЕЛЕЗА

Щуков А.Н.¹, Скавронский С.В.¹, Шушкевич Н.И.¹, Петухов В.И.¹, Баумане Л.Х.², Романова М.А.¹,
Адаменко А.Н.¹

Владимирский государственный университет имени Александра Григорьевича и Николая Григорьевича Столетовых, г. Владимир; e-mail: mk2detroitoprel@rambler.ru
Латвийский институт органического синтеза, г. Рига, Латвия; e-mail: lbaumane@osi.lv

Недостаток железа в организме (или железодефицитные состояния - ЖДС) условно делят на явный - железодефицитная анемия (ЖДА) и скрытый (латентный) дефицит железа (ЛДЖ).

По данным исследований Всемирной Организации Здравоохранения (ВОЗ), ЖДА по распространенности в качестве причины временной утраты трудоспособности у женщин в возрасте 15–44 лет занимает третье место.

Начиная с 1990-91 гг. встречаемость ЖДС в России резко возрастает. Для сравнения - заболеваемость анемией (где ЖДА имеет абсолютное преобладание: >90%) среди закончивших беременность россиянок составляла в 1985 году - 5,4%; в 1990 г. - 12,8%; а в 1997 г. уже 37,8%. (рисунок 1) [1].

Аналогичная динамика наблюдалась и в ряде центральных областей России, например, во Владимирской (таблица 1).

Таблица 1 - Заболеваемость анемией среди беременных во Владимирской области.

Годы	Заболеваемость анемией (в конце срока беременности)
1985	5,8%
1990	9,9%
1994	31,8%
1995	39%
1996	43,8%
1997	45%
1998	46,9%
1999	50,3%
2001	50,3%
2002	49,7%
2003	45,2%
2004	48%
2005	50%
2006	49%
2007	45,2%
2008	40,8%
2009	40,9%

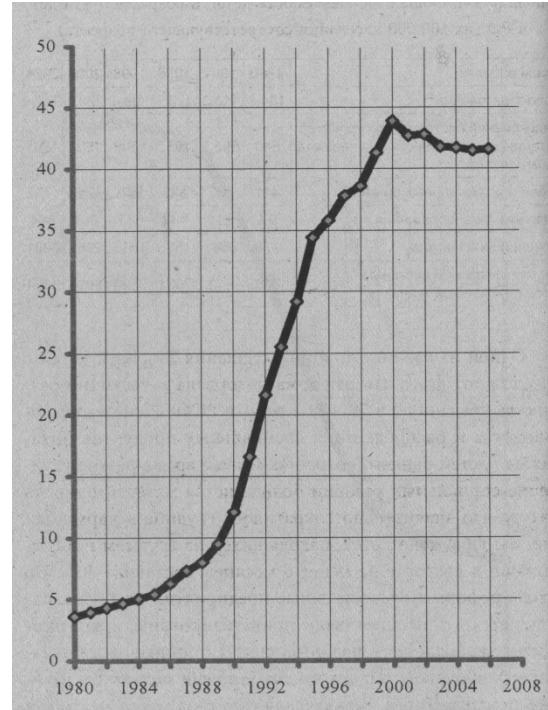


Рисунок 1 - Состояние здоровья беременных и рожениц в РСФСР и РФ: из числа закончивших беременность страдали анемией (%).

Следует учесть, что в официальной статистике нет сведений о частоте ЛДЖ у беременных, которая, по некоторым данным, не только не уступает, но зачастую превосходит таковую для ЖДА [2]. Поэтому суммарный показатель распространения ЖДС (ЖДА+ЛДЖ) среди беременных в России приближается к 100%.

Вызывают интерес исследования, проведенные на популяционном уровне, ARIC-study (Atherosclerosis Risk in Communities), в котором анемия рассматривалась в качестве фактора риска

сердечно-сосудистых заболеваний (ССЗ). Проводилось наблюдение более 6 лет за почти 14 000 пациентов без ССЗ [3]. Оказалось, что пациенты со сниженным уровнем гемоглобина имели риск развития указанных заболеваний почти в 1,5 раза выше вне зависимости от всех остальных факторов риска ССЗ.

О распространённости ЖДС среди беременных (2000-2001 гг.) в некоторых странах ЕС (Англия, Дания, Франция, Нидерланды) можно судить по данным, представленным в таблице 2 [3].

Таблица 2 - ЖДС у беременных в странах ЕС

Страна	Число наблюдений <i>n</i>	Латентный дефицит железа %	Железодефицитная анемия %
Нидерланды	796	-	6-28
Англия	576	25	6
Дания:			
а) на фоне приёма препаратов Fe	100	54	0
б) без препаратов Fe	107	82	18
Франция (по разным источникам)	332 359 191	67 77 54	9 10 30

О распространённости ЖДС среди беременных (2000-2001 гг.) в некоторых странах ЕС

Показательно, что смертность от болезней системы кровообращения в этих странах (и в те же годы) была в несколько раз ниже, чем в России. Так, в Англии (2000 г.) и во Франции (1999 г.) этот показатель на 100 тыс. населения в возрасте от 25 до 64 лет был равен 91,2 и 55,2 соотв., тогда как в России (2001 г.) -442,7 [4].

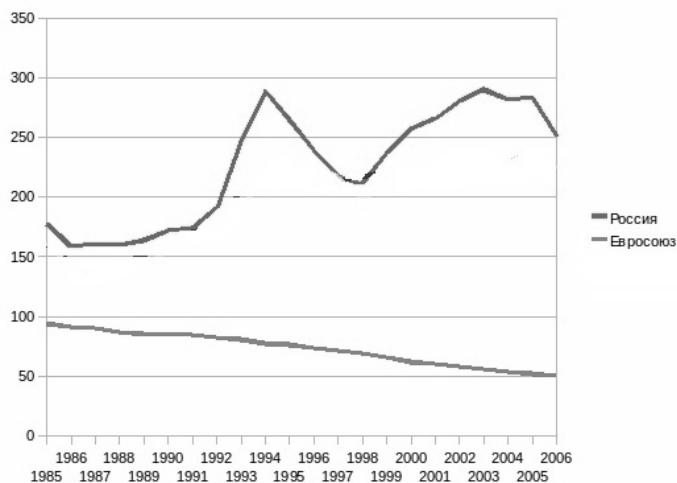


Рисунок 2 - Общее число смертей от сердечнососудистых заболеваний в России, случаев на 100 тыс. населения в год

Заметную тенденцию к «омоложению» в современной России имеют такие болезни старения, как атеросклероз мозговых и коронарных сосудов, гипертоническая болезнь.

Представляет интерес возможная связь дефицита железа с биодоступностью NO и запуском «эндотелиальной дисфункции», которая лежит в основе стойкой артериальной гипертензии и атеросклеротического повреждения сосудов.

Эндотелий, высокоспециализированные клетки которого выстилают (в виде монослоя) все сосуды в организме, способен секретировать биологически активные вещества, к числу которых принадлежит оксид азота (NO), обладающий вазодилататорным действием.

Ведущая роль в генезе эндотелиальной дисфункции принадлежит редокс-процессам с участием активных форм кислорода и азота и одного из наиболее агрессивных дериватов NO - пероксинитрита (ONO[·]). Последний образуется в результате взаимодействия NO с супероксид-анионом радикалом(O₂[·]), когда концентрации этих молекул оказываются эквивалентно увеличенными. Агрессивное

(нитрозирующее) действие пероксинитрита по отношению к различным биомолекулам хорошо известно. Не случайно, поэтому уровень ONOO^- в норме находится под довольно строгим контролем.

В условиях Fe-дефицита, на наш взгляд, можно ожидать повышенную продукцию пероксинитрита как за счёт недостаточной инактивации супероксида (снижено содержание внутриклеточного H-ферритина, обладающего супероксиддисмутазной активностью), так и вследствие вероятных сбоев в системе «негемовое Fe + NO + низкомолекулярные тиолы», надёжная работа которой обеспечивает сравнительно долговременный и дистантный характер молекуле нитроксида. В силу этих причин уровень «работающего» NO (его биодоступность) может оказаться сниженной. Напомним, что одной из важнейших характеристик эндотелиальной дисфункции является уменьшение биодоступности оксида азота.

Поэтому представляла интерес распространённость ЖДС, среди молодых людей, родившихся в начале 90-х годов, когда отмечался нарастающий характер уровня ЖДА среди беременных. Кроме того, было необходимо выяснить, есть ли связь дефицита железа с внутриклеточной продукцией NO.

Материал и методы

Под наблюдением находилось 90 человек. Среди них - 50 студентов Владимирского государственного университета (12 мужчин и 38 женщин) в возрасте 17-27 лет (медиана 20 лет), у большинства из которых (43 из 50 чел. или 86%) были диагностированы железодефицитные состояния (ЖДС): у 4 – железодефицитная анемия (ЖДА), у 34 – латентный дефицит железа (ЛДЖ). Контрольная группа состояла из 40 практически здоровых лиц (25 мужчин и 15 женщин) в возрасте 41-78 лет (медиана 57 лет).

Клинические и лабораторные исследования (общий анализ крови на гематологическом анализаторе «Гемолюкс-19», уровень сывороточного ферритина на автоматизированном иммуноферментном анализаторе «Triturus» в системе «Алкор Био» с набором «ИФА-ферритин») проводились на базе Владимирской областной клинической больницы (ВОКБ).

Наряду с указанными исследованиями у студентов с ЖДС и здоровых лиц (контрольная группа) была сделана ЭПР-спектрометрия деривата эпидермиса (волосы) для оценки уровня оксида азота и железа в эпидермальных клетках. Величина ЭПР-сигнала при таком подходе определяется уровнем нитрозильных комплексов железа (НКЖ) - $[\text{Fe}(\text{NO})_2\text{SR}_2]^+$. Поэтому важно знать, есть ли связь между высотой NO-пика на спектрограмме и содержанием Fe не только в биосубстрате, но и в целом организме.

Получение образца эпидермальных клеток для ЭПР-спектроскопии происходило с обязательного согласия исследуемого и следующим образом. В затылочной области непосредственно у кожи волосистой части головы отрезали пучок волос (длиной 2 см и толщиной 0,5 см), помещали его в инсулиновый шприц с раствором ДЭТК (40 мг ДЭТК на 0,4 мл физиологического раствора), инкубировали в течение 1 часа при комнатной температуре и замораживали в жидким азоте при $t = -196^\circ\text{C}$. После замораживания столбики с биосубстратом извлекали из шприца и помещали в кварцевый сосуд Дьюара с жидким азотом в резонаторе ЭПР-спектрометра (Radiopan, Польша). Типичный сигнал НКЖ-ДЭТК, регистрируемый при $t = -196^\circ\text{C}$, характеризуется значениями g-фактора $g \parallel = 2,02$ и $g \perp = 2,035$ с триплетной сверхтонкой структурой (СТС). По интенсивности третьей (высокопольной) компоненты этого сигнала определяли количество NO-радикалов в образце. Результат выражали в условных единицах (u).

Интенсивность типичного сигнала свободных Fe-радикалов при значениях g-фактора $g \parallel = 2,3$ и $g \perp = 4,2$ оценивали по высоте высокопольных компонент, что служило мерой содержания Fe в биосубстрате. Результат выражали в условных единицах (u).

Диагноз ЖДС: железодефицитная анемия (ЖДА) или латентный дефицит железа (ЛДЖ) ставили на основании клинических и лабораторных исследований (общий анализ крови, уровень ферритина в сыворотке).

Статистический анализ проводили с помощью стандартных пакетов компьютерных статистических программ: *Excel*, *Matlab*.

Результаты

Сведения о ЖДС, выявленных у студентов ВлГУ (1989-92 гг. рождения), представлены в таблице 3.

Таблица 3 - Структура Fe-дефицитных состояний у студентов, родившихся в 1989-92 гг.

Fe-статус (n = 50)	Мужчины (n = 12)	Женщины (n = 38)
Fe-дефицитная анемия – 8%	0%	10,5%
Латентный Fe-дефицит – 78%	58,3%	84,2%
Норма – 14%	41,7%	5,3%

Результаты ЭПР-анализа у студентов с ЖДС свидетельствовали о достоверном снижении у них уровня NO-радикала в эпидермисе, по сравнению с контрольной группой. Это снижение сопровождалось одновременным уменьшением высоты пика Fe_{2,3}-радикала (g = 2,3). Величина пика Fe_{4,2}-радикала (g = 4,2) не изменялась (таблица 4).

Таблица 4 - Интенсивность ЭПР-сигналов нитроксида и Fe-радикалов

Исследуемые радикалы	Величина ЭПР-сигнала в условных единицах (u)	
	Студенты с Fe- дефицитом (n=38) $M \pm m$	Контрольная группа (n=40) $M \pm m$
NO-радикал	15,7±1,2*	20,7±2,5
Fe _{2,3} -радикал (g=2,3)	0,40±0,04**	0,71±0,07
Fe _{4,2} -радикал (g=4,2)	0,07±0,005	0,07±0,004

Примечание: *- достоверность различия с контролем по t-критерию (p<0,05);

** - достоверность различия с контролем по t-критерию (p<0,001).

Чтобы выяснить, есть ли связь между интенсивностью ЭПР-сигнала нитроксида и выраженнойностью Fe-дефицита, был сделан корреляционный анализ (Pearson), который позволил установить положительную линейную связь между уровнем сывороточного ферритина (критерий обеспеченности организма железом) и высотой NO-пика на спектрограмме. Коэффициент корреляции *r* был равен 0,49 (*p* < 0,05) при средней величине NO-пика на спектрограмме у лиц с ЖДС 15,7±1,2 и низким уровнем ферритина (в среднем 12,8±1,2 мкг/л). Данные представлены в таблице 5.

Таблица 5 - Уровень ферритина и интенсивность ЭПР-сигнала нитроксида

Исследуемая группа	Уровень ферритина в сыворотке крови ($M \pm m$) мкг/л	Величина пика NO-радикала ($M \pm m$) u	Корреляция (Pearson) между NO и ферритином для всей группы студентов (n=50) <i>r</i>
ЖДС (n=38)	12,8±1,2	15,7±1,2	0,49 (<i>p</i> <0,05)

Таким образом, метод количественной ЭПР-спектроскопии с использованием ДЭТК *in vitro* (в качестве «ловушки») можно с успехом использовать для измерения NO-радикальной активности в таком биосубстрате, как эпидермис (волосы). При этом интенсивность NO-радикального сигнала на ЭПР-спектрограмме зависит от уровня Fe в организме и в исследуемом субстрате (если судить по Fe-радикалу с g=2,3).

Влияние ЖДС на снижение биодоступности NO и развитие эндотелиальной дисфункции, требует дальнейшего изучения.

Библиографический список

1. Данные отдела медицинской статистики и информационно-вычислительного центра МЗ РФ // Здравоохран. Рос. Федерации. - 2000. - № 1. - С. 22-54.
2. Петухов В.И., Быкова Е.Я., Бондаре Д.К. и др, Дефицит железа и селена и демографический кризис в России и Латвии // Гематология и трансфузиология. -2001,- №6. -С. 18-23.
3. Torshin I.Yu. Bioinformatics in the post-genomic era: sensing the change from molecular genetics to personalized medicine. Nova Biomedical Books, NY, USA, 2009, In «Bioinformatics in the Post Genomic Era»series,ISBN:978-1-60692-217-0.

BIOAVAILABILITY NITRIC OXIDE (NO) AND IRON DEFICIENCY

Schukov A.N.¹, Skavronsky S.V.¹, Shushkevich N.I.¹, Petukhov V.I.¹, Baumane L.K.², Romanova M.A.¹, Adamenko A.N.¹

1 - Vladimir State University of A.G. and N.G. Stoletovs, e-mail: mk2detroitoprel@rambler.ru

2 - Latvian Institute of Organic Synthesis, Riga, Latvia; e-mail: lbaumane@osi.lv

Abstract - Studies on the identification of iron deficiency among students of Vladimir State University showed that 86% from total had iron deficiency (ID): 8% - iron deficient anemia (IDA) and 78% - latent iron deficiency (LID). Only 14% of students had the normal levels of hemoglobin and ferritin. The received results of EPR-spectroscopy have shown a decreased NO and Fe content in the hair of students with ID comparing with the norm. Authors assume the possible connection between iron deficiency and NO bioavailability, which leads to the development of the so-called 'endothelial dysfunction'.



КОРРЕКЦИЯ СОСТОЯНИЯ МОЗГОВОЙ ГЕМОДИНАМИКИ И РАЗДЕЛЬНОГО КАПИЛЛЯРНОГО КРОВОТОКА У ЛЮДЕЙ С ЗАБОЛЕВАНИЯМИ КОСТНО-МЫШЕЧНОЙ СИСТЕМЫ

Яскин Е.Г., Пермяков С.А., Каторгина Г.И., Бойко И.П., Буренков В.Н.

Владимирский государственный университет имени Александра Григорьевича и Николая Григорьевича Столетовых
ivanboiko40@mail.ru

Введение

Костно-мышечные заболевания занимают одно изведущих мест среди заболеваний, распространенность которых в популяции отличается особенно выраженным устойчивым ростом. Данная тенденция свойственна большинству развитых стран мира, в которых широкораспространяющаяся патология опорно-двигательного аппарата приобретает формы и масштабы «тихой эпидемии». Костно-мышечные заболевания значительно распространены среди подростков и лиц молодого возраста, с чем связана необходимость изучения их распространенности. Одной из главных причин высокой заболеваемости являются нарушения обмена кальция, которые сопровождаются нарушениями обмена фосфатов и клинически проявляются в изменениях костного скелета и нервно-мышечной возбудимости.

В последнее время в медицине огромным потенциалом для исследования обладает область знания о раздельном капиллярном кровотоке и его прогностических качествах.

Цель работы: исследовать эффективность коррекции микроциркуляторного русла у больных с заболеваниями костно-мышечной системы.

Материалы и методы

Контрольная группа условно здоровых людей без патологий костно-мышечного системы (60 чел, средний возраст 30,5 лет, разброс 21-43 год), группа людей с остеопорозом (41 чел, средний

возраст 29,1 года, разброс 20-43 года) и группа людей с остеохондрозом (28 чел, средний возраст 27,8 лет, разброс 21-44 года).

Лазерная доплеровская флюметрия является одним из наиболее удобных, неинвазивных и достоверных методов для измерения уровня кровотока и диагностики состояния микроциркуляции. В её основе лежит использование излучения гелий-неонового лазера ($\lambda=632,8$ нм) малой мощности, которое хорошо проникает в поверхностные слои тканей. При отражении излучения от движущихся объектов (каковыми являются эритроциты в капиллярах) имеет место изменение частоты сигнала (эффект Доппеля). На этом эффекте основывается определение интенсивности микроциркуляции в тканях. Исследование системы микроциркуляции и её связей с другими системами организма направлено на разработку фундаментальных закономерностей кровотока в микрососудах[1]. К данному вопросу привлечено внимание исследователей медиков, биологов. Актуальность этого вопроса объясняется тем, что он охватывает множество взаимосвязанных и взаимообусловленных процессов в сосудах диаметром от 2 до 200 мкм, играющих важнейшую роль в поддержании гомеостаза во всех физиологических системах организма человека.

РЦГ-метод позволяет прямым образом измерить скорость мозгового кровотока, что особенно важно в свете применения методов математического моделирования состояния системы мозгового кровообращения после активизации умственной деятельности. Исследования мозгового кровообращения производились на двухдатчиковом радиоциркулографе.

Исследование мозгового кровотока на радиоциркулографе проводилось следующим образом. Расположение датчиков зависело от положения школьника во время исследования: при положении сидя датчики устанавливались на затылочные доли. При положении учащегося лежа на спине датчики, как правило, устанавливались над лобной областью черепа.

Непосредственно перед исследованием внутривенно вводился радиоиндикатор. В подавляющем числе случаев мы использовали гиппуран, так как это позволяло введением одной порции радиоиндикатора производить исследование мозгового кровообращения. Кроме того, около 90 % гиппурана-1131 удаляется из крови при однократном прохождении через почки. Это позволяет исключить явление рециркуляции индикатора по системе внутричерепной гемодинамики, что ведет к облегчению интерпретации получаемых результатов, а также позволяет проводить многократное исследование изучаемых систем.

Активизация компенсаторных и адаптационно-приспособительных механизмов со стороны головного мозга проводилась с помощью аппарата «ТРАНСАИР-02». Электроды накладывались в области лобных долей. Непосредственно перед проведением стимуляции исследуемому назначалась никотиновая кислота в дозе 0,01 мг. Стимуляция головного мозга проводилась: сила тока 2-4 мА в течение 10-15 минут.

Исследования

Таблица 1 - Исследование раздельного капиллярного кровотока до коррекции представлено

Группа	чел.	Ак/Кв	Нормализованные значения скорости капиллярного кровотока, X	Среднеквадратичное отклонение, σ	Средняя ошибка, m	Вероятность ошибки, P
			До коррекции			
Контроль	60	Ак	48,58	0.58	0,071	<0.05
		Кв	51,42			
Остеопороз	41	Ак	26,50	1.13	0.15	<0.05
		Кв	73,50			
Остеохондроз	28	Ак	60,51	1.62	0.18	<0.05
		Кв	39,49			

Результаты радиоциркуографии из таблицы 2 говорят о серьёзном нарушении мозговой гемодинамики в исследуемых группах и необходимости коррекции этой физиологической системы. Снижение функциональной активности системы закономерно влечет за собой изменения в деятельности остальных органов и систем, направленные на поддержание постоянства внутренней

среды организма. Этот компенсаторный по своему характеру процесс не оставляет в стороне мозговую гемодинамику. Нарушение микроциркуляции и метаболизма кальция отрицательно сказывается на мозговой гемодинамике, что может привести к развитию иных патологий.

Таблица 2 - Результаты исследования мозговой гемодинамики исследуемых групп до коррекции сопоставляются с результатами контрольной группы

Группы обследованных	Значение $T_c \pm m$		Среднеквадратичное отклонение		Асимметрия	
	справа	слева	справа	слева	справа	слева
Контрольная группа	17,00 \pm 0,17	16,98 \pm 0,15	1,70	1,69	-0,1	+0,1
Остеопороз	31,40 \pm 0,15	31,77 \pm 0,21	4,01	4,72	-0,1	-0,1
Остеохондроз	32,06 \pm 0,12	31,89 \pm 0,20	5,25	5,41	+0,2	-0,2

Главным звеном в перераспределении крови в организме и создании необходимых условий для взаимосвязи между кровью и клетками органов является микроциркуляторное русло. Именно на уровне микрососудов возникают системные реакции, связанные с поддержанием тонуса самих микрососудов и в целом артериального давления. Как видно из таблицы 1 для группы с остеопорозом преобладает капиллярно-венулярный кровоотток, а для группы с остеохондрозом – артерио-капиллярный кровоприток.

Уникальная роль кальция в структуре костной ткани и регуляции внутриклеточных процессов показана в многочисленных клинических и экспериментальных исследованиях. Уровень кальция в сыворотке крови отражает его обмен в организме и является одним из самых жестких констант в физиологических условиях [2]. Кости в свою очередь представляют собой основное депо кальция. Накопление минерала сопровождается постоянным ростом костной ткани. Процессы формирования и резорбции кости в целом находятся в равновесии. Предотвратить снижение содержания кальция вследствие нарушения адаптационных процессов способна только усиленная его резорбция, но, к сожалению, ценой прогрессирующей остеопении [3,4]. В равновесных условиях количество кальция, откладываемого в костях и резорбирующегося из них, одинаково. У растущих детей должна происходить задержка кальция, пропорциональная росту костей. После 30–40-летнего возраста костная масса прогрессивно уменьшается, так что с годами происходит небольшая постоянная потеря кальция [5-8]. С возрастом при уменьшении концентрации ионов кальция в крови повышается секреция PARA-T-гормона, вырабатываемого парашитовидными железами, которые регулируют обмен кальция и фосфора. Это снова приводит к выведению кальция из костей (депо), и происходит дальнейшее ослабление скелета [6].

Преобладание капиллярно-венулярного кровооттока способствует еще большему выведению ионов кальция из костей, что в свою очередь увеличивает риск развития костно-мышечных патологий и получения травм, а преобладание артерио-капиллярный кровоприток способствует накоплению ионов кальция и развитию остеохондроза и гиперкальциемии.

Коррекция микроциркуляторного русла проводилась с использованием витамина РР (никотиновая кислота) для группы с остеопорозом и эскузана (вытяжка из каштана) для группы с остеохондрозом. Витамин РР оказывает стимулирующее действие на артериолы и прекапиллярные сфинктеры, благодаря чему усиливается артериокапиллярный кровоприток. При подобном воздействии на капиллярную систему последняя вынуждена усилить функцию кровооттока чтобы сбалансировать давление в капиллярах. Для снятия излишнего напряжения с посткапиллярной системы, авторами использован препарат «Эскузан», оказывающий стимулирующее действие на «Дыхательный насос». Во многих публикациях имеются данные, что эскузан усиливает венозный отток, способствующий улучшению капиллярно-венулярного кровооттока.

Подобная коррекция обусловлена наличием малого числа противопоказаний к выбранным препаратам. Более подробно рассмотрим результаты капилляроскопии (таблица 3) и радиоциркулографии (таблица 4) после коррекции с витамином РР и эскузаном далее (таблицах 3 и 4).

Таблица 3 - Результаты капилляроскопии

			Нормализованные значения скорости капиллярного кровотока, X	Среднеквадратичное отклонение, σ	Средняя ошибка, m	Вероятность ошибки, P
группа	чел.	Ак/Кв	после коррекции			
Контроль	60	Ак	48,58	0.58	0,071	<0.05
		Кв	51,42			
Остеопороз	41	Ак	42,28	1.19	0.17	<0.05
		Кв	57,72			
Остеохондроз	28	Ак	53,10	1.75	0.19	<0.05
		Кв	46,90			

Таблица 4 - Результаты радиоциркулографии

Группы обследованных	Значение $T_c \pm m$		Среднеквадратичное отклонение		Асимметрия	
	справа	слева	справа	слева	справа	слева
Контрольная группа	17,00±0,17	16,98±0,15	1,70	1,69	-0,1	+0,1
Остеопороз	22,19±0,14	21,59±0,39	5,01	4,63	0,0	-0,1
Остеохондроз	23,21±0,20	22,89±0,29	4,92	5,02	+0,1	-0,1

Обсуждение результатов

Как видно из таблиц 3-4, после коррекции в обеих группах происходит нормализация микроциркуляторной системы и мозговой гемодинамики. Это подтверждает тот факт, что действие эскузана направленно именно на усиление капиллярно-венулярного кровооттока, что ведет за собой уменьшение риска развития остеохондроза и гиперкальциемии. Также результаты для группы с остеопорозом интерпретируются авторами как результат специфического действия витамина РР ускоряющего метаболические процессы, а выведение также продуктов распада, что позволяет уменьшить риск развития остеопороза в будущем.

Заключение

Исследования раздельного капиллярного кровотока и мозговой гемодинамики на наш взгляд обладают прогностическими качествами, которые способствуют эффективной и адекватной коррекции функциональных систем организма для предупреждения и заболеваний со стороны костно-мышечной системы.

Библиографический список

1. Крупаткин А. И., Сидорова В. В., Лазерная допплеровская флюметрия микроциркуляции крови – Медицина, 2005 – 256 с. - ISBN: 5-225-04221-X
2. Теппермен Дж., Теппермен Х., Физиология обмена веществ и эндокринной системы. Пер. с англ. М., Мир, 1989.
3. Фоломеева О.М., Эрдес Ш.Ф., Фоломеева О.М., Насонова В.А. Ревматические заболевания у населения Российской Федерации в начале XXI века // Терапевт.архив. — 2007. — №12. — С. 5-12
4. Травматизм, ортопедическая заболеваемость и состояние травматолого-ортопедической помощи в России (2004 год): стат. сборник ЦИТО/ под ред. С.П. Миронова. – М., 2005. - 59с.
5. Бубнов О.Ю., Кочеткова Е.А., Васильева Т.Г. Состояние костного метаболизма и кальций-

фосфорного обмена у подростков с нарушением осанки // Тихоокеанский медицинский журнал – 2004. - №4 - С 58-61.

6. Клаттер У. Нарушения минерального обмена и костного метаболизма//Терапевтический справочник Вашингтонского университета. Под ред. М. Вудли и А. Уэлан. М., Практика, 1995, с. 502-601.

7. Пугиев Л.И. Динамика первичной инвалидности у лиц молодого возраста в Российской Федерации и ее субъектах // Медико-социальная экспертиза и реабилитация. - № 1. – 2008. – С. 24 – 28.

8. Пузин С.Н. Принципы реабилитации инвалидов в Российской Федерации // Медико-социальная экспертиза и реабилитация. - № 3. – 2008. – С. 3 – 5.

CORRECTION OF CEREBRAL HEMODYNAMICS AND SEPARATE CAPILLARY BLOOD-FLOW STATE OF PEOPLE WITH MUSCULOSKELETAL PATHOLOGIES

Yaskin E.G., Permyakov S.A., Katorgina G.I., Boiko I.P., Burenkov V.N.
Vladimir State University
ivanboiko40@mail.ru

Pathologies of musculoskeletal system takes a one of the leading place among most frequent and developing pathologies in population. This tendency is characteristic for developed countries. One of the main cause of high morbidity is abnormality of calcium metabolism, which is accompanied phosphate metabolism abnormalities and clinically is revealed by skeleton and neuromuscular conductance abnormalities. Recently in medicine the field of knowledge of separate capillary blood-flow and its prognostic properties has a great potential for researching. The main purpose of this paper is to study effectiveness of microcirculation race correction of people with pathologies of musculoskeletal system.

We investigate one control group and two pathology group of people – with osteoporosis and with osteochondrosis. Laser Doppler flowmetrics is one of the most suitable, noninvasive and reliable method of separate capillary blood-flow and microcirculation investigation. Radiocirculography investigation of cerebral hemodynamics was carried out.

The results before correction show that osteoporosis group has capillary-venule blood flow-out prevalence, and osteochondrosis group has arterial-capillary blood flow-in prevalence. Cerebral hemodynamics was significantly misbalanced.

Capillary-venule blood flow-out prevalence leads to fast excretion of calcium from bones, that leads to increasing of risk of musculoskeletal system pathologies development, and arterial-capillary blood flow-in prevalence provides calcium accumulation and osteochondrosis and hypercalciumia development. Misbalance of cerebral hemodynamics may lead to other system pathologies.

After correction with “TRANSAIR-02” in both groups microcirculation system cerebral hemodynamics and are normalized. This proves the fact, that eskuzan efficiently intensifies capillary-venule blood flow-out, that leads to minimization of osteochondrosis and hypercalciumia development risk. The results of osteoporosis group are interpreted as an specific effect of vitamin PP, which inforces metabolism and excretion of decay products, that leads to minimization of osteoporosis development risk.



КРАТКИЙ ОЧЕРК ИСТОРИИ ГЕМОДИАЛИЗА В МИРЕ И РОССИИ И РАЗВИТИЕ ЗАМЕСТИТЕЛЬНОЙ ПОЧЕЧНОЙ ТЕРАПИИ ВО ВЛАДИМИРСКОЙ ОБЛАСТИ

Голев Г.Д.¹, Барышников В.Ю.², Цветкова И.Н.³, Митюшин С.И.⁴, Пугачев А.И.⁵,
Маштаков А.В.¹, Фадин В.С.⁶

1 – Центральная городская больница г. Ковров

2 - Гусь-Хрустальная центральная городская больница,

3 - ГБ №1 г. Муром

4 - ГБ Скорой медицинской помощи г. Владимир,

5 - ГБ №6 г. Владимир

6 - Владимирский государственный университет имени А. Г. и Н. Г. Столетовых

Заместительная почечная терапия (ЗПТ) является в настоящее время необходимой частью нефрологической помощи населению; она включает 3 основных вида помощи: гемодиализ (ГД), перитонеальный диализ (ПД) и трансплантацию почки (ТП).

Мировая история диализа связана с открытиями, значение которых остается актуальными до настоящего времени: свойства полупроницаемых мембран; явления диффузии и осмоса; антикоагулянтные свойства биологических веществ (гирудин, гепарин). История клинического применения ГД восходит к началу 20 века, когда в 1924г. Дж.Хаас впервые провел первые процедуры ГД (1,2). В 1925г. он же начал применять для антикоагуляции гепарин, полученный лабораторным путем. Уже в 30-х г.г. 20в. было налажено промышленное производство мембранные целофан и гепарина, что дало возможность продолжения успешной разработки ГД. Наиболее ощутимых результатов достигли европейские исследователи (В.Кольф, 1943-1944, Нидерланды; Н.Ольваль, 1945, Швеция), создавшие первые аппараты «искусственная почка» (ИП). Они разработали установки, в которых кровь пациентов перфузировалась по целофановой трубке (длина до 40м), намотанной на барабане, в цилиндрических баках с диализирующим раствором. Успешные результаты лечения отдельных пациентов, несмотря на драматизм этой терапии, позволили осознать ее спасительный потенциал. В 1960г. Ф.Киил (Норвегия) сконструировал плоскопараллельный диализатор, который был модернизирован американцем Б.Скрибнером. Эти работы стали стимулом для крупномасштабных исследований, создания бригад инженеров и медицинских консультантов. Лидерами в проведении этих работ стали ученые США, были усовершенствованы аппараты «искусственная почка» путем разработки принципиально новых устройств: пропорциональный насос, смешивавший диализный концентрат, в котором стали использовать ацетатный буфер; усовершенствованы плоскопараллельные диализаторы кииловского типа; была разработана система центрального приготовления и раздачи диализирующего раствора (А.Бэбб); разработана методика формирования эффективных сосудистых доступов (Б.Скрибнер; Д.Чимино). Этот неполный перечень имен вписан золотыми буквами в мировую историю гемодиализа. В 60-х г.г. 20в. ГД в США стал важнейшим методом лечения уремии.

В СССР развитие гемодиализной службы связано с именами выдающихся врачей-урологов и нефрологов (А.Я.Пытеле, Н.А.Лопаткин, Е.М.Тареев, Г.П.Кулаков), академика Б.В.Петровского, крупного организатора здравоохранения и ученого; инженеров и конструкторов НИЭХАИ (Ананьев М.Г., Козлов Ю.М. и др.), конструкторов завода «Геофизика» (Москва). После создания отечественного аппарата «ИП» с центральной подачей диализата (многоместная система гемодиализа-СГД, группа А.М. Балабанова, з-д «Геофизика», консультант- профессор Г.П.Кулаков) стало возможным массовое проведение гемодиализа в стране (2). Первые процедуры гемодиализа проведены в урологической клинике А.Я.Пытеле и Н.А.Лопаткиным в 1958г (3). В 1967г. создано первое отделение гемодиализа в СССР (Е.М.Тареев).

В 1980г. один из первых аппаратов СГД-8 (№6) по распоряжению Министра обороны СССР, депутата ВС РСФСР по Ковровскому избирательному округу Д.Ф.Устинова был выделен для медико-санитарной части завода им. В.А.Дегтярева (г.Ковров), где с 26 декабря 1981г. началось применение гемодиализа в лечении пациентов-жителей Владимирской области. До 1991г. отделение гемодиализа МСЧ ЗиДа было единственным во Владимирской области. Однако рост числа пациентов, большие расстояния от мест их проживания до г.Коврова и трудности с транспортным обеспечением потребовали максимально приблизить ГД помочь к пациентам. Начиная с 1991г. стали открываться отделения ГД в городах Гусь-Хрустальный (1991), Муром (1992), Владимир (1993), Александров

(2010), где также стала оказываться помощь пациентам с терминальной уремией (4). Для проведения неотложной помощи при острых отравлениях и острой почечной недостаточности в больницах г.Владимира (областная клиническая больница, больница скорой медицинской помощи, МСЧ «Автоприбор-Точмаш»,областная детская больница) были установлены аппараты «ИП». До 1998г. в лечебно-профилактических учреждениях области использовались аппараты СГД-8, СГД-1УБ. Только в г.Гусь-Хрустальный была установлена многоместная американская «почка» «Saksko», переданная из одной клиники г.Москвы. До 1997-1998г.г. при проведении процедур ГД использовалась водопроводная вода. С 1997г. в отделениях гемодиализа стали устанавливаться станции водоподготовки, и к 1999г. все отделения были обеспечены «чистой» водой. С 2000г. в ЛПУ области начала осуществляться программа переоснащения отделений гемодиализа индивидуальными аппаратами «ИП» с опциями профильтрации ультрафильтрации и концентрации натрия в диализирующем растворе. С 2001г. стал проводиться бикарбонатный диализ. К сожалению, в РФ не нашли развития разработка и выпуск отечественных аппаратов «ИП»: АИП-01 (з-д «Геофизика»;RenArt (з-д “Авангард”). Некоторое время эти аппараты также использовались в наших больницах, но последующем их пришлось заменить, как не отвечавших требованиям эффективного лечения. Все диализное оборудование постепенно было заменено на более совершенные аппараты фирм Hospal, Fresenius, B.Braun. С 1997г. в практике лечения диализной анемии нами стали применяться препараты рекомбинантного эритропоэтина, которые в мировой практике используются с 1985г., а в России с 1990г.

В 2001г. департаментом здравоохранения области было поддержано предложение московских коллег о проведении в нашей области операций пересадки донорской почки. Освоение методики и выполнение операций было осуществлено на базе клинической больницы скорой медицинской помощи в г.Владимире. Было произведено более 20 операций ТП; прекращение этой работы в 2004г. было связано с печально известными событиями вокруг заготовки донорских органов в г.Москве, приведшими к резкому спаду в трансплантологии почти на 5 лет, последствия чего сказываются и в настоящее время.

К своему 30-летию (декабрь 2011г.) наша служба подошла со следующими результатами: работают постоянно 5 центров гемодиализа, в которых размещено более 50 диализных мест. 3 из них относятся к разряду центров крупной мощности, 2- средней мощности. Работа всех центров многосменная. Особенностью функционирования гемодиализной службы во Владимирской области является ее децентрализация, приближение к месту жительства пациентов. Однако такая структура имеет и негативные стороны, т.к. отсутствие единого координирующего, лечебного, методического центра приводит нередко к позднему выявлению пациентов с терминальной уремией, запоздалому началу ЗПТ, не позволяет решить вопросы координации работы центров диализа. Некоторые виды медицинской помощи не могут быть обеспечены этим пациентам в условиях районных или городских больниц, требуется их направление в областную больницу. Отсутствие в областной больнице (ОКБ) отделения гемодиализа снижает качество оказания нефрологической помощи как в самой ОКБ, так и не позволяет направлять туда пациентов гемодиализа, нуждающихся в других видах специализированной медицинской помощи. Дальнейшее развитие помощи пациентам с терминальной хронической почечной недостаточностью напрямую зависит от рентабельного использования диализных мощностей. Это может быть осуществлено при интенсивной эксплуатации диализного оборудования, проведения процедур ГД в 3 смены. С 2011г. в области проводится в жизнь программа модернизации здравоохранения, по которой более 70% диализных аппаратов подлежат замене на более современное оборудование. Основная часть модернизации гемодиализа осуществлена в 2011г. Значительным тормозом на пути продолжения развития и совершенствования помощи пациентам с терминальной уремией является кадровый “голод”. Улучшение кадровой ситуации хотя бы на 50% могло бы почти в 2 раза повысить результативность работы. В тоже время в ЦФО по обеспеченности ЗПТ наша область занимает одно из лидирующих мест.

Дальнейшее развитие ЗПТ в области требует совершенствования как путем расширения всех доступных методов лечения, так и увеличением их объемов.

Библиографический список

1. Ермоленко В.М. Хронический гемодиализ. М,-“Медицина”,-1982,278с.
2. Лашутин С.В. Мировая история гемодиализа.// В кн.”Диализный альманах”,-вып.1,- с.5-12,- “ЭЛБИ-СПб”,- СПб,-2005.
3. Лашутин С.В..История гемодиализа в России.// там же,- с.13-58.

4. Голев Г.Д., Терещук Э.И., Барышников В.Ю. и др. Заместительная почечная терапия терминальной уремии во Владимирской области.// В: Актуальные вопросы нефрологии, диализа, хирургической гемокоррекции и гемафереза.: Тезисы докладов ежегодной научно-практической конференции ЦФО...18-20 мая 2011.- Москва,-МОНИКИ,2011,- с.20-21.

BRIEF HISTORY OF RUSSIAN AND WORLD HEMODIALYSIS AND RENAL REPLACEMENT THERAPY DEVELOPMENT IN THE VLADIMIR REGION

Golev G.D.¹, Baryshnikov V.Y.², Tsvetkova I.N.³, Mityushin S.I.⁴, Pugachev A.I.⁵, Mashtakov AV¹, Fadin V.S.⁶

1 – Kovrov City Central City Hospital,

2 - Gus-Crystal City Central Hospital,

3 - Murom City Hospital number 1,

4 - Vladimir City Hospital of ambulance,

5 - Murom City Hospital number 6,

6 - Vladimir State University of names of Aleksandr Grigorievich and Nikolai Grigorievich Stoletov

The article provided a brief history of hemodialysis in the world and Russia, the main stages in the development of this direction of renal replacement therapy (opening the properties of semi-permeable membranes, anticoagulants, creating devices "artificial kidney", the principles of vascular accesses). The data on the development of renal replacement therapy in the Vladimir region, whose history is part of the history of this method in the country.

СОВРЕМЕННЫЕ ТЕХНОЛОГИИ УЛЬТРАЗВУКОВОЙ ДИАГНОСТИКИ В МЕДИЦИНЕ НАЧАЛА ХХI ВЕКА

Малахов Н.Б.

Ивановская государственная медицинская академия, г. Иваново

Всеобщий прогресс в науке и технике на рубеже III тысячелетия, обусловленный широким развитием и внедрением во все сферы жизни компьютерных технологий, активно внедряется и в медицинскую практику. В последние годы значительно возросли потоки различной, преимущественно диагностической информации и скорости ее обработки, что неизбежно привело к совершенствованию средств и методов обследования больных. В первую очередь это коснулось лучевой диагностики – рентгенологических, радиологических и ультразвуковых методов исследования (УЗИ). Высокая диагностическая ценность их не вызывает сомнений.

Постоянная и жесткая конкуренция фирм-производителей медицинских ультразвуковых диагностических приборов ведет к их дальнейшему развитию и совершенствованию на основе использования последних научных разработок и использования нанотехнологий.

Мультичастотные датчики. Принципиально новым является применение мультичастотных датчиков, которые обеспечивают возможность визуализации различных по эхогенности и глубине залегания структур. Эти датчики значительно повысили осевую разрешающую способность в ближних к датчику зонах, с одновременным повышением проникающей способности ультразвукового луча. В них используется узкий ультразвуковой луч, работающий в высокочастотном диапазоне.

Узкий луч способствует значительному повышению латеральной разрешающей способности в зоне ультразвукового фокуса, а внедрение мощных компьютеров и обработка информации в цифровом формате обеспечили одновременное действие нескольких передающих и принимающих фокальных зон, охватывающих всё поле интереса, при сохранении адекватной частоты кадров.

В последнее время ведущие фирмы производители закладывают разнообразные пакеты стандартных программ для ультразвукового исследования различных органов и тканей человеческого организма.

Современные ультразвуковые приборы оснащены также большим количеством дополнительных режимов исследования, которые позволяют значительно расширять их диагностические возможности обычного серо-школьного сканирования.

Современные медицинские ультразвуковые сканеры позволяют получать трехмерные изображения.

Допплеровские методики

Возможности эхографии также существенно расширились с внедрением новых ультразвуковых технологий, основанных на эффекте Доппеля. Новые методики ультразвуковые ангиографии позволили визуализировать патологический кровоток в зоне опухолевых и воспалительных изменений органов и тканей оценивать кровоток в сосудах, движение стенок сердца и других тканей тела человека со скоростями менее 1 см/с. Особенно эффективны методики УЗ ангиографии в сочетании с трехмерной реконструкцией, которая дает достаточно хорошее изображение как крупных, так и мелких сосудов, даже без дополнительного контрастного усиления. Трехмерная реконструкция в режиме энергетического картирования дает дополнительную информацию, помогая оценить характер васкуляризации образования и всего органа в целом, и получает все более широкое клиническое применение при диагностике и мониторинге различных патологических состояний.

Режим тканевого допплера (Tissue Velocity Imaging или тканевая цветовая допплерография) – цветовое картирование движущихся тканей, применяется совместно с импульсным допплером в эхокардиографии для оценки сократительной способности миокарда. Позволяет обнаружить скрытые зоны нарушения локальной сократимости.

Режим нативной или тканевой гармоники (Tissue Harmonic Imaging, THITM или 2-я гармоника) – технология выделения гармонической составляющей колебаний тканей организма при прохождении через них базового ультразвукового импульса. Информативным является сигнал, оставшийся после вычитания базовой составляющей из всего отраженного сигнала.

Режим тканевой гармоники целесообразно использовать при ультразвуковом исследовании органов и тканей, расположенных глубже тканей, поглощающих 1-ю (базовую) гармонику. Исследование в режиме нативной гармоники позволяет получить более контрастное, чем при обычном серо-школьном сканировании, изображение нежных гипоэхогенных структур, у пациентов с выраженной подкожно-жировой клетчаткой.

Данная технология применяется с использованием широкополосных датчиков и приемного тракта высокой чувствительности, а также совместно с ОТИTM.

Режим тканевой инверсной гармоники (Pulse Inversion Harmonic) – технология выделения гармонической составляющей колебаний исследуемых тканей, вызванных прохождением через них базового и инверсного ультразвуковых импульсов. Информативным является сигнал, полученный в результате сложения базовой и инверсной составляющих отраженного сигнала. Как правило, инверсная гармоника (по сравнению с базовой гармоникой) обеспечивает лучшее качество изображения, т.к. оба сигнала (базовый и инверсный) проходят через ткани и при их сложении автоматически фильтруются посторонние шумы. Наиболее целесообразно применение технологии инверсной гармоники при исследовании движущихся тканей (сосуды, сердце) и трудновизуализируемых тканей (с сопоставимой акустической плотностью), таких как опухоли.

Режим оптимального изображения ткани (Optimum Tissue Imaging, OTITM) – настройка оптимальной коррекции скорости для каждой области исследования. За счет этого достигается высокое качество изображений различных видов тканей.

Режим автоматической фильтрации артефактов (Compound Automatic Flash Elimination, CAFÉ. CAFETTM) – программа нелинейной фильтрации ультразвукового изображения. Данная программа обеспечивает фильтрацию цветных пикселов, возникающих в результате артефакта мерцания, в зависимости от используемого режима исследования. Создает улучшенную картину кровотока во всех допплеровских режимах.

Фильтр ультразвукового изображения подобный МРТ (Dynamic like Magnetic Resonance, Dynamic MR, DMRTM) – это фильтрация ультразвукового изображения с алгоритмом подобным магнитно-резонансной томографии (МРТ). Данная технология включает в себя трехуровневую фильтрацию: объектов, текстур и областей, а также пикселей.

DMR технология позволяет выполнять следующие виды обработки сигналов:

фильтрация сигналов в реальном масштабе времени;

подавление спекл-шумов и артефактов;

подчеркивание контуров изображения органов и тканей;

получение более четких и контрастных ультразвуковых изображений.

DMR технология находит клиническое применение в исследовании сердечно-сосудистой системы, исследовании скелета плода и проведении пункционной биопсии.

Программа фильтрации двухмерного ультразвукового изображения (Filtered Image for Noise reduction & Edge enhancement, FINE, FINETM). Эта программа обеспечивает подчеркнутость контуров объектов и уменьшает уровень шумов.

Программа фильтрации нежелательных образов (MagiCut, MagiCutTM). Данная программа позволяет осекать нежелательные образы на ультразвуковом изображении по всей глубине исследования в 3D режиме.

Режимы акустической прозрачности трехмерного УЗИ

Оптимизация 3D изображения в зависимости от области интереса (3D image optimizing).

Данный режим с помощью применения специальных частотных фильтров раздельно выделяет ткани и структуры с различной акустической плотностью – низкоплотные (гипоэхогенные) или высокоплотные (гиперэхогенные). Возможно применение комбинированных режимов построения изображения:

режим отображения поверхностных тканей (Surface mode);

рентгеновский режим (X-ray mode, рентгеноподобный режим или режим отображения костных структур), при применении этого режима мягкие ткани представляются полупрозрачными. В рентгеноподобном режиме изображение напоминает рентгеновское, но не имеет лучевого воздействия, и поэтому может применяться при обследовании беременных и детей. Кроме того УЗИ в рентгеноподобном режиме позволяет проводить исследование подвижных объектов, что соответствует рентгеноскопии.

Эластография (ElastoScan, ElastoScanTM) – технология улучшения визуализации неоднородностей мягких тканей по их сдвиговым упругим характеристикам. При УЗИ в режиме эластографии на исследуемую ткань производят дополнительное воздействие – давление в импульсном режиме. Вследствие неодинаковой эластичности различных тканей, они сжимаются по-разному. Этот эффект позволяет точнее определить форму, размеры, контуры и распространение различных опухолей, в частности злокачественных, не визуализирующихся при других режимах исследования, т.к. не отличаются от нормальных тканей по акустической плотности или имеющих очень малые значения импеданса. Эластография оказывает определенную помощь в диагностике рака на ранних стадиях развития, а также в трансплантологии, при проведении мониторинга отторжения трансплантированных органов.

Ультразвуковая томография (MSV, MSVTM, Multi-Slice ViewTM или мультислайсинг) – технология, позволяющая просматривать одновременно несколько двухмерных изображений, полученных при трехмерном исследовании (аналог технологий КТ, МРТ). Некоторые специалисты давно называют эхографию ультразвуковой томографией. Теперь УЗИ с применением технологии MSV более точно соответствует названию – ультразвуковая томография.

Принцип этой технологии основан на сборе объемной информации, полученной при трехмерном УЗИ и дальнейшего разложения ее на срезы с заданным шагом, в трех взаимных плоскостях (аксиальная, сагиттальная и коронарная). Программное обеспечение осуществляет постобработку (фильтры автоматического контрастирования, гамма-коррекции изображения, усиления четкости, улучшения контурности, удаления артефактов, инверсии и др.) и представляет изображения в градациях серой школы с качеством, сравнимым с МРТ. Главное отличие MSVTM от КТ – это отсутствие рентгеновского излучения, которое противопоказано при обследовании беременных и детей.

Для измерения в 2D режиме требуется многократное позиционирование изображения двухмерного датчика (итеративный подбор оптимального изображения), с ошибкой измерения ≈ 1 мм. С применением MSV требуется однократное позиционирование трехмерного датчика и достигается более высокая точность измерения.

Таким образом, технология Mult-Slice ViewTM, разработанная компанией Medison, позволяет более точно и просто подойти к диагностическому процессу, получить больше полезной информации и сократить время исследования пациентов.

Программа сегментации анатомических структур (Oblique View eXtended, OVIX, OVIXTM). Программа сегментации анатомических структур, расположенных внутри трехмерного объекта исследования дает возможность увидеть фрагмент трехмерного изображения в направлении произвольного косого среза в виде нескольких полупрозрачных сканов, последовательно наложенных

один на другой. Программа OVIX™ является 3D опцией приборов премиум класса, входит в пакет 3D ХГ™.

Быстрая операция (Quick Operation) – программный модуль, позволяющий просматривать, сравнивать и анализировать изображения 4-х режимов сканирования на одном экране.

Пространственно-временная корреляция изображений (Spatio-temporal image correlation, STIC, STIC™) – инновационная 4D технология получения объемного изображения сердца плода, учитывающая пространственно-временную корреляцию изображений. Это новый подход к клиническому исследованию сердца плода, который позволяет "извлекать" и сохранять данные о сердце плода с последующим просмотром в виде динамической последовательности как двухмерных, так и трехмерных изображений (4D кино-петля). Color STIC™ – STIC™ с цветным допплеровским картированием, обеспечивает наглядность внутрисердечной гемодинамики и помогает в оценке разнообразных пороков развития сердца плода.

«Извлечение объема» данных о сердце плода происходит в два этапа: сначала двухмерные ультразвуковые изображения "собирают" с помощью специального 3D-датчика за один автоматический проход, затем система анализирует данные, согласно их пространственно-временному домену и вычисляет динамическую трехмерную последовательность изображений сердца плода в течение одного цикла сокращений. Полученные данные могут отображаться на мониторе ультразвукового сканера или рабочей станции в виде динамических - "живых" изображений в трех плоскостях и/или в виде трехмерной реконструкции сердца (в поверхностном, минимальном, инверсном и других режимах). Этим "объемом" можно легко манипулировать, создавая новые срезы во всех стандартных и нестандартных плоскостях, которые необходимы для исчерпывающей пренатальной диагностики патологии сердца.

Преимущества технологии STIC™ при исследовании сердца плода:

- временное разрешение динамического изображения (кино-петли) сопоставимо с таковым для В-режима;
- количество изображений (срезов) сердца плода не ограничено;
- возможно визуальное сопоставление между изображениями в плоскостях, которые перпендикулярны референтной плоскости исследования;
- уменьшается время, затрачиваемое на исследование в случае подозрения на сложные пороки сердца;
- можно создавать трехмерные изображения сердца, в которых есть глубина, объем и, следовательно, дополнительная информация, не доступная на тонких срезах;
- вся полученная информация может быть сохранена и заново пересмотрена или направлена для консультации экспертам, а также использована для обучения специалистов.

Программа вычисления объемов структур сложной формы в трехмерном режиме (Virtual Organ Computer-aided AnaLysis или VOlume CALculations, VOCAL, VOCAL™) – это специализированная программа, предназначенная для количественной оценки трехмерных данных, полученных в режиме статического трехмерного (3D) исследования, которая интегрирована с 3D View – базовой программой просмотра и редактирования трехмерных эхограмм.

Суть манипуляций с трехмерными данными в VOCAL заключается в том, что зону интереса (орган или патологический очаг любой формы) позиционируют на мониторе в одной из контрольных плоскостей (A, B или C) таким образом, чтобы ось вращения проходила через ее центр. Затем в меню задается шаг вращения объекта в 12, 18 или 30° и способ, которым будет выполняться оконтурирование (сегментация) изображения: ручной или автоматический. После завершения оконтурирования программа автоматически рассчитывает объем зоны интереса.

С помощью функции Shell Histogramm можно рассчитать медиану эхогенности зоны интереса, а также, если трехмерное сканирование было выполнено в режиме энергетического допплера (ЭД), индексы вакуляризации, потока и перфузии.

Индекс вакуляризации (VI) является отношением числа цветных вокселей к общему числу вокселей, из которых состоит трехмерная эхограмма, т.е. он отражает "насыщенность" объекта сосудами.

Индекс потока (FI) представляет собой медиану яркости цветных вокселей: чем выше скорость кровотока, тем ярче энергетические допплеровские сигналы, тем больше значения индекса потока.

Индекс перфузии (VFI) является соотношением средневзвешенного числа цветных вокселей к общему числу вокселей в трехмерной эхограмме.

Все эти расчеты можно проводить многократно в режиме off-line, т.е. работая с "виртуальным пациентом".

Исходя из многочисленных публикаций, можно предположить, что по мере накопления клинического опыта и стандартизации применения технологии STIC™ позволит каждому заинтересованному врачу приблизить качество и достоверность проводимого ультразвукового исследования сердца плода к экспертному уровню.

Технология автоматического расчета толщины воротникового пространства (Nuchal Translucency - воротниковое пространство Volume NT, Volume NTT™) – технология, позволяющая автоматически находить в массиве данных трехмерной эхограммы истинную срединно-сагиттальную плоскость для автоматического измерения толщины воротникового пространства (ТВП) и последующей оценки риска развития генетических врожденных аномалий плода.

Система 3D XI - технологии трехмерного УЗИ (3D eXtended Imaging™, 3D XI™) – это интеграция передовых технологий по обработке данных, система представления трехмерного ультразвукового изображения:

Программа одновременного просмотра на экране множественных срезов, полученных при трехмерном сканировании (Multi-Slice View или мультислайсинг, MSV, MSV™) – ультразвуковая томография.

Объемная ультразвуковая компьютерная томография (Volume Computer Tomography, VCT).

Oblique – программа получения различных срезов с объемного изображения, позволяет выбрать фрагмент и изучить его в тесной взаимосвязи с органами и зонами исследуемой области.

Трехмерное УЗИ в реальном времени (Live 3D или 4D).

Live 3D – аппаратно-программный комплекс, позволяющий проводить трехмерное УЗИ в режиме реального времени (4D УЗИ).

Новые функциональные возможности:

- использование объемных (3D) датчиков;
- получение любого среза в каждой из 3-х проекций;
- получение трехмерных изображений в режиме серой шкалы, цветного и энергетического допплера;
- кинопетля в 3D-режиме;
- фото-режим;
- измерения в объемном режиме;
- автоматическое вычисление объема структур сложной формы (см. VOCAL™).

Для проведения трехмерных ультразвуковых исследований в реальном времени (4D) необходимы объемные датчики и любой из сканеров с системой Live 3D

Система архивации и дальнейшего просмотра статических и динамических эхограмм (SonoView, SonoView™) – база данных УЗИ. Имеется возможность проведения измерений в архиве. При наличии соответствующих приводов возможно копирование изображений на флеш-карты, магнитооптику и DVD-диски.

Программу SonoView можно установить на обычный компьютер, некоторые режимы требуют специальной конфигурации компьютера или платной лицензии (USB-ключ).

Режим панорамного сканирования позволяет получить расширенное изображение сразу нескольких структур, например, образующих сустав, а также отобразить их пространственное расположение и соответствие. Трехмерная реконструкция обеспечивает получение не только волюметрической информации, но и дает возможность получать многоплоскостные срезы исследуемых структур, в том числе и фронтальные.

Благодаря новым высоконформативным ультразвуковым приборам, использующим все достижения современных компьютерных технологий, стало возможным получение даже более точной информации о состоянии суставов, мышц, связок и сухожилий, чем при магнитно-резонансной томографии. Отчасти это объясняется тем, что именно ультразвуковой метод более точно, чем все остальные методы визуализации отображает состояние и структуру коллагеновых волокон – базовой основы мышц, связок и сухожилий.

MODERN TECHNOLOGY ULTRASOUND IN MEDICINE BEGINNING OF THE XXI CENTURY

Malakhov N.B.

Ivanovo State Medical Academy

ИНФРАКРАСНАЯ ДИАФАНОСКОПИЯ ТКАНЕЙ РОТОВОЙ ПОЛОСТИ

Колпаков А.В., Таранов А.А., Спиридовон И.Н.

Московский государственный технический университет имени Н.Э. Баумана, г. Москва

Стоматология является одной из наиболее востребованных и развивающихся областей медицины. По статистике Всемирной организации здравоохранения (далее по тексту – ВОЗ) частота поражения пародонта в разном возрасте составляет 80-100% в 53 странах. Среди других заболеваний полости рта распространены раковые опухоли. На лечение зубов и десен, согласно статистике ВОЗ, тратится 10 процентов из всех средств, выделяемых на здравоохранение в развитых странах.

Как отмечает ВОЗ, заболевания полости рта, и в частности зубов, приводят не только к косметическим дефектам, но и значительным нарушениям питания. Это, в свою очередь, обуславливает снижение качества и продолжительности жизни.

Сократить затраты на лечение стоматологических заболеваний возможно в результате внедрения в стоматологическую практику новых диагностических методов, в основе которых лежит морфометрия инфракрасных (далее по тексту - ИК) изображений тканей ротовой полости.

Развитие современных методов морфометрии, в частности морфометрии ИК изображений тканей человека, связано с введением практики измерения характеристик медико-биологического объекта. Такие меры позволяют провести следующие улучшения диагностического процесса:

- минимизировать фактор субъективной оценки информации при визуальном наблюдении медицинским специалистом;
- замечать изменения характеристик строения на ранних, самых благоприятных для диагностики и лечения стадиях патологии;
- алгоритмизировать и автоматизировать проведение диагностической процедуры, что позволит повысить пропускную способность медицинских диагностических учреждений.

Реализация отмеченных улучшений, в свою очередь, является очевидным способом повышения эффективности методов медицинской диагностики. Таким образом, морфометрия ИК изображений тканей ротовой полости человека является, безусловно, актуальной задачей.

В работах, проводившихся в МГТУ им. Н.Э. Баумана на кафедре БМТ-1 в 80 – 90-х гг.. XX в., показана возможность создания диагностической системы визуализации тканей пародонта на основе метода инфракрасной диафанскопии с длиной волны излучения ~ 0,89 мкм. Визуализация на основе излучения ближнего ИК диапазона позволяет в режиме реального времени регистрировать ИК изображения тканей пародонта, при этом используемое зондирующее излучение ближнего ИК диапазона безопасно для биообъекта.

Диагностическая ценность ИК изображений тканей ротовой полости обеспечивается следующими характеристиками:

- локальный контраст C_a ;
- отношение сигнал-шум SNR .

Локальный контраст C_a определяется по соотношению (1):

$$C_a = \frac{\langle I_w \rangle - \langle I_b \rangle}{\langle I_w \rangle + \langle I_b \rangle} \quad 1)$$

где $\langle I_w \rangle$ - средняя яркость пикселей светлой области изображения, $\langle I_b \rangle$ - средняя яркость пикселей темной области изображения.

Минимально допустимое значение локального контраста 0,3 обеспечивает визуальное различение объекта на изображении.

Отношение сигнал-шум SNR определяется по соотношению (2):

$$SNR[\text{дБ}] = 20 \lg \left(\frac{I_c}{I_{\text{ш}}} \right) \quad 2)$$

где I_c - яркость пикселей на информативных участках изображения, $I_{\text{ш}}$ - СКО яркости пикселей фона.

При отношении сигнал/шум 50 и более дБ на изображении отсутствуют видимые человеческому глазу признаки шума. При 40 дБ на изображении заметны единичные шумовые выбросы, при 30 дБ заметен “снег” по всему изображению, при 20 дБ на фоне шума различаются только высококонтрастные объекты.

Таким образом, для удовлетворения требованиям к качеству регистрируемых изображений необходимо обеспечить значение отношения сигнал/шум на регистрируемых изображениях $SNR \geq 40$ дБ.

Возможность достижения требуемых значений параметров изображения подтверждена проведенными экспериментальными исследованиями, результаты которых согласуются с результатами математического моделирования процесса взаимодействия ИК излучения с тканями ротовой полости.

Заключение

Показана актуальность задачи разработки новых диагностических методов для стоматологии, в частности, морфометрии ИК изображений тканей ротовой полости, получаемых методом инфракрасной диафанскопии тканей ротовой полости.

Определены значения локального контраста и отношения сигнал-шум ИК изображений ротовой полости, обеспечивающие их диагностическую ценность. Проведены экспериментальные исследования действующего макета ИК диафанскопа, подтверждающие возможность реализации метода ИК диафанскопии в клинической практике.

INFRARED TRANSILLUMINATION ORAL TISSUES

Kolpakov A.V., Taranov A.A., Spiridonov I.N.
Moscow State Technical University, Moscow

The presented work is devoted to studying the developing of periodontal vascular bed IR imaging system. Experiments conducted on the base of prototype of the IR dental imaging system shows the possibility of using the IR Imaging system in dental diagnostic process.



УЛЬТРАЗВУКОВОЙ МЕТОД ИССЛЕДОВАНИЯ ОПОРНО-ДВИГАТЕЛЬНОЙ СИСТЕМЫ

Малахов Н.Б.

Ивановская государственная медицинская академия, г. Иваново

Пациенты с травмами и заболеваниями опорно-двигательной системы (ОДС) составляют значительную часть хирургического, травматологического, ортопедического и ревматологического приема и представляют определенные трудности в диагностике и выборе тактики правильного лечения. Дети особенно подвержены травмам вследствие невнимательности, чрезмерной двигательной активности и занятий нагрузочными видами спорта, а также танцами. Легкая ранимость тканей, растяжение связок и мышц, вывихи и подвывихи суставов встречаются у детей наиболее часто.

Диагностика различных воспалительных, дегенеративных, диспластических и наследственных заболеваний, травматических повреждений и их осложнений во многих случаях представляет значительные трудности. Клиническое течение и данные рентгенографии могут быть достаточно неопределенными. Сведения о структуре очага поражения и окружающих его мягких тканей, получаемые при рентгенографии не всегда позволяют уточнить степень распространения процесса. Разворнутый диагноз может быть поставлен только на основании компетентного, комплексного, клинического, рентгенологического и гистологического исследования. Особенно важна ранняя диагностика осложнений, так как их несвоевременное выявление приводит к ухудшению результатов лечения.

Клиническая картина различных заболеваний и травм ОДС давно и хорошо известна соответствующим специалистам. Рентгенологическая диагностика различных повреждений и воспалений костей и суставов также достаточно известны. Однако, мягкие ткани ОДС – мышцы,

сухожилия, связки, мениски, хрящи и кровеносные сосуды на рентгенограммах не видны или видны неудовлетворительно.

Современная рентгенодиагностика опорно-двигательной системы не ограничивается изучением состояния костей. Однако до настоящего времени подавляющее большинство рентгенологов в своих заключениях указывает лишь состояние костей. Что касается мягких тканей, то обычно учитываются нормальные очертания конечностей, их деформация, а также отмечаются обызвествления и окостенения в различных элементах, входящих в состав «мягких тканей».

Внедрение в клинику рентгеновской томографии явилось новым этапом в рентгенологическом исследовании ОДС, а применение различных контрастных веществ расширило эти возможности.

В последнее десятилетие получили широкое распространение такие методы диагностики, как ядерно-магнитный резонанс, рентгеновская компьютерная томография и артроскопия, которые позволяют видеть различные ткани ОДС при их повреждениях и воспалениях, однако они связаны с лучевым воздействием на пациента, травматичны, достаточно дороги и еще мало доступны для широкого применения.

В настоящее время предпочтение отдается методам исследования, обладающим высокой информативностью, достоверностью, безвредностью, неинвазивностью, простотой и дешевизной выполнения, а также воспроизведимостью. Наиболее полно этим требованиям удовлетворяют современная эхография в режиме реального времени, различные варианты допплерографии и термография.

Современные требования в изучении состояния опорно-двигательной системы включают кроме классических рентгенологических исследований проведение ультразвукового сканирования элементов сустава и мягких тканей.

Диагностическая ценность применения ультразвукового исследования (УЗИ) в травматологии, ортопедии, педиатрии, ревматологии и хирургии основана на возможности оценки составных частей опорно-двигательной системы не видимых или видимых неудовлетворительно на рентгенограммах – это прежде всего мышцы, сухожилия, связки, капсула сустава, синовиальные и слизистые околосуставные сумки и хрящи, а также кровеносные сосуды. Своевременное и точное распознавание патологических изменений в них приобретает первостепенное значение для целенаправленного консервативного или оперативного лечения больных.

В настоящее время (УЗИ) является одним из ведущих методов диагностики в хирургии, урологии, клинике внутренних болезней, акушерстве и гинекологии. В клинику травматологии и ортопедии этот метод пришел значительно позже. Первые работы были посвящены патологии тазобедренного сустава у детей до 1 года и травматическим повреждениям Ахиллова сухожилия.

Ультразвуковое исследование опорно-двигательной системы в последние годы стало одним из самых быстрорастущих направлений в диагностической радиологии и, особенно в клинике травматологии, ортопедии и ревматологии.

В травматологии и ортопедии для диагностики состояния костно-суставной и мышечной систем используют приборы, работающие в режиме реального времени с частотой излучения ультразвуковых колебаний от 3,5 до 15,0 МГц. Колебания низкой частоты (3,5-5,0 МГц) лучше проникают в ткани и предназначены для исследования костей, суставов и крупных мышечных массивов. Высокочастотное излучение (7,0–15,0 МГц) проникает в ткани на небольшую глубину, поэтому используется для оценки состояния поверхностно расположенных органов и параартикулярных тканей.

Рост костей и оссификация их отделов, имеющих хрящевое строение, представляет непрерывный процесс, что обуславливает постоянное изменение размеров, формы и структуры как оссифицированной, так и хрящевой части кости. Окружающие мягкие ткани тоже претерпевают возрастные изменения и, соответственно этому, непрерывно изменяется и ультразвуковая анатомия мышц, костей, суставов и параартикулярных тканей.

С помощью ультразвука возможна визуализация патологического процесса в мягких тканях уже при первом обращении больного к врачу с жалобами на припухлость, уплотнение или боли, а сопоставление с данными рентгенографии позволяет распознать его характер.

В этой связи, особенно важно правильно использовать все возможности ультразвукового метода для поиска патологических и структурных изменений в различных суставах и мягких тканях. Для этого нужно не только владеть всеми параметрами современной диагностической аппаратуры, но и в совершенстве знать анатомо-физиологические особенности и ультразвуковую анатомию исследуемой области, а также клинические проявления патологических изменений и их

эхосемиотику. Все это предопределяет успех при проведении ультразвукового исследования опорно-двигательной системы.

Исследовательская работа в этом направлении, чрезвычайно облегчается при изучении и сопоставлении результатов эхографии с топографо-анатомическими и рентгенологическими данными, результатами исследований рентгеновской компьютерной томографии и магнитно-резонансной томографии, а также результатами, полученными в ходе оперативного лечения.

Целью исследований, проведенных в данной области, являлась разработка эхосемиотики различных воспалительных, дегенеративных, диспластических и наследственных заболеваний ОДС, а также травматических повреждений и их осложнений у взрослых пациентов и детей для ранней диагностики тех видов патологии, выявление которых затруднительно для рентгенографии и других методов медицинской визуализации, особенно на ранних стадиях развития процесса.

Поставленная цель достигалась тем, что сначала выполнялись рентгенографические исследования пораженного сегмента конечности в двух взаимно перпендикулярных проекциях, которые затем дополнялись целенаправленным полипозиционным ультразвуковым исследованием.

Новизна разработки заключается в том, что дополнительно к традиционной рентгенографии, врач ультразвуковой диагностики, используя возможности современной аппаратуры, производит ультразвуковое исследование, с целью обнаружения патогномоничных признаков для различных стадий ортопедической, травматологической и ревматологической патологии, а также их осложнений.

К настоящему времени мною, совместно детскими травматологами-ортопедами из Научно-практического центра специализированных видов медицинской помощи (Пиганово) были разработаны и внедрены в клиническую практику целый арсенал методов ультразвуковой диагностики различных заболеваний и повреждений опорно-двигательной системы у взрослых и детей, что нашло отражение в целом ряде научных работ. Метод УЗИ, являясь нетравматичным и радиационно безопасным, обладает высокой информативностью, достоверностью, безвредностью и дешевизной выполнения.

Ультразвуковая диагностика позволяет с высокой достоверностью диагностировать растяжения и разрывы мышц, связок и сухожилий, повреждения менисков, внутрисуставных гиалиновых хрящей, наличие и распространенность гематом, определить наличие, характер и локализацию инородных тел, переломов костей, вывихов и подвывихов суставов, различных воспалительных заболеваний, таких как артриты, остеомиелиты, миозиты, бурситы, тендовагиниты, абсцессы, флегмоны и а также многие виды врожденных и приобретенных диспластических и дегенеративно-дистрофических состояний и проч.

Разработанные методики ультразвуковой диагностики, многие из которых являются эксклюзивными, позволяют проводить строго индивидуальный подход к каждому пациенту, оптимизировать схему лечения и диспансерного наблюдения. УЗИ дает возможность следить за динамикой развития болезни, контролировать эффективность лечения и процесс выздоровления при заболеваниях и повреждениях мягких тканей опорно-двигательной системы как в стационарных и амбулаторно-поликлинических условиях.

Разработанный и внедренный в практику алгоритм ультразвукового исследования области коленного сустава у детей, позволяет использовать УЗИ как самостоятельный и легко доступный метод диагностики, полностью совместимый с другими традиционными методами исследования костей и суставов.

К достоинствам УЗИ следует отнести возможность проведения биопсии, лечебных и диагностических пункций, а также прицельного введения лекарств в патологический очаг под контролем ультразвука.

Таким образом, тесное сотрудничество врачей, казалось бы, далеких специальностей, привело на стыке наук к дальнейшему расширению возможностей современной медицины. Применение УЗИ при исследовании больных с патологией мягких тканей опорно-двигательной системы позволило не только видеть патологический процесс и степень его распространения, своевременно установить правильный диагноз, проводить лечение малоинвазивными методами под контролем УЗИ, но и дать эксперту оценку выздоровления.

Обобщая все вышесказанное, можно констатировать, что эхография костей и мягких тканей при различных видах травматологической, ортопедической и ревматологической патологии и их осложнениях у взрослых и детей позволяет получить достоверную диагностическую информацию о характере и распространении патологического процесса, без применения дорогостоящих и

малодоступных методов исследования, таких как компьютерная и магнитно-резонансная томография, ангиография и фистулография.

Простота, доступность проведения и низкая себестоимость эхографии, а также всех лечебно-диагностических манипуляций под ее контролем позволяет широко и успешно использовать данный метод в диагностике, лечении и контроле за эффективностью проводимой терапии у взрослых и детей с разнообразной патологией опорно-двигательной системы не только в специализированных медицинских клиниках ортопедического и хирургического и ревматологического профиля, но и в других стационарных и амбулаторно-поликлинических учреждениях практического здравоохранения.

ULTRASONIC METHOD OF OF RESEARCH MUSCULOSKELETAL SYSTEM

Malakhov N.B.

Ivanovo State Medical Academy

Are considered problems ultrasonic diagnostic of the musculoskeletal system. Are shown the possible applications and diagnostic significance this method.



УЧАСТИЕ АТФ В МЕХАНИЗМАХ КОМПЕНСАЦИИ СОКРАТИТЕЛЬНОЙ ФУНКЦИИ СКЕЛЕТНЫХ МЫШЦ В ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНОЙ АЛЛЕРГИИ

Торшин В.И.¹, Теплов А.Ю.², Фархутдинов А.М.², Гришин С.Н.³

¹Российский университет дружбы народов,

²Казанский Государственный Медицинский Университет,

³Национальный Исследовательский Университет

Введение

Хорошо известно, что при бронхиальной астме, заболевании аллергической природы функциональное состояние дыхательных мышц, и, в первую очередь диафрагмы, подвергается существенным изменениям. Ранее нами изучалось влияние белковой сенсибилизации (БС) на сократительную функцию изолированной полоски диафрагмы морских свинок. В частности, была показана ее способность изменять в условиях БС свои сократительные свойства, увеличивая силу и скорость сокращения на холиномиметик карбахолин (КХ). В качестве объяснения полученного факта предполагались изменения как электротогенных свойств поверхностной мембранны, так и гистохимического профиля мышечных волокон (МВ). Кроме того, поскольку инициация сокращения изолированной мышцы осуществлялась агонистом, мы можем предположить участие в изменении функциональных свойств МВ при БС механизмов активации холинорецепторов поверхностной мембранны. В предыдущих работах нами было показано, что БС изменяет сократительные свойства изолированных "быстрой" – m. extensor digitorum longus (m.EDL) и "медленной" – m. soleus скелетных мышц (СМ) голени мыши. В динамике сократительной функции изученных СМ продемонстрированы существенные различия. Причем, в механизмах изменения силы сокращения существенная роль отводится холиноопосредованным процессам возбуждения постсинаптической мембранны. Диафрагма является "смешанной" мышцей, то есть состоит как из "быстрых", так и "медленных" МВ. Способность диафрагмы мыши к изменению своих функций в условиях аллергической перестройки, а также возможные их механизмы остаются неизученными.

Цель работы – изучение роли холиноопосредованных механизмов в патогенезе влияния БС на сократительную функцию изолированных мышц мыши: "смешанной" – диафрагмальной (m. diaphragma); "быстрой" – длинного разгибателя пальцев (m.EDL) и "медленной" – камбаловидной (m.soleus).

Для раскрытия цели работы нами проведено комплексное исследование. В двух экспериментальных моделях, характеризующих холиноопосредованные процессы возбуждения изолированных поперечно-полосатых мышц мыши было изучено влияние БС на: 1) показатели сократительного ответа мышц, вызываемого агонистом – холиномиметиком КХ и 2) величину неквантовой секреции ацетилхолина (Ах) в зоне концевой пластиинки (Н-эффект).

Материалы и методы

Эксперименты проводились на белых мышах, обоего пола, массой тела 17-22 г. Животные сенсибилизировались овальбумином (OA) с гелем гидроокиси алюминия (2 мкг сухого вещества геля + 150 мкг OA в 0,5 мл физиологического раствора, "Sigma", USA) парентерально, дважды. Вторая инъекция – через 14 дней после первой. В эксперимент животные забирались на пике сенсибилизации – на 7-10 день после второй сенсибилизирующей инъекции. Механомиографические исследования проводились на препарате изолированной мышцы в условиях изометрии, которая достигалась растяжением СМ в течение 20 минут с силой 0,5 г при постоянной перфузии раствором Кребса и температурном режиме – 20-21°C. Сокращение регистрировалось фотоэлектрическим преобразователем. Агонист – КХ исследовался в субмаксимальных концентрациях, которые составляли: для m.EDL – 7×10^{-4} М, m.diaphragma – 2×10^{-4} М, m.soleus – 5×10^{-4} М. Сократительная функция анализировалась по показателям сокращения мышц на КХ. Оценивались сила (Рос) и скорость (Voc) сокращения мышцы. При анализе силовых характеристик, в целях получения объективной информации, сила сокращения, развиваемая изолированной мышцей относилась к ее массе (m) (Рос*) (численно равному объему мышечного препарата).

Для изучения состояния постсинаптической мембраны МВ в области концевой пластинки, с помощью стеклянных микроэлектродов (сопротивлением 8-12 МΩ, заполненных 2,5 М KCl) измеряли неквантовую секрецию Ax. Для определения ее величины сначала армином («Татхимфармпрепараты», Россия) устраивалось действие ацетилхолинэстеразы, после чего на мышцу в течении 8-12 минут апплицировался блокатор Н-холинорецепторов d-тубокуарин (ТБК) в концентрации 10^{-5} М. Разница значений мембранныго потенциала (МП) до и после аппликации ТБК соответствует величине неквантовой секреции Ax (Н-эффект).

Влияние на мышцы АТФ («Boehringer Mannheim GmbH», Germany) оценивалось сравнением показателей сокращения до и после 5 минутной перфузии их раствором, содержащим АТФ в заданной молярной концентрации (1×10^{-4} М); время действия ее на мышцу определялось длительностью перфузии.

Полученные результаты подвергались статистической обработке (BIOSTATISTICA, S.A. Glantz, McGraw Hill). Для анализа данных использовались параметрические и непараметрические критерии. При вероятности (p) не больше 0,05 разницу считали достоверной. Результаты представлены в виде $X \pm Sx$ (n), где X – среднее арифметическое значение, Sx – средняя ошибка, n – количество наблюдений.

Результаты

Для «быстрой» (m.EDL) мышцы показано, что КХ в субмаксимальной концентрации (7×10^{-4} М) вызывал сокращение m.EDL несенсибилизированной мыши силой $76,6 \pm 6,1$ мг и скоростью $14,3 \pm 1,6$ мг/сек. При белковой сенсибилизации сила сокращения быстрой мышцы уменьшалась, скорость практически не менялась.

Изучение неквантовой секреции Ax в МВ «быстрой» мышцы продемонстрировало следующее. Н-эффект в контроле составляет $5,1 \pm 0,4$ мВ. В условиях белковой сенсибилизации значение Н-эффекта возросло.

Инкубация с АТФ у m.EDL несенсибилизированных мышей уменьшала силу КХ-вызванного сократительного ответа. Н-эффект практически не менялся и составлял в описанных условиях эксперимента $4,8 \pm 0,5$ мВ (n=150).

У m.EDL сенсибилизованных мышей инкубация с АТФ уменьшала силу сократительного ответа на КХ. Значение Н-эффекта достоверно не изменялось, составляя в описанных условиях эксперимента $5,3 \pm 0,5$ мВ (n=150).

Для «смешанной» мышцы – полоски диафрагмы несенсибилизированной мыши показано, что КХ в субмаксимальной концентрации (2×10^{-4} М) вызывал сокращение силой $342,8 \pm 18,54$ мг и скоростью $31,0 \pm 1,7$ мг/сек. Белковая сенсибилизация приводила к увеличению силы и скорости сокращения.

Изучение неквантовой секреции Ax у «смешанной» мышцы показало: Н-эффект в контроле составлял $5,2 \pm 0,4$ мВ. При белковой сенсибилизации значение Н-эффекта уменьшалось, составляя в описанных условиях эксперимента $4,4 \pm 0,5$ мВ.

Инкубация с АТФ увеличивала силу КХ-вызванного сокращения полоски диафрагмы несенсибилизированной мыши. Н-эффекта снижался, составляя в описанных условиях эксперимента $1,5 \pm 0,5$ мВ.

У полоски диафрагмы сенсибилизованных мышей инкубация с АТФ увеличивала силу КХ-вызванного сокращения. Значение Н-эффекта достоверно снижалось, составляя в описанных условиях эксперимента $2,4 \pm 0,6$ мВ.

Для «медленной» камбаловидной мышцы несенсибилизированной мыши показано, что КХ в субмаксимальной концентрации (5×10^{-4} М) вызывал сокращение силой $237,8 \pm 20,6$ мг и скоростью $13,1 \pm 1,0$ мг/сек. Белковая сенсибилизация приводила к увеличению силы и скорости сокращения «медленной» мышцы.

Изучение неквантовой секреции Ах показало: Н-эффект в контроле составлял $5,0 \pm 0,7$ мВ. При белковой сенсибилизации значение Н-эффекта уменьшалось, составляя в описанных условиях эксперимента $3,1 \pm 0,6$ мВ.

Инкубация с АТФ увеличивала силу КХ-вызванного сокращения *m.Soleus* несенсибилизованных мышей. Н-эффект снижался, составляя в описанных условиях эксперимента $1,0 \pm 0,5$ мВ.

У *m.Soleus* сенсибилизованных мышей инкубация с АТФ увеличивала силу КХ-вызванного сокращения. Значение Н-эффекта достоверно снижалось, составляя в описанных условиях эксперимента $2,1 \pm 0,5$.

Предварительная перфузия сурамином (100 мкМ) устраняла влияние АТФ на КХ-вызванное сокращение мышц и неквантовую секрецию Ах как интактных, так и сенсибилизованных мышей. Аденозин в той же концентрации, что и АТФ не влиял на неквантовую секрецию Ах и не изменял сократительных свойств изучаемых мышц как интактных, так и сенсибилизованных мышей.

Обсуждение

Результаты экспериментов показывают, что белковая сенсибилизация изменяет сократительную функцию как полоски диафрагмы, так и изолированных СМ голени мыши. Причем, характер изменений для «быстрых» мышц с одной стороны, «смешанных» и «медленных» с другой существенно различается. Причины этого кроются как в исходных различиях морфофункционального статуса исследуемых объектов, так и в механизмах его изменения в процессе аллергической перестройки организма.

Обнаруженные изменения функциональных свойств диафрагмальной мышцы в условиях БС указывает на комплексность изменений, происходящих в мышечной ткани при аллергической перестройке организма. Изменения, возникающие в МВ в ходе сенсибилизации, гипотетически, могут затрагивать поверхность мембранны, механизмы ЭМС либо систему сократительных белков. Отсутствие изменений скорости сокращения на субмаксимальные концентрации агониста у всех мышц не позволяет нам предполагать изменений в системе ЭМС. Однако, разнонаправленность вектора изменения силы у «быстрой» мышцы с одной стороны и «смешанной» и «медленной» с другой указывает на принципиальные различия в механизмах изменения функциональных свойств этих мышц.

Если у «быстрой» - сила (Рос*) сокращения снижается, то у «медленной» и «смешанной» - возрастает. Подобная динамика свидетельствует, что различия в изменениях при БС у «быстрой» мышцы с одной стороны, у «смешанной» и «медленной» с другой затрагивают, в первую очередь, холиноопосредованные процессы возбуждения МВ и носят для них разнонаправленный характер.

Способность БС по-разному влиять на механизмы возбуждения постсинаптической мембранны у различных мышц подтверждена нами при сопоставлении динамики силы сокращения мышцы на КХ с изменением уровня неквантовой секреции Ах в зоне концевой пластиинки. Показано, что у изучаемых мышц при БС вектор изменения силы коррелирует с изменением уровня неквантовой секреции Ах в зоне концевой пластиинки (Н-эффекта). Логично предположить - снижение силы сокращения «быстрой» мышцы на КХ является следствием уменьшения чувствительности ее постсинапса к холиномиметику, что проявляется как увеличение Н-эффекта. Повышение неквантовой секреции Ах в зоне синапса вызывает усиление механизмов десенситизации ХР постсинаптической мембранны. Соответственно, у «смешанной» и «медленной» мышц наблюдается обратная картина. Увеличение силы сокращения на КХ является следствием увеличения чувствительности постсинапса к холиномиметику, отражением чего является снижение Н-эффекта.

Таким образом, аллергическая перестройка организма вызывает изменение сократительной функции изолированных поперечно-полосатых мыши. Сила сокращения (Рос*) на КХ «быстрой» мышцы снижается, «смешанной» и «медленной» - возрастает. Изменение этого показателя имеет следующую природу. Снижение силы сокращения у «быстрой» мышцы (*m.EDL*) является следствием снижения чувствительности постсинаптической мембранны к холиномиметику, обусловленной

увеличением неквантовой секреции Ах в зоне концевой пластиинки. «Смешанная» и «медленная» мышцы демонстрирует обратную динамику как силы сокращения, так и неквантовой секреции Ах. Увеличение силы сокращения на КХ при БС у этих мышц является следствием увеличения чувствительности постсинаптической мембранны к холиномиметику, что обусловлено снижением неквантовой секреции Ах в зоне концевой пластиинки. Различия в изменении сократительной функции поперечно-полосатых мышц при БС обусловлены, в первую очередь, динамикой холиноопосредованных процессов возбуждения мембранны МВ.

Причины обнаруженной вариабельности функциональных свойств изучаемых мышц при БС заключаются, возможно, в механизмах выделения кофакторов синаптической передачи. Исходя из данных Tsai TL et al., показавших роль АТФ в генерации иммунного ответа мы предположили возможное участие пуринов в процессах изменения функции поперечно-полосатых мышц при БС. Это подсказало нам идею изучения, в рамках выбранных экспериментальных моделей динамики функциональных свойств изучаемых мышц (полоски диафрагмы, m.Soleus и m.EDL) сенсибилизованных и интактных мышей до и после инкубации их с АТФ.

Нами показано, что АТФ повышает силу сокращения на Кх у полоски диафрагмы и m.Soleus и снижает этот показатель у m.EDL. Уровень неквантовой секреции Ах у диафрагмы и m.Soleus снижается, у m.EDL не изменяется. У диафрагмы и m.Soleus вектор динамики силы и величины Н-эффекта при влиянии АТФ совпадал с таковыми при БС, что позволило нам предположить логику в последовательности событий, когда увеличение силы сокращения является следствием возрастания чувствительности постсинапса к холиномиметику. При сенсибилизации влияние АТФ на динамику вышеперечисленных свойств и у диафрагмы, и у m.Soleus демонстрирует ту же направленность, что указывает на отсутствие принципиальных различий в механизмах влияния пуринов на «медленную» и «смешанную» мышцы интактных и сенсибилизованных мышей.

Однако, если сила сокращения диафрагмы интактных животных после влияния АТФ возрастила на 26,8%, то у сенсибилизованных – лишь на 15,1%. Н-эффект у этой мышцы несенсибилизованных мышей после влияния АТФ снижался до 28,8% от исходного, у сенсибилизованных же лишь до 54,5%. Менее выраженная динамика функциональных свойств диафрагмы, вызванная АТФ у сенсибилизованных мышей в сравнении с контролем позволяет нам предполагать ее участие в механизмах функциональных изменений дыхательных мышц при БС.

Динамика функциональных свойств «медленной» мышцы имеет сходную картину. Если сила сокращения m.soleus интактных животных возрастила на 24,3%, то у сенсибилизованных – лишь на 12,2%. Н-эффект у этой мышцы несенсибилизованных мышей после влияния АТФ снижался до 20% от исходного, у сенсибилизованных же лишь до 67,7%. Менее выраженная динамика функциональных свойств m.soleus, вызванная АТФ у сенсибилизованных мышей в сравнении с контролем позволяет нам предполагать ее участие в механизмах функциональных изменений «медленных» мышц.

У m.EDL интактных животных снижение силы сокращения после влияния АТФ (до 72,6%) практически не отличалась от таковой у сенсибилизованных (до 74,8%). Н-эффект m.EDL после влияния АТФ достоверно не менялся ни у интактных ни у сенсибилизованных мышей. Отсутствие различий в изменении силы сокращения и Н-эффекта после влияния АТФ у обеих групп животных свидетельствует о неучастии пуринов в механизмах изменения сократительной функции «быстрой» мышцы мыши, вызванных БС.

PARTICIPATION ATP IN MECHANISMS OF COMPENSATION BY SKELETAL OF FUNCTION OF SKELETAL MUSCLES IN THE EXPERIMENTAL ALLERGY

V.I. Torshin¹, A.Y. Teplov², A.M. Farkhutdinov², S.N. Grisin³

¹People's Friendship University, Miklukho-Maklaya 6, Moscow, Russia, 117198.

²Kazan State Medical University, Butlerova str., 49, R-420012 Kazan, Russia;

³National Research University, Karl Marks str., 68, R-420000 Kazan, Russia;

We studied the effect of protein sensitization and exogenous ATP on contractile function and value of non-quantum secretion of acetylcholine (Н-effect) of isolated striated muscles of mice: m.diaphragma, m.soleus, m. extensor digitorum longus (m.EDL). It is shown that in sensitized, and nonsensitized animals exogenous ATP increases the force of contraction and decreases the Н-effect m.diaphragma and m.soleus. Both muscle force vector dynamics correlate with changes in the Н-effect. However, the extent of these changes in sensitized animals is less pronounced than in nonsensitized. It is suggested that the lesser

variability of functional properties caused by ATP in m.diaphragma and m.soleus for protein sensitization, compared with the control, is testimony to the development of resistance mechanisms of these muscles to external loads. In m.EDL exogenous ATP in all cases reduces the force of contraction and does not alter the value of the H-effect. The reasons for the changes of force reductions m.EDL not related to ATP-mediated excitation mechanism.

Keywords: *Skeletal muscle, contractil properties, non-quantum secretion, m. extensor digitorum longus, m. soleus, m. diaphragma, the mouse, protein sensitization, ATP.*

ОБЪЕКТИВИЗАЦИЯ СКРИНИНГА ЗАБОЛЕВАНИЙ ШЕЙКИ МАТКИ В ОНКОЦИТОЛОГИИ

Кривченко З.Т.

Московский государственный технический университет им. Н.Э. Баумана
sinkrивченко@gmail.com

По данным Всемирной организации здравоохранения, ежегодно в мире выявляется около 500 000 заболеваний раком шейки матки (РШМ). Это ведущая опухоль в структуре женской онкологической заболеваемости и смертности в развивающихся странах Азии, Африки и Латинской Америки. В 2009 РШМ в структуре онкологических заболеваний женской половины населения составлял около 15 %. В 2000 году во всем мире РШМ заболело 468 тысяч женщин, 233 тысячи из которых ушли из жизни. Это, безусловно, крайне важная медицинская и социальная проблема во всех экономически развитых странах, ведь женщина – это центр семьи, ее здоровье оказывает огромное психосоматическое влияние на состояние всей семьи и населения в целом.

В сложной и разветвленной проблеме РШМ ключевое положение занимает проблема усовершенствования методов ранней диагностики этого заболевания. Внедрение методов скрининга в США, Европе, Австралии за последние 40–50 лет позволило снизить заболеваемость РШМ на 80–90%. Поскольку прогрессия большинства предраковых заболеваний в РШМ занимает долгое время (7–15 лет), то целью такого скрининга является диагностика болезни ранней стадии и лечение еще на стадии предрака.

На сегодняшний день существует множество различных методов диагностики РШМ (таблица 1), однако при скрининге необходимо использовать наименее инвазивные методы с наименьшей энтропией для организма.

Из представленной таблицы следует, что цитологический метод является наиболее оптимальным для использования при скрининге, ввиду того, что он является наименее инвазивным и наиболее доступным из всех информативных методов. Чувствительность цитологического метода исследования, по данным разных авторов, составляет 66–83%, специфичность – 60–85%. Подсчитано, что скрининг женщин в возрасте 25–64 лет с интервалом в 5 лет может привести к снижению смертности от РШМ на 84%. Информативность цитологического метода определяется уровнем подготовки специалистов, а также качеством забора материала для цитологического исследования, так как неправильный забор материала повышает частоту ложноотрицательных результатов. Полноценное взятие мазка с использованием специальных инструментов (цитобраши, цервиксбраши) позволило значительно повысить информативность цитологического метода. Мазок для цитологического исследования следует брать с поверхности экзоцервикса, влагалища и вульвы с помощью шпателя, из эндоцервикса – с помощью щетки-эндобраша. Наносят материал тонким слоем на специально обработанное обезжиренное стекло. Цитологическое исследование препаратов должно состоять из подробного описания морфологической картины и заключения, по возможности с указанием характера процесса (доброподобный или злокачественный), при наличии опухоли, определении тканевой принадлежности, гистологической формы и степени дифференцировки опухоли. Описание цитологической картины должно проводиться по одной схеме и включать в себя осмотр при малом увеличении (обзор) и при иммерсии.[2]

Таблица 1 - Методы диагностики РШМ

Метод	Суть метода	Достоинства	Недостатки
Клинико-визуальный	Рутинный осмотр шейки матки (ШМ) и влагалища с добавлением теста с 3–5% уксусной кислотой и раствором Люголя выявляется большинство выраженных патологических состояний ШМ.	В сочетании с другими тестами в некоторых исследованиях показал чувствительность, эквивалентную цитологическому методу.	В большинстве случаев нельзя ограничиваться только лишь результатами визуальной оценки при окончательной постановке диагноза.
Кольпоскопия	Осмотр входа во влагалище и влагалищных стенок при помощи кольпоскопа — специального прибора, представляющего собой бинокуляр и осветительный прибор.	Высокоинформационный и недорогой метод ранней диагностики заболеваний ШМ, не имеет противопоказаний.	Малоспецифичный, субъективный, требует квалифицированной подготовки специалистов.
Биопсия	Удаление в поверхности ШМ небольшого участка ткани для проведения лабораторной диагностики.	Позволяет наиболее достоверно изменить характер изменения ткани.	Может вызывать дискомфорт и боли женщины.
Цитологический	Исследование соскобов шейки матки. Оценка структуры клеток, взятых с поверхности эпителия.	Классический метод. Рекомендован ВОЗ для проведения в масштабах национальных программ. Безболезненный и безопасный. Небольшие финансовые затраты.	Невозможность установления признаков инфильтративного роста (исследуется клеточный, а не тканевой материал).

Цитологическое исследование основывается на оценке комплекса характеристик цитологического препарата, включающего в себя следующие параметры: фон препарата (наличие дополнительных включений или промежуточных веществ), количество и расположение клеток (образование комплексов и структур), сохранность клеточных границ, размеры и формы клеток, расположение и окрашиваемость ядра (положение относительно цитоплазмы, ядерно-цитоплазматическое соотношение – отношение площади ядра к площади цитоплазмы), характер строения хроматина, количество, форма, размеры и четкость границ ядрышек, объем, окраска, четкость границ цитоплазмы, а так же наличие многоядерных клеток и фигур деления. В цитологическом препарате без особенностей форма ядра округлая, оно окружено цитоплазмой, а площадь ядра крайне мала по сравнению с площадью цитоплазмы, в которой нет дополнительных включений (следует учитывать возрастные изменения, ведущие к увеличению площади ядра), фоном служит материал плоского эпителия шейки матки, без клеток крови или фигур деления других клеток, все клетки должны быть сохранные.[3]

Эффективность цитологического метода исследования в значительной степени зависит от преаналитического этапа: насколько правильно взят клеточный материал и приготовлены мазки. Мазки для проведения цитологического анализа женщин репродуктивного возраста необходимо брать мазки не ранее, чем на 5-й день менструального цикла и не позднее, чем за 5 дней до предполагаемого начала менструации, не следует брать клеточный материал для исследования в течение 24 часов после полового акта, санации влагалища, введения во влагалище медицинских препаратов. Для забора материала используется шпатель Эйра или специальные цервикальные щеточки. Одной браншей забирают материал из влагалищной части шейки матки, другой вводят за наружный зев в цервикальный канал на глубину 1,5-2 см. Очень важно, чтобы в мазок попал материал из переходной зоны шейки матки, так как около 90% неопластических изменений локализуются в области стыка многослойного плоского и высокого цилиндрического эпителиев. Полученный материал из разных отелов шейки матки наносится тонким равномерным слоем на предметные химически чистые (обезжиренные) стекла. Препараты маркируют, подсушивают, иногда

фиксируют в течении 15 минут в смеси спирта с эфиром. После этого необходимо провести окрашивание препарата, ввиду того, что в исходном состоянии препарат не является пригодным для диагностики. Различают множество способов окраски цитологического препарата. Метод окрашивания по Папаниколау является наилучшим для цитологических мазков, так как этот метод позволяет оценить степень созревания цитоплазмы (от сине-зеленого цвета в незрелых клетках до розового в клетках со зрелой цитоплазмой и оранжевого в клетках с ороговением); благодаря влажной фиксации хорошо сохраняются ядра, клеточная мембрана и структура хроматина, однако этот метод является крайне дорогим и требует длительной подготовки препарата перед исследованием. Метод окрашивания по Романовскому (азур-эозиновой смесью) в разных лабораториях используется в разных модификациях – по Паппенгейму (Маю-Грюнвальду-Гимзе), Лейшману, Романовскому-Гимзе и др. Преимуществом метода является четкое прокрашивание ядерной субстанции, вследствие чего хорошо просматривается структура хроматина, а также бактериальной флоры простейших. Обычно предполагается, что метод Романовского включает в себя все методы, в которых используется азур-эозиновая смесь. Преимуществом метода «Гематоксилин-эозин» является интенсивное окрашивание ядер с атипией, в связи с чем он широко используется при скрининге. [3]

Схема алгоритма принятия решения о наличии патологического процесса в цитологическом препарате шейки матки

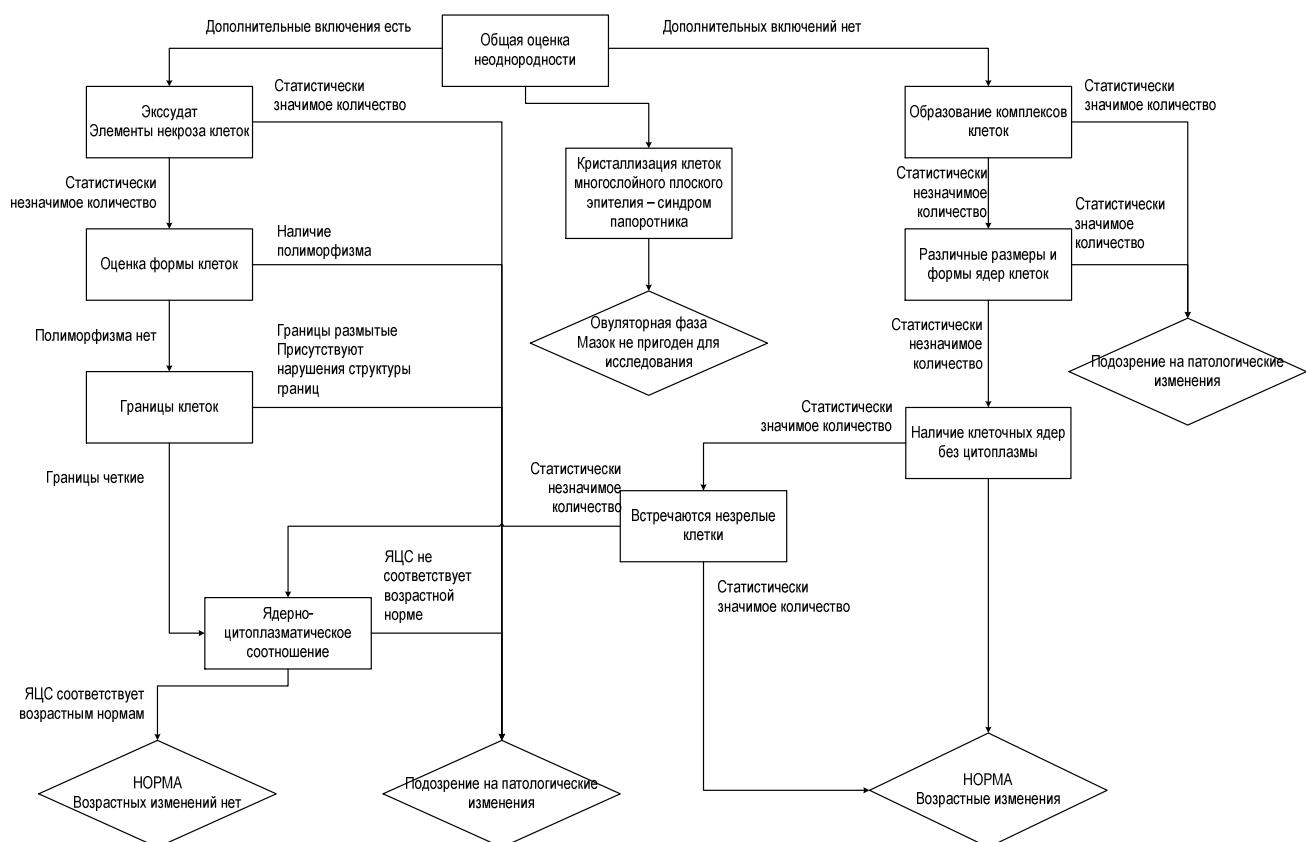


Рисунок 1 - Схема принятия решения при определении начальной стадии онкологического процесса

На сегодняшний день существуют автоматизированные системы для проведения цитологического анализа препаратов шейки матки, как например система “CytoCore InPath Slide Based test”, специализирующуюся на использовании автоматизированных инструментов для определения материала по параметрам «норма» или «не норма», или же “Imstar Pathfinder Morphoscan and E-image”, создающая маркеры клеток для цитологических препаратов. Многофункциональные системы разработаны компаниями Zeiss (Carl Zeiss Mirax Scan), Leica (Leica AS TPS2) и Olympus (Olympus-Soft Imaging System .slide). Компанией BD разработана система цитологического скрининга BD FocalPoint, основанная на обработке изображений цитологических препаратов шейки матки. Система получает 10 полей зрения с каждого препарата, после чего проводится интегральная оценка препарата с постановкой диагноза. Основной недостаток этой системы заключается в использовании

мазков, приготовленных по методу Папаниколау, что существенно повышает стоимость исследования.

Для оптимизации процесса скрининга цитологических препаратов шейки матки предлагается создать систему начальной дифференцировки патологических препаратов от препаратов без особенностей, в основе которой лежит исследование препаратов, окрашенных по Романовскому, с целью увеличения экономической эффективности использования системы. Разработанный алгоритм (рисунок 1) основывается на вероятностных методах оценки неопределенности в исследуемом объекте. Неопределенность – это нехватка адекватной информации для принятия решения. Неопределенность становится проблемой, поскольку может помешать выработке наилучшего решения и даже стать причиной того, что будет принято некачественное решение. В отличии от многих других сфер знаний, решение биологических задач ведет к рассмотрению неопределенности, связанной с невозможностью выработки четкого алгоритма, достоверного для всех возможных случаев, ввиду изменчивости биообъекта и огромного числа факторов, влияющих на состояние рассматриваемого материала в каждом отдельном случае, что исключает возможность использования стандартных строгих рассуждений, поскольку они распространяются на точные факты и точные заключения, которые следуют из этих фактов.

Представленный алгоритм оптимизирует процесс диагностики цитологических препаратов шейки матки, так как здесь используется один из наиболее информативных и экономически эффективных методов исследования. Помимо этого, исследование не является инвазивным, что повышает его привлекательность для женщин при скрининге. Таким образом, предложенный метод может рассматриваться как крайне эффективный способ оценки наличия патологического развития шейки матки.

Библиографический список

1. Бахман Я.В. Руководство по онкогинекологии. – СПб.: «ООО Издательство Фолиант», 2002. – 542 с.: ил. ISBN 5-93929-044-2;
2. Савичева А.М. Порядок проведения микроскопического исследования мазков из урогенитального тракта. Методические рекомендации для специалистов по лабораторной диагностике / А.М. Савичева, Е.В. Соколовский, М.Домейка – Санкт-Петербург: Изд-во Н-Л, 2007. – 64 с. ISBN 978-5-94869-042-1
3. Шабалова И.П., Касоян К.Т. Цитологическая диагностика заболеваний шейки и тела матки. 3-е издание, исправленное и дополненное. М.-Тверь: ООО «Издательство «Триада», 2010. 232 с., 382 ил. ISBN 978-5-94789-402-8.

OBJECTIFICATION OF SCREENING OF DISEASES OF CERVICAL CYTOLOGY

Krivchenko Z.T.

Moscow State Technical University named after Bauman
sinkrivchenko@gmail.com

According to the World Health Organization, each year in the world appear approximately 500,000 cervical cancer (CC) cases. It is the leading cancer in the structure of female cancer incidence and mortality in developing countries in Asia, Africa and Latin America. In 2009, cervical cancer in the structure of the female half of the population was about 15%. In 2000, worldwide cervical cancer fell ill 468,000 women, 233,000 of whom have passed away. This is certainly an extremely important medical and social problem in all developed countries, as a woman - is the center of the family, her health has a huge impact on the psychosomatic status of the family and the general public. In a complex and extensive the problem of cervical cancer a key position in the improvement of methods for early diagnosis of this disease. The introduction of screening in the U.S., Europe and Australia over the past 40-50 years has reduced the incidence of cervical cancer by 80-90%. Because the progression of premalignant disease in the majority of cervical cancer takes a long time (7-15 years), the purpose of screening is early diagnosis of disease and treatment at the stage of precancer. Today, there are many different methods for diagnosis of cervical cancer, but screening is necessary to use the least invasive methods with the lowest entropy for the body. Cytological method is most appropriate for use in screening, because it is the least invasive and most informative of all the available methods. The sensitivity of the method of cytological studies, according to different authors, is 66-83%, specificity - 60-85%. It is estimated that screening women aged 25-64 years with an interval of 5

years can reduce mortality from cervical cancer by 84%. Informativeness cytological method determined by the level of training, as well as the quality of the fence material for cytological examination, as an incorrect sampling of the material increases the frequency of false-negative results. Cytological study based on an assessment of the complex cytological characteristics of the drug, which includes the following parameters: the background of the drug (if there are more inclusions or intermediates), the number and arrangement of cells (the formation of complexes and structures), the preservation of cell borders, cell size and shape, position, and staining the nucleus (position relative to the cytoplasm, nuclear-cytoplasmic ratio - the ratio of core area to ploschali cytoplasm), the nature of chromatin structure, quantity, form, size and sharpness of the boundaries of the nucleoli, size, color, sharpness of the boundaries of the cytoplasm, as well as the presence of multinucleate cells and dividing the figures. In cytological preparations without features rounded shape of the nucleus, it is surrounded by cytoplasm, the nucleus and the area is very small compared with the area of the cytoplasm, with no additional inclusions (should take into account age-related changes, leading to an increase in core area), serves as a background material of the squamous epithelium of the cervix, no blood cells or other cells of the division of figures, all cells must be undamaged. The effectiveness of cytological research method largely depends on the preanalytical phase: how well the cellular material was taken and prepared smears. Currently existing road system in use and is not suitable for mass screening. To optimize the process of screening cervical cytology preparations is proposed to establish a system of primary differentiation of pathological preparations of drugs without singularities, which is based on research of preparations stained by Romanovsky, in order to increase the economic efficiency of the system. The developed algorithm is based on probabilistic methods to estimate the uncertainty in the test object. The algorithm optimizes the diagnosis of cervical cytology preparations, as used here is one of the most informative and cost-effective methods. In addition, the study is not invasive, which increases its attractiveness to women in the screening. Thus, the proposed method can be regarded as an extremely effective way to assess the presence of abnormal development of cervical cancer.

СЕКЦИЯ 2

БИОКИБЕРНЕТИКА И МАТЕМАТИЧЕСКОЕ МОДЕЛИРОВАНИЕ

МОДЕЛИРОВАНИЕ РЕОЛОГИЧЕСКИХ СВОЙСТВ КРОВИ

Султанов Е.С.

Забайкальский Государственный Университет

APP-ChitGu@yandex.ru, Arahnid10@mail.ru

Реологические свойства крови представляют собой способность крови, как совокупность форменных элементов, плазмы крови, и всех входящих электролитов в нее, поддаваться вязкоупругой деформации как неильтоновская жидкость. Кроме этого реология крови изучает количественный состав крови, электролитный состав, содержание гормонов и белков в крови, а так же гематокритное число, способность крови пропускать через себя электричество, переносить тепло и отражать оптический свет. Знание этих показателей крови может помочь в диагностике патологии или осложнения больного. Вследствие этого была предпринята разработка нового метода диагностики реологических свойств крови методом многочастотной электроимпедансометрией.

Для лучшего понимания изучаемой крови, и последующего ее математического моделирования составим эквивалентную схему замещения, где сопротивление: R_1 – вода, R_2 – неорганические вещества, R_3 – органические вещества, R_4 – белки, R_5 – биологические активные вещества (гормоны, ферменты, медиаторы и прочее), R_6 – эритроциты, R_7 – лейкоциты, R_8 – тромбоциты; емкости: C_1 – мембрана эритроцита, C_2 – мембрана лейкоцита, C_3 – мембрана тромбоцита.

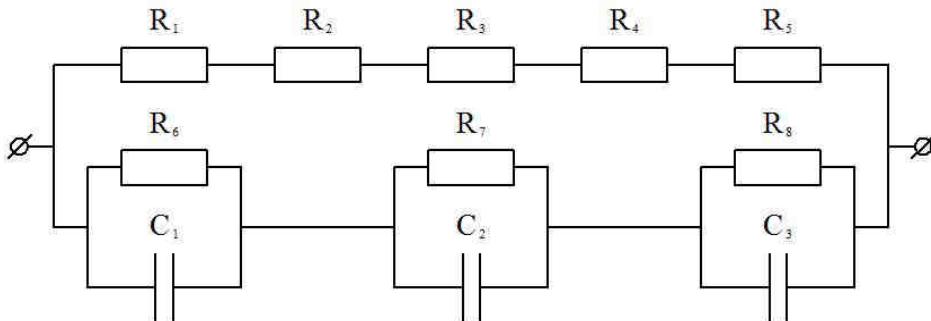


Рисунок 1 - Эквивалентная схема замещения крови

Электропроводность цельной крови на 70% определяется присутствующими в плазме солями (главным образом хлоридом натрия), на 25% белками плазмы и лишь на 5% клетками крови [1]. Помимо этого важно учитывать электропроводность воды, так как ее масса составляет 90 % от плазмы крови, при этом солей и электролитов - 0,9%, углеводов и липидов - 1,1%, органических кислот и оснований, промежуточных продуктов обмена, витаминов и белков – 8% от массы плазмы [2]. Удельное сопротивление крови при постоянном токе составляет 1,66 Ом·м [7], воды – 1,3 Ом·м. Поэтому фактически электропроводность цельной крови определяется на 2/3 содержанием растворов электролитов и 1/3 содержанием белков, биологически активных веществ и форменных элементов.

Построим математическую формулу комплексной проводимости (адmittанс) эквивалентной схемы замещения крови (рисунок 1):

$$Y = \left[\frac{1}{R_1} + \frac{1}{R_2} + \frac{1}{R_3} + \frac{1}{R_4} + \frac{1}{R_5} \right] + \left[\left(\frac{1}{R_6} + i\omega C_1 \right) + \left(\frac{1}{R_7} + i\omega C_2 \right) + \left(\frac{1}{R_8} + i\omega C_3 \right) \right].$$

где $i\omega C_n$ – реактивное емкостное сопротивление, ω – угловая частота; $\omega = 2\pi f$, f – зондирующая частота, $\frac{1}{R_n}$ – обратное активное омическое сопротивление, а именно проводимость, обозначим буквой G , тогда

$$Y = [G_1 + G_2 + G_3 + G_4 + G_5] + [(G_6 + 2\pi f C_1) + (G_7 + 2\pi f C_2) + (G_8 + 2\pi f C_3)]$$

В общем случае удельная электропроводность определяется как

$$x = \frac{dj}{dE},$$

где j – плотность тока, E – напряженность электрического поля.

Эквивалентная электропроводность раствора электролита λ есть электропроводность раствора, содержащего один грамм-эквивалент растворенного вещества.

Связь между удельной x и эквивалентной λ электропроводностями определяется формулой [6]:

$$x = 0.1 \cdot \lambda \cdot C, [\text{ом}^{-1} \cdot \text{м}^{-1}]$$

где C – концентрация электролита, выраженная в г-экв/л.

Чем выше концентрация или подвижность ионов, тем выше удельная электропроводность раствора. Для вычисления удельной электропроводности раствора применяют уравнение [3]

$$x = \frac{1}{1000} \sum C_i \lambda_i$$

где C_i – концентрация ионов, г-экв/л; λ_i – эквивалентная электропроводность ионов.

В плазме крови электролиты представлены катионами Na^+ , K^+ , Ca^{2+} , Mg^{2+} , Fe^{3+} , Zn^{2+} и Cu^{2+} , анионами Cl^- , HCO_3^- , HPO_4^{2-} органических кислот и анионами-протеинами (1 г белков плазмы соответствует 0,208 мэкв/л) [2]. Предельную эквивалентную электропроводность (подвижность) ионов в водных растворах при 25°C можно найти здесь [3].

Удельное сопротивление плазмы крови, как и ее диэлектрическая проницаемость, не имеет дисперсии в диапазоне 100 – 20000 Гц. В области низких частот электропроводность плазмы крови связана с электролитным и белковым составом. Так, известная формула Дивидофф и Сотье, справедливая при $T=20^\circ\text{C}$ [4]:

$$\rho' = \rho \frac{100 - 0.25p}{100},$$

где ρ – удельное сопротивление плазмы, обусловленное ионами электролитов; p – концентрация белков в г%.

Концентрация всех катионов плазмы (C_Σ^+ , м·экв/л) может быть связана с величинами ρ и p формулой Хенинга, справедливой при $T=25^\circ\text{C}$ [4]

$$C_\Sigma^+ = \frac{10.19 \cdot 10^3}{\rho} - \frac{69.45}{p} + 35.16$$

Формула Габурже и Матье, полученная на основе, дает несколько иное значение C_Σ^+ [4]:

$$C_\Sigma^+ = \frac{10^3 \cdot 1.8}{\rho(100 - 0.25p)}$$

Расчеты, выполненные на основании экспериментальных данных Раевского, Швана и Кука для проводимости внутреннего содержимого эритроцитов при 25°C в диапазоне 100-1000 МГц дают электропроводность $x_i=1 \text{ ом}^{-1} \cdot \text{м}^{-1}$. Значения емкостей мембран для эритроцитов, лейкоцитов и тромбоцитов лежат в пределах $(0,1 \div 3,0) \cdot 10^4 \text{ мкФ/м}^2$, сопротивление – $0,0025 \div 1,0 \text{ ом} \cdot \text{м}^2$ [4].

Числовые значения удельной электропроводности нативной супензии эритроцитов можно найти здесь [7, стр. 49].

Были получены формулы для супензии хорошо проводящих частиц, заключенных в плохо проводящие оболочки (модели супензии биологических клеток) [4], которые могут быть применены к эритроцитам, лейкоцитам, тромбоцитам, например

$$\rho = \rho_1 \frac{(1-p)\rho_1 + (f+p)(\rho_2 + \frac{\rho_s}{r})}{(1-fp)\rho_1 + f(1-p)(\rho_2 + \frac{\rho_s}{r})},$$

где p – объемная доля препятствий (обычно неэлектролиты), ρ_1 – удельное сопротивление среды, ρ_2 – удельное сопротивление частицы, ρ_s – удельное поверхностное сопротивление оболочки, r – радиус частицы, f – фактор формы частицы.

Измеряя электропроводность, можно определять и гематокритную величину. Если измерены электропроводность плазмы x_n и цельной крови x_k , то гематокритная величина может быть рассчитана по формуле на частоте 10 кГц [6]:

$$P_B = \frac{1 - \frac{x_k}{x_n}}{1 + 0,8 \frac{x_k}{x_n}}$$

График зависимости удельного сопротивления крови от гематокритной величины можно найти здесь [4].

Формула определения числа эритроцитов n_e [4]:

$$n_e = \frac{1}{V_s} \cdot \frac{\bar{f}_s(x_n - x_k)}{\bar{f}_s x_n - x_k},$$

где x_n – электропроводность плазмы крови, x_k – электропроводность цельной крови, \bar{V}_s - средний объем эритроцита, для нормальной крови $\frac{1}{V_s} = 10,80 \pm 0,11$, \bar{f}_s – усредненный фактор формы движущихся эритроцитов, равен $1,393 \pm 0,112$ по Фрике.

График зависимости активного сопротивления R крови от количества n эритроцитов в 1 мл и частоты f можно найти здесь [8].

Практический интерес представляет связь между электропроводностью λ и вязкостью η растворов электролитов, содержащих молекулы неэлектролитов. В настоящий момент применимо правило Писаржевского - Вальдена с поправкой [6]

$$\lambda \cdot \eta^m = \text{const.}$$

где $m < 1$ - с увеличением размера иона m стремится к единице и линейно уменьшается с ростом молярного объема неэлектролита.

Вязкость крови η на прямую зависит от показателя гематокрита H . Рассмотрим частную формулу, полученную из сочетаний формул Фрике и Велик – Горина, где H находится в соотношении с комплексной проводимостью супензий k^* , комплексной проводимостью жидкости k_a^* , эквивалентной проводимостью однородной сферы k' , которая зависит от радиуса частиц и толщины их оболочек при переменном токе [9]:

$$\frac{k^* - k_a^*}{k^* + 2k_a^*} = H \frac{k' - k_a'}{k' + 2k_a'}$$

График зависимости вязкости крови от показателя гематокрита можно найти здесь [9].

Заключение:

1. Анализируя эквивалентную электрическую схему крови можно предположить возможность использования электроимпедансного метода для оценки состава крови и состояния отдельных электронов;
2. На основании имеющихся данных можно предположить, что отдельные компоненты крови обладают минимальным электрическим сопротивлением при определенной частоте зондирующего тока;
3. Имеющиеся методики исследования реологических свойств крови не позволяют на основе одной пробы крови определить ее элементный состав, свойства, состояние, параметры и т.д.;
4. Учитывая изложенное, использование многочастотной электроимпедансометрии обеспечит комплексное исследование реологических свойств на одной пробе.

Библиографический список

1. Василенко В. Х. Малая медицинская энциклопедия. — М.: Медицинская энциклопедия, 1991—96.
2. Ткаченко Б.И. Нормальная физиология человека (2-ое издание). – М.: Медицина, 2005.
3. Худяков Т.А., Корешков А.П. Кондуктометрический метод анализа. Учеб. пособие для вузов. – М.: Высшая школа, 1975. – 207 с.
4. Андреев В.С. Кондуктометрические методы и приборы в биологии и медицине. – М.: Медицина, 1973.
5. Пушкарь Н.С., Белоус А.М., Иткин Ю.А. Криобиология и криомедицина. – Киев: Наукова думка, 1984.
6. Торнуев Ю.В., Хачатрян Р.Г., Хачатрян А.П., Махнев В.П., Осенний А.С. Электрический импеданс биологических тканей. – М.: ВЗПИ, 1990. – 155 с.
7. Ремизов А.Н., Максина А.Г., Потапенко А.Я. Учебник по медицинской и биологической физике. – М.: Дрофа, 2003.

8. Березовский В.А., Колотилов Н.Н. Биофизические характеристики тканей человека. Справочник. – Киев: Наук. Думка, 1990. – 224 с.
 9. Левтов В.А., Регирер С.А., Шадрина Н.Х. Реология крови. – М.: Медицина, 1982. – 272 с.

MODELING RHEOLOGICAL PROPERTIES OF BLOOD

Sultanov E.S.

Zabaikalsky State University

APP-ChitGu@yandex.ru, Arahnid10@mail.ru

Compiled by the equivalent circuit of the blood, which makes it possible to adequately describe it as a non-Newtonian fluid, and as a conductor of current. The scheme is described mathematically, is derived complex conductivity (admittance) for all elements of the blood circuit. Formulas are given of other researchers that most accurately describe the behavior of blood as a guide.



ОЦЕНКА ДИАГНОСТИЧЕСКОЙ ЗНАЧИМОСТИ ЭЛЕКТРОКАРДИОГРАФИЧЕСКОГО СИГНАЛА

Козюра А.В.

ФГБУ ВПО «Государственный университет учебно-научно-производственный комплекс»
alexey.kozyura@bmccenter.ru

Введение

Во время анализа данных электрокардиографических исследований почти всегда можно выявить эпизоды искажения электрокардиографического сигнала – артефакты. К сожалению, процент врачебных ошибок, связанных с ошибочной интерпретацией, как врачами-кардиологами, так и специализированными компьютерными алгоритмами, участков электрокардиограммы, содержащих артефакты, остаётся высоким. Результаты, исследований, проведенных в [1] свидетельствуют о том, что 38% из почти 500 электрофизиологов указывали на диагноз желудочковая тахикардия, тогда как, на самом деле, имел место артефакт сигнала. Также, например, по результатам исследования [2] из 528 врачебных заключений Холтеровского суточного мониторирования были выявлены 293 врачебные ошибки методического характера. При этом в 66 случаях в записи не было участков, пригодных для анализа, то есть данные записи были диагностически незначимы; в 7 случаях отмечен неверный расчет одного из наиболее важных параметров – частоты сердечных сокращений – из-за наличия артефактов. Подобные ошибки приводят к тому, что пациенту назначается неправильное лечение, вплоть до назначения операции по имплантации электрокардиостимулятора [3]. До 43% ложных тревог от прикроватных мониторов ЭКГ вызваны неверной интерпретацией артефактов сигнала встроенным программным обеспечением [4]. Кроме того, следует отметить, что цифровые сигнальные процессоры, алгоритмы и схемы фильтрации, предназначенные для борьбы с помехами и артефактами, могут удалить из сигнала не только шумовые, но и полезные – информативные составляющие.

Очевидно, что для снижения количества подобных ошибок специалист, проводящий регистрацию и/или расшифровку электрокардиограммы должен принимать решение о целесообразности продолжения или необходимости повторения проводимого исследования, основываясь на объективных количественных оценках (метриках) диагностической значимости электрокардиографического (ЭКГ) сигнала. Под диагностической значимостью здесь понимается количественная вероятностная оценка (метрика), характеризующая наличие и характер артефактов в сигнале, и их влияние на информативные составляющие в зависимости от вида проводимых исследований (Холтеровское мониторирование, функциональные стресс-пробы, анализ вариабельности сердечного ритма и т.д.)

Особенно актуальной проблема создания метрик диагностической значимости ЭКГ сигнала становится с всё возрастающим распространением телемедицинских технологий в лечебной практике. В данном случае регистрация электрофизиологического сигнала проводится удалённо от лечебно-профилактического учреждения, а результаты направляются специалисту кардиологу для постановки диагноза по линиям связи. Зачастую подобные исследования проводятся не

специалистами в области кардиологии (вплоть до снятия ЭКГ самим пациентом с помощью мобильных телемедицинских средств) в сложных условиях, и полученные сигналы могут содержать шумы и артефакты, существенно снижающими диагностическую значимость сигнала [3, 5]. Данная проблема, в свою очередь, существенно повышает нагрузку на специалиста, занимающегося удаленно интерпретацией полученных сигналов, и увеличивает время принятия лечебного решения. Идеальным случаем является получение заключения о диагностической значимости сигнала в реальном времени или через несколько минут после завершения исследования, пока пациент ещё на месте и есть возможность повторить исследование с учетом полученных рекомендаций.

Анализ текущего состояния оценки диагностической значимости ЭКГ сигнала

Проведен анализ литературных источников, каталогов поставщиков и производителей медицинской техники, в процессе которого были рассмотрены модельные ряды приборов от 101 компании-производителя электрокардиографической техники, в том числе 17 отечественных производителей (ООО «Альтоника», ЗАО «ИжМедикал, ООО «Нейрософт» и другие).

Установлено, что ведущие иностранные производители на данный момент предлагают для своих приборов дополнительное специализированное программное обеспечение, позволяющее оценивать диагностическую значимость регистрируемого ЭКГ сигнала, например технология Marquette Hookup Advisor от General Electric. Однако большинство производителей предлагает данную функциональность только в старших и наиболее дорогостоящих моделях своих модельных рядов. Например, кардиограф Philips Page Writer Trim II, позволяет оценивать диагностическую значимость сигнала на каждом отведении в режиме реального времени. Но ввиду дороговизны данные приборы не доступны для широкого и повсеместного использования.

При этом отечественные приборы практически не обладают должными возможностями. Так, например, электрокардиоанализатор «Анкар-131» фирмы «Медиком-МТД» позволяет следить за качеством установки электродов и индицировать обрыв отведения. Однако он не обеспечивает возможности оценки диагностической значимости и наличия артефактов в сигнале.

Кроме того автором на данный момент не выявлено публикаций в отечественной литературе, посвященных разработке метрик диагностической значимости электрокардиографического сигнала. В тоже время со стороны зарубежного научного сообщества наблюдается повышенный интерес к обозначенной проблеме. Об этом свидетельствует увеличение количества публикаций по данной тематике и проведенный в 2011 на базе международного ресурса PhysioNet.com конкурс, направленный на разработку методов повышения качества электрокардиографических исследований, в частности телемедицинских систем на базе мобильных телефонов (смартфонов) [5]. В данном конкурсе приняло участие 49 научных коллективов, работ отечественных авторов выявлено не было. Данные факты, возможно, говорят о недостаточном внимании со стороны отечественных разработчиков к данной проблеме.

Методы оценки диагностической значимости ЭКГ сигнала

Для оценки диагностической значимости ЭКГ сигнала используются различные интегральные метрики. Интегральная метрика складывается на основании анализа ряда параметров, характеризующих исследуемый сигнал, например в [6] это: уровень шума (низкочастотный/высокочастотный), количественной оценкой которого является вычисленное значение отношения сигнал/шум; стабильность базовой линии; оценка параметров кожно-электродного контакта; амплитуда Т-волны. Данная интегральная метрика чаще всего используется для оценки диагностической значимости ЭКГ сигналов, собранных во время клинических исследований в специализированных базах данных, и её использование в режиме реального времени является затруднённым.

В работе [7] проводится анализ наличия мышечного тремора, дрейфа базовой линии, наводки сети промышленной частоты и электродного шума на отведениях I, II и V1-V6. Оценка мышечного тремора определяется путем подсчета количества поворотов сигнала в единицу времени. Оценка дрейфа базовой линии производится путем распознавания «насыщения» или «колебания». Насыщение – это превышение сигналов порога в плюс-минус 4,8 В продолжительностью более чем 100 мс. Колебание определяется путем отслеживания разницы минимального и максимального значения сигнала после обработки фильтром нижних частот. Электродный шум определяется путем вычисления корреляции энергии QRS комплекса и RR-интервалов между отведениями. После вычисления данных оценок сигнал классифицируется по трем категориям: приемлемый,

удовлетворительный и неприемлемый. Данная интегральная метрика используется в коммерческом продукте фирмы General Electric Marquette Hookup Advisor.

В работе [8] предлагается использовать следующие составляющие для вычисления интегральной метрики диагностической значимости ЭКГ сигнала: сравнение эффективности работы установленных алгоритмов определения ритма на сигнале одного отведения; сравнение эффективности работы одного из алгоритмов определения ритма на различных отведениях; вычисление распределения экссесса ЭКГ сегмента; расчет соотношения спектральных распределений ЭКГ сегмента на различных полосах частот. Данная интегральная метрика ЭКГ сигнала может использоваться в режиме реального времени для непрерывного анализа сигнала.

В рамках конкурса «The PhysioNet/Computing in Cardiology Challenge 2011» были разработаны различные методы оценки диагностической значимости электрокардиографического сигнала основанные на различных методах, включающих в себя расчет статистических моментов сигнала высших порядков, отношения сигнал-шум и других. Для классификации сигналов по классам значимости были применены различные методы искусственного интеллекта: деревья решений, метод опорных векторов, нечеткая логика и эвристические правила [5].

Каждая из приведенных метрик диагностической значимости ЭКГ сигнала обладает своими преимуществами и недостатками. Однако для всех метрик, обозначенных выше, наиболее существенным из недостатков является затрудненное распознавание артефактов, связанных с перепутанными во время исследования электродами отведений. По разным оценкам данные ошибки встречаются в 2% ежегодно регистрируемых ЭКГ сигналах [1, 9, 10]. Кроме того, не все методы предполагают формирование заключений об обнаруженных артефактах и рекомендаций по их устранению.

Предложения по реализации метода оценки диагностической значимости электрокардиографического сигнала

Для реализации оценки диагностической значимости электрокардиографического сигнала после завершения регистрации сигнала предлагается использовать программно-аппаратную базу разрабатываемой на кафедре «Приборостроение, метрология и сертификация» Госуниверситета – УНПК системы оперативного контроля технического состояния электрокардиографической техники [11]. В течение ряда лет авторами ведется разработка предложений, направленных на решение проблем метрологического обеспечения и повышения качества работы электрокардиоаппаратуры. На данный момент создана и запатентована структура системы оперативного контроля технического состояния электрокардиоаппаратуры (патент RU 86 300 U1), зарегистрировано специализированное программное обеспечение для автоматизации метрологической поверки электрокардиоаппаратуры. С целью совершенствования и развития функциональных возможностей и дальнейшего внедрения системы в ОГУП «Медтехника» (г. Орел) установлен первый макетный образец данной системы.

Для реализации функции оценки диагностической значимости ЭКГ сигнала на программно-аппаратной базе системы оперативного контроля технического состояния электрокардиоаппаратуры предлагается разработать метод цифровой обработки ЭКГ сигнала, включающий в себя расчет универсальной интегральной метрики диагностической значимости ЭКГ сигнала, вычисление которой возможно как в режиме реального времени, так и после завершения исследования. Также необходимо дополнить данный метод соответствующими алгоритмами искусственного интеллекта, с целью обеспечения возможности диагностики наиболее распространенных ошибок и проблем, влияющих на электрокардиографический сигнал. По завершении анализа электрокардиографического сигнала предполагается выдача значения интегральной метрики диагностической значимости и рекомендаций по устранению обнаруженных ошибок и проблем, возникших в процессе проведенного исследования. Не смотря на дополнительные временные затраты, связанные с необходимостью передачи результатов ЭКГ исследований в систему, её использование будет актуально для приборов, не имеющих функций передачи данных о проведенных измерениях непосредственно в персональный компьютер, или приборов, программное обеспечение которых поддерживает экспорт в стандартные форматы передачи медицинских данных, но не может проводить оценку диагностической значимости получаемого сигнала.

Заключение

1. Существует проблема оценки диагностической значимости ЭКГ сигнала, которая непосредственно влияет на качество исследований. На данный момент отсутствуют публикации отечественных авторов, а производимая в Российской Федерации аппаратура не реализует функций,

необходимых, для контроля данного параметра регистрируемого сигнала. Всё это говорит о недостаточном внимании отечественных разработчиков к проблеме диагностической значимости ЭКГ сигналов, что, в конечном счете, существенно снижает конкурентоспособность продукции на мировом рынке.

2. Актуальным является совершенствование известных или разработка новых алгоритмов оценки диагностической значимости электрокардиографического сигнала, с целью снижения вычислительной стоимости и расширения возможностей распознавания большего количества артефактов.

3. Для оценки диагностической значимости ЭКГ сигнала при проведении исследований с использованием аппаратуры, не обладающей необходимыми функциональными возможностями, предлагается дополнить соответствующим математическим обеспечением программно-аппаратную базу разрабатываемой в Госуниверситете–УНПК системы оперативного контроля технического состояния электрокардиоаппаратуры.

Библиографический список

- 1 Garscha-Niebla, J, Technical Mistakes during the Acquisition of the Electrocardiogram / P Llontop-Garscha, JI Valle-Racero, G Serra-Autonell, V.N.Batchvarov, A.B.De Luna // Ann. Noninvasive Electocardiology. – 2009. – №14(4). – P. 389-403.
2. Шубик, Ю.В. Качество врачебных заключений по данным суточного мониторирования ЭКГ / Ю.В. Шубик, И.В. Апарина, М.М. Медведев, А.П. Фельдман // Вестник аритмологии. – ЗАО "Институт Кардиологической Техники" ("ИНКАРТ"). – 2007. – № 49. – С.25-34.
- 3 Knight BP, Pelosi F, Michaud GF, et al. Clinical consequences of electrocardiographic artifact mimicking ventricular tachycardia // N Eng J Med. – 1999. – №341. – P.1270-1274.
- 4 Abokuhall, A., Nielsen, L., Saeed, M., Mark, R.G., Clifford, G.D., Reducing false alarm rates for critical arrhythmias using arterial blood pressure waveform // Journal of Biomedical Informatics. – 2008. – Vol. 41, Issue 3. – P.442-451.
- 5 Ikaro, S., Moody, G.B., Celi, L. Improving the Quality of ECGs Collected Using Mobile Phones: The PhysioNet/Computing in Cardiology Challenge 2011 // Computers in Cardiology. – 2011. – №38. – P.273-276.
6. Establishing Metrics for ECG Recording Quality: The Role of the ECG Warehouse [Электронный ресурс]. Режим доступа: www.biotrial.com/Fupload/image/PCMG_Establishing%2520Metrics_ECG_Article.pdf.
- 7 Farrel, R.M., Young, B.J. Effect of Lead Quality on Computerized ECG Interpretation // Computers in Cardiology. – 2004. – № 31. – P.173-176.
- 8 Li, Q. Robust heart rate estimation from multiple asynchronous noisy sources using signal quality indices and a Kalman filter // Physiol Meas. – 2009. – № 29 (1). – P. 15–32.
- 9 Mann, A. Man, S. et. al. Assesment of Signal Quality and Electrode Placement in ECG using a Reconstruction Matrix // Computers in Cardiology. – 2011. – №38. – P.289-292.
- 10 MisLeading: The clinical implications of misplaced ECG leads [Электронный ресурс]. – Режим доступа. – <http://www.jems.com/article/patient-care/misleading-clinical-implications>
- 11 Подмастерьев, К.В. Проблемы метрологического обеспечения электрокардиографической техники и возможные пути их решения [Текст] / К.В. Подмастерьев, А.В. Козюра // Биотехносфера. – Санкт-Петербург: Политехника. – 2010. – № 1. – С. 34-39.

ESTIMATION OF ECG SIGNAL DIAGNOSTIC SIGNIFICANCE

Kozyura A.V.

Federal state educational scientific institution of higher professional education «State University – Educational-Scientific-Production Complex»
alexey.kozyura@bmccenter.ru

Problem of ECG signal diagnostic significance estimation is urgent, because of direct influence of this parameter on overall ECG diagnostic procedures quality. At the moment there are no discovered publications about ECG diagnostic significance estimation by Russian authors. Also there are no devices produced in

Russian Federation implementing such functionality. These facts show that there is no enough attention of authors to problem, which finally leads to substantial decrease in competitiveness of devices on world market and ECG diagnostics quality.

Improvement of known or development diagnostics significance estimation methods for the purpose of increasing of recognizable artifacts, in particular ECG leads misplacement is topical problem.

To asses diagnostic significance of ECG signal while using devices without required functional proposed using of system for ECG devices technical state condition control developed in State University – ESPC augmented with appropriate signal processing methods.

SOME ASPECTS OF MATHEMATICAL MODELING OF DIFFUSION PROCESSES

P. Miškinis

Vilnius Gediminas Technical University, Vilnius, Litva
paulius@vgtu.lt

Various experimental data and theoretical approaches on an anomalous diffusion are analyzed. A mathematical model of passive transport by the concentration gradient is discussed. The macroscopic size of the diffusing molecules and the inhomogeneous character of the diffusion medium offer a theoretical basis for modifying the available models of transport and thus for refining Fick's law.

Key words: passive transport, the first Fick's law, mathematical modeling

Introduction

Free diffusion is the simplest form of molecular transport in a cell. A usual picture of the diffusion is based on the Brownian motion of free point particles. Such kind of random motion is characterized by the mean square displacement $\langle (\Delta\vec{r}(t))^2 \rangle \sim 2Dt$ [1-3]. A recent experimental study of the anomalous diffusion in living yeast cell shows an explicit divergence from the classical diffusion. This phenomenon could be explained by the non-Brownian motion, which is related to a new dependence of the mean square displacement on time and, as it is shown below, allows a modification of the Fick's law. The present work offers a mathematical model of passive transport determined by the concentration gradient. The macroscopic size of the diffusing molecules, on the one hand, and the inhomogeneous character of the cytoplasmic medium on the other serve as a theoretical basis for modifying the available models of transport. In author's opinion, these two important circumstances provide a sufficient reason for refining Fick's law. In this approach, as a consequence, also the mathematical model of the diffusion process undergoes changes.

The first fractional fick's law

We shall stress, and it is very important for the further exposition, that the classical equation of diffusion in general and in the case of passive transport requires a series of conditions to be imposed (see, e.g., [6, 7]): 1) the particle size of a diffusing substance is negligibly small and is not a characteristic scale of the model; 2) the medium of diffusion is homogeneous and isotropic; 3) $T = \text{const}$, i.e. thermodiffusion is absent; 4) $p = \text{const}$, i.e. barodiffusion is absent; 5) there are no chemical reactions, i.e. sources and outlets of the substance are absent; 6) external fields are absent (e.g., there is no electrical diffusion); 7) $D = \text{const}$, i.e. at the existing concentration gradients the coefficient of diffusion can be regarded as a constant value; 8) the system under study is a two-component one, otherwise changes in the concentration of one of the components at the expense of transport of the other components should be accounted for.

In the cases when at least one of the above conditions is not observed, the mathematical model needs to be adjusted.

Considering inhomogeneity and numerous bordering effects, let us regard the intrinsic cytoplasmic layer as a manifold M^D with a non-integer dimension D , where $1 < D < 3$. In this case, since the direction x is no more a smooth one-dimensional manifold, the definition of the concentration gradient dc/dx should be specified.

To formulate the modified Fick's law, we shall use the definition of the fractional derivative ${}_a D_x^\alpha f(x)$ [8]:

$${}_a D_x^\alpha f(x) = \frac{1}{\Gamma(1-\alpha)} \int_a^x \frac{f'(t)dt}{(x-t)^\alpha}, \quad 0 < \alpha < 1, \quad (1)$$

where $\Gamma(x)$ is the Euler gamma function [9], and α is the parameter of nonlocality. From the mathematical point of view, ${}_a D_x^\alpha$ is a linear singular integro-differential operator.

Then the first fractional Fick's law in the simplest one-dimensional case can be expressed in the form

$$J = -D \left(I_0^{\alpha-1} {}_a D_x^\alpha \right) c, \quad (2)$$

where J is the flow, D is the diffusion coefficient and $c = c(x, t)$ is the concentration.

Anomalous diffusion

Now we have to do the last step: to show a relation between the fractional Fick's law and anomalous diffusion. The derivative $\partial c / \partial t$ is related to the flow $J(x, t)$. This relation in the one-dimensional case could be expressed by the generalized continuity condition:

$$\frac{\partial c}{\partial t} = - \left(I_0^{\alpha-1} {}_a D_x^\alpha \right) J. \quad (3)$$

After substituting the value of flow J from expression (3) in the case of the constant diffusion coefficient D we obtain

$$\frac{\partial c}{\partial t} = - D \left(I_0^{2\alpha-2} {}_a D_x^{2\alpha} \right) c, \quad (4)$$

i.e. the equation of anomalous diffusion. As follows from equation (11), the mean square displacement of a diffusing particle varies with time as $\langle |\Delta \vec{r}(t)|^2 \rangle \propto t^\alpha$, which corresponds to equation (1) at $\alpha = 0.75 < 1$, i.e. to subdiffusion. Thus, we have modified the fractional Brownian motion of lipid granules in the cytoplasm.

Note here an important difference between the nonlinear and nonlocal types of diffusion. In the case of nonlocal diffusion, the mean squared displacement of a diffusing particle varies with time as $\langle |\Delta \vec{r}(t)|^2 \rangle \propto t^\alpha$, whereas in the case of nonlinear diffusion, when the evolution equation looks like

$\partial c / \partial t = D \partial (c^m \partial c / \partial t) / \partial t$, the same value changes as $t^{\frac{m+1}{2}}$ does. The main difference could be presented in the form of solutions of the corresponding equations. For the cases of linear, nonlinear and nonlocal diffusion the solutions have the corresponding forms:

$$\begin{aligned} c(x, t) &= A(x^2 + 2at) + B, & c(x, t) &= (\pm kx + k\lambda t + A)^{1/m}, \\ c(x, t) &= \frac{\sin(\pi\alpha)}{2\pi} \Gamma(1+2\alpha) \frac{t}{|x|^{2\alpha+1}}, \text{ for } x \rightarrow \infty, & & \end{aligned} \quad (5)$$

where A, B, a, k and λ are arbitrary constants. Thus, the experimental data presented e.g. in [4] on diffusion in the yeast *Schizosaccharomyces pombe* cytoplasm demonstrate the nonlocal type of diffusion.

Conclusions

Thus, the finite size of the molecules that diffuse through the medium and the inhomogeneous character of the latter provide a sufficient theoretical basis for changing the mathematical model of passive concentration transport. As a consequence, in the new model we obtain:

- a power change of the concentration in the thick of the medium layer instead of the conventional linear change;
- a changed dependence of the flow value on the concentration;
- a changed expression of the first Fick's law.

Passive transport through the homogeneous medium is modified by the concentration and transport rate of a substance, whereas in the case of inhomogeneous medium it depends on the pressure gradient. These two types of transport (diffusive and convective) may be regarded as two theoretical limit cases. In real media they are superimposed. The proposed fractional Fick's law has exactly such intermediate properties. Therefore the proposed model of the fractional Fick's law is well applicable to real situation.

References

1. Рубин АБ. Биофизика. Т. 1. Теоретическая биографика. Книжный дом „Университет“, Москва, 1999. 448 с.
2. Рубин АБ. Биофизика. Т. 2. Биофизика клеточных процессов. Книжный дом „Университет“, Москва, 2000. 468 с.
3. Mulder M. Basic Principles of Technology. Kluwer Academic Publishers. Dordrecht. 1995.
4. Tolić-Nørrelykke IM, Munteanu EL, Thon G, Oddershede L, Berg-Swensen K. Phys Rev Lett 2004; 93: 078102-4.
5. Podlubny I. Fractional Differential Equations. Ser. Math. Science and Engineering. Academic Press, San Diego 1999.
6. Журавлëв В. А. Термодинамика необратных процессов. Издательский дом. Ижевск, 1998, 151 с.
7. Ачеев Е. П. Неравновесная термодинамика. Эдиториал. УРСС Москва. 2001. 136 с.
8. Miller K. S., Ross B. An Introduction to the Fractional Calculus and Fractional Differential Equations. John Wiley & Sons, New York. 1993.
9. Abramovitz M., Stegun I. A. Handbook of Mathematical Functions. Dover, New York. 1970.

ОСОБЕННОСТИ МАТЕМАТИЧЕСКОГО МОДЕЛИРОВАНИЯ ДИФФУЗИОННЫХ ПРОЦЕССОВ

Мишкенис П.

Вильнюсский технический университет им. Гедиминаса, Вильнюс, Литва
paulius@vgtu.lt

Анализируются различные экспериментальные данные и теоретические подходы в области аномальной диффузии. Рассматривается математическая модель пассивного транспорта, зависящая от градиента концентрации. Теоретической основой для предложенной модели служит макроскопический характер размеров молекул и неоднородный характер диффузионной среды

Ключевые слова: пассивный транспорт, первый закон Фика, математическое моделирование.

СПЕКТРАЛЬНЫЕ КОМПОНЕНТЫ БАЛЛИСТОГРАММ, ОБУСЛОВЛЕННЫЕ СЕРДЕЧНОЙ ДЕЯТЕЛЬНОСТЬЮ, И ОСОБЕННОСТИ ИХ ПРОЯВЛЕНИЯ В ЗАВИСИМОСТИ ОТ ПОЗЫ

Кручинин П.А.^{1,2}, Холмогорова Н.В.^{1,3}, Северин А.Е.⁴, Кручинина А.П.¹

¹Московский городской психолого-педагогический университет, sinplab@mgppu.ru

²Московский государственный университет им. М.В.Ломоносова

³Московский государственный педагогический университет

⁴Российский университет дружбы народов, Москва

Актуальность

Один из наиболее распространенных методов неинвазивной оценки функциональных и патологических состояний ЦНС человека использует силоизмерительные датчики и силовые платформы, такие как стабилоанализатор. На практике информация, поставляемая силомоментными датчиками стабилометрических систем используется не полностью.

Методы и организация исследований

В ходе проведенных работ проводились регистрация и анализ сигналов силомоментных датчиков компьютерного стабилоанализатора «Стабилан - 01-2» и АПК «Многофункциональное кресло» [1] для различных поз. Наряду с этим, с помощью прибора «Варикард»[2] записывали электрокардиограмму (ЭКГ). В обследовании приняло участие 11 добровольцев. В ходе обследования человек сидел в кресле, стоял в удобной стойке с открытыми глазами, сидел на корточках, касаясь

всей стопой платформы стабиоанализатора. В последнем обследовании приняли участие добровольцы, для которых такая поза не составляла затруднения. Продолжительность записи для одного обследуемого в каждой позе составляла 2-3 мин. Оценку спектральной плотности мощности электрокардиосигнала проводили по показаниям наиболее информативного отведения для каждого обследуемого. Обрабатывались интервалы записи длиной более 2-х минут, не содержащие проявлений нестационарности сигнала. Для нормальной реакции опоры стабиоанализатора и вертикальной составляющей усилия в опоре кресла методом Велча[3] вычислялась оценка спектральной плотности мощности сигналов. Аналогично вычислялась оценка спектральной плотности мощности сигнала электрокардиограммы.

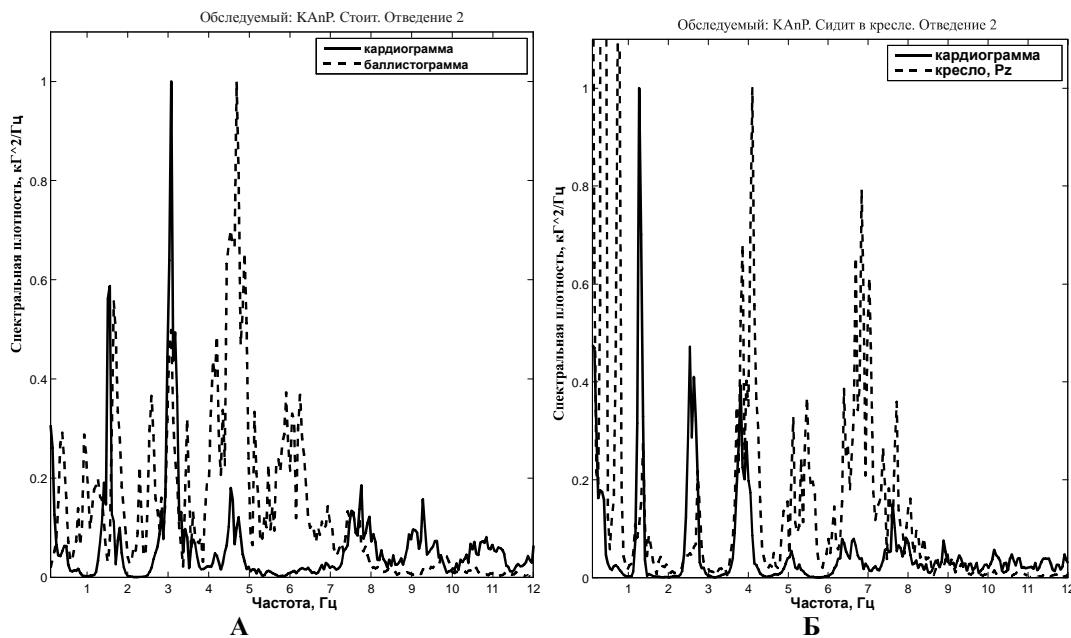


Рисунок 1 - Нормализованные спектры мощности вертикальных усилий (пунктир) и электрокардиограммы (сплошная линия) для обследуемого KanP в условиях стоя (А) и сидя (Б).

Результаты исследований показали, что спектральные пики сигналов силоизмерительных датчиков многофункционального кресла и стабиоанализатора, как правило, совпадают с пиками спектра электрокардиограммы обследуемого. На рисунке 1 нормализованные спектральные плотности сигналов датчиков усилий (баллистограмм) и электрокардиографических сигналов для обследуемого KanP в условиях сидя (А) и стоя (Б). Нормализация проводилась в результате деления соответствующего спектра мощности сигнала на его максимальное значение в диапазоне частот от 1 до 10 Гц. На приведенных графиках хорошо видно, что, при изменении частоты сердцебиения обследуемого, частоты спектральных пиков сигналов датчиков усилий, с хорошей точностью повторяют частоты спектральных пиков электрокардиографического сигнала. Выше сказанное дает возможность говорить о том, что в спектрах сигналов вертикальных усилий (баллистограмм) ярко выражена компонента, обусловленная сердечной деятельностью. В то же время, величина спектральных пиков сигналов силомоментных датчиков в значительной степени зависела от позы, принятой обследуемым (рисунок 2 и 3).

Величина максимального спектрального пика сигналов вертикальных усилий в полосе частот 1-10 Гц, регистрируемых при стоянии у большинства обследованных у отдельных пиков в 1.5 – 2 раза превышала соответствующую величину для привычной позы сидя. У одного из обследованных было отмечено её четырехкратное увеличение. Однако, у двух из одиннадцати человек, участвовавших в эксперименте, разница между этими величинами оказалась незначительной (рисунок 2). Сопоставление спектров мощности сигналов вертикальных усилий силомоментных датчиков при стоянии и сидении обследуемого в различных позах приведено на рисунки 2 и 3. Из рисунка видно, что при сидении четко выделяется пик спектральной плотности на частоте дыхания - 0.2-0.4 Гц. В диапазоне частот свыше 1-го герца в условиях стоя и сидя в кресле в привычной для человека позе наибольшая мощность спектра сигналов вертикальных усилий наблюдалась в диапазоне частот 3,5-5,5 Гц. На рисунке 2 помимо этого приводится сравнение спектров мощности вертикальных усилий для кресла и стабиоанализатора при различных позах обследуемого. Из графиков видно, что принятие обследуемым позы «на корточках» значительно изменяет распределение амплитуд

частотных пиков, что, по-видимому, связано с изменением самой позы и работы механизмов её удержания.

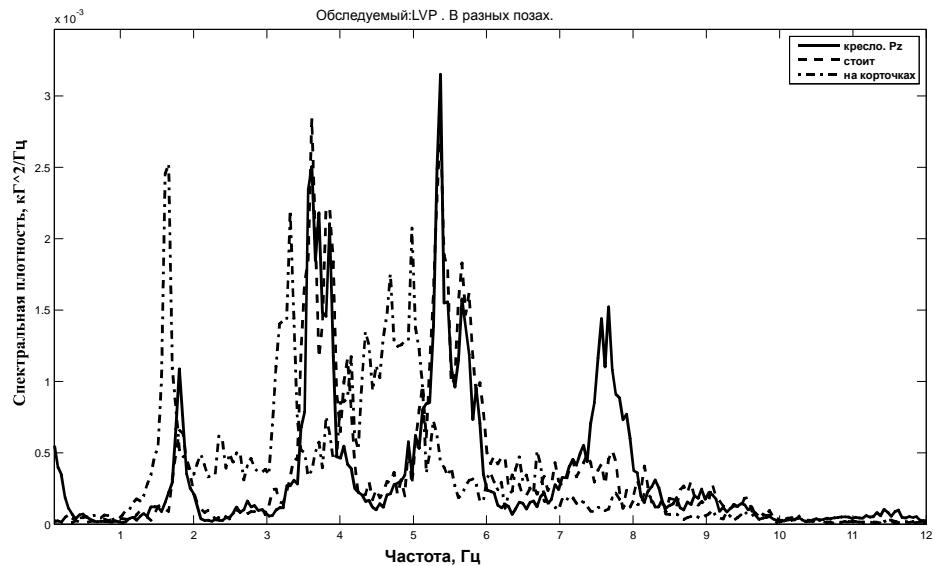


Рисунок 2 - Сравнение спектров мощности вертикальных усилий для кресла и стабиоанализатора при различных позах обследуемого LVP.

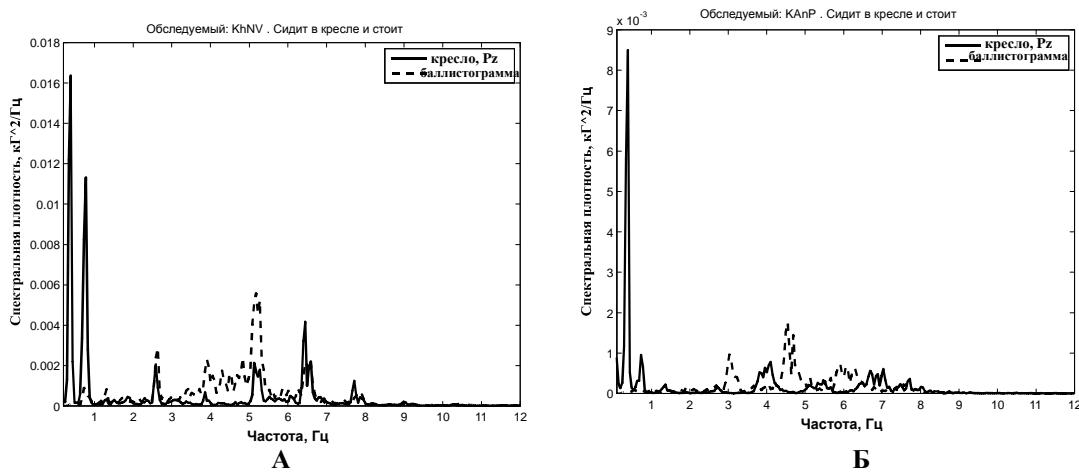


Рисунок 3 - Сравнение спектров мощности вертикальных усилий, регистрируемых с помощью многофункционального кресла (сплошная линия) и стабиоанализатора (пунктир) для обследуемых КННВ(А) и KanP (Б)

Полученные данные свидетельствуют о том, что спектр сигналов вертикальных усилий (баллистограмм) для здоровых людей наряду с компонентой, обусловленной сердечной деятельностью, содержит составляющие (компоненты), обусловленные системой управления движением и дыханием. Проявление дыхательной компоненты в спектре баллистограмм, по-видимому, зависит от позы обследуемого.

Обсуждение

Хорошо известно, что наиболее значимое влияние на спектр сигналов стабиоанализатора оказывают колебательные движения тела, обусловленные динамикой мышечного сокращения[4]. Эти движения оказывают существенное влияние на стабилометрические сигналы.

Наряду с этим, у человека наблюдаются ещё два периодических процесса, которые могут проявляться в сигналах силоизмерительных датчиков. Это дыхание и движение крови по сосудам, в значительной степени обусловленное сокращением сердца. Наибольшие изменения «позной» конфигурации тела человека вызывает дыхание. Частота дыхания здорового человека лежит в диапазоне 0.15-0.4 Гц. Амплитуды изменения окружности груди при глубоком дыхании составляют

величины порядка 4-10 см. Такие изменения конфигурации человеческой фигуры отражаются в показаниях датчиков «Многофункционального кресла» [5]. Известно, что для здорового человека в спектре сигналов стабиоанализатора проявлений дыхания не наблюдается [4]. Это объясняется тем, что согласованные изменения суставных углов в коленном и тазобедренном суставе компенсируют перемещение центра масс тела, а соответственно и центра давления. Поэтому явные проявления дыхательных движений в стабилометрическом сигнале является признаком нарушений в системе стабилизации позы. Что полностью соответствует описанным результатам.

Сердечная деятельность существенно не влияет на «позную» конфигурацию тела человека, но приводит к перемещению значительных масс крови по сосудам, пронизывающим тело человека. Сердце можно рассматривать как некий источник постоянных внутренних возмущающих воздействий, влияющий на величины реакций опоры, которые измеряются датчиками усилий, и проявляются в спектре баллистограммы [6-8]. В работе [7] обсуждаются проблемы использования сигналов компьютерного стабиоанализатора для анализа изменений сердечной деятельности при реабилитации кардиологических больных. Не отрицая принципиальной правомочности подобного подхода, следует отметить, что баллистограмма выступает в качестве интегральной характеристики, на которую, наряду с кардиосигналом, существенное влияние оказывают механизмы стабилизации вертикальной позы. Кроме этого, в формировании сигнала баллистографических датчиков значимую роль могут играть процессы, связанные с неравномерностью движения крови в сосудах и с вызванным этими процессами перераспределением масс крови. В патенте [8] предложено использовать сравнительный анализ спектров ЭКГ и баллистограмм для пациента стоящего на силоизмерительной платформе, подобной стабиоанализатору в качестве способа выявления патологического тремора. Такой подход дает возможность выделить механическую мышечную составляющую ритмического колебательного процесса, характеризующего определенный вид патологического тремора. Однако на этом пути следует отметить ряд существенных трудностей. Во первых, сигнал ЭКГ и его спектр зависят от комбинаций электродов ЭКГ- отведения. Во вторых, помимо составляющих, связанных с особенностями проявления мышечной активности в формировании сигнала датчиков вертикальных усилий значимую роль могут играть процессы, связанные с неравномерностью движения крови по сосудам и вызванное этим процессом перераспределение масс крови. Кроме этого, механизмы регуляции вертикальной позы могут подавлять возмущающее воздействие тремора дистальных звеньев тела небольшой амплитуды на величины реакций опоры. В связи с этим, для пациента, стоящего на силоизмерительной платформе, можно достоверно анализировать лишь высокоамплитудный тремор.

При поддержании вертикальной позы на величины реакций опоры существенно влияют усилия, развивающиеся в суставах нижних конечностей человека. В условиях сидя влияния этих усилий значительно снижены. В связи с этим, для оценки особенностей проявления мышечной активности пациента, нам представляется целесообразным, использовать сравнительный анализ спектральных характеристик баллистограмм в двух позах: сидя и стоя.

Работа выполнена при поддержке РФФИ (Грант № 12-01-00839).

Библиографический список

- Холмогорова Н.В. и др. Многофункциональное кресло// Патент на полезную модель № 91269 с приоритетом от 12.11.2009.
- Аппаратно-программный комплекс "Варикард" // <http://www.ramena.ru>
- Welch P.D. The Use of Fast Fourier Transform for the Estimation of Power Spectra: A Method Based on Time Averaging Over Short, Modified Periodograms// IEEE Trans. Audio Electroacoust. 1967, V. AU-15 P. 70-73
- Гурфинкель В.С., Коц Я.М., Шик М.Л. Регуляция позы человека.- М., 1965.
- Холмогорова Н.В., Кручинин П.А., Шлыков В.Ю., Слива С.С. Диагностика функциональных состояний человека на основе силокоординатных аппаратно-программных комплексов //Известия ЮФУ, Технические науки 2010, 10.
- Sepponen U.K., Oy I. Method and apparatus for measuring quantities relating to a persons cardiac activity// US patent 5620003. Date Apr.15, 1997
- Давыдов П.В. и др. Возможности компьютерной стабилометрии в практике кардиологического стационара // Журнал РАСМИРБИ, № 1 (18), 2006, с. 28 – 31
- Breme N., Guler H.C. Method for analysis of abnormal body tremors// US patent 6936016 B2. Date Aug.30, 2005.

THE SPECTRAL COMPONENTS OF BALLISTOGRAMMS, CAUSED BY CARDIAC ACTIVITY, AND CHARACTER OF THEIR IMPLICATION FOR DIFFERENT POSES

Kruchinin P.A.^{1,2} Kholmogorova N.V.^{1,3}, Severin A.E.⁴, Kruchinina A.P.¹

¹ Moscow City University of Psychology and Education, sinplab@mgppu.ru

² Moscow Lomonosov State University

³ Moscow State Pedagogical University

⁴ Peoples' Friendship University of Russia, Moscow

Spectrums of normal reaction force measured by force plate for human posture analysis are under investigation. There were compared power spectrums for the force plate signals and person electrocardiograms in sitting and standing postures. It is shown that there is significant influence on force spectrum the cardiaq activity, blood movement through the vessels and mechanisms of posture stabilization. Possibility of the comparison of the vertical force spectrum in standing and sitting posture for analysis of the muscle activity are discussed.

ФОРМИРОВАНИЕ ВРЕМЕННОГО РЯДА КАРДИОИНТЕРВАЛОВ ДЛЯ УСТРОЙСТВА КОМПЛЕКСНОЙ ОЦЕНКИ СОСТОЯНИЯ СЕРДЕЧНО-СОСУДИСТОЙ СИСТЕМЫ ПАЦИЕНТА

Мельник О.В., Шувалов П.Л.

Рязанский государственный радиотехнический университет, naive627@rambler.ru

Важнейшую роль в современной медицине играет функциональная диагностика сердца, а в частности – электрокардиография, которая позволяет выявить нарушения в работе сердца, определить, есть ли у пациента аритмия, рубцовые изменения и другие отклонения от нормы. Широкое распространение в медицинской практике имеет совместная регистрация и дальнейший анализ электрокардиограммы и дыхания пациента. Подобное сочетание измеряемых параметров жизнедеятельности организма, реализуемое в разрабатываемом устройстве, позволяет в значительной степени расширить диапазон диагностируемых заболеваний и отклонений от нормы состояния сердечно-сосудистой системы.

Интенсивно развивающаяся область электрокардиографии предъявляет все больше требований к точности, быстродействию и устойчивости процессов предварительной обработки и анализа электрокардиосигнала (ЭКС). Распространение автоматизированных диагностических устройств поднимает эти требования на качественно новый, более высокий, уровень и приводит к необходимости создания новых и совершенствования уже существующих способов и устройств предварительной обработки сигнала.

Устройства предварительной обработки в современных кардиографах используют фильтрационные способы борьбы с помехами, осуществляющие последовательное устранение влияния каждого их типа на ЭКС. Сначала устраняется наводка от электрической сети с помощью режекторного фильтра. Далее с использованием фильтра низких частот осуществляется подавление высокочастотных помех. После чего с помощью фильтра верхних частот ослабляется постоянная составляющая и дрейф изолинии от движения пациента [1,2,3].

Негативным результатом поочередного функционирования фильтров является паразитное искажение формы ЭКС. Причиной этому служит ослабление фильтрами информативных составляющих сигнала на частоте помехи.

Устранить указанные недостатки в процессе предварительной обработки ЭКС позволяет метод использования отсчетов сигнала ЭКГ на ТР-сегментах, подробно рассмотренный в [4].

Таким образом, актуальна задача выделения ТР-сегмента ЭКС. Анализ литературных источников показывает, что к настоящему моменту проведено большое количество работ, нацеленных на выявление начала кардиоцикла, определение комплексов QRS рассматриваемого сигнала, однако, очень малое внимание уделяется вопросу выделения ТР-сегментов ЭКС.

Реализация предлагаемого способа может быть осуществлена следующим образом. Сигнал электрокардиограммы подвергается операции фильтрации с помощью фильтра нижних частот, что

позволяет устраниить влияние на него помех от сети электрического питания и высокочастотных шумов. Частота среза фильтра выбирается в зависимости от желаемого коэффициента подавления помех от сети электрического питания. При этом допустимо занижение частоты среза фильтра, которое ведет к искажению высокочастотных составляющих ЭКС, т.к. в данном случае не предполагается анализ формы сигнала.

Для устранения воздействия на сигнал низкочастотных искажений, он подвергается операции двойного помехоустойчивого дифференцирования [5]. В результате этого происходит существенное ослабление дрейфа изолинии диагностического сигнала. Далее отсчеты производной второго порядка (разности второго порядка для дискретного сигнала), взятые по модулю, подвергаются операции сглаживания посредством определения скользящего среднего в рамках временного окна, движущегося вдоль них. Для выбранного временного окна определяется показатель дисперсии, а далее и среднеквадратичного отклонения отсчетов, находящихся в пределах окна, относительно полученного среднего значения. Длительность описываемого временного окна выбирается такой, чтобы окно было больше ST-сегмента, но меньше ТР-сегмента ЭКС, что позволит избежать некорректного выделения последнего.

На основе полученных значений скользящего среднего CC_k и СКО σ_k формируются отсчеты прообраза будущих пороговых уровней:

$$UP_k = CC_k + K * \sigma_k,$$

где K – масштабный коэффициент.

Полученная функция также как и отсчеты разности второго порядка подвергаются сглаживанию. В результате прообраз пороговых уровней представляет собой гладкую кривую, имеющую локальные минимумы в конце Т-зубца и конце ТР-сегмента, которая используется для определения динамических пороговых уровней, имеющих одинаковые модули, но противоположные знаки. В дальнейшем с этими пороговыми уровнями сравниваются значения разностей второго порядка и, при достаточном числе следующих непрерывно попаданий их в пределы порога, происходит формирование опорной точки, которая сигнализирует о нахождении отсчета ЭКС на ТР-сегменте. Число попаданий отсчетов разности второго порядка, необходимое для формирования опорной точки, выбирается таким образом, чтобы оно могло быть достигнуто только на ТР-сегменте. Возможным улучшением предлагаемого способа является реализация автоматической подстройки числа отсчетов, необходимых для формирования опорной точки, в процессе работы.

Сформированные опорные точки, сопоставленные в дальнейшем с задержанным на необходимое время, которое определяется задержкой сигнала фильтром низких частот, ЭКС, позволяют осуществить формирование его отсчетов на ТР-сегменте. Полученные отсчеты будут использованы для устранения влияния помех различного вида на сигнал ЭКГ с минимальным искажением его временных и амплитудных характеристик.

Помимо этого, выделение ТР-сегмента позволяет производить в разрабатываемом устройстве автоматическое определение начала кардиоциклов (Р-зубцов) и R-зубцов ЭКС, которые являются основой для получения кардиоинтервалограммы, которая в дальнейшем будет проанализирована вместе с дыхательной кривой, зарегистрированной с пациента. Для этого осуществляется сравнение отсчетов разности второго порядка и сформированных пороговых уровней: первое превышение порогового уровня (после формирования опорной точки) соответствует началу Р-зубца ЭКС, первое полученное экстремальное отрицательное значение, ниже отрицательного порогового уровня, – вершина R-зубца. На рисунке 1 представлен результат работы схемы выделения R-зубцов ЭКС с помощью нахождения ТР-сегментов.

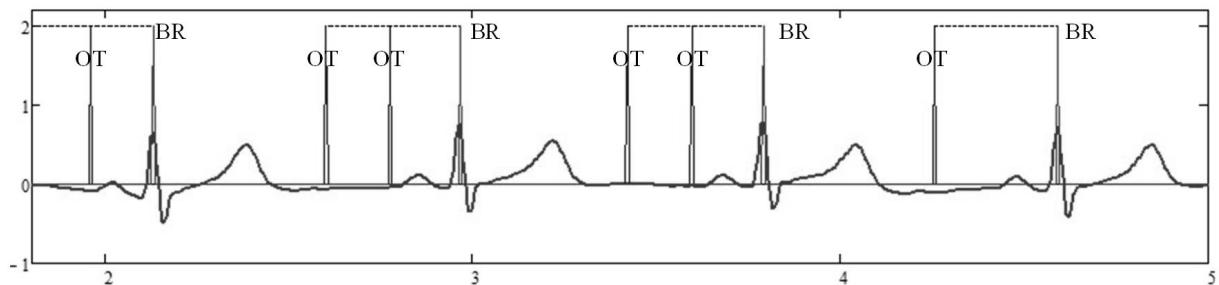


Рисунок 1 – Результат работы схемы выделения R-зубцов ЭКС; ОТ – опорные точки; BR – выделенные R-зубцы

Результаты работы устройства, к числу которых относятся:

- очищенная от воздействия помех всех видов ЭКГ,
- значение частоты сердцебиения;
- общее количество RR интервалов синусового происхождения (NN);
- стандартное отклонение NN интервалов;
- стандартное отклонение средних значений NN интервалов, вычисленных по 5-минутным промежуткам в течение всей записи;
- мощность составляющих сигнала в четырех частотных диапазонах (HF, LF, VLF, ULF), полученные в процессе функционирования устройства, предъявляются пользователю в доступном виде, позволяя ему своевременно предпринять адекватные меры для профилактики или лечения различных заболеваний ССС. Хранение результатов ряда исследований с возможностью предоставления их медицинскому работнику обеспечивает анализ динамики изменения состояния сердечно-сосудистой системы и получение квалифицированного диагностического заключения.

Библиографический список

1. Рангайян Р.М. Анализ биомедицинских сигналов. Практический подход / Р.М. Рангайян, перевод с англ. А.Н. Калиниченко; под ред. А.П. Немирко. – М.: ФИЗМАТЛИТ, 2007. – 440 с.
2. Кардиомониторы. Аппаратура непрерывного контроля ЭКГ / А.Л. Барановский, А.Н. Калиниченко, Л.А. Манило и др.; под ред. А.Л. Барановского и А.П. Немирко. – М.: Радио и связь, 1993. – 248 с.
3. Электрокардиограф FUKUDA Cardimax FX-7402 – URL: <http://www.medafarm.ru/php/content.php?id=7961>, 25.02.2012 г.
4. Мельник О.В. Методы обработки и анализа электрокардиосигнала в режиме реального времени / О.В. Мельник, А.А. Михеев. – Рязань: Сервис, 2010. – 128с.
5. Smooth noise-robust differentiators. URL: <http://www.holoborodko.com/pavel/numerical-methods/numerical-derivative/smooth-low-noise-differentiators/>, 19.01.2012 г.

FORMATION OF A TEMPORARY ROW OF ELECTROCARDIOINTERVALS FOR THE DEVICE OF COMPLEX ASSESSMENT OF PATIENT'S CARDIOVASCULAR SYSTEM CONDITION

Melnik O.V., Shuvalov P.L.
Ryazan state radio-engineering university
naive627@rambler.ru

In the given article the method of formation of a temporary row of electrocardiointervals for the device of complex assessment of patient's cardiovascular system condition was considered. In the text the main problems of existing ECG processing devices were specified and the urgency of this work was proved. The method of allocation of ECG samples on a TP-segment was considered in details. Its application in the developed device for noise elimination and for ECG R-waves allocation was offered. The main results of operation of the device of complex assessment of patient's cardiovascular system condition were presented.



INVESTIGATION POLARIZATION EFFECTS IN TOMOGRAPHICAL RECONSTRUCTION OF REFRACTING OBJECTS

Antakov M.A.

National Research University "MIET" Moscow, Russia
maxim.antakov@skype.net

The variety of reconstruction algorithms are used for the tomographic determination of the spatial distribution of the absorption coefficient with X-ray radiation passing through a purely absorbing object [1]. Back projection of filtered projection algorythm is commonly used in commercial X-ray tomographs.

Non-ionizing optical radiation is used in transmission optical tomography (TOT) instead of X-ray radiation. The most suitable objects for TOT are a female breast and a brain of newborn infants. Difficulties of the TOT development are associated with the complication of the mathematical description for the interaction of an optical radiation and a biological object, basically due to the additional process of radiation scattering. The TOT development is also delayed by other difficulties, one of which is the effect of refraction at the object boundaries.

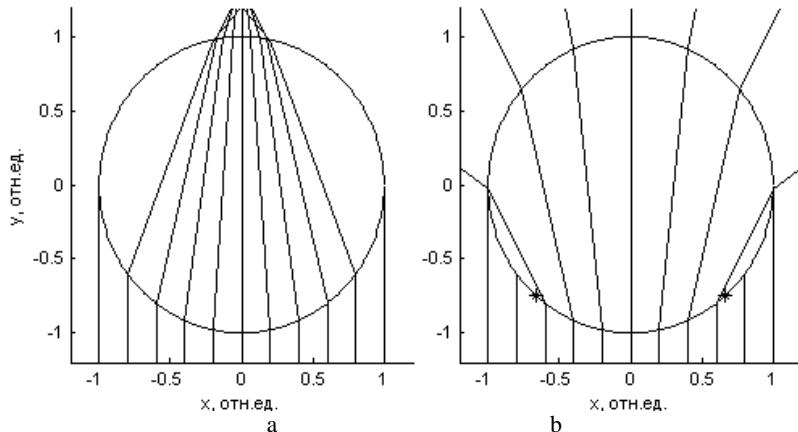


Figure 1 - The deformation of the geometrical measurement scheme in cylindrical object:

(a) $n > 1$, (b) $n < 1$

The problem of refraction at the object boundaries deserves to consider specially, since in this case the geometrical measurement scheme is being deformed. A similar problem occurs during the tomographical reconstruction under arbitrary measurement schemes [2].

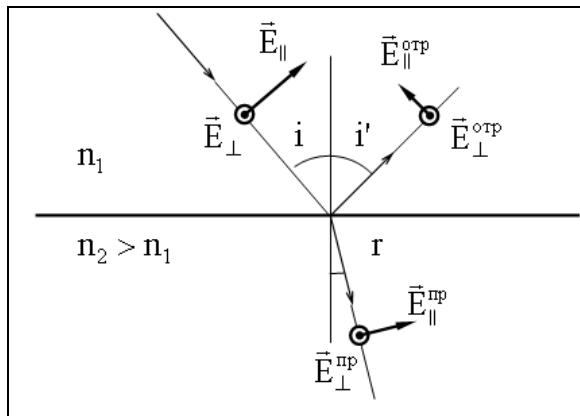


Figure 2 - Beams behavior at the border

The effects of refraction will be greater, the more different refracting coefficient. These effects affect not only the path of the rays (Figure 1), but also on their intensity (Figure 2).

Intensity of the refracted E^{np} and reflexed E^{omp} beams related to the following expressions, also known as “Fresnel formulas”:

$$\begin{cases} \bar{E}_{\parallel}^{omp} = \bar{E}_{\parallel} \frac{\operatorname{tg}(i-r)}{\operatorname{tg}(i+r)} \\ \bar{E}_{\perp}^{omp} = -\bar{E}_{\perp} \frac{\sin(i-r)}{\sin(i+r)} \end{cases}, \quad \begin{cases} \bar{E}_{\parallel}^{np} = \bar{E}_{\parallel} \frac{2\cos(i)\sin(r)}{\sin(i+r)\cos(i-r)} \\ \bar{E}_{\perp}^{np} = \bar{E}_{\perp} \frac{2\cos(i)\sin(r)}{\sin(i+r)} \end{cases}, \quad \begin{cases} E_{\parallel} = E \cos(\beta) \\ E_{\perp} = E \sin(\beta) \end{cases}, \quad \begin{cases} \frac{n_2}{n_1} = \frac{\sin(i)}{\sin(r)} \end{cases}$$

where E is radiation intensity, β is polarization angle, i is incidence angle, r is refraction angle.

Figure 3 shows the dependency of the intensities of the refracted and reflected rays on the polarization and incidence angles. Since the intensity of the refracted beam is close to the incident beam intensity only near normal, but for any polarization angle.

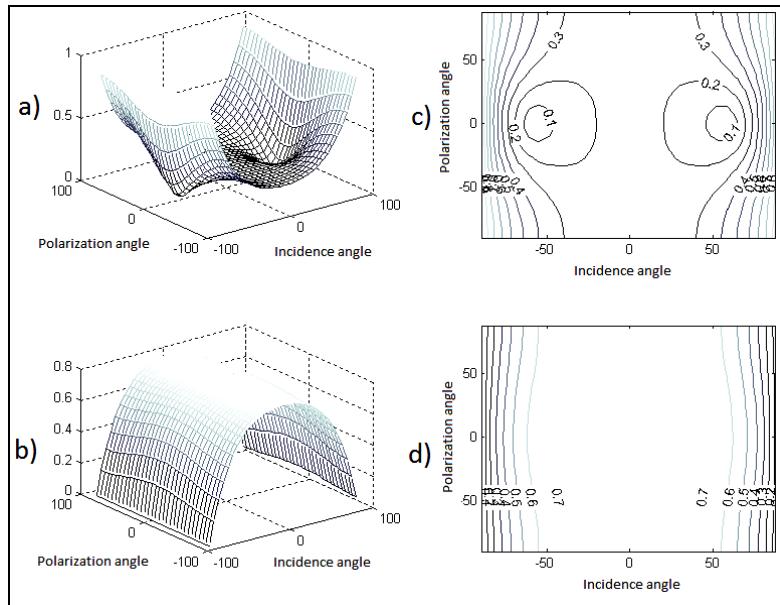


Figure 3 - Dependencies of the reflected (a) and refracted (c) rays relative intensities on the polarization and incidence angles and the corresponding contours (b, d)

Let us consider the problem of tomographical reconstruction of the absorption coefficient two-dimensional distribution $\mu(x, y)$ for purely absorbing medium with the refraction at its boundaries.

Let us introduce [1] the laboratory (x, y) and rotated (ξ, ζ) coordinate systems.

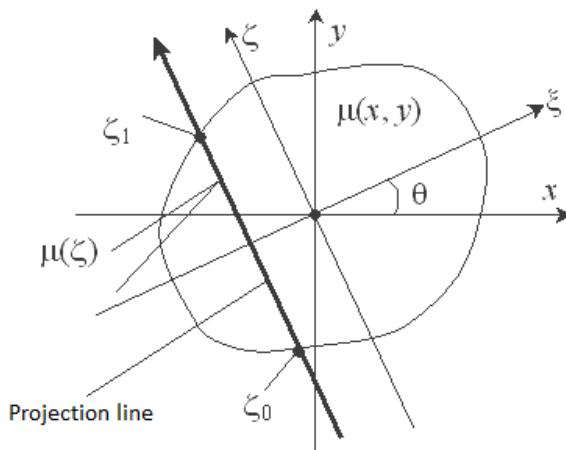


Figure 4 - Laboratory (x, y) and rotated (ξ, ζ) coordinate systems

Projections $p(\xi, \theta)$ without refraction are the Radon transform of $\mu(x, y)$:

$$p(\xi, \theta) = \int_{-\infty}^{+\infty} \int_{-\infty}^{+\infty} \mu(x, y) \delta(\xi - x \cos \theta - y \sin \theta) dx dy. \quad (1)$$

Parameters of the laser ray (ξ, θ) in the case of the refracting object differ from parameters of the projection line (ξ', θ') :

$$p(\xi, \theta) = \int_{-\infty}^{+\infty} \int_{-\infty}^{+\infty} \mu(x, y) \delta(\xi' - x \cos \theta' - y \sin \theta') dx dy. \quad (2)$$

At the same time (ξ, θ) and (ξ', θ') are related each other over Fresnel equations:

$$\begin{cases} \xi' = f_1(\xi, \theta, n) \\ \theta' = f_2(\xi, \theta, n) \end{cases}, \quad (3)$$

where n is a relative refractive index.

Substituting (3) in (2) we obtain:

$$p(\xi, \theta) = \int_{-\infty}^{+\infty} \int_{-\infty}^{+\infty} \mu(x, y) \times \delta(f_1(\xi, \theta, n) - x \cos f_2(\xi, \theta, n) - y \sin f_2(\xi, \theta, n)) dx dy \quad (4)$$

Let us apply the method of two-dimensional filtration (the rho-filtration method) [1] to the transformation (4). As the first step of this method the back projection $b(x, y, \theta) = p(x \cos \theta + y \sin \theta, \theta)$

and the summarized image $g(x, y) = \frac{1}{2\pi} \int_0^{2\pi} b(x, y, \theta) d\theta$ are obtained. At the second step the summarized image is filtered by two-dimensional ρ -filter. A result of this filtration is an estimation of the real distribution of the radiation absorption coefficient in the object. If the refraction presents, the back projection is obtained by more complicated way:

$$\begin{cases} x \cos f_2(\xi, \theta, n) + y \sin f_2(\xi, \theta, n) = f_1(\xi, \theta, n) \\ b(x, y, \theta) = p(\xi, \theta) \end{cases} \quad (5)$$

while the expression for the summarized image is not changed:

$$g_0(x, y) = \frac{1}{2\pi} \int_0^{2\pi} b(x, y, \theta) d\theta. \quad (6)$$

This summarized image will differ from the summarized image without refraction. To account this difference the two-dimensional correction weight function $\varepsilon(x, y)$ is may be introduced. Multiplying this function and the summarized image we can obtain the true summarized image (or approximately true):

$$g(x, y) = \varepsilon(x, y) g_0(x, y). \quad (7)$$

In our work the approximate method for the weight function determination is considered:

$$\varepsilon(x, y) = \frac{G'(x, y)}{G''(x, y)}, \quad (8)$$

where $G'(x, y)$ is the summarized image of the homogeneous distribution without the refraction, $G''(x, y)$ is the summarized image of the homogeneous distribution with the refraction.

Typical view of weight function for the homogeneous distribution inside the circle is presented in figure 5.

We can obtain the estimation of the real two-dimensional distribution of the radiation absorption coefficient in the object by using two-dimensional filtration of the corrected summarized image (figure 3).

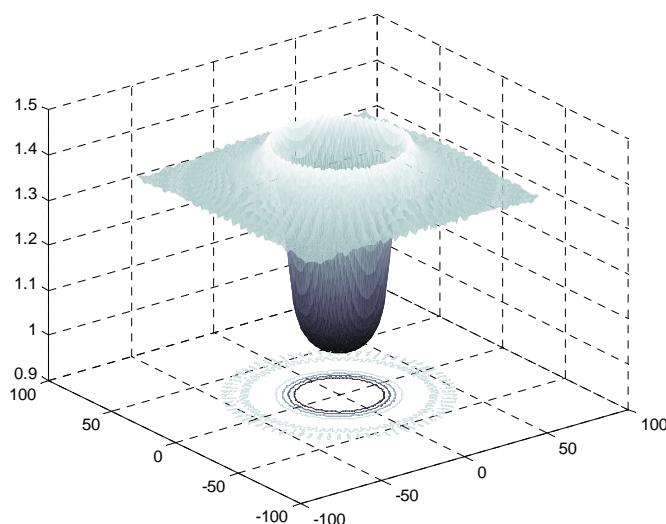


Figure 5 - Weight function

To recognize the real influence of polarization to gathered experimental data numeric simulation was carried out. Tested phantom was cylinder with uniform distribution of absorption coefficient.

Figure 6 shows the central sections of reconstructed phantom.

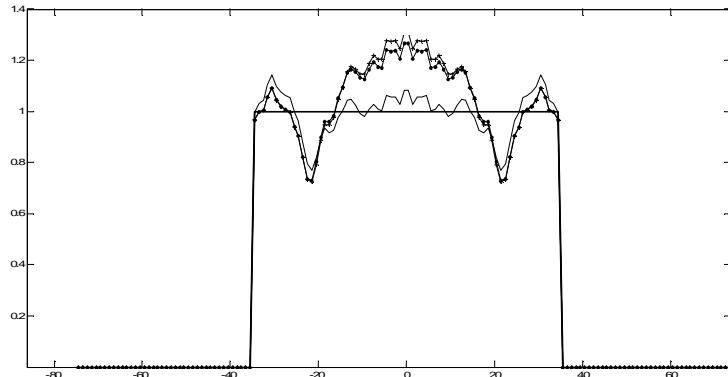


Figure 6 - Reconstructed phantom central sections (bold line is simulation phantom, thin line is reconstruction with proper PC, dot-line is reconstruction without PC, cross-line is PC with polarization angle mismatch)

There is investigated the problem of the light refraction at the object border in optical tomography. The modified method of rho-filtration with an auxiliary weight function has been proposed. Polarization effect at the borders is investigated and polarization compensation method was proposed.

References

1. Tereschenko S.A.: Methods of computed tomography. Moscow, Fizmatlit, 2004. [In Russian].
2. Horn B. Density reconstruction using arbitrary ray-sampling schemes. Proceedings of the IEEE, 1978, V. 66, No. 5, p. 551-562.

INVESTIGATION POLARIZATION EFFECTS IN TOMOGRAPHICAL RECONSTRUCTION OF REFRACTING OBJECTS

M.A.Antakov

National Research University "MIET" Moscow, Russia
maxim.antakov@skype.net

There is investigated the problem of the light refraction at the object border in optical tomography. The modified method of rho-filtration with an auxiliary weight function has been proposed. Polarization effect at the borders was investigated.



РАЗРАБОТКА ПРОГРАММЫ ВИЗУАЛИЗАЦИИ РИТМА СЕРДЦА С ЦЕЛЬЮ ДАЛЬНЕЙШЕГО ЕГО АНАЛИЗА

Алпатов А.В., Кирюхин А.В., Митрофанова М.Ю.
Рязанский государственный радиотехнический университет
anton-vk@yandex.ru

Определение вариабельности сердечного ритма (ВСР) относят к важному неинвазивному методу количественной оценки активности различных отделов вегетативной нервной системы (ВНС) при регуляции сердечных сокращений [1]. Для оценки степени напряжения регуляторных механизмов из традиционных методов могут использоваться различные биохимические способы определения содержания кортикостероидов и катехоламинов в крови и моче. Однако трудоемкость этих методов и невозможность их широкого использования, в частности в производственных условиях, а также в космическом полете, привели к тому, что в настоящее время изучение ВСР является самым распространенным методом оценки вегетативной регуляции. Поскольку практически

нет таких функциональных состояний или заболеваний, в которых бы не участвовали механизмы вегетативной регуляции, то сфера применения метода оценки ВСР очень широка [2].

Для реализации метода ВСР была разработана программа визуализации статистической и флюктуационной обработки сердечного ритма человека. Разработка проводилась в среде графического программирования LabVIEW 2010. Разрабатываемая программа работает в двух режимах: 1) регистрация электрокардиограммы (ЭКГ) и кардиоинтервалограммы (КИГ); 2) обработка кардиоинтервалограммы (КИГ) статистическими, спектральными и нелинейными методами. Главное окно программы показано на рисунке 1.



Рисунок 1 – Окно регистрации электрокардиограммы и кардиоинтервалограммы

В первом режиме происходит регистрация ЭКГ и КИГ с обследуемого и параллельная запись регистрируемых данных в файл. Для регистрации используется специально разработанный аппаратный модуль [3]. При разработке блока формирования КИГ были использованы несколько встроенных функций, которые позволили сократить время проектирования. К их числу относятся функция Online Multiscale Peak Detection, которая позволила зарегистрировать R – зубцы, а также функция Extract Heart Rate, которая позволила создать ряд (массив) RR-интервалов. При детектировании RR-интервалов была сформирована подача граничного параметра пик-детектора по принципу обратной связи. Причем последнее подаваемое граничное значение представляет собой усреднение последних нескольких RR-интервалов.

После процедуры регистрации пользователь может перейти в режим обработки КИГ. Для этого в программу необходимо загрузить созданный ранее текстовый файл. Далее происходит параллельное вычисление некоторых статистических характеристик динамического ряда кардиоинтервалов: HR, MxDMn, Mn, Mx, SDNN, CV, D, RRcp, RMSSD, PNN50, SI. Последний из перечисленных – индекс напряженности регуляторных систем (SI) вычисляется на основе, сформированной методом вариационной пульсометрии, гистограммы. Для построения гистограммы в среде LabVIEW использовалась функция General Histogram.

Наряду с вышеперечисленными характеристиками в одном окне отображается скаттерграмма, представляющая метод корреляционной ритмографии (рисунок 2).

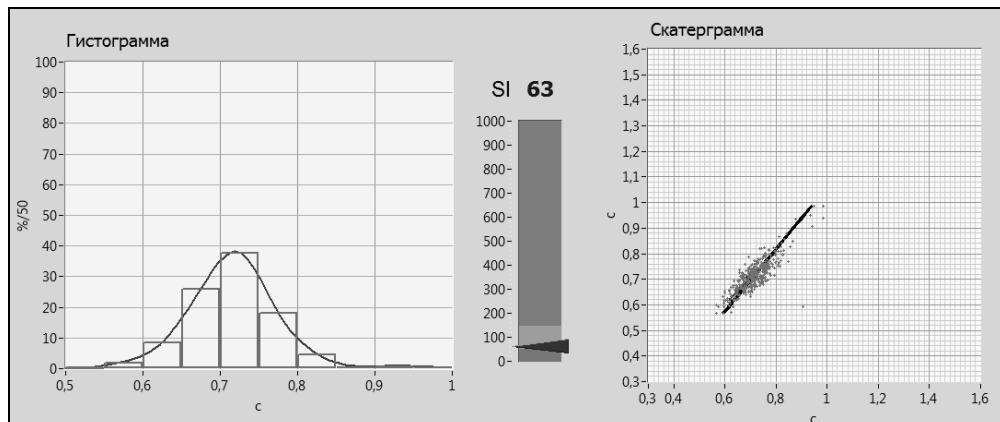


Рисунок 2 – Рабочие окна программы, отображающие скаттерграмму и гистограмму

Этот метод графического представления динамического ряда кардиоинтервалов в виде «облака» путем построение ряда точек в прямоугольной системе координат [4]. Числовым параметром, характеризующим данное облако является угол наклона аттрактора – прямой, к которой стремится фазовая траектория. Для создания данной прямой применялась функция Linear Fit из палитры Fitting.

Автокорреляционная функция (АКФ) графически представляет собой статистическую взаимосвязь каждого последующего интервала RR с предыдущими и отражает степень централизации управления процессами регуляции. При создании АКФ использовалась функция Correlation Coefficient из палитры Probability and Statistics.

Спектральные методы оценки сердечного ритма применяются для выявления характерных периодов в динамике изменения длительности интервалов RR. Помимо этого, при спектральном анализе оценивается вклад тех или иных периодических составляющих в динамику изменений ЧСС. С этой целью оценивается так называемая спектральная мощность колебаний, соответствующая каждому выявленному периоду. Спектральные методы применяются почти исключительно для анализа коротких участков ритмограммы — от 2 до 5 минут [5]. В разрабатываемой программе происходит построение спектра с помощью функции Unevenly Sampled Signal Spectrum (Неравномерно оцифрованный спектр сигнала), поскольку временная шкала «сигнала» кардиоинтервалов представляет собой неравномерную кумулятивную сумму. В программе реализован подсчет некоторых спектральных показателей, а процентное соотношение каждого частотного диапазона (HF, LF, VLF, ULF) показывается в гистограмме (рисунок 3).

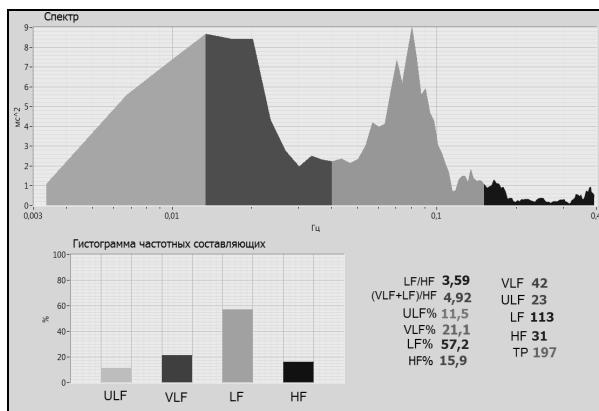


Рисунок 3 – Окно спектрального анализа

Особенность данной программы является осуществление нелинейного анализа сердечного ритма, а именно локального флюктуационного анализа [6] на основе модифицированного алгоритма известного метода анализа флюктуаций относительно тренда (DFA) [7].

Этот режим позволяет осуществлять динамический контроль параметра a_{dfa} (скейлинговый показатель) в каждый момент времени, а, следовательно, зафиксировать быстрые эффекты изменения корреляционных свойств RR-сигнала, которые имеют диагностическую значимость.

На рисунке 4 представлено рабочее окно программы, реализующий классический метод анализа флюктуаций относительно тренда и оконный флюктуационный анализ сердечного ритма.

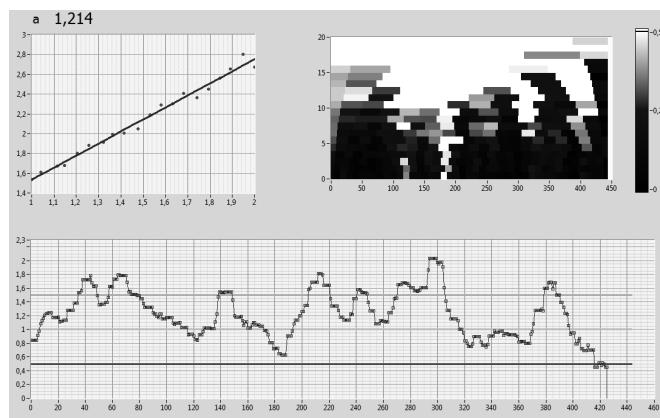


Рисунок 4 – Окно локального флюктуационного анализа

Библиографический список

1. Машин В. А. Микроструктурный анализ вариабельности сердечного ритма при моделировании деятельности оператора в процессе психофизиологических обследований // Человеческий фактор и ядерная безопасность. Сб. Мат. Междунар. научн.-практ. конф. – Обнинск, Изд-во ОНИЦ "Прогноз", 2001. – С. 147-148.
2. Демина Л.В., Михеев А.А. Сравнительный анализ методов оценки вариабельности сердечного ритма // Материалы Всероссийской конференции с элементами научной школы для молодежи «Биотехнические, медицинские и экологические системы и комплексы». – Рязань: РГРТУ, 2010. – С. 211-216.
3. А.В. Кирюхин. Беспроводный регистратор сердечного ритма // Материалы Всероссийской конференции с элементами научной школы для молодежи «Биотехнические, медицинские и экологические системы и комплексы». – Рязань: РГРТУ, 2010. – С.458-460.
4. Дембо А.Г., Земцовский Э.В. Спортивная кардиология: Руководство для врачей. – Л.: Медицина, 1989. – 464 с.
5. Беляев К.Р. Методы анализа вариабельности сердца. <http://konstb.newmail.ru/liter/hrv/UchPos2.htm>
6. А.В. Алпатов, М.Ю. Митрофанова. Метод флюктуационного анализа сердечного ритма в режиме реального времени. // Биомедицинская радиоэлектроника. 2011. № 7. С.66-71.
7. Peng C.-K., Havlin S., Stanley H., Goldberger A. Quantification of scaling exponents and crossover phenomena in nonstationary heartbeat time series. // Chaos 5 (1), 1995. P. 82-87

DEVELOPMENT OF HEART RATE VISUALIZATION PROGRAM TO FURTHER ANALYSIS

Alpatov A.V., Kiryukhin A.V., Mitrofanova M.Y.
Ryazan State Radioengineering University
anton-vk@yandex.ru

In the following work the main results of the cardiac rhythm visualization program design were presented. The program was developed in LabVIEW 2010 programming environment. The basic operation modes of the program were considered. The key functional blocks of the LabVIEW environment used in the block diagram construction were given. The theoretical basics of cardiac rhythm analysis methods were presented. The graphic windows for statistical, spectral and nonlinear analysis of heart rate were shown.

ОЦЕНКА ЭФФЕКТИВНОСТИ АМПЛИТУДНО-ВРЕМЕННОГО ОБНАРУЖИТЕЛЯ ОПОРНОЙ ТОЧКИ СИГНАЛА АРТЕРИАЛЬНОЙ ПУЛЬСАЦИИ КРОВИ

Калакутский Л.И., Федотов А.А.

Федеральное государственное бюджетное образовательное учреждение высшего профессионального образования Самарский государственный аэрокосмический университет имени академика С.П. Королева (национальный исследовательский университет),
bme@ssau.ru, fedoaleks@yandex.ru

Регистрация и обработка сигнала артериальной пульсации крови находит широкое применение в инструментальных системах кардиологической диагностики для мониторинга частоты сердечных сокращений, определения степени насыщения гемоглобина артериальной крови кислородом, исследования гемодинамических процессов в артериальном русле [1, 2].

В настоящее время вопросы минимизации погрешностей, обусловленных ошибками обнаружения опорных точек сигнала артериальной пульсации крови, остаются недостаточно исследованными. Основным требованием, которое предъявляется к средствам обнаружения опорных точек сигнала артериальной пульсации крови является возможность эффективной работы в условиях помех высокой интенсивности и сильной изменчивости формы сигнала.

Схема обнаружения опорных точек сигнала артериальной пульсации крови формирует выходной импульсный сигнал, положение фронта которого соответствует положению опорной точки во времени. Процессу обнаружения опорных точек часто предшествует их выделение на фоне помех и шумов.

В общем случае обнаружитель опорной точки сигнала артериальной пульсации включает последовательно соединенные блок предварительной обработки и пороговый детектор.

Первичная обработка биосигнала артериальной пульсации крови включает в себя различные этапы цифровой фильтрации для устранения шумов и помех, а также набор амплитудно-временных преобразований исходного биосигнала в форму наиболее пригодную для последующего анализа пороговым устройством.

Пороговые устройства выделяют из обработанного сигнала опорные точки исходного биосигнала. Наибольшее распространение получили адаптивные пороговые детекторы, у которых абсолютное значение порога зависит от амплитуды входного сигнала, благодаря чему происходит адаптация к нестационарному характеру сигнала артериальной пульсации крови [3].

Для обеспечения эффективного детектирования опорной точки сигнала артериальной пульсации крови в данной работе предлагается амплитудно-временная схема обнаружения. На стадии предварительной обработки сигнала артериальной пульсации крови применяются операции дифференцирования и нелинейного преобразования сигнала. В данной амплитудно-временной схеме обнаружения опорная точка сигнала артериальной пульсации крови представляет собой максимум первой производной исходного сигнала артериальной пульсации крови. В качестве схемы детектирования опорной точки используется адаптивный пороговый метод.

На рисунке 1 изображена блок-схема амплитудно-временного обнаружителя опорной точки сигнала артериальной пульсации крови.

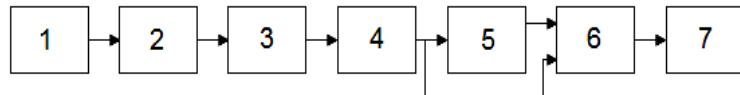


Рисунок 1 – Блок-схема амплитудно-временного обнаружителя опорной точки сигнала артериальной пульсации крови

На рисунке 1: 1 – блок дифференцирования, 2 – блок возвведения сигнала в третью степень, 3 – блок выделения положительных отсчетов, 4 – блок формирования скользящего окна, 5 – блок формирования порогового уровня, 6 – пороговое устройство, 7 – детектор максимума сигнала.

На первом этапе к исходному сигналу артериальной пульсации крови применяется оператор дифференцирования:

$$P(n) = \frac{1}{\Delta_\theta} [Ppg(n-1) - Ppg(n)],$$

где: n – номер отсчета сигнала, Δ_θ – интервал дискретизации сигнала, $Ppg(n)$ – исходный сигнал артериальной пульсации крови,

Далее полученный после дифференцирования сигнал возводится в третью степень, что дополнительно усиливает большие разности сигнала $P(n)$, затем из полученного сигнала удаляются отсчеты с отрицательным значением амплитуды.

На рисунке 2 приведены зависимости изменения сигнала артериальной пульсации крови от времени на различных этапах обработки алгоритмом детектирования опорной точки.

Выходной сигнал $P_3(n)$ после прохождения всех этапов предварительной обработки попадает на вход схемы порогового детектирования опорной точки. Схема детектирования формирует скользящее окно длительностью 2 секунды, для каждого окна пороговым устройством определяется величина порога (Lev), как 1/5 часть от максимального значения сигнала в окне, на вход детектора максимума попадают только те отсчеты сигнала, для которых выполняется условие: $P_3(n) > Lev$.

Детектор максимума производит определение временного положения максимума первой производной сигнала артериальной пульсации крови при соблюдении следующих условий:

$$P_3(n) > P_3(n+1) \& P_3(n) > P_3(n-1)$$

Погрешности обнаружения опорной точки сигнала артериальной пульсации крови возникают вследствие воздействия дыхания обследуемого, локального перераспределения крови в артериальных сосудах, обусловленного движениями человека.

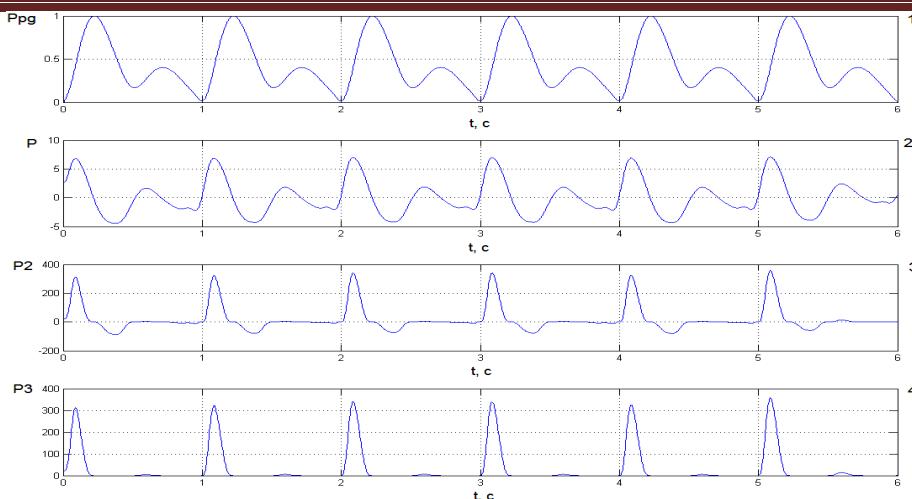


Рисунок 2 – Зависимости изменения сигналов от времени на различных этапах обработки алгоритмом детектирования опорной точки: 1 – исходный сигнал артериальной пульсации крови $P_{pg}(n)$, 2 – сигнал после дифференцирования $P(n)$, 3 – сигнал после возведения в третью степень $P_2(n)$, 4 – сигнал после выделения положительных отсчетов $P_3(n)$

Одним из возможных путей исследования схемы обнаружения опорных точек сигнала артериальной пульсации является моделирование процессов обнаружения и присутствующих при этом возмущающих воздействий [4].

В качестве модельного сигнала артериальной пульсации крови будем использовать сигналы, полученные на основе математической модели гемодинамических процессов распространения волн артериальной пульсации по сосудистому руслу [5].

Помехи физиологического происхождения, обусловленные дыханием обследуемого, могут быть описаны выражением:

$$B_1(t) = A_1 \sin(2\pi f_1 t), \quad (1)$$

где: A_1 – амплитуда, моделирующая интенсивность дыхательных волн, f_1 – частота дыхания человека (в диапазоне 0,1 – 0,3 Гц).

Для моделирования влияния артефактов физиологического происхождения, обусловленных движением пациента, используется гармонический сигнал с основной частотой в диапазоне 1 – 4 Гц [6], сглаженный окном Хемминга, что позволяет имитировать переходные процессы, возникающие при резких движениях человека во время регистрации биосигналов [4].

$$B_2(t) = A_2 \sin(2\pi f_2 t) \cdot [0,54 - 0,46 \cdot \cos(2\pi f_3 t)], \quad (2)$$

где: A_2 – амплитуда воздействия, моделирующая перераспределение крови в сосуде, вызванное движениями человека, f_2 – частота гармонического сигнала, f_3 – частота обратная длительности окна Хемминга.

Эффективность описанного обнаружителя опорной точки сигнала артериальной пульсации крови определялась на модельном сигнале в условиях действия помех различной интенсивности. Для этого использовалась сумма модельного сигнала артериальной пульсации крови, описываемого выражением (1) и сигналов помех, описываемых выражениями (1) и (2) при следующих параметрах: $f_1=0,3$ Гц, $f_2=4$ Гц, $f_3=0,1$ Гц; амплитуды сигналов помех A_1 и A_2 задавались как доля от нормированной амплитуды модельного сигнала артериальной пульсации крови.

Для оценки эффективности схемы обнаружения опорной точки сигнала артериальной пульсации крови в условиях присутствия помех физиологической природы можно использовать следующие показатели:

1) вероятность правильного обнаружения опорных точек (P_T):

$$P_T = \frac{N_T}{N}$$

2) вероятность ложного обнаружения опорных точек (P_F):

$$P_F = \frac{N_F}{N}$$

3) показатель уровня ошибок обнаружения P_{er} :

$$P_{er} = \frac{N_m + N_F}{N}$$

где: N_T – количество правильно обнаруженных опорных точек, N_F – количество ошибочно обнаруженных опорных точек, N – общее количество опорных точек, Nm – количество пропущенных опорных точек.

Критерием оценки эффективности обнаружения опорной точки сигнала артериальной пульсации крови в условиях присутствия помех может являться коэффициент отношения амплитуд:

$$K_{sn} = 20 \lg \frac{A_s}{A_n}$$

где: A_n – нормированная амплитуда сигнала помех, описываемых выражением (2) и (3), при условии, что $A_1=A_2$, A_s – нормированная амплитуда модельного сигнала артериальной пульсации крови.

В таблице 1 приведены результаты оценки эффективности предложенного обнаружителя опорной точки сигнала артериальной пульсации крови при различных значениях коэффициента отношения амплитуд.

Таблица 1 - Оценка эффективности обнаружения опорной точки сигнала артериальной пульсации крови

$K_{sn}, \text{дБ}$	$P_T, \text{ед.}$	$P_F, \text{ед.}$	$P_{er}, \text{ед.}$
6	0,92	0,08	0,1
8	0,94	0,06	0,08
10	0,96	0,04	0,06
14	0,98	0,02	0,03
20	0,99	0,01	0,01

Полученные оценки эффективности обнаружения опорной точки сигнала артериальной пульсации крови показывают, что с уменьшением коэффициента отношения амплитуд сигнала к помехе вероятность правильного обнаружения опорных точек уменьшается, в то время как вероятность ложного обнаружения опорных точек и показатель уровня ошибок обнаружения увеличиваются.

Анализ полученных данных показывает, что предложенный амплитудно-временной обнаружитель опорной точки сигнала артериальной пульсации крови является эффективным средством обработки биосигналов в условиях действия физиологических помех высокой интенсивности.

Библиографический список

- 1 Allen, J. Photoplethysmography and its application in clinical physiological measurement [Текст] / J. Allen // Physiological Measurement. – 2007. – Vol. 28. – p. 1-39.
- 2 Webster, J.G. Design of Pulse Oximeters [Текст] / J.G. Webster – The Medical Science Series, Taylor & Francis, 1997 – 260 p.
- 3 Patent US 2005/000479 A1, USA, A61B 5/02. Location features in a photoplethysmograph signal [Текст] / N.W. Townsend, R.B. Germuska; 6.01.2005. – 19 p.
- 4 McSharry, P.E. A realistic coupled nonlinear artificial ECG, BP and respiratory signal generator for assessing noise performance of biomedical signal processing algorithms [Текст] / G.D. Clifford, P.E. McSharry // Proceedings of the SPIE. – 2004. – Vol. 5467. – p. 290-301.
- 5 Калакутский, Л.И. Диагностика дисфункции сосудистого эндотелия методом контурного анализа пульсовой волны [Текст] / Л.И. Калакутский, А.А. Федотов // «Известия ЮФУ. Технические науки». – Таганрог, 2009. – №9. – с. 93-98.
- 6 Han, H. Development of real-time motion artifact reduction algorithm for a wearable photoplethysmography [Текст] / H. Han et al // Proceedings of the 29th Annual International Conference of the IEEE EMBS. – 2007. – p. 1538-1541.

AMPLITUDE-TEMPORAL DETECTOR OF FIDUCIAL POINTS OF DISTAL ARTERIAL PULSE SIGNAL

L.I. Kalakutskiy, A.A. Fedotov

Samara State Aerospace University named by academician S.P. Korolev (national research university)
bme@ssau.ru, fedoaleks@yandex.ru

Amplitude-temporal detector of fiducial points of distal arterial pulse signal was proposed. The indices evaluating the efficiency of the detector in terms of the noise of varying intensity and nature of occurrence were proposed. Analysis of derived data shown that proposed amplitude-temporal detector of fiducial points of distal arterial pulse signal is an effective method of processing of distal arterial pulse signal in terms of presence physiological disturbances of high intensity.

МЕТОД ОБРАБОТКИ ФОТОПЛЕТИЗМОГРАФИЧЕСКОГО СИГНАЛА ПРИ ОЦЕНКЕ АРТЕРИАЛЬНОГО ДАВЛЕНИЯАль-Хайдри В.А., Исаков Р.В.
Владимирский государственный университет**Введение**

Уровень артериального давления (АД) является одним из основных показателей центральной и регионарной гемодинамики, отражающий кровоснабжение жизненно важных органов[1].

В настоящее время, существует множество приборов и систем для измерения АД, однако, как показали результаты патентного поиска, все измерители предполагают использование компрессионной манжеты. Манжетные измерители предполагают пережатие артерии, что доставляет неудобство для пациентов, особенно при многократном измерении. Следовательно, возникает необходимость в разработке безманжетного метода для исключения недостатков существующих методов. Такой метод может быть разработан на основе фотоплетизмографии (ФПГ). Данный метод широко используется для измерения объемного пульса, скорости кровотока, проницаемости капилляров, минутного, систолического объема крови. Фотоплетизмографию можно использовать и для измерения артериального давления.

Целью данной работы является разработка математического метода обработки ФПГ для выявления взаимосвязи между АД и фотоплетизмографическим сигналом.

Описание методики.

Плетизмография — диагностический метод графического изучения кровенаполнения тканей в динамике. Плетизмография предоставляет ценную информацию о состоянии периферийной гемодинамики. С помощью плеизографии выполняется оценка состояния сосудистого тонуса, а привлечение функциональных проб позволяет проводить дифференциальную диагностику между органическими нарушениями и функциональными изменениями периферийных сосудов. В основу плеизографии заложен принцип изменения объема в измеряемом участке за счет динамического изменения количества крови (рисунок 1). Плетизмография делится на электроплетизмографию отражающую динамику электропроводимости в зависимости от степени кровенаполнения (она называется также импедансной плеизографией, реографией) и фотоэлектрическую плеизографию или фотоплетизмографию [2].

Метод фотоплетизмографии основан на регистрации оптической плотности исследуемой ткани (органа). Исследуемый участок ткани просвечивается инфракрасным светом, который после рассеивания (или отражения, в зависимости от конструкции оптопары), попадает на фотопреобразователь. Интенсивность света, отраженного или рассеянного исследуемым участком ткани (органа), определяется количеством содержащейся в нем крови [3].

В общеклинической практике наибольшее распространение получила методика измерения периферического капиллярного кровотока с помощью пальцевой фотоплетизмографии.

При выполнении пальцевой фотоплетизмографии исследуемым органом является концевая фаланга кисти или стопы. Использование концевой фаланги пальца не только удобно для врача и пациента, но и предоставляет наибольшее количество информации за счет того, что в дистальных фалангах пальцев кисти и стопы наиболее интенсивные значения артериального кровообращения [2].

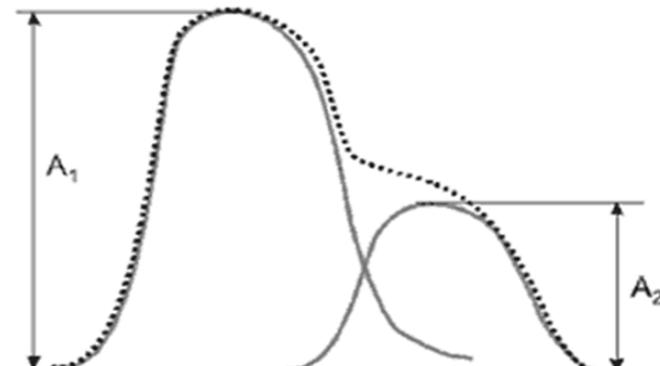


Рисунок 1 - Схематическое изображение пульсовой волны

Первый пик пульсовой волны, соответствующий анакротическому периоду пульсовой волны (A1), образуется в период систолы. Амплитудное значение анакротической фазы носит также название амплитуды пульсовой волны и соответствует ударному объему крови при сердечном выбросе предселяя, таким образом, косвенные сведения о степени инотропного эффекта (рисунок 1). Второй пик пульсовой волны, соответствующий дикротическому периоду пульсовой волны (A2), образуется за счет отражения объема крови от аорты и крупных магистральных сосудов и частично соответствует диастолическому периоду сердечного цикла. Дикротическая фаза предоставляет информацию о тонусе сосудов (рисунок 1).

Принцип предполагаемой методики определения артериального давления

Предлагаемый метод измерения артериального давления основан на регистрации ФПГ на фаланге пальца, выделении пиков (экстремумов) каждого кардиоцикла. Т.к. пики ФПГ представляют собой фазы систолы и диастолы, то предполагается, что данные значения позволяют судить об относительных величинах систолической и диастолической составляющей артериального давления.

В данной работе исследуется взаимосвязь между артериальным давлением и фотоплетизмографическим сигналом. Для этого разрабатывается математический метод обработки ФПГ-сигнала, который позволяет оценить связь между АД и ФПГ. По результатам исследования можно судить о возможности подхода к оценке АД на основе ФПГ.

Метод обработки ФПГ-сигнала

Проходящее излучение через ткань подчиняется закону Бугера — Ламберта:

$$I(l) = I_0 * \exp(-k_\lambda l * d) \quad (1), \text{ где}$$

I(l) — интенсивность прошедшего излучения;

I₀ — интенсивность падающего излучения;

l — толщина слоя вещества, через которое проходит излучение.

k_λ — коэффициент поглощения.

Применяя данную формулу к пальцевой ФПГ, получим

, где

I_{ФПГ} — интенсивность ФПГ — сигнала, d — ширина пальца.

В каждом кардиоцикле происходит пульсация объема кровотока во всех участках организма, в том числе и в пальце. При этом сосуды расширяются и сжимаются. Таким образом, диаметр пальца d состоит из двух составляющих: постоянной величины толщины пальца **d_{const}** и изменяемый объем сосудов **d_{var}**.

$$d = d_{const} + d_{var} \quad (3)$$

Очевидно, что приращение диаметра сосудов пропорционально увеличением объема крови (V): $d_{var} \sim V$. Приращение объема, в свою очередь, вызвано АД (P): $P \sim V$. Следовательно, АД должно быть пропорционально изменению объема сосудов:

$$P = d_{var} * k_D \quad (4),$$

где k_D – коэффициент пропорциональности между P и d_{var} .

Поставляя формулу (4) в (3) можно получить зависимость толщины пальца от приращения давления:

$$d = d_{const} + \frac{P}{k_p} \quad (5)$$

Поставив (5) в (2) можно получить формулу для проходящего излучения через фалангу пальца:

$$I_1 \Phi \Pi \Gamma = I_1 0 * \exp \left(-k_1(\lambda) \cdot d \cdot (d_{const} + P/k_p) \right) \quad (6)$$

Прологарифмируя (6) получается:

$$\frac{k_p}{k_1(\ln I_{\Phi \Pi \Gamma} - \ln I_{10})} = k_p * d_{const} + P \quad (7),$$

Дифференцируя (7) получается зависимость скорости изменения АД от сигнала ФПГ:

Локальные максимумы и минимумы формулы должны дать информацию о значениях систолического и диастолического АД.

Порядок проведения исследования:

В ходе данной работе исследовалась группа условно здоровых студентов, состоящая из семи человек: пятеро мужчин и две девушки. Возраст исследуемых 20-30 лет.

Сначала была зарегистрирована фотоплетизмограмма на фаланге указательного пальца левой руки в спокойном состоянии, затем было измерено артериальное давление электронным манометром в области плеча в том же состоянии той же руки.

Следующий шаг заключался в измерении АД и ФПГ сразу после выполнения определенного физического упражнения. Данное действие требовалось для создания условий увеличения АД. После чего, было произведено несколько измерений АД и ФПГ во время восстановления до состояния покоя.

Обработка и анализ экспериментальных данных:

Данные обрабатывались в средах MatLab и Microsoft Excel согласно формуле (8). Логарифмирование ФПГ-сигнала с последующим его дифференцированием привели к благополучным результатам, т.к. сигнал сохранил свою информацию о АД. После дифференцирования сигнала, были выделены максимальные и минимальные значения на ФПГ-сигнале в каждом кардиоцикле с помощью разработанной скриптов-функции в MatLab. Далее, производилось усреднение максимальных и минимальных значений ФПГ. Таким образом, каждому измерению АД соответствовали значения максимума и минимума ФПГ.

Для нахождения связи между АД и ФПГ были вычислены коэффициенты корреляции между средними значениями АД и ФПГ. Сначала были вычислены коэффициенты корреляции между средними максимумов ФПГ и систолическими значениями АД, а затем между минимальными значениями ФПГ и диастолическими значениями АД (таб.1).

Таблица 1 - Значения АД и коэффициенты корреляции между АД и ФПГ исследуемых

№ исследуемого	Ps	r1	Pd	r2
1	102 - 118	0,8	60-73	-0,9
2	113-152	0,8	66-82	-0,4
3	131-169	0,8	86-94	-0,6
4	106-131	0,8	71-86	-0,7
5	118-134	0,8	64-73	-0,5
6	112-135	0,8	81-95	-0,4
7	126-152	0,7	78-92	-0,7

r1- коэффициент корреляции между максимальными значениями производной логарифма ФПГ и системическим давлением,
 r2- коэффициент корреляции между минимальными значениями производной логарифма ФПГ и диастолическим давлением,
 Ps- системическое давление,
 Pd –диастолическое давление.

Выводы:

Результаты показали следующее:

- Средний коэффициент корреляции $r1 = 0,8$ - что свидетельствует о достаточно сильной прямой линейной связи между максимальными значениями производной логарифма ФПГ и системического давления.
- коэффициент корреляции $r2 = -0,6$ – что показывает наличие обратной линейной связи между минимальными значениями производной логарифма ФПГ и диастолического давления.
- Полученный результат подтверждает достоверность разработанного в ходе данной работе математического метода.

Заключение

Разработка безманжетного метода измерения АД является весьма актуальной задачей в силу множества недостатков манжетных методов. В ходе данной работы исследуется возможность разработки безманжетного метода определения АД. Для этого был разработан математический метод для обработки ФПГ-сигнала, с целью нахождения взаимосвязи между динамикой АД и фотоплазмограммы человека. Результаты показали наличие искомой связи между ФПГ и АД, что может послужить предпосылкой для дальнейшей разработки нового подхода к измерению АД без использования манжеты.

Библиографический список

1. Эман А.А. Биофизические основы измерения артериального давления. Л.: Медицина. 1983.
2. Бердников А.В., Семко М.В., Широкова Ю.А.. Медицинские приборы, аппараты, системы и комплексы. Часть I. Технические методы и аппараты для экспресс-диагностики. Казань 2004
3. Мошкович В.С. Фотоплазмография (аппараты и методы исследования). –М.: «Медицина», 1970.

METHOD OF PHOTOPLETHYSMOGRAPHIC SIGNAL PROCESSING WHEN ASSESSING BLOOD PRESSURE

V.A. Al-Haidary, R.V. Isakov
 Vladimir State University

In this paper a mathematical method for the processing photoplethysmographic signal (PPG signal) in assessing of blood pressure has been developed. This method is based on the Bouguer law describing the intensity of the transmitted radiation through biological tissue. The developed method is applied in the processing of PPG signal to find the relationship between the PPG-signal and blood pressure. The results showed the reliability of the developed mathematical method, as well as a correlation between PPG and blood pressure, which can serve as a basis for further development of the method of blood pressure measuring with PPG.

Key words: photoplethysmographic signal, correlation, blood pressure

КОРРЕКЦИЯ ДИФФУЗИОННОЙ МОДЕЛИ ПЕРЕНОСА ИЗЛУЧЕНИЯ В УСЛОВИЯХ СЛАБОГО РАССЕЯНИЯ

Максимова Е.О., Плетенёв А.Н., Терещенко С.А., Титенок С.А.

Национальный исследовательский университет «МИЭТ»

jaanq@mail.ru

Предложен новый метод использования диффузационной модели переноса излучения для описания временных распределений лазерного импульса, прошедшего через слой слаборассеивающей среды, предложенный метод позволяет более точно определять оптические характеристики среды.

Исследование взаимодействия излучения с неорганическими и органическими (биологическими) веществами является одним из активно развивающихся направлений физики.

Интерес к подобным исследованиям вызван следующими причинами [1]:

- возможность создания биологически безопасных средств диагностики биотканей;
- потенциальной возможностью получения изображений исследуемых структур с пространственным разрешением, сравнимым с длиной волны излучения;
- возможностью многофункциональной диагностики исследуемых объектов;
- особенностю оптических свойств биотканей в плане существования так называемых окон прозрачности в диапазоне длины волны 650-1200 нм.

В оптических (лазерных) методах исследования биологических тканей используют лазерное излучение ближнего ИК диапазона, которое может достаточно глубоко проникать в биоткань. Взаимодействие излучения с биотканью в ИК диапазоне характеризуется двумя процессами: поглощением и рассеянием, причем процесс рассеяния интенсивнее процесса поглощения на несколько порядков. В существующих методах фотометрии, использующих непрерывное излучение, как правило, принимается во внимание только процесс поглощения излучения, и определяют только одну величину – коэффициент поглощения (ослабления) по одной измеренной величине – энергии излучения, прошедшего через однородный слой известной толщины. В то же время рассеивающие среды характеризуются двумя физическими величинами: коэффициентом поглощения и индикатором рассеяния. Для нахождения этих двух величин по результатам измерения прошедшего через рассеивающий слой излучения необходимо существенно больше исходной информации, получение и обработка которой является весьма трудной задачей. Поэтому вместо индикатора рассеяния обычно находят более простую величину – коэффициент рассеяния. Тем не менее, даже эта задача требует развития новых методов.

Одним из способов повышения информативности измерений является использование лазерных импульсов ультракороткой длительности с последующей регистрацией временного распределения фотонов, прошедших через сильнорассеивающую среду (СРС).

На рисунке 1 схематически показано поведение фотонов, испущенных лазером, при прохождении слоя рассеивающей среды. На выходе из среды можно выделить так называемые баллистические фотоны, которые не испытали ни поглощения, ни рассеяния. Выделяют также приосевые фотоны, движущиеся приблизительно вдоль первоначального направления.

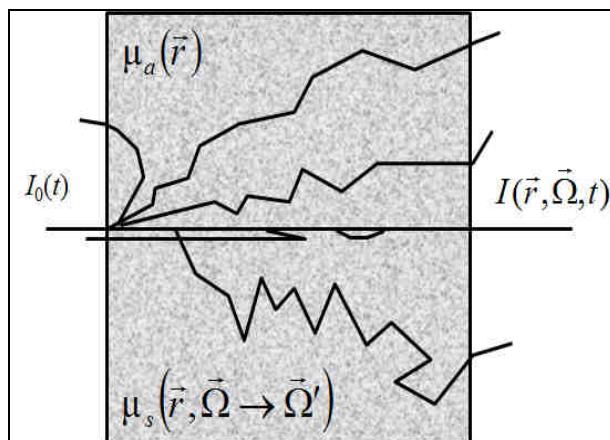


Рисунок 1 - Распространение тонкого пучка света через СРС

Удобным способом описания прохождения импульсного излучения через СРС является нестационарное уравнение переноса излучения (УПИ) [2]:

$$\frac{1}{v} \frac{\partial}{\partial t} \Phi(\bar{r}, \bar{\Omega}, t) + \bar{\Omega} \operatorname{grad}(\Phi(\bar{r}, \bar{\Omega}, t)) + \mu \Phi(\bar{r}, \bar{\Omega}, t) - \frac{4\pi}{4\pi} \Phi(\bar{r}, \bar{\Omega}', t) \mu_s(\bar{\Omega}' \rightarrow \bar{\Omega}) d\bar{\Omega}' = S(\bar{r}, \bar{\Omega}, t)$$

где $S(\bar{r}, \bar{\Omega}, t)$ – плотность источников фотонов в точке \bar{r} в момент времени t , движущихся в направлении $\bar{\Omega}$; $\Phi(\bar{r}, \bar{\Omega}', t)$ – плотность потока фотонов в точке \bar{r} в момент времени t , движущихся в направлении $\bar{\Omega}'$, $\mu_s(\bar{\Omega}' \rightarrow \bar{\Omega})$ – дифференциальный по углам коэффициент рассеяния излучения (индикатора рассеяния); μ – коэффициент экстинкции; μ_s – коэффициент рассеяния, v – модуль скорости распространения излучения в среде. При этом физические характеристики среды входят в УПИ в виде коэффициентов при функции плотности потока фотонов. Вследствие того что интегро-дифференциальное уравнение не имеет аналитического решения, используют различные приближения, отличающиеся предположениями, входящими в их основу.

В настоящее время большинство исследователей используют классическую диффузационную модель. В основу КДМ положен ряд допущений: предположение о форме функции плотности потоков фотонов, использование изотропного источника излучения вместо исходного мононаправленного источника, введение негативного источника для выполнения приближенных граничных условий.

Отличие классической диффузационной модели от модифицированной диффузационной модели (МДМ) заключается в учете геометрии плоскости детектора. Также есть уточненная диффузационная модель (УДМ), которая учитывают не только геометрию плоскости детектора, но и исключает замену мононаправленного источника изотропным. В отличие от других приближения УПИ, в основу нестационарной осевой модели (НОМ) положено единственное предположение о свойствах рассеивающей среды.

Одним из недостатков ДМ является неправильное описание временного распределения лазерного импульса, прошедшего через тонкий однородный слой (рисунок 2). Неправильность описания временного распределения с помощью ДМ сводится к тому, что часть временного распределения находится в физически запрещенной зоне времени t с $t < t_0$, где t_0 – время прихода баллистических фотонов, т.е. фотонов, не испытавших ни поглощения, ни рассеяния (рисунок 2а, кривая 1). Можно предложить для диффузационной модели метод коррекции, заключающийся в том, что вклад во временное распределение всех фотонов из области $t < t_0$ принимается равным нулю (рисунок 2а, кривая 2).

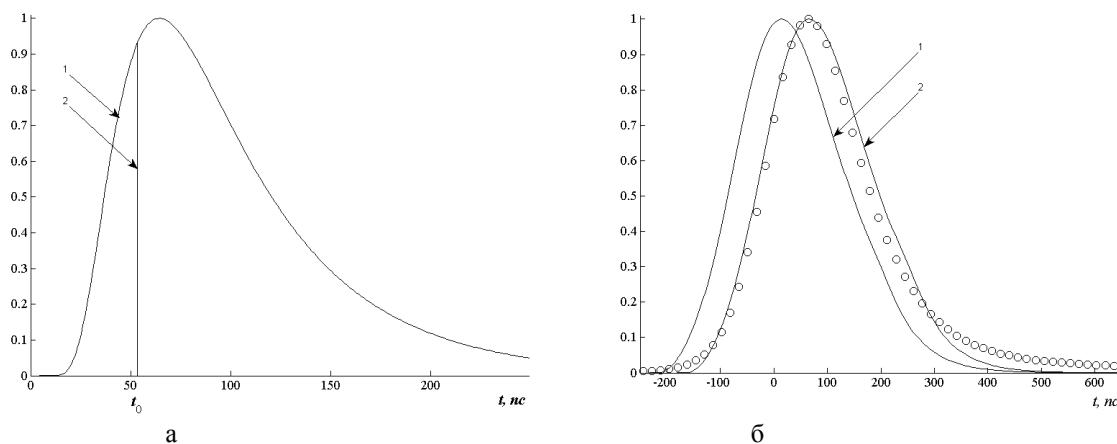


Рисунок 2 - Теоретические временные распределения лазерного импульса прошедшего через слой слаборассеивающей среды толщиной $l = 12$ мм, полученные без коррекции (1) и с коррекцией (2) при $\mu_a = 0.0195 \cdot 1/\text{мм}$, $\mu_s = 0.554 \cdot 1/\text{мм}$ (а). Временные распределения, обеспечивающие наилучшее согласие теоретического ВР с экспериментальным ВР без коррекции (1) и с коррекцией (2), (O) - экспериментальные данные

При сопоставлении с экспериментальным времененным распределением необходимо отметить, что в идеальном временном распределении необходимо учесть форму исходного импульса и

временное разрешение регистрирующей системы с помощью свёртки с аппаратной функцией экспериментальной системы.

Далее итерационным методом были найдены значения оптических характеристик исследуемого образца, обеспечивающие наилучшее согласие теоретического ВР с экспериментальным ВР (рисунок 2,б).

Таким образом, предложенный метод коррекции диффузационной модели описания временного распределения лазерного импульса, прошедшего через однородный слой рассеивающей среды обеспечивает работоспособность диффузационной модели в случае слабого рассеяния.

Библиографический список

- 1.Зимняков Д.А. Тучин В.В. Оптическая томография тканей // Квантовая электроника 2002 т. 32. №10. с. 849
- 2.Терещенко С.А., Вычислительная томография. Часть 3 Трансмиссионная оптическая томография. // М., МИЭТ, 2002.

CORRECTION OF DIFFUSION RADIATIVE TRANSFER MODEL IN WEAK SCATTERING

Maximova, E.O., Pletenev A.N., Tereshchenko S.A., Titonok S.A.
National Research University "MIET"
jaanq@mail.ru

A new method of using a diffusion model of radiative transfer to describe the temporal distributions of the laser pulse passing through a layer of weak scattering environment, the proposed method can more accurately determine the optical properties of the medium.



МАТЕМАТИЧЕСКОЕ МОДЕЛИРОВАНИЕ КАК МЕТОД ОЦЕНКИ КАЧЕСТВА И ВЫЯВЛЕНИЯ КЛИНИЧЕСКИХ И УПРАВЛЕНЧЕСКИХ ОШИБОК

Газизова Д.Ш., Лищук В.А., Сазыкина Л.В., Теряева Н.Б.
ПК «Медицинская кибернетика и информатика» РАМН, Москва, Lischouk@rambler.ru

Анализ результатов более чем 40-летнего применения методов математического моделирования и основанных на них технологий обеспечения решений врача в клинической медицине и анализ применения информационных технологий по зарубежным и отечественным публикациям выявил следующие недостатки и ошибки диагностики и терапии больных с острой сердечной недостаточностью.

Выявлено, что рекомендации (протоколы лечения как отечественные, так и зарубежные, например, ECS) не выполняются при лечении более 20% больных с осложнениями.

Артериальное давление (АД) используется как критерий терапии более чем у 25% осложнённых больных. Поддерживается среднестатистическая или исходная величина, при этом АД не соответствует виду и тяжести патологии.

Более чем 30% больных с осложнениями протекают с выраженной (более 30%) перегрузкой сердца. Это ведёт к истощению резервов миокарда.

Усреднение измерений за клинически необоснованное время относится ко всем медицинским измерителям и параметрам: АД, ЧСС, МОК и т.п.

Аппаратная обработка данных не отражается в инструкциях, что приводит к неверным оценкам состояния сердечно-сосудистой системы.

Рекомендации, основанные на ошибочных размерностях, встречались реже, чем до 2011 г., но всё же недопустимо часто.

Использование абсолютных величин вместо индексов продолжает иметь место (ОЦК, кровопотеря, КДО и др.).

Имеет место профилактическое назначение кардиотоников, когда сердечный индекс выше нормы.

Разброс показателей больных без осложнений имеет те же пределы, что и при осложнениях. Поэтому использование единичных измерений не позволяет определить причины осложнений. Необходимо использовать тренды.

Сейчас используются заранее предопределённые рекомендации (ВНОК, ECS, стандарты и т.п.). Переход к синтезу тактики лечения в ходе терапии (в RTE) является наиболее перспективной инновацией.

Продолжают иметь место и другие недостатки (например, отсутствие обоснования выбора доз, введения 2-х и более сильнодействующих препаратов одновременно; Лищук В.А. и др., 2000-2010).

Предложения. Для преодоления частично описанных выше недостатков необходимо освоение и внедрение в практику современных интеллектуальных технологий, опережающей имитации с помощью математического моделирования, виртуальных тренажёров, защиты персональных данных, методов защиты от манипулирования, AMS и т.п.

Необходимо повсеместно применять компьютерный контроль и использовать мониторно-компьютерные тренды для лечения и для анализа результатов при обсуждении осложнений.

Мы надеемся, что в результате обсуждения этой проблемы будут подготовлены к изданию разработанные ранее (2009-2011) клинические рекомендации, объединяющие средствами интеллектуальных технологий, результаты МОДД, рекомендации стандартов и возможности персонифицированной индивидуальной терапии (впервые в мире; близкие по содержанию работы ведутся в Израиле и США).

MATHEMATICAL MODELLING AS THE METHOD OF THE ESTIMATION OF QUALITY AND REVEALING OF CLINICAL AND ADMINISTRATIVE ERRORS

Gazizova D.S., Lishchuk V. A., Sazykina L.V., Terjaeva N.B.

Problem Commission «Medical Cybernetics and Informatics» RAMS, Bakulev Scientific Center
of Cardiovascular Surgery RAMS, Moscow, Russia

Results выявления typical errors of therapy and the organization of medical process are presented.



ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНОЕ ИССЛЕДОВАНИЕ ВЗАИМОСВЯЗИ МЕЖДУ АРТЕРИАЛЬНЫМ ДАВЛЕНИЕМ И ФОТОПЛЕТИЗМОГРАФИЧЕСКИМ СИГНАЛОМ

Аль-Хайдри В.А., Исаков Р.В.

Владимирский государственный университет имени Александра Григорьевича и Николая Григорьевича Столетовых
isakov-rv@mail.ru

Измерение артериального давления АД является важным диагностическим показателем в медицинской практике. В настоящее время, существует множество приборов и систем для измерения АД, однако, как показали результаты патентного поиска, все измерители предполагают использование компрессионной манжеты. Манжетные измерители предполагают пережатие артерии, что доставляет неудобство для пациентов, особенно при многократном измерении[1].

Следовательно, возникает необходимость в разработке безманжетного метода для исключения недостатков существующих методов. Такой метод может быть разработан на основе фотоплетизмографии (ФПГ) [2].

Целью данной работы является исследование взаимосвязи между артериальным давлением и фотоплетизмографическим сигналом. По результатам исследования можно судить о возможности подхода к измерению АД на основе ФПГ.

В ходе данной работы исследовалась группа условно здоровых студентов, состоящая из трех человек: двое мужчин и одна девушка. Возраст исследуемых 20-30 лет.

Порядок проведения исследования:

Сначала было измерено артериальное давление электронным манометром в области плеча на левой руке в спокойном состоянии, затем в том же состоянии была зарегистрирована фотоплазмограмма на фаланге указательного пальца той же руки.

Следующий шаг заключался в измерении АД и ФПГ сразу после выполнения определенного физического упражнения. Последнее измерение АД и ФПГ выполнилось через шесть минут после физической нагрузки. Полученные значения АД студентов приведены в таблице 1, а данные фотоплазмографии сохранены в отдельных файлах формата .txt. На рисунке 1 показан пример фотоплазмограммы пациента в состоянии покоя.

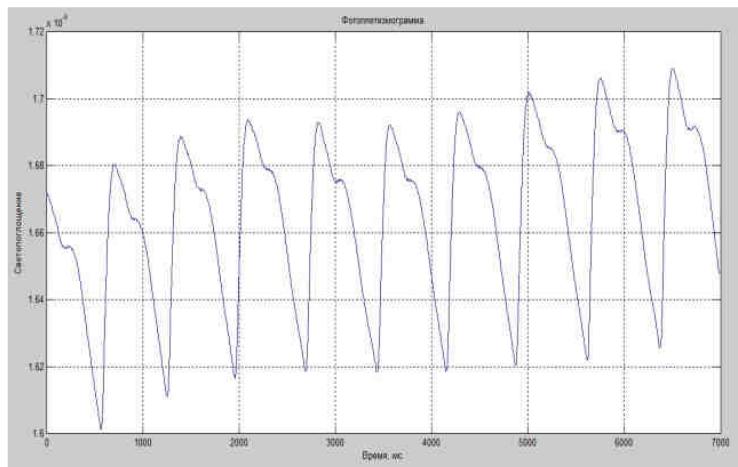


Рисунок 1- Пример фотоплазмограммы пациента в состоянии покоя

Таблица 1 – значения АД в разных состояниях (Ps , Pd - систолическое и диастолическое давление соответственно)

		№	Ps	Pd	замечания
Первый студент	1	116	78		состояние покоя
	2	118	81		после маленькой нагрузки
	3	135	95		после нагрузки
	4	112	82		после восстановления
Второй студент	1	126	78		состояние покоя
	2	152	92		после нагрузки
	3	128	80		после восстановления
Третий студент	1	135	75		состояние покоя
	2	150	82		после нагрузки
	3	133	75		после восстановления 1
	4	131	74		после восстановления 2

Анализ экспериментальных данных

Для нахождения связи между АД и ФПГ следует вычислить корреляцию между ними. Для этого, в среде MatLab была разработана скрипт-функция для выделения максимальных и минимальных значений на ФПГ-сигнале в каждом кардиоцикле. Далее, вычислялся коэффициент корреляции между массивом максимальных значений ФПГ и значениями АД, а также между массивом минимальных значений ФПГ и диастолическими значениями АД. Результаты расчета показали, что коэффициент корреляции между максимальными значениями ФПГ и систолическими значениями АД равен 0.6 ,что свидетельствует о наличии линейной связи, в то время как данный коэффициент между минимальными значениями ФПГ и диастолическими равен – 0.4, что говорит о незначительной связи (рисунки 2,а и 2,б).

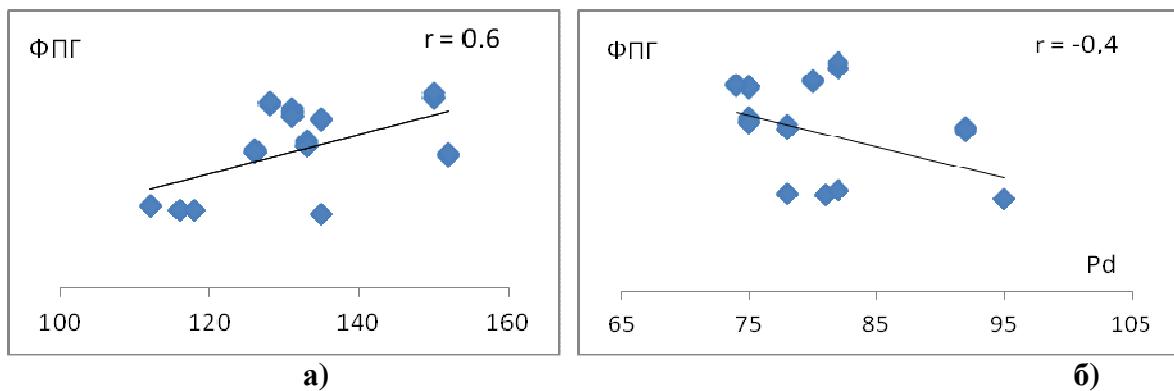


Рисунок 2 – Зависимость ФПГ от АД

Заключение

По полученным результатам нельзя однозначно судить о степени корреляции между приведенными значениями, т.к. фотоплетизмографический сигнал был получен из области фаланги пальца с давлением, меньше чем давление в области плеча, где были получены значения АД. Однако, можно сказать о наличии связи между ФПГ и АД, что может послужить предпосылкой для дальнейшей разработки нового подхода к измерению АД без использования манжеты.

Библиографический список

1. Эман А.А. Биофизические основы измерения артериального давления. Л.: Медицина. 1983.
2. Jayasree V.K. Selected cardiovascular studies based on photoplethysmography technique Cochin – India. 2009.

EXPERIMENTAL STUDY ON THE RELATIONSHIP BETWEEN BLOOD PRESSURE AND FOTOPLETIZMOGRAFICHESKIM SIGNAL

Al-Haidri V.A., Isakov R.V.
Vladimir State University
isakov-rv@mail.ru

In this paper we investigate the relationship between blood pressure and photoplethysmogram. The possibility of developing an approach to bezmanzhetnomu measuring blood pressure (BP) based on photoplethysmography. The results showed the presence of a linear relationship between systolic blood pressure values and maximum values of the PPG signal and the low correlation between diastolic blood pressure values and minimum values of the PPG signal.

Keywords: correlation, correlation coefficient, photoplethysmography (PPG), systolic and diastolic blood pressure.



МЕТОДЫ ЦИФРОВОЙ ОБРАБОТКИ ИЗОБРАЖЕНИЙ ДЛЯ СЕГМЕНТАЦИИ КРОВЕНОСНОГО РУСЛА

Хенман Г.М., Таранов А. А., Колпаков А.В., Спиридовон И.Н.
Московский государственный технический университет им. Н. Э. Баумана
gustav@henman.se

Представленные в настоящем сообщении методы цифровой обработки изображений кровеносного русла разработаны в рамках исследования «Инфракрасная диафаноскопия тканей ротовой полости», проходящего в МГТУ им. Н.Э. Баумана. Ближние инфракрасные (БИК) фотоснимки поверхностных тканей человеческого тела, регистрируемые в отраженном или проходящем свете, выявляют структуру подкожного кровеносного русла не наблюдаемую невооруженным глазом [1]. Этот эффект может быть

использован для диагностики патологических изменений кровеносного русла [2]. В работах [3, 4] (будут опубликованы весной 2012 года) нами были разработаны: теоретические обоснования возможности параметризации структуры кровеносного русла, реализованы алгоритмы автоматизированной параметризации. В настоящее время, актуальной остается задача дальнейшей разработки аппаратно-программных средств для ближней инфракрасной диафанскопии.

Обобщая рабочие материалы можно заключить, что обработка (с целью параметризации) типичного БИК fotosнимка должна состоять из следующих этапов: контрастного усиления, локальной пороговой обработки и сегментации и параметризации проекции кровеносного русла. Исследование проводилось на БИК fotosнимках, полученных с помощью прототипа инфракрасного диафанскопа разработанного в МГТУ им. Н.Э. Баумана. Оригинальные (не обработанные) fotosнимки слабо контрастны и содержат множество артефактов (рисунок 1,а). Наиболее заметным артефактом является существенная неравномерность яркости изображения, возникающая из-за Френелевского отражения БИК излучения от слизистой оболочки полости рта. Поэтому гистограмма яркостей оригинального изображения (рисунок 1,г) не позволяет разделить проекцию кровеносного русла и окружающих мягких тканей пороговым правилом.

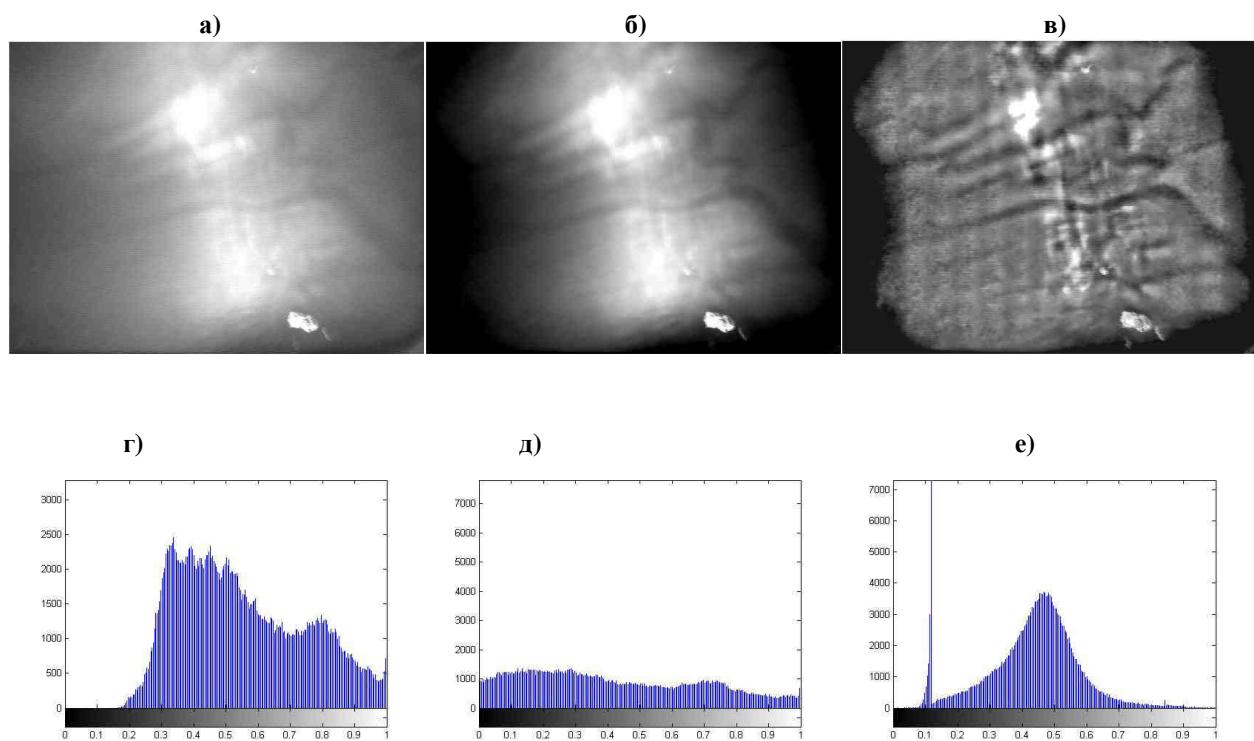


Рисунок 1 – БИК изображения слизистой ротовой полости человека

а) БИК fotosнимок слизистой ротовой полости; б) Изображение после линейного растяжения гистограммы и Винеровской фильтрации; в) Изображение после выравнивания гистограммы; г) Гистограмма изображения а); д) Гистограмма изображения б); е) Гистограмма изображения в)

Цифровая обработка изображений выполнялась в среде **MATLAB**, с помощью встроенного набора алгоритмических средств **Image Processing Toolbox**. Первый этап обработки заключался в аддитивном растяжении гистограммы исходного изображения (функция *imadjust*) на весь динамический диапазон яркостей (рисунок 1б). При этом контраст между темными пикселями (на периферии изображения) изменялся в меньшей степени, чем в контраст между пикселями в центральной области изображения. Затем, для полученного изображения, выполнялось выравнивание гистограммы (рисунок 1,в) (с помощью функции *adaptheisteq*) с параметром равным 0,05 и распределением Рэлея с параметром альфа равным 0,37. Гистограмма изменялась указанным образом, для того чтобы обработанное изображение имело максимальный контраст между проекцией кровеносного русла и проекцией окружающих тканей слизистой. Локальный максимум на гистограмме обработанного изображения (рисунок 1,е) при относительной яркости 0,12 является ничем иным, как проявлением темных периферийных пикселей, отброшенных на предыдущем этапе обработки. Разработанный метод обработки БИК изображений

слизистой оболочки ротовой полости эффективно подавляет артефакты и значительно повышает контраст.

Следующий шаг обработки заключался в последовательной сегментации проекции кровеносного русла с помощью локальных порогов. Непосредственно перед этим, для удаления артефактов после выравнивания гистограммы, выполнялась медианная фильтрация. Затем осуществлялось пороговое преобразование изображения методом Отсу [5], при этом использовалось 16 различных порогов. При изучении полученных слоев оказалось, что сумма первых 9 удовлетворительно маскирует проекцию кровеносного русла (рисунок 2а). Бинаризованная маска проекции кровеносного русла, обработанная морфологическими методами (применились функции *imfill*, *imclose*, *bwareaopen*) для получения одной 8-ми связной области, представлена на рисунке 2б. Для визуальной оценки «качества» получаемой маски, на рисунке 2в контур маски выделен красным и наложен на изображение с рисунка 1в. Опорная, построенная вручную, маска проекции кровеносного русла приведена на рисунке 2г.

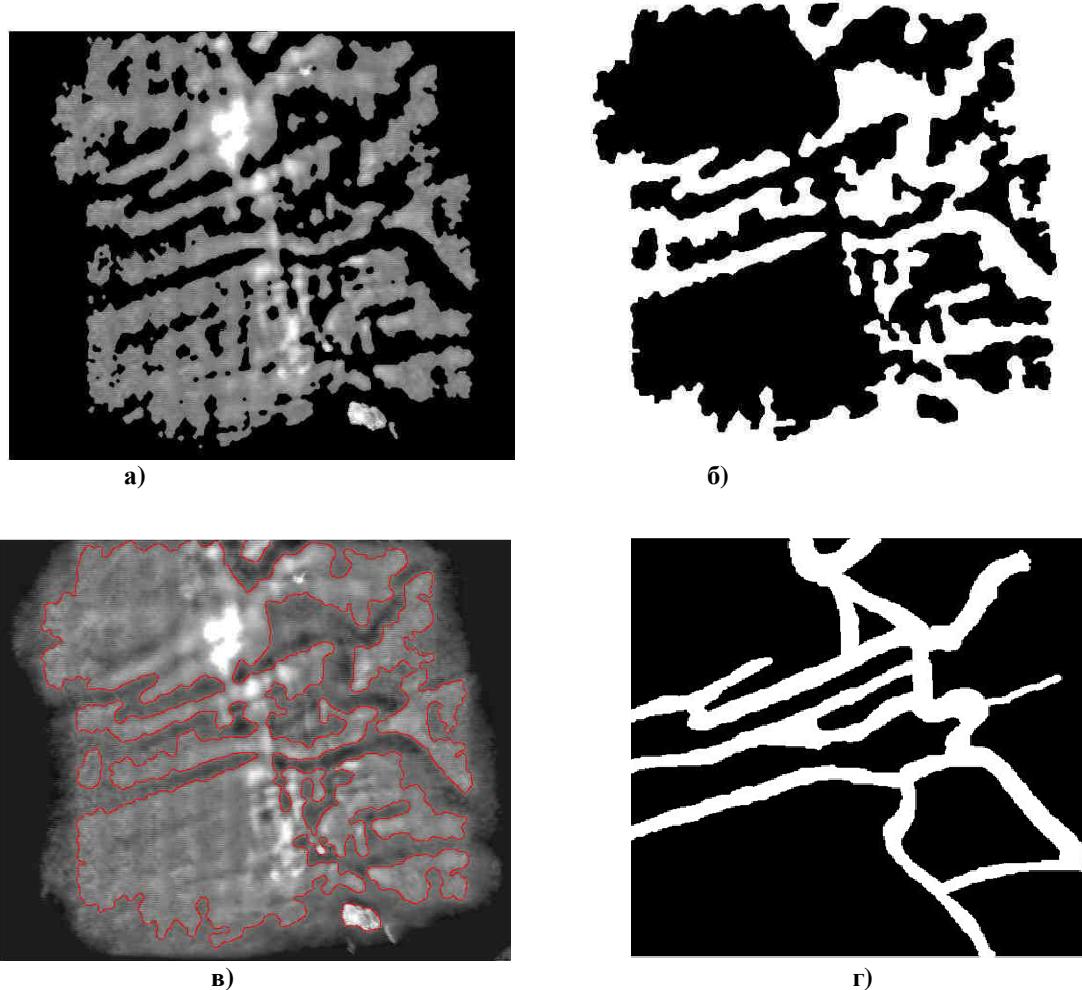


Рисунок 2 – Расчет маски кровеносного русла

а) Сумма локальных пороговых слоев; б) Бинарная маска после морфологической обработки изображения а); в) Контур маски, нанесенный поверх исходного изображения; г) Опорная сосудистая маска, нарисованная вручную

Сравнение опорной и автоматически вычисленной масок выявляет тесную взаимосвязь между вероятностью правильного обнаружения проекции кровеносного русла и условиями регистрации изображения. Так же, в среднем, наблюдается совпадение 67 % пикселей масок проекции кровеносного русла и 93 % пикселей масок проекции окружающих тканей. В основном, причиной низкого уровня правильного распознавания проекции кровеносного русла является неравномерность освещения (центральный блик), влияние которого хоть и уменьшается с помощью предварительной обработки, но все же остается существенным. Вероятно, наиболее эффективным способом устранения этого артефакта является практическая настройка системы освещения в следующем поколении прототипа БИК диафанскопа. Кроме этого, за счет использования современных полупроводниковых датчиков

изображения, следующий прототип будет делать снимки с более высоким пространственным разрешением и контрастом.

Разработка алгоритмов параметризации и измерения структурных характеристик кровеносного русла ведется нами уже сейчас, специально для этого синтезируются виртуальные изображения, лишенные артефактов освещения. Проверка алгоритмов на реальных изображениях препятствует высокая чувствительность к условиям освещения объекта. Для решения этой проблемы, нужно либо проводить специальную нормализацию изображений, либо разработать методы обработки независимые от условий освещения, например, на базе вейвлет преобразования. Такой подход требует более длительной и сложной обработки изображений, что в то же время требует большей вычислительной мощности программно-аппаратных средств. Представленный в настоящей работе алгоритм можно рассматривать как первый шаг и ориентир для дальнейшего развития БИК диафаноскопии и автоматизированной морфометрии кровеносного русла в целом.

Библиографический список

1. Г. М. Хенман, А. А. Таранов, А. В. Колпаков, Н. И. Спиридонов. Инфракрасная диафаноскопия тканей пародонта, МГТУ им. Н.Э. Баумана, 2012;
2. W. Clark Photography by Infrared - Its Principles and Applications. p. 504, 2007.
3. Г. М. Хенман, А. А. Таранов, А. В. Колпаков, Н. И. Спиридонов. Модель количественного описания структуры кровеносного русла, МГТУ им. Н.Э. Баумана, 2012;
4. G. M. Henman, A. A. Taranov, A. V. Kolpakov, I.N. Spiridonov. Extraction of Morphological Parameters from Vascular Structures, МГТУ им. Н.Э. Баумана, 2012;
5. N. Otsu. A threshold selection method from gray-level histograms. IEEE Trans. Sys., Man., Cyber. 1979;

DIGITAL IMAGE PROCESSING TECHNIQUES TO SEGMENT THE BLOODSTREAM

Henman G.M., Taranov A.A., Kolpakov A.V., Spiridonov I.N.
Bauman Moscow State Technical University
gustav@henman.se

This method for contrast enhancement and detection of vascular structures are developed as a part of the research on near infrared (NIR) transillumination carried out at Bauman Moscow State Technical University (BMSTU). The wavelength of infrared light gives contrast between blood vessels and underlying tissue thanks to the difference in optical properties between blood and surrounding tissue [1]. Some vascular diseases have symptoms which affects the structural properties of blood vessels [2]. It is therefore interesting to investigate the possibilities to use infrared transillumination for vascular diagnostic purposes. A system to parameterize vascular structures as well as an algorithm for implementation of it, has previously been developed [3][4] (will be published during the spring 2012).



ПРИМЕНЕНИЕ ФАР ДЛЯ ФОКУСИРОВКИ ЭЛЕКТРОМАГНИТНОГО ПОЛЯ ВО ВНУТРЕННИХ ТКАНЯХ ГОЛОВЫ ЧЕЛОВЕКА

Дементьев В.К., Гаврилов В.М., Никитин О.Р.
Владимирский государственный университет
имени Александра Григорьевича и Николая Григорьевича Столетовых
olnikitin@mail.ru

В настоящее время известно большое количество работ, посвященных фокусировке электромагнитного поля в полупространстве [1-3]. При этом предполагается решение разнообразных задач: медицинская диагностика и терапия, геофизические и экологические исследования. Общим недостатком работ является упрощенная электродинамическая модель фокусирующего устройства и исследуемой среды. Поэтому результаты этих публикаций можно рассматривать как приближенную оценку решаемых задач.

Предлагается решение строгой электродинамической задачи, связанной с попыткой использования линейной антенной решетки, сфокусированной в ближней зоне внутри черепной коробки человека. В качестве биофизической модели головы человека использовалась компьютерная модель, приведенная на рисунке 1.

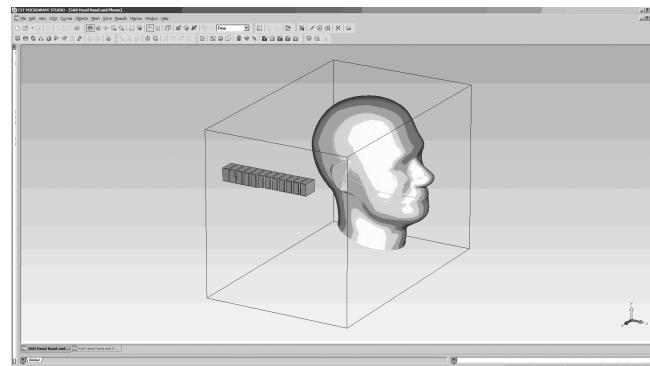


Рисунок 1 – Компьютерная модель головы

Линейная решетка образована открытыми концами прямоугольных волноводов, поляризованных параллельно плоскости расположения излучателей. Моделирование выполнено на частоте 10ГГц. Поперечное сечение волноводов 23x10мм обеспечивало одномодовый режим с волной H_{10} . Электродинамические параметры оболочки компьютерной модели черепной коробки имели значения $\epsilon = 3.7$, $\sigma = 0.0016 \text{ См} / \text{м}$ на частоте 10ГГц. Внутренняя часть фантома характеризовалась следующими параметрами: $\epsilon = 40.0 + j14.0$ на частоте 10ГГц. Число излучателей в антенной решетке задавалось равным 10. Интенсивность поля в излучающем раскрытии каждого излучателя 3722 В/м. Точка фокусировки антенной решетки располагалась в середине черепной коробки.

Первоначально были рассмотрены фокусирующие свойства антенной решетки в свободном пространстве. Результаты компьютерного моделирования соответствующие этому случаю приведены на рисунках 2-5.

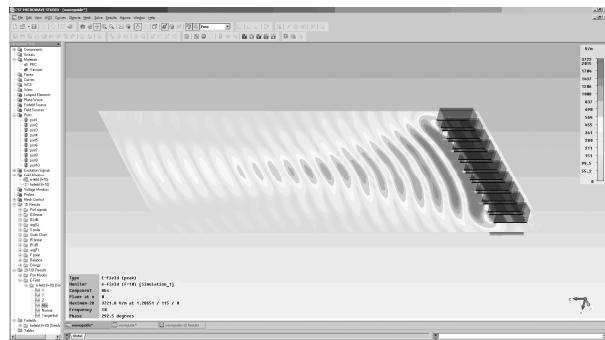


Рисунок 2

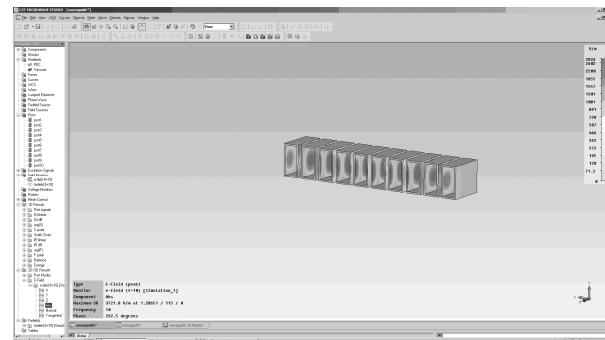


Рисунок 3

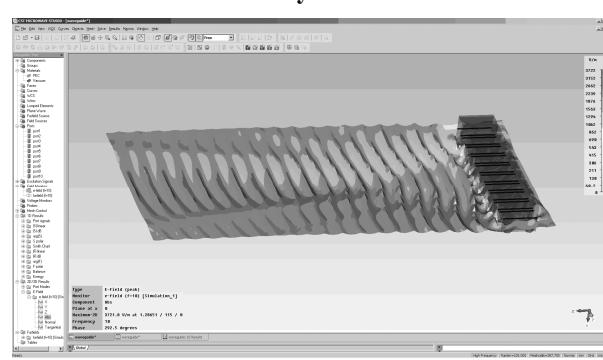


Рисунок 4

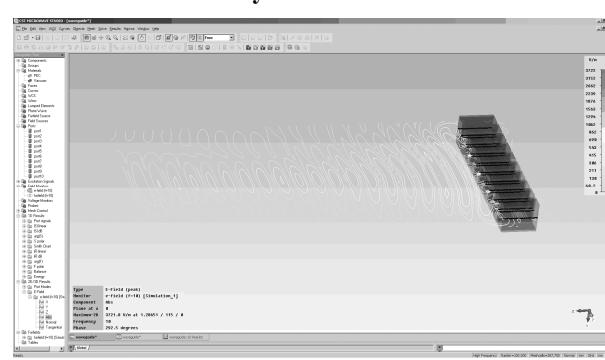


Рисунок 5

Интенсивность поля характеризуется световой гаммой. Световые градации для разных уровней приведены на рисунках справа. Как следует из рисунка, распределение поля имеет выраженную фокальную область, максимум напряженности поля в которой равен 1206 В/м и расположен в районе расчетной фокальной точки. Фокальная область имеет веретенообразную форму, вытянутую вдоль фокальной оси. Размеры фокальной области, определяемые уменьшением уровня напряженности на 3дБ относительно максимального значения, характеризуется значениями порядка λ_0 - вдоль фокальной оси и $0.5\lambda_0$ в поперечной плоскости. При этом имеется характерная особенность, которая практически не рассматривались авторами предыдущих публикаций: наличие области последующего расфокусирования.

Во второй части виртуального эксперимента рассматривалась фокусировка поля в средней части черепной коробки человека. Результаты компьютерного моделирования этого случая приведены на рисунках 6-9.

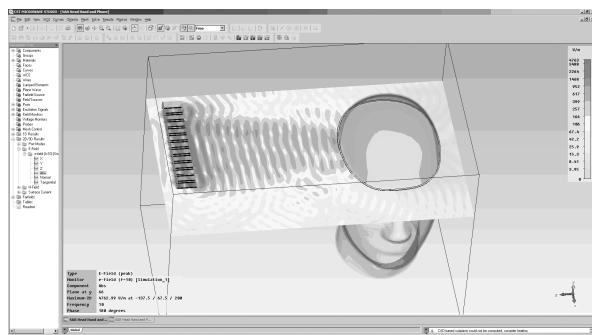


Рисунок 6

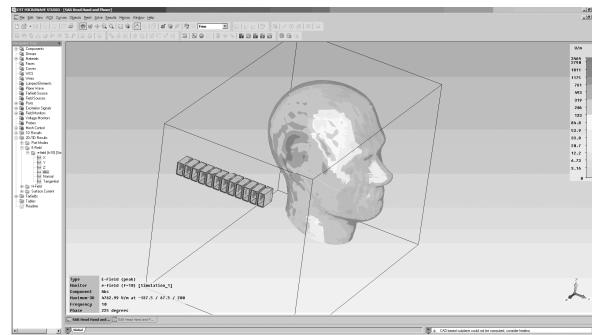


Рисунок 7

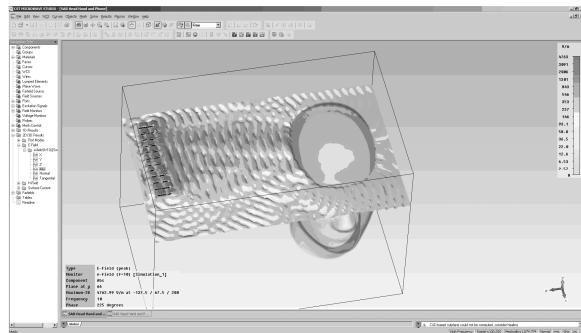


Рисунок 8

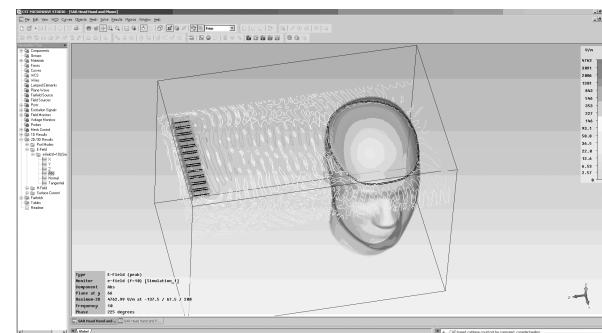


Рисунок 9

Из них следует, что падении на биологическом объекте с высокой электродинамической плотностью, поле внутрь объекта практически не проникает, частично рассеиваясь и дифрагируя на внешней оболочке с выраженным максимумом интенсивности в поверхностном слое. В рассматриваемом случае интенсивность поля во внутренних точках муляжа, включая точку фокусировки, не превышала 3.95 В/м. При этом в поверхностном слое интенсивность поля достигала значение значения 257 В/м.

Таким образом, на основании приведенных результатов можно сделать заключение о невозможности формирования сфокусированного электромагнитного поля внутри черепной коробки из за контраста электродинамических параметров сред. Для повышения проникающей способности поля требуется введение дополнительных элементов в экспериментальную установку, обеспечивающих пространственное согласование («просветление») характеристических сопротивлений окружающего пространства и исследуемого объекта.

Библиографический список

1. Бережной Р.Ю., Сильянова Т.В., Гаврилов В.М., Никитин О.Р. Возможность применения сфокусированной в ближней зоне фазированной антенной решетки для диагностики гипертермии. Биомедицинская радиоэлектроника, 2000 г., № 6, с. 49.

2. Гаврилов В.М., Бережной Р.Ю., Никитин О.Р. ,Компьютерное моделирование антенной решетки, сфокусированной в ближней зоне. Материалы Всероссийской конференции «Излучение и рассеивание ЭМВ». Таганрог, Россия, 2001 г., с. 169.

3. Никитин О.Р., Смирнов В.Ю. Проектирование сфокусированных плоских антенных решеток с заданной конфигураций // Проектирование и технология электронных средств. №1, 2010, стр. 28-31.

APPLICATION FOR FAR FOCUSING OF ELECTROMAGNETIC FIELD IN THE INTERIOR OF HUMAN TISSUE HEAD

Dementiev V.K., Gavrilov V.M., Nikitin A. R.
Vladimir State University

By computer modeling possibility of focusing of the microwave oven of an electromagnetic field in the phantom simulating on electrodynamic parameters biological fabrics and fragments of a head of the person was investigated. It is shown that from for low getting ability on border with biological object, the effect of concentration of a field in internal points of a head of the person is impossible. As a variant of a solution of a problem introduction of a "clarifying" layer is offered.

Keywords:

The phased antenna array, focusing of an electromagnetic field, the biological phantom.



МАТЕМАТИЧЕСКИЙ АНАЛИЗ ОСОБЕННОСТЕЙ АЛЛОИММУНИЗАЦИИ ГРУППОВЫМИ АНТИГЕНАМИ ЭРИТРОЦИТОВ У ДОНОРОВ В ЗАВИСИМОСТИ ОТ ПОЛА И ВОЗРАСТА

Смирнова О.Н., Смирнов А.А., Набродов П.А., Хлипавка Н.А.
Ставропольский государственный университет

Иммунологическая безопасность гемокомпонентов основывается на выполнении комплекса организационных, медицинских и технических мероприятий, в числе которых важное место принадлежит скринингу антиэритроцитарных аллоантител у доноров. Выявление сенсибилизованных к антигенам эритроцитов доноров является важнейшим условием профилактики посттрансфузионных осложнений у реципиентов гемокомпонентов [1]. Присутствие у реципиента антител против антигенов переливаемой крови неблагоприятно сказывается на сроках приживления донорской крови и возможности полноценного функционирования эритроцитов. Объекты растительного и животного мира содержат полисахариды, гликолипиды и гликопротеины, подобные групповым антигенам эритроцитов человека [2]. Будучи сильными иммуногенами, эти вещества проникают в организм с продуктами питания, вследствие паразитарных инвазий, инфекций, а также в процессе обычного взаимодействия организма с микрофлорой кожи, дыхательных путей, мочеполовой системы, пищеварительной системы. При этом частота и специфичность антиэритроцитарных аллоантител у доноров крови, проживающих в Ставропольском крае, мало исследованы [2]. Для решения вышеуказанной задачи актуально исследовать группы крови доноров в зависимости от пола и возраста. Анти-А и анти-В антитела можно обнаружить в сыворотке крови человека в возрасте нескольких месяцев. Иногда они присутствуют уже при рождении, однако большинство антител, присутствующих в пуповинной крови, имеют материнское происхождение. Выработка антител увеличивается, достигая своего максимального уровня к 5-10 годам жизни, и затем снижается. Пожилые люди, как правило, имеют более низкие показатели экспрессии анти-А и анти-В, чем подростки.

Как показали дальнейшие исследования, эти факторы имеют корреляционную взаимосвязь.

Цель исследования: провести анализ особенностей аллоиммунизации групповыми антигенами эритроцитов в зависимости от пола и возраста на примере доноров резерва на базе ГБУЗ «Ставропольская краевая станция переливания крови».

Материалы и методы исследования: было обследовано 59 доноров резерва, проживающих в Ставропольском крае. Первичное исследование крови доноров проводили с использованием

моноклональных антител анти-А, анти-В на плоскости и в гелевом тесте с использованием микроцентрифуги и диагностических карт ABO/RH DiaMed-ID. Полученные в результате биологического исследования данные обрабатывали на персональном компьютере с помощью программы Microsoft Excel.

Результаты:

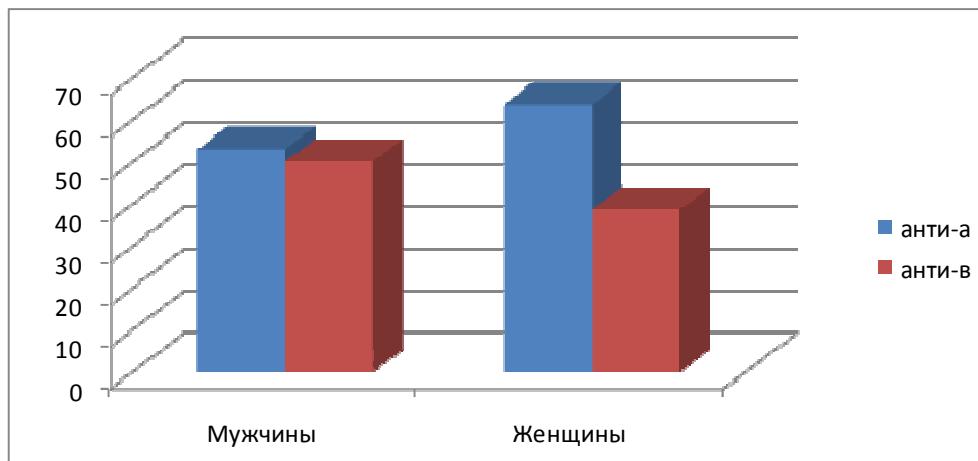


Рисунок 1 - Зависимость титра антител от возраста доноров

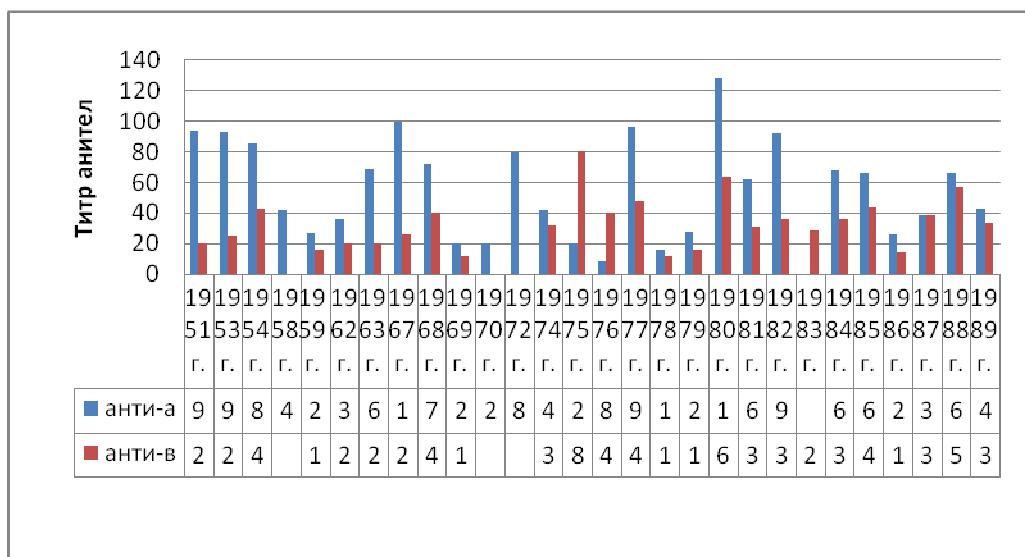


Рисунок 2 - Зависимость титра антител от пола

Были обработаны данные 59 доноров различного возраста. Возраст самого взрослого донора составил 59 лет. Самого молодого 21 год. Средний возраст доноров 35 лет. Средний титр антител α у доноров рожденных в 1951 году равен 94. Титр антител β у этих же доноров значительно меньше и равен 20. У доноров рожденных в 1953 году титр антител незначительно отличается от показателей предыдущих доноров. Средний титр антител α равен 93, а антител β несколько выше и равен 25. У доноров рожденных в 1954 году антител α уменьшился до 85,3. Титр антител β увеличился и равен 42,6. Средний титр антител антител α у доноров 1958 года рождения равен 42. Титр антител α у доноров рожденных в 1959 году равен 26,6, антител β 16. Титр антител α у доноров рожденных в 1962 году равен 36, а антител β 20. У доноров рожденных в 1963 году титр антител α несколько увеличился в сравнении с предыдущими донорами и равен 68,57, а титр антител β равен 20. У доноров рожденных в 1967 году титр антител α значительно выше чем у остальных доноров и равен 110,6. Титр антител β равен 27,42. Намечена динамика увеличения титра антител с возрастом донора. Чем старше донор тем больше титр антител. Это связано, возможно, с белковой природой антител и их способностью надолго сохраняться в организме.

Среди этих же доноров распределение по полу было таким: 40 женщин и 19 мужчин. Средний титр антител анти-А у женщин значительно выше (63, 67), чем у мужчин (53,56). Титр анти-В антител у женщин ниже (38,7), чем у мужчин(50,14) и является самым маленьким показателем. Средний титр анти-А антител у мужчин ниже, чем у женщин, но концентрация анти -В антител выше, чем у женщин. У лиц мужского пола не наблюдается значительной разницы между концентрацией анти-А и анти-В антител.

Выводы

1. Существует корреляционная взаимосвязь с полом доноров резерва (у женщин данные показатели более подвержены изменениям в течении жизни, из-за указанных в анамнезе неоднократных беременностей и родов).
2. У мужчин титр анти-А антител и анти-В антител находится в равных пределах, что подтверждают данные за ряд лет (2003-2010гг) и свидетельствует о преимущественном предпочтении более частых донаций у лиц мужского пола.
3. Более молодой возраст предпочтительнее для кровосдачи, ввиду того, что намечена динамика увеличения титра антител с возрастом донора. Чем старше донор, тем больше титр антител.

Библиографический список

1. Н.В. Минеева «Группы крови человека. Основы иммуногематологии», Санкт-Петербург, 2004 г.
2. И.М.Бромилов «Гелевая технология в серологии групп крови». Опубликовано в журнале «Вестник службы крови России», №1, 1998 г.

MATHEMATICAL ANALYSIS OF ALLOIMMUNIZATION GROUP ANTIGENS OF RED BLOOD CELLS FROM DONORS, DEPENDING ON OF BOTH SEXES AND THE OF AGE

Smirnova O.N., Smirnov A.A., Nabrodov P. A., Hlipavka N.A.
Stavropol State University

Data were processed 59 donors of different ages. The age of the adult donor was 59 years old. The youngest 21 years old. The average age of donors 35 years. Speaker is scheduled to increase in antibody titer with age donor. The older the donor the greater the antibody titer. This is due perhaps to the protein nature of antibodies and their ability to remain permanently in the body. Among the donors of the same sex distribution was: 40 women and 19 men. The average antibody titer of anti-A significantly higher among women (63, 67) than men (53.56). There is a correlation relationship with the donor pool sex (women more than these figures are subject to change throughout life, because of a history of repeated pregnancies and births).

In men, the titer of anti-A antibodies and anti-B antibodies is equal to the limits, which is confirmed by data from a number of years (2003 and 2010) and indicates the predominant preference for more frequent donations in males.

Younger age is preferable for krovosdach, because the speaker is scheduled to increase in antibody titer with age donor. The older the donor, the greater the antibody titer.



РОЛЬ ЭНЕРГЕТИЧЕСКИХ ХАРАКТЕРИСТИК БИОЛОГИЧЕСКИ АКТИВНЫХ ТОЧЕК В ДИАГНОСТИКЕ ЭРЕКТИЛЬНОЙ ДИСФУНКЦИИ У БОЛЬНЫХ САХАРНЫМ ДИАБЕТОМ

Чуев А.С., Цуканова М.Н., Шашков А.В.

Юго-Западный Государственный Университет, г. Курск
chuevas@yandex.ru, margorf@yandex.ru, andros-83@mail.ru

Имеющие многовековую историю, методы акупунктурной диагностики, получили в настоящее время научное обоснование. Многочисленными исследованиями отечественных и зарубежных ученых, включая работы кафедры биомедицинской инженерии ЮЗГУ, была доказана достаточная

диагностическая и лечебная эффективность методов электрорефлексодиагностики и электрорефлексотерапии для большого класса медицинских задач. Их использование на ранних стадиях заболевания, когда клинические проявления болезни практически отсутствуют, создает предпосылки дифференцированного подбора профилактических мероприятий на стадии предболезни.

Биохимические процессы, происходящие в организме, - это химические реакции. Развитие патологического процесса в органе изменяет скорости происходящих в организме химических процессов, а, следовательно, и измеряемый на меридиане ток, относящийся к этому органу. В результате равновесие нарушается, о чем свидетельствует повышение сопротивления кожи человека в биологически активных точках (БАТ). Это оценивается как изменение компенсаторно-адаптационных механизмов, проявляющееся в патологии органов и систем.

Значение этих данных для медицины трудно переоценить. По реакции организма и группе активных точек можно определить наличие патологического процесса, аллергическую реакцию на медицинские препараты и пищевые продукты, эффективность медицинских и гомеопатических препаратов, назначаемых врачом.

Одним из наиболее достоверных и наглядных методов диагностики патологии внутренних органов считается метод Р Фолля и его модификации.

В соответствии с этим методом считаемся, что при измерении электрического сопротивления определенной выборки БАТ, сопротивление которых соответствует состоянию конкретных внутренних органов, можно по изменению сопротивления контролировать изменения в этих органах.

В ходе проведенных исследований нами было установлено, что эти методы можно использовать как методы прогнозирования, ранней диагностики эректильной дисфункции в сочетании с хроническим простатитом и лечения эректильной дисфункции у больных сахарным диабетом.

В качестве энергетической характеристики БАТ было выбрано их сопротивление, измеряемое на переменном токе частотой 1 кГц и силой 2мкД. При этом, в качестве носителей соответствующих функций принадлежностей, используется относительная разность между номинальными значениями энергетических характеристик БАТ и их текущими значениями. То есть,

$$\delta R = \frac{R_{H_i} - R_{T_i}}{R_{H_i}} \cdot 100\%,$$

где R_{H_i} - сопротивление БАТ с номером i , измеренное на репрезентативной группе здоровых людей; R_{T_i} - сопротивление БАТ с номером i у испытуемого (пациента).

Считается, что для «нормального» состояния организма диапазон значений электрического сопротивления в БАТ в среднем составляет от 3 Ком до 500 Ком. Чем больше значение электрического сопротивления контролируемой точки (органа) выходит за пределы допустимого значения, тем сильнее выражен патологический процесс. Само положение диапазона допустимых значений для каждого конкретного человека сугубо индивидуально и определяется ею конституцией (телосложением), электропроводностью его тканей и т.п.

Анализ известных атласов меридиан показал, что прямого представительства ситуации «эректильная дисфункция» на меридианах и внemerидианах БАТ нет. Однако имеются точки связанные с более общим понятием урологических заболеваний. Проведенными исследованиями было показано, что эти точки сами по себе не обладают достаточной информативностью для однозначной диагностики такого заболевания как эректильная дисфункция. Однако, в совокупности с другими информативными признаками, их электрические характеристики могут использоваться для уточнения соответствующего диагноза. Кроме того, эти точки могут использоваться при комплексной терапии эректильной дисфункции в сочетании с другими методами лечения.

Для решения этой задачи на первом этапе определены информативные точки для ситуации «эректильная дисфункция», которые могут подтвердить искомое состояние и исключить остальные мешающие ситуации, то есть диагностически значимые точки (ДЗТ). [1] Для этого:

1. Отобраны точки, имеющие связь с ситуацией «болезни мочеполовых органов», «болезни мужских половых органов»: III 28,29,30,45; IV 4,6,10,11,12,14,15; VII 23,27,28,31,32,33,34,36,37,52; VIII 3,5,6,8,10,11,12,13,14; XII 1,2,3,4,5,8,9,11; XIII 1,2,4; XIV 1,2,3,4,5,6,7.

2. Отобранные точки классифицированы по их локализации на основании знаний об иннервации половых органов. Известно, что основная роль принадлежит симпатической нервной системе, центробежные волокна которой берут начало в сегментах T10-L2, и парасимпатической иннервации из преганглионарных нейронов, расположенных в среднебоковом сером веществе L5-S1

сегментов спинного мозга или боковых рогах спинного мозга в сегментах S2-S4. Симпатическая и парасимпатическая иннервация полового члена и предстательной железы имеют большое сходство, и мы считаем, что диагностика эректильной дисфункции у больных сахарным диабетом по БАТ позволяет установить сочетание эректильной дисфункции и простатита у больных сахарным диабетом. Таким образом, репрезентативными зонами для электропунктурной диагностики являются билатеральные паравертебральные точки кососегментарных простаты по симпатической иннервации дерматомов T10-L2, и дерматомов L4-S3 – зоны отраженных болей из простаты и полового члена, кососегментарных соматической иннервации тазового дна (III28,29,30, VIII 11,12,13,14, VII28,31,32,33, XIV2,3,4). С учетом этого, из списка точек исключены точки, располагающиеся за пределами вышеперечисленных дерматомов.

3. Для всех БАТ (Y_s), выписывается список ситуаций (X_k) (симптомов и синдромов). Составляется таблица связей БАТ и списков ситуаций с ними связанных.

С использованием алгоритма выбора ДЗТ определён список информативных БАТ который включает точки III30, VII31, VIII12, XIV2, из них в качестве ДЗТ может использоваться тройка точек III30, VII31, VIII12. Указанные точки расположены на различных меридианах, иннервируются из различных дерматомов, имеют различный список «мешающих» ситуаций, что обуславливает высокую специфичность диагностики эректильной дисфункции в сочетании с простатитом у больных сахарным диабетом при одновременном изменении энергетических характеристик этих точек.

4. На контрольной выборке больных сахарным диабетом (100 человек) определены номинальные показатели электрического сопротивления БАТ. Исследование проводилось в одинаковое время суток током отрицательной полярности 50 мА, с постоянной силой давления на аккупунктурную точку около 20 кг/мм² подпружиненным электродом перпендикулярно поверхности кожи (таблицы 1-4).

Таблица 1 - Значения электрического сопротивления БАТ III30

Значение электрического сопротивления БАТ, кОм	Количество человек
>200	2
175-200	11
150-174	23
125-149	61
100-124	3

Таблица 2 - Значения электрического сопротивления БАТ VIII12

Значение электрического сопротивления БАТ, кОм	Количество человек
>200	5
175-200	8
150-174	20
125-149	63
100-124	4

Таблица 3 - Значения электрического сопротивления БАТ VIII12

Значение электрического сопротивления БАТ, кОм	Количество человек
>200	4
175-200	9
150-174	26
125-149	58
100-124	3

Таблица 4 - Значения электрического сопротивления БАТ XIV2

Значение электрического сопротивления БАТ, кОм	Количество человек
>200	3
175-200	10
150-174	25
125-149	57
100-124	5

Таким образом, анализируя полученные данные, следует отметить сходные значения показателей сопротивления ДЗТ. Учитывая, что наиболее частыми показателями были значения более 125 кОм (по БАТ III30 - у 97% обследованных, по БАТ VIII12 – у 96%, по БАТ VIII12 – у 97%, по БАТ XIV2 - 95 %), за номинальное принято значение электрического сопротивления ДЗТ – 125 кОм.

Используя в качестве основного математического аппарата нечеткую логику принятия решений, построены функции принадлежностей $\mu_{\omega}(\delta R_i)$ по заболеванию эректильной дисфункции в сочетании с хроническим простатитом по шкале отклонений измеряемых показателей от их номинальных значений δR_i . За пороговое значение δR_i принимаются: $\delta R_i^{nop1} = 10\%$ или $\delta R_i^{nop2} = -50\%$; [2]

Далее производится синтез решающих правил для диагностики эректильной дисфункции у больных сахарным диабетом по электрическому сопротивлению БАТ. Для этого введены следующие обозначения: δR_1 - отклонение электрического сопротивления БАТ III30 от его номинального значения; δR_2 – для точки VII31; δR_3 - для точки VIII12; δR_4 - для точки XIV2. [3] С учетом принятых сокращений получаем нечеткое решающее правило:

ЕСЛИ $((\delta R_1 \text{ И } \delta R_2 \text{ И } \delta R_3) \geq \delta R_i^{nop1}) \text{ ИЛИ } ((\delta R_1 \text{ И } \delta R_2 \text{ И } \delta R_3) \leq \delta R_i^{nop2})$ ТО
 ЕСЛИ $[(\delta R_1 \geq 10\%) \text{ И } (\delta R_2 \geq 10\%) \text{ И } (\delta R_3 \geq 10\%)] \text{ ИЛИ}$
 $[(\delta R_1 \leq 50\%) \text{ И } (\delta R_2 \leq 50\%) \text{ И } (\delta R_3 \leq 50\%)]$ ТО
 $[\text{КУ}_{\text{БАТ}}(i+1) = \text{КУ}_{\text{БАТ}}(i) + \mu_{\omega}(\delta R_{i+1}) \cdot [1 - \text{КУ}_{\text{БАТ}}(i)]]$ ИНАЧЕ $[\text{КУ}_{\text{БАТ}}=0]$,

где $\text{КУ}_{\text{БАТ}}$ – коэффициент уверенности по диагнозу ЭД, определяемый по величине измерения электрического сопротивления ДЗТ; $\text{КУ}_{\text{БАТ}}(1) = \mu_{\omega}(\delta R_1)$.

Проведенные расчеты по выбранным функциям принадлежности показали, что при всех максимальных значениях $\mu_{\omega}(\delta R_i)$, $\text{КУ}_{\text{БАТ}}$ достигает величины 0,4. Полученный коэффициент уверенности не достаточен для самостоятельного практического использования для диагностики эректильной дисфункции в сочетании с хроническим простатитом у больных сахарным диабетом, что требует поиска дополнительных информативных признаков с синтезом соответствующих частных и финальных решающих правил. Однако, применение БАТ позволяет значительно повысить эффективность других методов прогнозирования эректильной дисфункции.

Библиографический список

1. Кореневский Н.А., Рудник М.И., Рудник Е.М. Энергоинформационные основы рефлексологии: Монография. - Курск, 2001. 236 с.
2. Горобец Ю.Н. Система поддержки принятия решений по управлению лечебно-диагностическим процессом в рефлексотерапии // Автореф. дис... канд. мед. наук: Воронеж, 2001.- 17 с.
3. Кореневский Н.А. Синтез моделей взаимодействия внутренних органов с проекционными зонами и их использование в рефлексодиагностике и рефлексотерапии: Монография. – Курск, 2005. 223 с.

ROLE OF BIOLOGICALLY ACTIVE POINTS POWER CHARACTERISTICS IN ERECTILE DYSFUNCTION'S DIAGNOSTICS AT SICK OF A DIABETES

A.S. Chuev, M.N. Tsukanova, A.V. Shashkov

Southwest State University, Kursk

chuevas@yandex.ru , margorf@yandex.ru , andros-83@mail.ru

Having centuries-old history, acupuncture diagnostics methods, have received now a scientific background. Numerous researches of domestic and foreign scientists, including works of Southwest State University's biomedical engineering faculty, had been proved sufficient diagnostic and medical efficiency of electroreflexodiagnostics and electroreflexotherapy methods for the big class of medical problems, including erectile dysfunction diagnostics. Using mathematical modelling methods, we established, that research of power characteristics of biologically active points significantly raises efficiency of early erectile dysfunction diagnostics.

Keywords: biologically active point, erectile dysfunction, Foll's method.

ПАРАМЕТРЫ ИНФОРМАЦИОННОЙ ЭНТРОПИИ ДИАГРАММЫ РИТМА СЕРДЦА

Кузнецов А. А.

Владимирский государственный университет

имени Александра Григорьевича и Николая Григорьевича Столетовых

artemi-k@mail.ru

Введение

При регистрации электрокардиограммы (ЭКГ) человека основными факторами влияния оказываются степень отклонения функционального состояния организма от условной нормы [1], а также двигательная, психическая и эмоциональная активность. Необходимым условием снижения этих влияний является создание относительного покоя с адаптацией к регистрации ЭКГ молодого здорового человека. В таких случаях ритмограмма сердца характеризуется нормализацией распределения с максимальным значением информационной энтропии [2, 3]. Это позволяет при структурно-топологическом анализе диаграмм ритма сердца (ДРС) использовать их идеализированное приближение, виртуальные ДРС (вДРС), в форме цифровых рядов, полученных генерацией случайных чисел по нормальному закону распределения с основными параметрами реальных ритмограмм [3]. Количественной оценкой вклада хаотической составляющей в структуру ритма сердца служит информационная энтропия обеих ДРС. Цель работы – определение параметров информационной энтропии при минимальном действии факторов влияния на ее величину.

Расчетная погрешность информационной энтропии

Существует известный постулат о необходимости «платы» в форме энергии за получаемую информацию: энтропия системы повышается на величину, по крайней мере, равную ее понижению за счет полученной информации [4]. Это означает [5], что количество информации I^* , приобретаемое физической системой X , при полном выяснении ее состояния, равно энтропии системы:

$$H(X) = - \sum_{i=1} p_i \log_2 p_i \quad (1)$$

Степень неопределенности состояния системы может определяться и вероятностями (p_i) ее возможных состояний, и их количеством [5], поэтому возникает возможность перехода от вероятностных категорий к макропараметрам ДРС. Предположим, что величина Δx достаточно мала, а объем n выборки, получаемый при измерениях цифрового ряда значений x , достаточно велик ($n \rightarrow \infty$). После несложных алгебраических преобразований с использованием формулы Стирлинга $n! \approx \sqrt{2\pi n} n^n e^{-n}$, получим [6]:

$$I^* = \frac{A}{n} \left[\ln \frac{n!}{\prod_{i=1}^k n_i!} + B \right], \quad (2)$$

где n , n_i – количество дискретных значений R-R интервалов в анализируемой выборке и на i -том ярусе, соответственно, $i = 0, 1, 2, \dots, k$, $A = 1/\ln 2$ – переводной коэффициент. Параметр информационной энтропии:

$$B = 0,5[\ln \prod_{i=1}^k n_i + 1,84(k-1)]. \quad (3)$$

В общем виде формула (2) может быть представлена в виде:

$$I^* = \frac{A}{n}[\ln \Gamma + B], \quad (4)$$

где полиномиальный коэффициент Γ приобретает смысл аналога термодинамической вероятности и определяет число микросостояний (комбинаций), посредством которых реализуется макро-состояние системы X ритма сердца. Величина абсолютной погрешности $\Delta I^* = AB/n$ определена величиной B и падает обратно-пропорционально росту объема выборки n .

После небольших алгебраических преобразований в формуле (3) получаем:

$$B = 0,5[(k-1)(\ln n + 1,84) + \ln \prod_{i=1}^k f(k_i)] \quad (5)$$

Величина B определена количеством $k = k_{\text{я}}^*$ рабочих ярусов на ДРС, а также в меньшей степени объемом n выборки и функцией плотности вероятности $f(k_i)$ распределения дискретных значений R-R интервалов на «рабочих» ярусах ДРС. Отметим, что второе слагаемое в квадратной скобке формулы (4) всегда отрицательное, а его модуль в значительной степени определен формой распределения и количеством $k_{\text{я}}^*$ «рабочих» ярусов на ДРС. Реальное выборочное распределение стремится к теоретическому распределению плотности вероятностей при увеличении объема выборки в приближении $n \rightarrow \infty$. Очевидно, что при этом величина B будет расти, а ΔI^* – уменьшаться. Таким образом, параметр B определяет методическую систематическую расчетную погрешность, влияющую на конечное значение I^* .

Для проверки этого утверждения и определения характеристики абсолютной погрешности ΔI^* проведем анализ ее зависимости от формы функции $f(k_i)$ и величин k и n . Заметим, что в формулах (2, 3, 5) используемое обозначение количества ярусов k следует трактовать как количество наполненных («рабочих») ярусов $k_{\text{я}}^*$ [3]. В противном случае произведение n_i будет равно нулю, так как для конечных рядов всегда найдется хотя бы один незаполненный ярус значений на диаграмме. Исключением этого утверждения является равномерное распределение, для которого формула (3) может быть представлена в виде:

$$B = 0,5[(k-1)(\ln n + 1,84) - k \ln k] \quad (6)$$

Для этого случая для разных значений n и σ по описанной выше технологии формировались вДРС с заданным значением стандартного отклонения σ . Далее определялось количество «рабочих» ярусов, и все значения равномерно распределялись по ним. Таким образом, рассматривается предельный случай плоской кривой экспериментального полигона распределения. На рисунках 1, *a*, *b* приведен результат оценки влияния величины B для ряда с равномерным распределением в интервалах реальных значений k (5 – 600) [3], n (100 – 10000). Величина абсолютной погрешности $\Delta I^* = AB/n$ с ростом n асимптотически стремится к нулю, но при принятой точности расчета величиной B можно пренебречь лишь при $n > 5000$ (рисунок 1, *b*). Здесь и далее объектом анализа является вДРС, и при обозначении информационной энтропии и ее параметров индекс «г», признак отличия виртуальной ДРС, не приводится.

Если расчет информационной энтропии по формуле (1) связан с проблемой определения количества столбцов гистограммы ДРС, то расчет по формуле (4) – с определением величины параметра B .

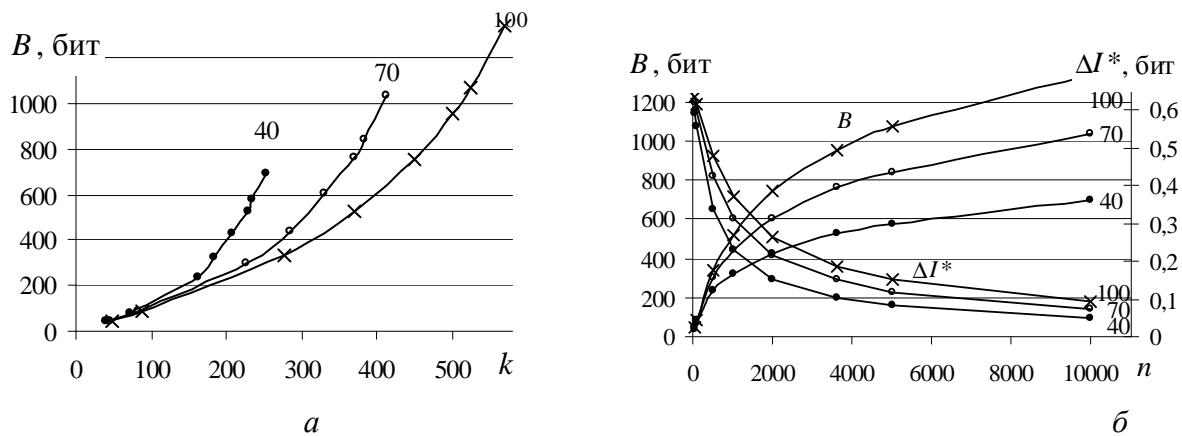


Рисунок 1 - Графики зависимости $B(k(n), \sigma)$ (а) и $\Delta I^*(n, \sigma, k = 200)$ (б) при равномерном распределении отсчетов для трех значений σ : 40 мс (•), 70 мс (○) и 100 мс (×)

Анализ расчетной погрешности информационной энтропии ДРС

Известно [2, 3, 5], что распределение точечных значений R-R интервалов на ДРС здорового молодого человека, находящегося в стационарном состоянии относительного покоя, подчиняется нормальному закону при $n \rightarrow \infty$. Для таких объектов исследования форма функции $f(k_i)$ *a priori* известна и не является целью исследования. В таком случае требования оптимального количества m столбцов гистограммы для обеспечения гладкости кривой экспериментального полигона распределения теряют свою значимость. Тем не менее количество столбцов гистограммы сильно влияет на величину информационной энтропии как в части определения полиномиального коэффициента Γ , так и при определении параметра B (см. формулы (3 – 5)).

При заданной вариации значений R-R интервалов на ДРС сужение интервалов гистограммы приводит к росту их числа m . Это приводит к уменьшению значения знаменателя в формуле полиномиального коэффициента Γ и росту значения информационной энтропии. В этой части значение информационной энтропии ограничено сверху ярусной моделью ДРС, определяющей $m_{\max} = k_{\text{я}}^*$. При определении параметра B рост m приводит к росту и первого, и второго слагаемого (см. формулу (3)), поэтому для ярусной модели ДРС значение параметра B является максимальным для каждого заданного значения n .

В интервале значений $m = (1 - k_{\text{я}}^*)$ представлена вся иерархия условных микросостояний ДРС: от макро-состояния ($m = 1$) до микросостояний ярусной модели ($m = k_{\text{я}}^*$). Методика определения оптимального значения m , не является адекватной по отношению к любым параметрам ДРС, за исключением n . Для нескольких виртуальных ритмограмм с использованием формулы (3) определены зависимости $B(n, \sigma)$ и $\Delta I^*(n, \sigma)$ при использовании формулы Хайнхольда $m = n^{0.5}$ (рисунок 2) [7]. С ростом n величина B монотонно растет, но в отличие от случая равномерного ряда (рисунок 1, б) выходит на уровень насыщения, что приводит к быстрому снижению величины ΔI^* . На уровне принятых двадцатиминутных регистраций ЭКГ ($n = 1300 – 1800$ отсчетов) значения абсолютной погрешности находятся в пределах 0,07 – 0,09 бит. Относительная погрешность ε_{I^*} при обычных для здоровых людей значениях информационной энтропии ритма сердца 7 – 8 бит, составляет около 1%.

Очевидно, что при использовании формул Хайнхольда и Старджеса [7], ни число m , ни параметр B , ни, соответственно величина ΔI^* практически не зависят от величины σ (рисунок 2). Полученные результаты ставят под сомнение достоверность методики использования гистограммы при определении энтропии ДРС по формуле (1) и ее параметров. Стандартное отклонение ДРС является основным параметром вариабельности сердечного ритма [7, 8]. Поэтому при структурно-топологическом анализе ДРС методику расчета энтропии по столбцам гистограммы приходится отвергнуть как недостоверную.

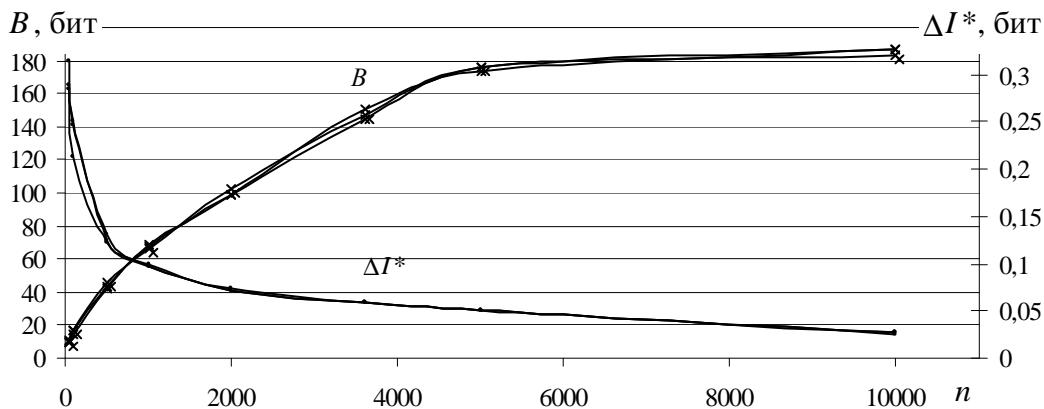


Рисунок 2 - Комбинированный график зависимостей $B(n)$ и $\Delta I^*(n)$ при $k = n^{0.5}$ для трех значений σ : 40 мс, 70 мс и 100 мс

Формула Хайнхольда определена только объемом выборки, но при $n \rightarrow \infty$ ($m = k_{\text{я}}^*$) значения σ , I^* и $H(X)$ приближаются к соответствующим нормальному распределению, что свидетельствует о соответствии этой формулы нормальному распределению в применении для длинных конечных рядов. Поэтому возможны оба варианта анализа: для коротких рядов предпочтительней ярусная модель ДРС, для длинных рядов – обе технологии. Переход от гистограммы к ярусной модели ($m \rightarrow k_{\text{я}}^*$) ДРС аналогичен увеличению частоты сканирования прибора и уменьшению шага дискретизации. Но при этом величина $k_{\text{я}}^*$ сильно и функционально зависит от величины σ [3]. В рамках ярусной модели данные по расчету информационной энтропии вДРС и ее параметров, включая относительную погрешность ($\varepsilon, \%$), приведены в табличном и графическом форматах (таблица 1).

Таблица 1 - Расчетные данные информационной энтропии вДРС

Параметр	B , бит	ΔI^* , бит	I^* , бит	$\varepsilon, \%$	$\sigma = 40$ мс			$\sigma = 70$ мс			$\sigma = 100$ мс		
					n	B , бит	ΔI^* , бит	I^* , бит	$\varepsilon, \%$	B , бит	ΔI^* , бит	I^* , бит	$\varepsilon, \%$
50	37	1,07	4,12	26,4	40	40	1,15	4,20	27,4	43	1,23	4,24	29,0
100	73	1,05	4,95	21,2	77	77	1,11	5,08	21,9	80	1,15	5,13	22,4
500	202	0,58	6,38	9,1	255	0,74	6,77	10,9	318	0,92	6,97	13,2	
1000	293	0,42	6,75	6,2	367	0,53	7,26	7,3	482	0,70	7,54	9,3	
2000	492	0,35	6,99	5,0	567	0,41	7,64	5,4	680	0,49	7,94	6,2	
3600	767	0,32	7,11	4,5	867	0,35	7,79	4,5	956	0,38	8,20	4,6	
5000	992	0,29	7,16	4,0	1070	0,31	7,86	4,0	1160	0,33	8,29	4,0	
10000	1080	0,16	7,25	2,1	1170	0,17	8,00	2,1	1267	0,18	8,46	2,1	

Для реальных ДРС молодых здоровых людей, находящихся в условиях относительного покоя, основными факторами влияния являются психическая (ментальная) и эмоциональная составляющие общего функционального состояния. При этом и относительно вДРС наблюдается рост упорядоченности структуры ритма сердца на ДРС, определяемый по снижению величин σ и $k_{\text{я}}^*$. Это приводит с одной стороны к уменьшению значений параметров B и ΔI^* , а с другой стороны – к падению значений I^* . При этом функция относительной погрешности $\varepsilon(n, \sigma)$ для вДРС практически не меняется и может быть использована при определении расчетных параметров информационной энтропии реальных ДРС. Для приведения значений параметров ΔI^* и ε до уровня влияния на третью значащую цифру в значениях I^* требуется $n > 1200$, или время регистрации ЭКГ более 2 часов.

Как показывает практика регистраций ЭКГ двигательную активность в интервале 20 минут можно уменьшить вплоть до рефлекторного уровня, однако «выключить» факторы психической и эмоциональной активности не представляется возможным. Можно лишь привести эти составляющие функционального состояния организма на условно-минимальный стационарный уровень адаптацией к условиям регистрации. Но и это становится проблематичным при увеличении интервала регистрации более 20 минут. Таким образом, стационарные условия регистрации ЭКГ в течение 20 минут могут обеспечить стационарность ритма сердца при действии факторов малой вариабельности ($\sigma < 70$ мс). При этом расчетные значения информационной энтропии при пренебрежении

параметром B (см. формулу (4)) определены с относительной погрешностью $\varepsilon = 5 - 7 \%$ и оказываются всегда заниженными на $\Delta I^* = 0,4 - 0,5$ бит.

Выводы

1. При структурно-топологическом анализе ДРС коротких записей методика расчета информационной энтропии по столбцам гистограммы не достоверна. Альтернативный метод исследования ярусной модели ДРС может быть распространен на приборные реализации сигналов любой природы и длины записи с постоянным малым шагом дискретизации;
2. В условиях обеспечивающих стационарность ритма сердца расчетные значения информационной энтропии ДРС занижены на $\Delta I^* = 0,4 - 0,5$ бит и определены с относительной погрешностью $\varepsilon = 5 - 7 \%$.

Библиографический список

1. Шмидт Р., Тевс Г. Физиология человека: В 3-х томах. Т.2: пер. с англ. – М.: Мир.1996. 313 с.
2. 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.
3. Кузнецов А. А. Характеристики виртуальной диаграммы ритма сердца // Инфокоммуникационные технологии. 2009. Т. 7. № 4. С. 91 – 96.
4. Бриллюэн Л. Наука и теория информации. – М.: Физматгиз. 1960.
5. Вентцель Е. С. Теория вероятностей: учеб. для вузов. М.: Высш. шк. 1999. 576 с.
6. Кузнецов А. А. Количество информации и энтропия ярусной диаграммы ритма сердца // Информационно-управляющие системы. 2010. № 4. С. 57 – 62.
7. Новицкий П. В., Зограф И. А. Оценка погрешностей результатов измерений. – Л.: Энергоатомиздат. 1991. 304 с.
8. Heart rate variability. Standards of measurement, physiological interpretation, and clinical use // European Heart Journal. 1996. V.17. P. 354 – 381.

INFORMATIONAL ENTROPY PARAMETERS OF A HEART RHYTHM DIAGRAM

Kuznetsov A.A.
Vladimir State University
artemi-k@mail.ru

Techniques, settlement formulas and results of informational entropy and its parameters calculation for histogram columns and a model storey are given. According to the analysis of virtual heart rhythm diagrams certificates the unauthenticated technique of informational entropy and its parameters calculation for histogram columns. Opened lacks are absent in alternative heart rhythm diagram storey models within the framework of which informational entropy parameters are determined.

Key words: the heart rhythm diagram, informational entropy, absolute and relative errors.

МОДЕЛИРОВАНИЕ ПРОЦЕССА ГЕМОДИАЛИЗА

Хдрян А.А.
Забайкальский Государственный Университет
khdryan1005@gmail.com

В современной медицине искусственное очищение крови получило всеобщее признание как эффективный метод управления физиологическим состоянием человеческого организма, позволяющий замещать функцию почек и поддерживать удовлетворительное состояние больных.

Гемодиализ – наиболее распространённый метод заместительной почечной терапии, заключающийся в очищении крови, путём удаления из организма токсических продуктов обмена веществ и нормализации нарушений водного и электролитного балансов [1].

Несмотря на популярность данного метода, существует ряд осложнений во время гемодиализа. По достижении пациентом сухого веса, скорость, с которой пополняется кровяное русло из окружающих тканей, уменьшается. У некоторых больных увеличение веса в междиализный период невелико или совсем отсутствует [2]. Попытки убрать жидкость у пациента при отсутствии ее избытка ведут к гипотензии как на дialisе, так и после него, и сочетаются с судорогами, головокружением и общим недомоганием. С другой стороны, иногда персонал слишком осторожен в попытках удалить жидкость у больных, склонных к гипотензии, и это ведет к перегрузке жидкостью и гипертензии. Поэтому существует необходимость в создании автоматизированной биотехнической системы (БТС) регулирования гемодиализа.

В связи с этим актуальным в данном направлении является разработка модели гемодиализа, для предварительной оценки параметров гемодиализа и создания адекватных систем мониторинга. Для мониторинга водного баланса и изменения объема циркулирующей крови немаловажное значение имеет показатель уровня гематокрита – отношения суммарного объема эритроцитов к общему объему крови.

Удаляемая из крови во время гемодиализа жидкость пополняется за счет жидкости из межклеточного и внутриклеточного пространства. При чрезмерной скорости ультрафильтрации внесосудистая жидкость не успевает восполнять сосудистое пространство, объем крови уменьшается и при уменьшении его до определенного уровня у больного возникает гипотензия [2]. Определив уровень гематокрита можно определить изменение объема крови относительно исходного уровня, вызванное удалением жидкости из организма.

Существуют несколько методов определения гематокритного числа. Наиболее точным и безшибочным является метод, основанный на математическом описании электропроводности крови, как дисперсной системы, в которой проводящей средой является плазма, а форменные элементы (в большей степени эритроциты) – непроводящей дисперсной фазой. Воспользоваться этим способом можно при наличии информации об электропроводности, как крови, так и плазмы.

В результате исследований А. Л. Тестовым [3] была получена модель электропроводности крови для разных частот:

$$\begin{cases} \sigma_1 = \sigma_{\Pi} \cdot (1 - Ht)^{3/2} \\ \sigma_2 = \sigma_{\Pi} \cdot (1 - Ht) + \sigma_{\Pi} \cdot Ht \end{cases},$$

где σ_1 – удельная электропроводность крови на низкой (10 – 100 кГц) частоте;

σ_2 – удельная электропроводность на высокой (100 – 500 кГц) частоте;

σ_{Π} – удельная электропроводность плазмы крови;

σ_{Π} – удельная электропроводность цитоплазмы крови;

Ht – показатель гематокрита.

Определив значение базового сопротивления крови на двух частотах с помощью технических средств, и, учитывая, что величина переменной составляющей сопротивления тела обратно пропорционально электропроводности, можно оценить величину гематокрита H из следующего выражения, полученного в ходе решения данной математической модели:

$$H^2 + \left[0,12 \left(\frac{\Delta R_{300}}{\Delta R_{30}} \right)^2 - 3 \right] H^2 + \left[3 - 0,7 \left(\frac{\Delta R_{300}}{\Delta R_{30}} \right)^2 \right] H + \left[\left(\frac{\Delta R_{300}}{\Delta R_{30}} \right)^2 - 1 \right] = 0,$$

где ΔR_{30} – амплитуда переменной составляющей сопротивления тела человека на частоте 30 кГц;

ΔR_{300} – амплитуда переменной составляющей сопротивления тела человека на частоте 300 кГц.

Во время гемодиализа происходит удаление находящихся в крови веществ путем диффузии и конвекции, которые зависят от свойств гемодиализной мембраны, а так же удаление лишней воды из организма (ультрафильтрация).

Диффузия во время гемодиализа осуществляется через искусственную избирательно проницаемую мембрану, с одной стороны которой находится кровь пациента, а с другой – дialisирующий раствор. В зависимости от размера пор и других характеристик мембраны из крови могут удаляться вещества с различной молекулярной массой – от натрия, калия, мочевины до

белков ($\beta 2$ -микроглобулин). Из диализирующего раствора в кровь пациента также могут переходить электролиты (натрий, калий, кальций, хлорид и т. д.) и крупномолекулярные вещества. Поэтому диализирующий раствор содержит определенную концентрацию электролитов для поддержания их баланса в организме пациента и проходит специальную очистку, чтобы не допустить попадания бактериальных токсинов или токсичных веществ в кровоток пациента. Основной характеристикой диализаторов является клиренс (K) - объем крови или плазмы, полностью очищаемой от данного метаболита за единицу времени. Применение математического описания также позволяет смоделировать изменение концентрации метаболитов в организме пациента во время гемодиализа [4].

Представим организм человека в виде эквивалентного объема жидкости V_w , в котором ионы и органические продукты обмена веществ равномерно распределены и их концентрации изменяются так же, как и в крови. Допустим, что при гемодиализе в единицу времени в области венозного возврата происходит перемешивание объема крови $\Delta V = \Delta V_1 + \Delta V_2$, где ΔV_1 – объем крови, транспортируемой по сердечно-сосудистой системе пациента (в интракорпоральном контуре); ΔV_2 – объем крови, прошедший через экстракорпоральный контур [4].

Если концентрации i -го метаболита в крови в объемах ΔV_1 и ΔV_2 равны соответственного $c1_i$ и $c2_i$, то после перемешивания установившаяся концентрация в объеме ΔV будет равна:

$$c = \frac{c1_i \cdot \Delta V_1 + c2_i \cdot \Delta V_2}{\Delta V_1 + \Delta V_2} = \frac{c1_i \cdot Q_1 + c2_i \cdot Q_2}{Q_1 + Q_2} \quad (1),$$

где Q_1, Q_2 – скорости интракорпоральной и экстракорпоральной перфузии соответственно.

Поскольку клиренс по i -му метаболиту K_i характеризует объем крови, полностью очищенный в диализаторе от i -го метаболита, то концентрация $c2_i$ будет равна:

$$c2_i = \frac{Q_1 - K_i}{Q_1} \cdot c1_i,$$

а выражение (1) можно представить в виде:

$$c = c1_i \cdot \left(1 - \frac{K_i}{Q_1 + Q_2}\right).$$

Когда вся кровь пройдет через диализатор, концентрация i -го метаболита в организме крови человека будет одинаковой, а время установления этой концентрации:

$$T = \frac{V_w}{\Delta V \cdot f},$$

Где V_w – эквивалентный объем жидкости в организме; f – частота сердцебиений. Из этого следует временная зависимость концентрации метаболитов в организме человека во время диализа, где – концентрация i -го метаболита в организме человека во время и в момент начала искусственного очищения крови соответственно [4].

Таким образом, использование математического описания процессов гемодиализа позволяет прогнозировать нормализацию в крови концентраций электролитов, низко- и среднемолекулярных веществ, а также удаление из организма избытка жидкости. Помимо этого, применение математических моделей позволяет определить теоретические предпосылки и возможность технической реализации автоматизированной БТС гемодиализа.

Библиографический список

1. Шилов Е.М. Нефрология: Учебное пособие для послевузовского образования. – М.: ГЭОТАР-Медиа, 2007. – 688 с.
2. Руководство по диализу/ Редакторы: Джон Т. Даугирдас, Питер Дж. Блейк, Todd C. Ing/ Пер. с анг. А.Ю. Денисова, В.Ю. Шило. – Третье издание. – М.: Центр диализа. –Тверь: ООО «Издательство «Триада», 2003. – 742 с.

3. Тестов А.Л. Биотехническая система оценки количества жидкости в организме и распределения ее по секторам в реальном времени: автореферат диссертации на соискание ученой степени кандидата технических наук. – Томск: Б.и., 2004. – 23 с.

4. Н.А. Базаев, В.М. Гринвальд, С.В. Селищев. Математическая модель биотехнической системы гемодиализа // Медицинская техника. 2010. № 3. С. 1-6.

MODELING HEMODIALYSIS

Khdryan A.A.

Zabaikal State University

khdryan1005@gmail.com

Hemodialysis is a most common method of renal replacement therapy, which consists in purifying the blood from an human body by removing toxic products of metabolism and normalizing water-electrolyte balance violations.

Wide use of this method though makes some complications for dialysis. This takes it necessary to create an automated technical system of dialysis management. In this respect it is relevant to develop some model of hemodialysis for pre-estimating dialysis characteristics and making an adequate system in general.

The indicator of hematocrit level is important to monitor changes of the water balance and the blood volume circulation, keeping mind a level of hematocrit that is the relationship of total volume of red blood cells to total volume of blood. This indicate of blood electrical conductivity can be found by solving equation:

$$\begin{cases} \sigma_1 = \sigma_{\Pi} \cdot (1 - Ht)^{3/2} \\ \sigma_2 = \sigma_{\Pi} \cdot (1 - Ht) + \sigma_{\Pi} \cdot Ht \end{cases}$$

where σ_1 – electrical conductivity of blood at low (10 - 100 kHz) frequency;

σ_2 – conductivity at high (100 - 500 kHz) frequency;

σ_{Π} – conductivity of blood plasma;

σ_{Π} – conductivity of blood cytoplasm;

Ht – hematocrit.

Thus, we use mathematical descript of the hemodialysis processes to predict normalization of the blood concentrations for electrolytes, low-and-middleweight substances as well as to removal excess fluid from the body. In addition, we use the mathematical models to determine some theoretical background and possibility for apparatus implementation of an automated hemodialysis biotechnical system.



INVESTIGATIONS OF POINT-SPREAD FUNCTIONS OF HEXAGONAL CONFIGURATIONS BASED ON TERNARY SEQUENCES

S.A. Tereshchenko, M.A. Antakov, I.S. Burnaevsky

National Research University "MIET"

Igor_bs@mail.ru

For using of the exponential Radon transform for emission computed tomography techniques the possibility of observing the object from all directions is assumed [1]. If this assumption is not valid, the problem of object reconstruction from incomplete projection data (the problem of limited solid angle) is not resolved to the present time. This problem occurs for objects, for which observation from all angles is impossible. Typical examples are environmental monitoring of ground surfaces radioactive contamination and remote control of operating of a nuclear reactor [1, 2].

One of the ways to resolve this problem is using methods of longitudinal emission computerized tomography. One of them is based on using flat coded apertures [1, 3]. Comparison of different multi-pinhole coded apertures (CA) allows make conclusion about advantages of pseudo-random location of pinholes. Among different configurations of CA rectangular configurations primarily has been studied, because of their generous amount. For these configurations multi-pinhole CA is constructed from two-dimensional mosaic of some basic part, which makes matrix (which describes the encoding process) to be cyclic [4].

By using of disk detectors in combinations with coded devices of rectangular configurations essential part of useful area of detectors is not utilized (36% and more). For further class expansion of two-dimensional CA, hexagonal configurations based on ternary sequences (TS) will be investigated.

Hexagonal configuration of CA (HCA) is constructed by folding of TS in hexagonal structure. Length v of TS must satisfy the criterion of $v = 3R(R+1)+1$, where R is a natural number, called configuration rank. From this criterion it follows, that value of $(v-1)$ divisible by 6. Figure 1 illustrates converting of TS to HCA mosaic:

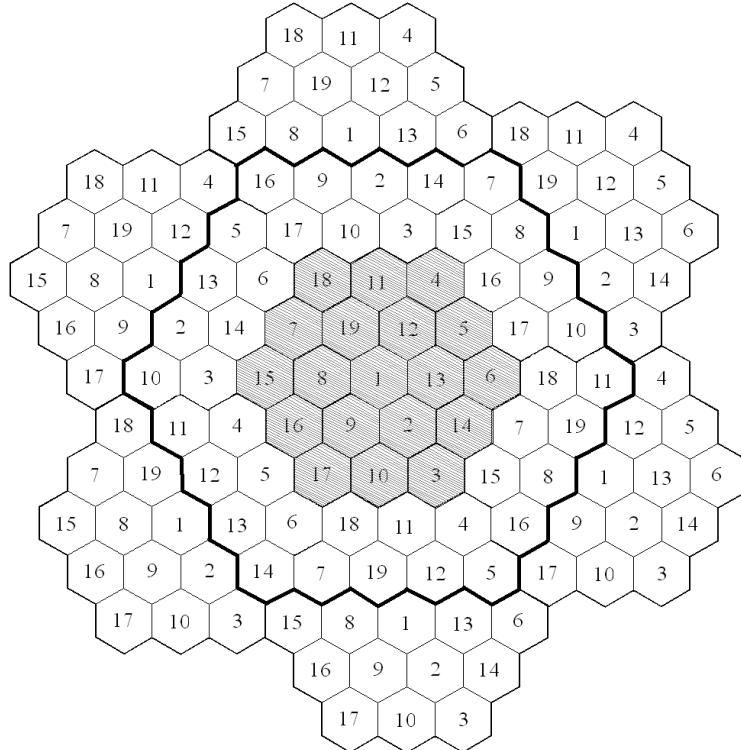


Figure 1 - Converting TS to the base (shaded) and the mosaic hexagonal configuration

The main criterion for comparison of the coding apertures is the points-spread function (PSF), which is determined by the formula (1):

$$E(x, y, z, x_0, y_0, z_0) = \frac{1}{4\pi^2} \frac{(z-L)^2}{(z_0-L)^2} \iint \frac{\exp[i(ux+vy)]}{\exp[i(ux_0+vy_0)] \frac{z-L}{z_0-L}} \times H\left(-u \frac{z_0(z-L)}{L(z_0-L)}, -v \frac{z_0(z-L)}{L(z_0-L)}\right) \frac{dudv}{H(-uz/L, -vz/L)}, \quad (1)$$

where is (x_0, y_0, z_0) – coordinates of the source, $H(u, v)$ - the Fourier transform of the coded apertures transmission function, L - the distance between the detector and coded aperture.

Point-spread function shows what contribution the source of non-focal plane inserts into focus. The closer PSF to δ – Dirac delta function, the better tomographical properties of HCA. However, the only way to get PSF is to calculate it numerically. In addition, calculation of the PSF for high-rank HCA is a very hard task. So the method for increasing of PSF calculation rate based on replacing the hexagonal cells by round cells is proposed. In this case the effective area of a circular pinhole is 91% of the the hexagonal cell total area. This approximation is named the circular approximation (CA).

Numerically obtained PSF with CA and without it (figure 2) are approximately the same. The calculation rate of the PSF with CA is significantly increased.

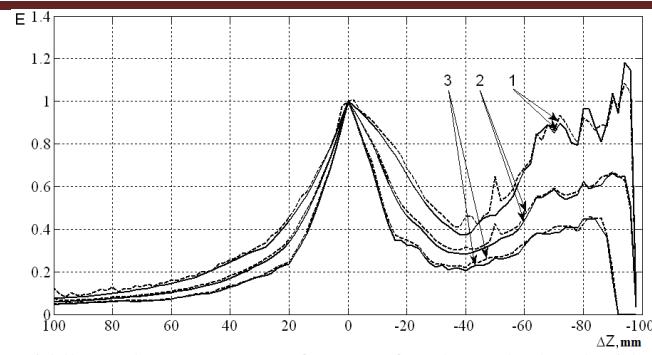


Figure 2 - Upper(1), middle(2), bottom(3) PSF for HC of rank 6 calculated without CA(dashed line) and with CA(full line)

Table 1 - Basic characteristics of HCA (fragment)

V	Original TS					R	Parameters of PSF						
	v	k	k +	k -	r		δ_u	δ_m	δ_d	t_u	t_m	t_d	I
1519	31	25	15	10	48	22	12,34	9,16	6,39	1,43	0,46	0,27	0,7
1519	217	64	36	28	6	22	12,11	9,19	6,51	1	0,56	0,32	0,66
1519	217	100	55	45	6	22	12,11	9,1	6,67	1	0,28	0,2	0,71
2107	7	4	3	1	300	26	12,67	7,44	3,93	2,88	0,53	0,14	0,37
2611	7	4	3	1	372	29	11,41	6,98	3,56	2,88	0,52	0,16	0,37
2977	13	9	6	3	228	31	9,87	6,87	4,55	1,28	0,56	0,16	0,67
3367	7	4	3	1	480	33	10,08	6,42	3,16	1,92	0,52	0,15	0,38
3367	13	9	6	3	258	33	9,28	6,53	4,09	1,28	0,56	0,16	0,67
3367	91	36	21	15	36	33	8,32	6,3	4,3	1	0,34	0,18	0,75
3367	91	81	45	36	36	33	8,01	6,31	4,67	1	0,33	0,22	0,79
3997	7	4	3	1	570	36	9,27	5,96	2,99	1,92	0,51	0,15	0,38
4681	31	16	10	6	150	39	7,54	5,59	3,44	1,04	0,53	0,14	0,52
4681	31	25	15	10	150	39	7,1	5,5	3,54	1	0,43	0,25	0,79
4681	4681	4096	2080	2016	0	39	6,81	5,5	3,8	1	0,51	0,43	0,79
4921	7	4	3	1	702	40	8,35	5,28	2,8	1,67	0,51	0,15	0,38
4921	133	121	66	55	36	40	6,69	5,37	3,67	1	0,25	0,18	0,82
5677	7	4	3	1	810	43	7,76	4,72	2,69	1,66	0,5	0,14	0,38
5941	13	9	6	3	456	44	7	5,07	3,13	1,13	0,53	0,16	0,69
6487	13	9	6	3	498	46	6,75	4,8	3	1	0,53	0,16	0,69
6769	7	4	3	1	966	47	7,16	4,09	2,58	1,64	0,49	0,14	0,39
7651	7	4	3	1	1092	50	6,76	3,86	2,57	1,58	0,49	0,14	0,39
7651	1093	729	378	351	6	50	5,53	3,98	3,09	1	0,32	0,27	0,83
7957	73	64	36	28	108	51	5,36	3,96	3,05	1	0,48	0,36	0,84
8587	31	16	10	6	276	53	5,78	3,83	2,78	1	0,48	0,14	0,76
8587	31	25	15	10	276	53	5,37	3,8	2,95	1	0,4	0,18	0,82
8911	7	4	3	1	1272	54	6,31	3,71	2,57	1,52	0,48	0,14	0,39
8911	133	121	66	55	66	54	5,04	3,75	3,03	1	0,23	0,17	0,85
9919	7	4	3	1	1416	57	6,01	3,63	2,56	1,48	0,48	0,14	0,39
9919	13	9	6	3	762	57	5,52	3,7	2,81	1	0,5	0,16	0,7
9919	91	36	21	15	108	57	5	3,58	2,85	1	0,3	0,17	0,81
9919	91	81	45	36	108	57	4,82	3,58	2,96	1	0,32	0,21	0,85

To characterize tomographical (focusing) properties of HCA such parameters as a depth resolution δ_z (the full width at half maximum (FWHM) of the PSF), the maximum amplitude t_z of false peaks computed as ratio of maximum value of PSF of false peaks to a value of PSF at $\Delta z = 0$ are introduced. Besides, integral criterion (I) and normalized integral criterion (I_N), which show some correlation between features of PSF and standard deviation of the focused image from some given distribution of sources of radiation for rectangular are proposed.

HCA based on TS with length less than $v \leq 10000$ was studied. There are 52 such HCA, and 8 of them are classical TS, and 44 are extended TS [5].

PSF calculation defines contribution of each of the point sources, located in the centers of conventional cell surfaces of the object in the focal plane of a hexagonal prism of rank R. Geometrical dimensions are the detector diameter $D = 8$ mm, pinhole diameter $d = 4$ mm, distance between the detector and the coded aperture $L = 100$ mm, focus distance $f = 200$ mm. This way, focal plane is located at a distance of 100 mm from collimator, and height h of object can't be more than 100 mm. All results are valid for any other specific sizes. A large-scale conversion in accordance with the basic relations of the focal planes method is needed. In table 1 basic characteristics of HCA are presented.

The data of table 1 show that the depth resolution is practically independent of the average transmission coded apertures. More "random" nature of the location of a pinhole collimator on the basis of classical TS provides a smoother PSF in false peaks area.

References

1. Terechenko, S.A. Methods of a computing tomography. – Moscow, Fizmatlit, 2004. – 320 p. – (in Russian).
2. Cook W.R., Finger M., Prince T.A., Stone E.C. Gamma-ray imaging with a rotating hexagonal uniformly redundant array // IEEE Tr. On Nuclear Science, 1984. V. NS-31. No. 1. P. 771-775.
3. MacWilliams, F.J.; Sloane, N.J.A.; Pseudo-random sequences and arrays. Proceedings of the IEEE, 1976, V.64, No.12, P.1715-1729.
4. Gottesman S.R., Schneid E.J.// IEEE Trans. Nucl. Sci.-1986.-V.NS33.- N1.-p.745.
5. Fedorov G. A., Tereshchenko S. A. Extended pseudorandom sequences and two-dimensional coding collimators based on them. Measurement Techniques. –2007. – V. 50. – N 6. – P. 681-689.

INVESTIGATIONS OF POINT-SPREAD FUNCTIONS OF HEXAGONAL CONFIGURATIONS BASED ON TERNARY SEQUENCES

S.A. Tereshchenko, M.A. Antakov, I.S. Burnaevsky
 National Research University "MIET"
 Igor_bs@mail.ru

Tomography properties of multiplexed measurement systems (MMS) with multi-pinhole hexagonal coded collimators (HCC), based on ternary sequences are investigated.

К ПОНЯТИЯМ МЕХАНИЗМОВ И РЕЖИМОВ УПРАВЛЕНИЯ, РЕГУЛЯЦИИ И КОНТРОЛЯ РИТМА СЕРДЦА

Кузнецов А. А.
 Владимирский государственный университет
 имени Александра Григорьевича и Николая Григорьевича Столетовых
 artemi-k@mail.ru

Ритм сердца определяется автоматизмом – способностью клеток проводящей системы спонтанно активироваться и вызывать сокращение миокарда. Автоматизм обеспечивает

возникновение электрических импульсов в миокарде без участия внешней нервной стимуляции. В нормальных условиях ритм сердца задает синусовый узел [1].

Принято считать [1, 2], что регуляция сердечного ритма осуществляется вегетативной нервной системой, центральной нервной системой, рядом гуморальных воздействий, а также за счет импульсов, возникающих в ответ на раздражение различных интеро- и экстерорецепторов. В принятом смысле термин «регуляция» относится к выполнению совокупных процедур текущей правки отклонений параметров большой группы физиологических процессов, с упорядочиванием последних в единый системный процесс онтогенеза посредством системных вариаций ритма сердца. Принятый смысл этого термина подразумевает: во-первых – непрерывность этих процедур, а во-вторых – отсутствие внешних стимулов. По умолчанию подразумевается изолированный от внешней среды организм. Если предположить дискретность процедур регуляции ритма сердца, тогда при балансных состояниях с необходимостью возникает встроенная в онтогенез процедура контроля этих состояний. Открытие организма для внешней среды приведет к появлению внешних стимулов влияния физической, социальной или мотивационной природы, с необходимостью введения нового термина – «внешняя регуляция». Вариативные по амплитуде и фазе непрерывные внешние влияния разной природы в основном воспринимаются посредством экстерорецепторов (или генерируются) центральной нервной системой, трансформируются по принципам кодирования (пространственному и частотному) и в конвертированной форме включаются в системный процесс онтогенеза [3]. Если процессы регуляции направлены для поддержания определенного стабильности алгоритма («регламента») системного процесса, то внешние стимулы заставляют его перестраиваться (например, смена сезонов), что подпадает под термин «управление» [4].

В рамках принятой классификации, получается, что системный процесс ритма сердца происходит в трех регламентных режимах: непрерывного контроля, дискретной регуляции и непрерывного управления. При установленном «регламенте» ритма сердца режим управления сменяется на «ожидание» режим, который является режимом контроля. На этом режиме кривая полигона гистограммы максимально приближена к кривой нормального закона распределения [4]. За режим регуляции ответственна вегетативная нервная система, а за режим управления – центральная нервная система. Режим контроля является предметом изучения математической статистики и теории вероятности, режим регуляции – теории устойчивости и нелинейной динамики, а режим управления – нелинейной динамики.

Библиографический список

1. Шмидт Р., Тевс Г. Физиология человека: В 3-х томах. Т.2: пер. с англ. – М.: Мир. 1996. 313 с.
2. Вариабельность сердечного ритма. Стандарты измерения, физиологической интерпретации и клинического использования. Рабочая группа Европейского Кардиологического Общества и Северо-Американского общества стимуляции и электрофизиологии // Вестник аритмологии. 1999. № 11. С. 53 – 78.
3. Кузнецов А.А. Биофизика. Биологическое действие ультрафиолетовых лучей и ионизирующей радиации. Биофизика сложных систем. Биофизика сердца.: Учеб. пособие. – Владим. гос. ун-т. Владимир. 2002. 108 с.
4. Кузнецов А. А. Энтропия ритма сердца: монография. – Владимир: Изд-во Владим. гос. ун-та. 2009. 172 с.

TO CONCEPTS OF MECHANISMS AND CONTROL MODES, REGULATION AND THE CONTROL OF A HEART RHYTHM

Kuznetsov A.A.

Vladimir State University, artemi-k@mail.ru

Classification is resulted of a heart rhythm system process in three procedural modes: the continuous control, discrete regulation and continuous management. For a regulation mode the vegetative nervous system is responsible, for control mode - the central nervous system. At established "rules" of a heart rhythm control mode is replaced with "expecting" mode which is a verification mode. On this mode the curve of range of the histogram is as much as possible approached to a curve of the normal law of distribution.

Key words: a heart rhythm, management, regulation, the control.

МЕТОДИКА РАСЧЕТА ЭКГ-КАРТ НАРУЖНЫХ ПОТЕНЦИАЛОВ ДЛЯ МОДЕЛИ ТОРСА ЧЕЛОВЕКА В ВИДЕ ЭЛЛИПТИЧЕСКОГО ЦИЛИНДРА

Стрелков Н.О. , Крамм М.Н. , Винокуров Д.С.

Национальный исследовательский университет «Московский энергетический институт»
strelkovno@mpei.ru

Болезни сердца занимают одно из первых мест среди недугов населения. По данным Всемирной организации здравоохранения Россия занимает первое место по показателю смертности от заболеваний органов сердечно-сосудистой системы. Доля смертей от сердечно-сосудистых заболеваний составляет 56%, среди которых около 48% соответствуют ишемическим болезням сердца (ИБС) [1]. Для предотвращения таких высоких показателей смертности от заболеваний сердца необходимо проводить своевременную диагностику.

Важной методикой диагностики состояния сердца является электрокардиография (ЭКГ). В её основу положен анализ временных зависимостей электрических потенциалов, измеренных на поверхности тела в точках расположения электродов. Однако классическая методика ЭКГ имеет существенный недостаток – невозможность точного соотнесения отклонений в электрокардиограммах с конкретными областями миокарда.

На кафедре Основ радиотехники Московского энергетического института ведется разработка алгоритма реконструкции характеристик эквивалентных токовых источников по сигналам электродных отведений. Определяются характеристики единого токового сердечного диполя [2]. Вектор единого сердечного диполя представляет собой не что иное, как суммарный вектор всех элементарных источников тока, существующих в данный момент [3]. Построение алгоритма реконструкции необходимо начать с решения прямой задачи – расчета электрических потенциалов на заданной модели торса человека для токового источника известной конфигурации. Исходный алгоритм реконструкции не учитывает влияния границы тело-воздух на результаты вычисления параметров эквивалентного токового диполя сердца.

В настоящей работе в качестве модели торса человека выбран однородный проводящий эллиптический цилиндр конечной длины, окруженный непроводящей средой (воздухом). Такая модель в достаточной степени отвечает анатомическим особенностям строения тулowiща человека и соответствует астеническому телосложению [4]. В качестве эквивалентного генератора сердца выступает точечный токовый диполь. Модель изображена на рисунке 1 и имеет параметры: a и b – длины большой и малой полуосей эллипсов оснований, h – высота цилиндра. Проводимость пространства внутри цилиндра σ . Плоскость, в которой находится центр сердца (ЦС), находится на расстоянии $h/3$ от верхнего основания цилиндра. При этом координаты точки ЦС приняты равными $(b/2, 0, 2h/3)$. Расчет распределений электрических потенциалов на боковой поверхности выполнен двумя методами – аналитическим и численным.

Аналитический расчет основывается на решении уравнения Лапласа для электрического потенциала в эллиптическом цилиндре с учетом граничного условия Неймана на его поверхности [5]. Выражение для электрического потенциала содержит угловые и радиальные функции Матье [6], отличающихся сложностью расчета. Решение представляет собой двойную сумму по порядкам функций и номерам корней производных радиальных функций (значения параметра q , при которых нормальная производная потенциала на границе обращается в нуль для заданного порядка функции). Известно множество программных реализаций расчета функций Матье: библиотека специальных функций Zhang & Jin [7], GSL [8], SciPy [9]; MathWorks MATLAB [10-13], и др. Однако данные программы оказываются непригодными для расчета рассматриваемой в настоящей работе задачи из-за ограничений на порядки функций и пределы изменения параметров и характеристических значений, входящих в функции Матье. Поэтому один из авторов настоящей работы совместно с профессором Roberto Coisson кафедры физики университета Пармы и его научной группой разработал отдельную программную реализацию расчета функций Матье в бесплатном свободно-распространяемом математическом пакете Scilab [14], получившую название Mathieu functions toolbox [15]. Созданная программа позволяет рассчитывать угловые и радиальные (первого и второго рода) функции Матье целого порядка и их первые производные для положительных и отрицательных

значений q , их коэффициенты разложения, характеристические числа, содержит демонстрационные примеры, таблицы и графики функций.

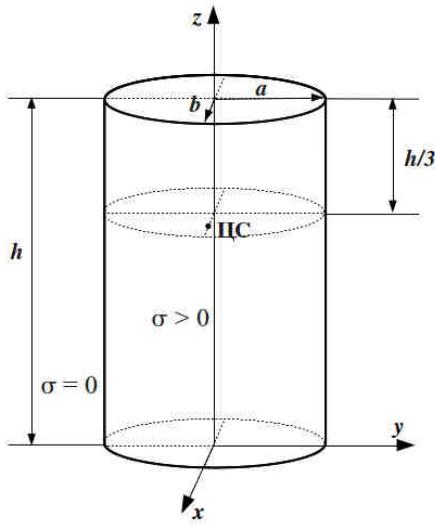


Рисунок 1 - Модель торса человека в форме эллиптического цилиндра

Численный расчет выполняется с использованием метода конечных элементов. Для сравнения распределений электрических потенциалов на боковой поверхности цилиндра, рассчитанных по аналитическим формулам и численно, используются следующие количественные характеристики:

$$1) \text{ коэффициент корреляции Пирсона } k_{\phi} = \frac{\sum_{i=1}^m \sum_{j=1}^n (\phi_{ij} - \bar{\phi})(\tilde{\phi}_{ij} - \bar{\tilde{\phi}})}{\sqrt{\sum_{i=1}^m \sum_{j=1}^n (\phi_{ij} - \bar{\phi})^2 \sum_{i=1}^m \sum_{j=1}^n (\tilde{\phi}_{ij} - \bar{\tilde{\phi}})^2}}, \text{ где } \bar{\phi} = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^m \sum_{j=1}^n \phi_{ij}}{m \cdot n}} \text{ и}$$

$\bar{\tilde{\phi}} = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^m \sum_{j=1}^n \tilde{\phi}_{ij}}{m \cdot n}}$ – средние значения распределений ϕ (рассчитано численно) и $\tilde{\phi}$ (рассчитано аналитически), заданных в виде матриц размерности $m \times n$; 2) относительное отклонение (ОО) потенциалов $\delta_{\phi} = \frac{\|\phi - \tilde{\phi}\|}{\|\phi\|}$, где $\|a\| = \sqrt{\sum_{i=1}^m \sum_{j=1}^n a_{ij}^2}$ – норма матрицы; 3) относительное отклонение нормированных потенциалов (ООН) $\delta_{\phi_h} = \frac{\|\phi_h - \tilde{\phi}_h\|}{\|\phi_h\|} \cdot 100\%$, где $\phi_h = \frac{\phi - \min(\phi)}{\max(\phi) - \min(\phi)}$ и

$\tilde{\phi}_h = \frac{\tilde{\phi} - \min(\tilde{\phi})}{\max(\tilde{\phi}) - \min(\tilde{\phi})}$ – нормированные распределения потенциалов; 4) коэффициент масштаба (КМ)

$s_{\phi} = \frac{\max(\phi) - \min(\phi)}{\max(\tilde{\phi}) - \min(\tilde{\phi})}$, характеризующий отличие в диапазонах изменения распределений потенциалов;

5) коэффициент сдвига $d_{\phi} = \frac{\max(\phi) + \min(\phi)}{\max(\tilde{\phi}) + \min(\tilde{\phi})}$, показывающий отличие в средних уровнях распределений потенциалов.

При расчетах были использованы следующие параметры цилиндра: $a = 0.18 \text{ м}$, $b = 0.12 \text{ м}$, $h = 0.5 \text{ м}$, $\sigma = 0.22 \text{ См/м}$, аналогичные принятым в работе [16]. При использовании аналитического и численного методов электрические потенциалы были рассчитаны в узлах сетки, построенной на боковой поверхности цилиндра и содержащей 100×100 узлов ($m = n = 100$). Двойные ряды содержали по 5 членов – 5 порядков функций и 5 корней производных радиальных функций. Распределения потенциалов рассчитаны для двух положений токового диполя – на оси цилиндра ($0, 0, 2h/3$) и в центре сердца ($b/2, 0, 2h/3$) для двух ориентаций вектора момента (по осям x и z). Результаты расчета сведены в таблицу 1.

Таблица 1 - Сравнение результатов аналитического и численного расчетов

Положение диполя	Ориентация вектора момента	k_ϕ	$\delta_\phi, \%$	$\delta_{\phi_n}, \%$	s_ϕ	d_ϕ
На оси цилиндра	По оси x	0.9866	25.9	17.3	1.76	0.01
	По оси z	0.9895	18.0	13.1	0.99	0.88
В центре сердца	По оси x	0.9413	34.8	8.4	1.03	0.71
	По оси z	0.9668	28.3	9.3	1.09	1.41

Значения, представленные в таблице, позволяют сделать следующие выводы. Большие значения коэффициента корреляции свидетельствуют об отсутствии грубых ошибок в построенном алгоритме расчета электрического потенциала. Значения параметров ОО, ООН и КМ позволяют обратить внимание на занижение либо завышение значений электрических потенциалов, рассчитанных по аналитическим формулам относительно формул, рассчитанных численно. Коэффициенты сдвига имеют ненулевые значения из-за особенности метода конечных элементов, заключающейся в сдвиге нуля электрических потенциалов. Значения всех параметров могут быть улучшены путем увеличения количества членов двойных рядов, что потребует увеличения затрат времени на расчет. Для представленных выше результатов оно составляет в среднем 0.5 ч при использовании ноутбука с процессором Intel Core i7 740QM и 4 Гб ОЗУ при полном распараллеливании вычислений.

Таким образом, в данной работе был продемонстрирован работоспособный алгоритм расчета электрических потенциалов, создаваемых точечным токовым диполем на боковой поверхности проводящего эллиптического цилиндра конечной длины. В дальнейшем будут приняты меры по повышению точности расчета распределений электрических потенциалов (в сравнении с численными методами) и оптимизировано быстродействие алгоритма расчета. Усовершенствованный таким образом алгоритм позволит решать обратную электродинамическую задачу, заключающуюся в нахождении параметров эквивалентного токового диполя сердца по электрическим потенциалам, рассчитанным или измеренным на поверхности модели торса человека в форме эллиптического цилиндра.

Исследование выполнено при поддержке гранта Президента № МК-5080.2011.8.

Библиографический список

1. Какорина Е. П. Современное состояние здоровья населения России и основные направления развития здравоохранения. – URL: <http://www.zdrav.net/speech/zdravohran>. Дата обращения 1 апреля 2012 г.
2. Лебедев В.В., Крамм М.Н., Жихарева Г.В., Иванов Г.Г., Попов Ю.Б. Система электродных отведений для измерения координат источников в области миокарда. // Медицинская техника. – 2006. – № 4. С. 7-10.
3. Титомир Л.И., Кнеппо П. Математическое моделирование биоэлектрического генератора сердца. – М.: Наука. Физматлит, 1999. – 447 с.
4. Кречмер Э. Строение тела и характер. Пер. с нем. – М.: Педагогика-Пресс. 1995. – 608 с.
5. Evrard R., Schmeits M., Troquet J. Calculation of the electrostatic-potential distribution in ohmic elliptical cylinders fed by a dipole source. // Journal of Applied Physics, vol. 91, no. 11, pp. 9393-9400, June 2002.
6. Мак-Лахлан Н.В. Теория и приложения функций Маттье. Пер. с англ. – М.: Издательство иностранной литературы. 1953. – 475 с.
7. Zhang S., Jin J. Computation of special functions. – John Wiley & Sons Inc., New York. 1996. – 717 p.
8. Mathieu Functions - GNU Scientific Library -- Reference Manual. – URL: http://www.gnu.org/software/gsl/manual/html_node/Mathieu-Functions.html. Дата обращения 1 апреля 2012 г.

9. Special functions (scipy.special) — SciPy v0.11.dev Reference Guide (DRAFT). – URL: <http://docs.scipy.org/doc/scipy/reference/special.html>. Дата обращения 1 апреля 2012 г.
10. MATLAB – The Language of Technical Computing. – URL: <http://www.mathworks.com/products/matlab/> Дата обращения 1 апреля 2012 г.
11. General Mathieu functions with arbitrary parameters V1.0 - File Exchange - MATLAB Central. – URL: <http://www.mathworks.com/matlabcentral/fileexchange/27101-general-mathieu-functions-with-arbitrary-parameters-v1-0>. Дата обращения 1 апреля 2012 г.
12. Mathieu Functions Toolbox v.1.0 - File Exchange - MATLAB Central. – URL: <http://www.mathworks.com/matlabcentral/fileexchange/22081-mathieu-functions-toolbox-v-1-0>. Дата обращения 1 апреля 2012 г.
13. Vibration Modes of an Elliptic Membrane - File Exchange - MATLAB Central. – URL: <http://www.mathworks.com/matlabcentral/fileexchange/6500-vibration-modes-of-an-elliptic-membrane>. Дата обращения 1 апреля 2012 г.
14. Home - Scilab WebSite. – URL: <http://www.scilab.org/>. Дата обращения 1 апреля 2012 г.
15. Coisson R., Vernizzi G., Yang X.K., Strelkov N., Baudin M. Mathieu functions toolbox. – URL: <http://atoms.scilab.org/toolboxes/Mathieu/>. Дата обращения 1 апреля 2012 г.
16. Стрелков Н.О., Крамм М.Н., Жихарева Г.В.. Неоднородная электродинамическая модель грудной клетки человека в форме эллиптического цилиндра // Журнал радиоэлектроники. – 2011. – № 7. –URL <http://jre.cplire.ru/jre/jul11/4/text.html>. Дата обращения 1 апреля 2012 г.

METHOD OF BODY SURFACE POTENTIAL MAPS CALCULATION FOR ELLIPTICAL CYLINDER AS HUMAN TORSO MODEL

Strelkov N.O., Kramm M.N., Vinokurov D.S.

National research university «Moscow power engineering institute»

strelkovno@mpeiu.ru

In this paper we have presented a method for computation of electric potential of the point current dipole, placed inside homogeneous conducting elliptical cylinder. We use elliptical cylinder as a model of human torso. Current dipole is a model for current sources in the heart. So we solve the forward electrocardiographic problem.

We calculate electric potential maps on the body surface (BSPMs) by two methods: analytical and numerical. An analytical method is based on equations obtained by R. Evrard et al involving Mathieu functions. Calculation of such functions is performed by usage of Mathieu functions toolbox, developed by one of the authors of current work (in the Scilab computer language). A numerical approach is based on the finite element method (FEM).

The results, obtained by two methods of computation are close. The authors are going to use presented algorithm for solving inverse electrocardiographic problem (finding parameters of the current source from the measured electric potential on the torso surface).



МОДЕЛЬ ЦЕПИ МАРКОВА С НЕСКОЛЬКИМИ СОСТОЯНИЯМИ

Петров Е.П., Харина Н.Л., Ржаникова Е.Д.

Вятский государственный университет

eppetrov@mail.ru

Реальные случайные процессы с дискретными аргументами $\mu(N)$, где N – число состояний процесса – целое положительное число, имеющие экспоненциальную автокорреляционную функцию (АКФ), могут быть аппроксимированы одномерной цепью Маркова с N состояниями M_1, M_2, \dots, M_N . [1]

Если цепь Маркова стационарная, для ее описания достаточно иметь вектор вероятностей начальных состояний

$$P = \|p_1, p_2, \dots, p_N\|^T, \quad (1)$$

где T – знак транспонирования, и матрицу вероятностей переходов (МВП): [1]

$$\Pi = \begin{vmatrix} \pi_{11} & \pi_{12} & \dots & \pi_{1N} \\ \pi_{21} & \pi_{22} & \dots & \pi_{2N} \\ \dots & \dots & \dots & \dots \\ \pi_{N1} & \pi_{N2} & \dots & \pi_{NN} \end{vmatrix} \quad (2)$$

Элементы МВП (2) положительны и удовлетворяют условиям нормировки

$$\sum_{i=1}^N \pi_{ij} = 1 \quad (3)$$

и согласованности

$$p_i = \sum_{j=1}^N p_j \pi_{ji}^* ; i = \overline{1, N}, \quad (4)$$

где π_{ij}^* – элементы транспонированной матрицы (2).

Для доказательства достоверности аппроксимации реального случайного процесса цепью Маркова с несколькими состояниями построим модель (генератор) искусственного случайного процесса, адекватного реальному процессу по всем статистическим характеристикам – АКФ, МВП, числу состояний и др. Наличие такой модели при ее высокой вычислительной эффективности (количество вычислительных операций на одну выборку случайного процесса) облегчит исследования реальных случайных процессов различной физической природы, например, состояние погоды – дождь, снег, ясно, пасмурно и т.п.

В данной работе предлагается модель одномерной цепи Маркова с несколькими состояниями, представленная на рисунок 1 для $N=4$, вектора начальных состояний $P = [p_1, p_2, p_3, p_4]^T$ и МВП вида:

$$\Pi = \begin{vmatrix} \pi_{11} & \pi_{12} & \pi_{13} & \pi_{14} \\ \pi_{21} & \pi_{22} & \pi_{23} & \pi_{24} \\ \pi_{31} & \pi_{32} & \pi_{33} & \pi_{34} \\ \pi_{41} & \pi_{42} & \pi_{43} & \pi_{44} \end{vmatrix} \quad (5)$$

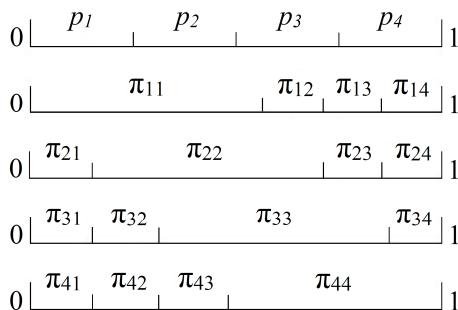


Рисунок 1 - Модель одномерной цепи Маркова с несколькими состояниями

Моделирование случайной последовательности состояний цепи Маркова в соответствии с (1) и (2) состоит из следующих операций.

п.1. В первом такте работы модели берется случайное число ξ_1 , равномерно распределенное на интервале $[0,1]$ и определяется область вектора p , в которую оно попадает. Если

$$\xi_1 \in p_i (i \in N) \quad (6)$$

то марковская цепь принимает состояние $\mu_i = M_i$, переход к п.2.

п.2. В следующем такте работы модели случайное число ξ_k , ($k = 2, \dots, n$) сравнивается с вероятностью перехода π_{ii} . Если

$$\xi_k \in \pi_{ii} \quad (7)$$

то $\mu_k = M_i$, иначе, если

$$\xi_k \in \pi_{is} \ (s \in N, s \neq i) \quad (8)$$

то $\mu_k = M_s$. Переход к п.3.

п.3. Берется случайное число ξ_{k+1} и сравнивается с вероятностью перехода π_{ss} . Если выполняется условие

$$\xi_{k+1} \in \pi_{ss} \quad (9)$$

то $\mu_{k+1} = M_s$, $i = s$, переход к п.2, иначе если

$$\xi_{k+1} \in \pi_{sr} \quad (r \in N, r \neq s) \quad (10)$$

то $\mu_{k+1} = M_r$, $i = r$, если $k \leq n$, переход к п.2, иначе переход к п.4.

п.4. Останов.

Данный алгоритм не накладывает ограничений на число возможных состояний марковской цепи.

Возьмем цепь Маркова с вектором начальных состояний $P = \begin{pmatrix} 1 \\ 4 \\ 4 \\ 4 \end{pmatrix}^T$ и матрицей

Возьмем цепь Маркова с вектором начальных состояний $P = \begin{pmatrix} 1 \\ 4 \end{pmatrix}^T$ и матрицей

вероятностей перехода:

$$\Pi = \begin{vmatrix} 0.6 & 0.1 & 0.1 & 0.2 \\ 0.05 & 0.8 & 0.07 & 0.08 \\ 0.03 & 0.03 & 0.9 & 0.04 \\ 0.05 & 0.1 & 0.1 & 0.75 \end{vmatrix} \quad (11)$$

По данному алгоритму в соответствии с (11) была получена последовательность из 30 000 элементов. Фрагмент данной последовательности состояний цепи имеет вид:

$$2\ 2\ 2\ 1\ 1\ 4\ 2\ 2\ 2\ 1\ 3\ 3\ 3\ 3\ 3\ 3\ 4\ 4\ 4\ 4\ 4\ 3\ 3\ 3\ 3\ 3\ 3\ 2\ 2\ 1\ 1\ 2\ 4\ 4\ 4\ 2\ 2\ 1\ 1\ 1\ 3\ 3\ 3\ 3\ 3\ 4\ 2\ 1\ 1\ 1 \quad (12)$$

1 1 4 4

Нормированная АКФ последовательности из четырех состояний цепи Маркова с МВП (11) представлена на рисунок 2, имеет экспоненциальный вид, что характерно для цепи Маркова.

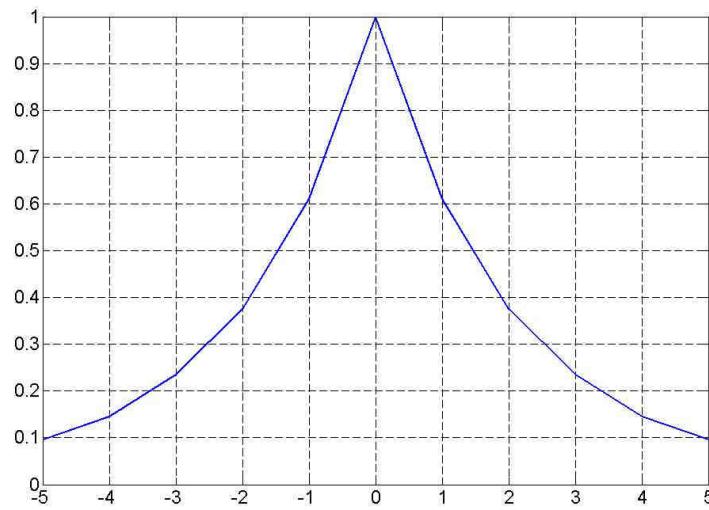


Рисунок 2 - Нормированная АКФ последовательности из четырех состояний цепи Маркова с МВП

Для вычисления оценок средней длины цуга $\hat{\chi}$ (последовательности одинаковых состояний) для каждого состояния было смоделировано 10 случайных процессов в соответствии с (11). Полученные усредненные результаты представлены в таблице 1.

№ состо- яния	Средняя длина цугов $\hat{\chi}$										Среднее значение по всем процессам
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	
	2,52	2,53	2,43	2,44	2,53	2,45	2,48	2,47	2,45	2,51	2,481
1	2,52	2,53	2,43	2,44	2,53	2,45	2,48	2,47	2,45	2,51	2,481
2	5,15	4,92	4,93	5,00	5,06	5,17	4,93	4,97	5,04	4,98	5,015
3	9,92	10,02	9,92	9,46	10,09	9,86	9,82	10,04	9,78	9,86	9,877
4	3,96	4,09	3,90	3,99	3,88	4,02	4,01	3,96	4,05	3,88	3,974

При неизвестной МВП знание средней длины цуга каждого состояния позволяет вычислить диагональные элементы МВП случайного процесса, представляющего цепь Маркова с несколькими равновероятными состояниями по формуле

$$\hat{\pi}_{ii} = 1 - \frac{1}{\hat{\chi}}, (i \in N) \quad 13)$$

где $\hat{\pi}_{ii}$ и $\hat{\chi}$ – оценки элементов МВП и длины цуга.

Например, оценка вероятности $\hat{\pi}_{11}$ МВП (11), полученная по формуле (13) для состояния 1 равна:

$$\pi_{11} = 1 - \frac{1}{\chi} = 1 - \frac{1}{2.481} = 0.597 \quad 14)$$

Ошибка составляет 0,3%.

Для состояния 3 аналогично получаем

$$\pi_{33} = 1 - \frac{1}{\chi_3} = 1 - \frac{1}{9.877} = 0.899 \quad 9)$$

Ошибка составляет 0,1%.

При $N = 2$ предложенная модель совпадает с моделью, разработанной в [2] для простой цепи Маркова с двумя состояниями.

Данную модель можно использовать в различных приложениях [3] [4] [5], например, при исследовании последовательностей нуклеотидов в составе ДНК, принимающих 4 состояния: А – аденин, Т – тимин, Г – гуанин и С – цитозин. Молекула ДНК (одинарная цепочка) может иметь вид А-Т-Т-Т-С-Г-Г-С-С. Здесь двоичная логика для исследования цепочек нуклеотидов ДНК не пригодна и должна использоваться четверичная логика. Присваивая символам состояний нуклеотидов номера, получим, например, последовательность цифр 1 2 2 2 4 3 3 4 4 , которую удобно анализировать.

Библиографический список

1. Кемени Д.Д., Снелл Д.Л., Кнепп А.У. Счетные цепи Маркова. Пер. с англ. - М.: Наука, Гл. ред. физ. мат. наук. - 1987. - 416 с.
2. Быков В.В. Цифровое моделирование в статистической радиотехнике. - М.: Сов. радио, 1971. - 383 с.
3. Боринская С.А., Гельфанд М.С., Миронов А.А. Компьютерная геномика: новая эра. / В сб.: Российская наука на заре нового века. М., Н.Мир,-Природа, 2001, стр. 249-255.
4. Gordon Simons, Yi-Ching Yao, Glenn Morton. Global Markov models for eukaryote nucleotide data // Journal of Statistical Planning and Inference 130 (2005) 251-275
5. Усоцкая Н.С. Анализ ДНК-последовательностей при помощи аппарата Марковских цепей. / В сб.: VIII Всероссийская конференция молодых ученых по математическому моделированию и информационным технологиям. – Новосибирск: 2007, CD-ROM (Статья № 200)

MODEL MARKOV CHAIN WITH A SEVERAL STATES

Petrov E.P., Harina N.L., Rzhanikova E.D.
 Vyatka State University
 eppetrov@mail.ru

In this paper we propose a generator model of random sequences, which are Markov chains with $N > 2$ states. The model can be used in the study of nucleotide sequences of DNA in microbiology.



ТЕОРЕТИЧЕСКОЕ МОДЕЛИРОВАНИЕ ПРОЦЕССА ДИФФУЗИИ МОЛЕКУЛ ОКСИДА АЗОТА ЧЕРЕЗ КОЖУ И СЛИЗИСТУЮ ОБОЛОЧКУ

Лапитан Д.Г., Рогаткин Д.А., Шевчик Е.А., Ратова А.В.
 Московский областной научно-исследовательский клинический институт
 им. М.Ф. Владимиরского, e-mail: lapitandenis@mail.ru

Введение. Оксид азота (NO) является простейшим химическим соединением, непрерывно продуцирующимся в клетках организма человека и выполняющим роль универсального регулятора-мессенджера [1]. Известен выраженный биостимулирующий эффект влияния экзогенного NO на раневое заживление. Он проявляется в ускорении заживления ран и трофических язв при воздействии на них потоком низкотемпературной газовой смеси с высокой концентрацией молекул NO, создаваемым, например, аппаратом «ПЛАЗОН» [2]. В работах [3,4] было показано, что NO, видимо, может проникать в сосудистое русло не только через раневую поверхность, но и через неповрежденные кожу и слизистые оболочки органов. Для теоретического обоснования этого предположения мы провели теоретическое моделирование процесса диффузии молекул NO через кожу и слизистую оболочку. Такое моделирование позволяет в общем случае оценить зависимость концентрации молекул NO от координат и времени внутри биоткани. Нами для оценочных расчетов рассматривался простейший одномерный случай, где концентрация NO меняется вдоль одной оси x , направленной вглубь ткани к сосудистому руслу.

Диффузия через кожу. При диффузии через кожу рассматривался обдув потоком NO рогового слоя кожи (рисунок 1).

Принятые обозначения понятны из рисунка: $c_{GAS} = 0,09 \text{ моль/м}^3$ - концентрация NO в газовом потоке, создаваемом аппаратом «Плазон», $c(x,t)$ - зависимость концентрации NO от координаты и времени; на рисунке 1 условно показана зависимость $c(x,t^*)$ для определенного момента времени t^* , не равного нулю. $L \approx 30 \text{ мкм}$ - толщина рогового слоя кожи, $c(L,t^*)$ - концентрация оксида азота, прошедшего роговой слой, $c_0 = 10^{-5} \text{ моль/м}^3$ - фоновый уровень NO в ткани [5].

Согласно [6] диффузия оксида азота через «барьер» толщиной L из одной среды в другую описывается уравнением:

$$\frac{d}{dt}c(L,t) = \frac{P}{L} \cdot (c_{GAS} - c(L,t)), \quad (1)$$

где P - проницаемость рогового слоя кожи, $P = 4,2 \cdot 10^{-4} \text{ м/с}$ [7].

Начальное условие уравнения (1) следующее:

$$c(L,0) = c_0.$$

Решение уравнения (1):

$$c(L,t) = c_0 \cdot e^{-\frac{Pt}{L}} + c_{GAS} \cdot \left(1 - e^{-\frac{Pt}{L}}\right). \quad (2)$$

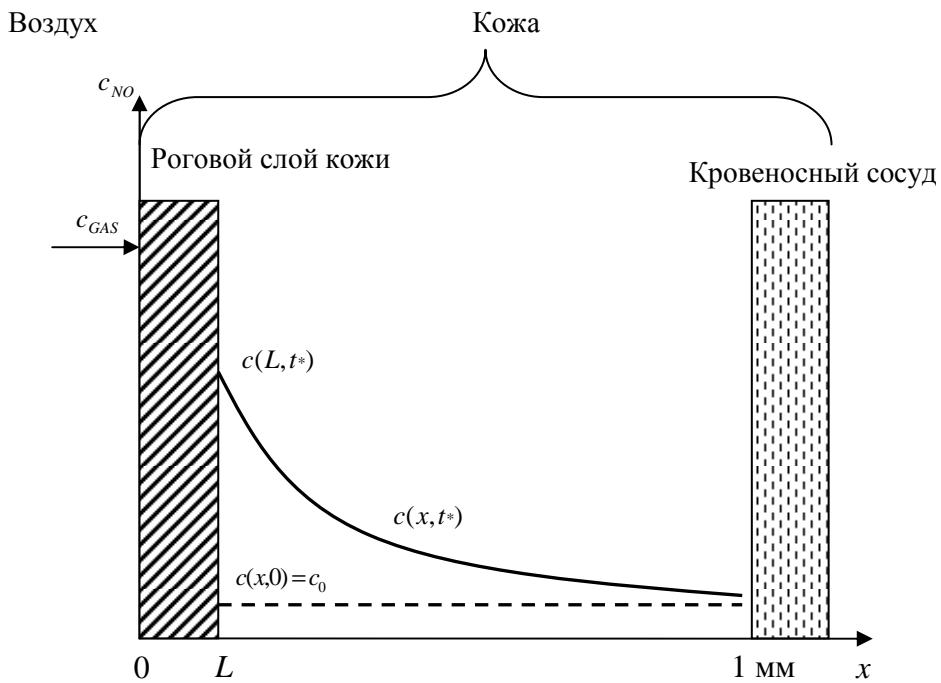


Рисунок 1 - Схематичное изображение процесса диффузии оксида азота через кожу

Однако, очевидно, что не весь оксид азота из газового потока перейдет в кожу при динамическом обдуве. Большая его часть отразится от поверхности кожи, и только небольшое количество молекул успеет за время столкновения проникнуть в роговой слой кожи. С учетом этого уравнение (2) может быть записано в виде:

$$c(L, t) = c_0 \cdot e^{-\frac{P_t}{L}} + \rho \cdot c_{GAS} \cdot \left(1 - e^{-\frac{P_t}{L}} \right) , \quad (3)$$

где $\rho < 1$ - коэффициент, показывающий какая часть молекул NO из потока проникает в роговой слой кожи.

Для описания процесса дальнейшей диффузии NO в коже мы использовали следующее стандартное дифференциальное уравнение диффузии с потерями на объемные реакции [8]:

$$\frac{d}{dt} c(x, t) = D \cdot \frac{d^2}{dx^2} c(x, t) - k \cdot c(x, t) , \quad (4)$$

где D – коэффициент диффузии, k – коэффициент реакции оксида азота с возможными субстратами по пути его движения, в частности с супероксид-ионом O_2^- , в результате которого образуется пероксинитрит. По данным [9] k приблизительно равен $0,1 \text{ с}^{-1}$.

Коэффициент диффузии по разным источникам имеет разное значение. Согласно работе [10] он равен $5,1 \cdot 10^{-9} \text{ м}^2/\text{с}$, согласно [11] он равен $3,3 \cdot 10^{-9} \text{ м}^2/\text{с}$. В своих расчетах мы использовали значение $2,6 \cdot 10^{-9} \text{ м}^2/\text{с}$ по данным работы [7].

Начальное условие уравнения (4), очевидно, следующее:

$$c(x, 0) = c_0 . \quad (5)$$

Границные условия для (4) для правой границы среды проще всего определяются условиями для полубесконечного слоя:

$$c(\infty, t) = 0 . \quad (6)$$

Пренебрегая толщиной рогового слоя кожи по сравнению с рассматриваемой общей толщиной кожи до глубины залегания сосудов (см. ниже), граничное условие на внешней границе следует взять из уравнения (3):

$$c(0, t) = \rho \cdot c_{GAS} + (c_0 - \rho \cdot c_{GAS}) \cdot e^{-\frac{P_t}{L}} .$$

С учетом (5) и (6) решение уравнения (4) будет следующее [8]:

$$c(x, t) = c_0 + \left(\frac{x}{2\sqrt{\pi}D} \right) \cdot \int_0^t \exp\left[\frac{-x^2}{4D \cdot (t-\tau)} \right] \cdot \exp[k \cdot (t-\tau)] \cdot \frac{\rho \cdot c_{GAS} + (c_0 - \rho \cdot c_{GAS}) \cdot e^{-\frac{P\tau}{L}}}{(t-\tau)^{\frac{3}{2}}} d\tau \quad (7)$$

В уравнении (7) нам неизвестны параметры ρ и x (глубина залегания сосудов). Для оценочных расчетов было принято значение $x=1$ мм (средняя глубина залегания кровеносных сосудов в коже) и для него в программе Mathcad было построено семейство графиков $c(t)$ при разных значениях коэффициента ρ ($\rho=0,01; 0,1; 0,3$). Данные графики представлены на рисунке 2.

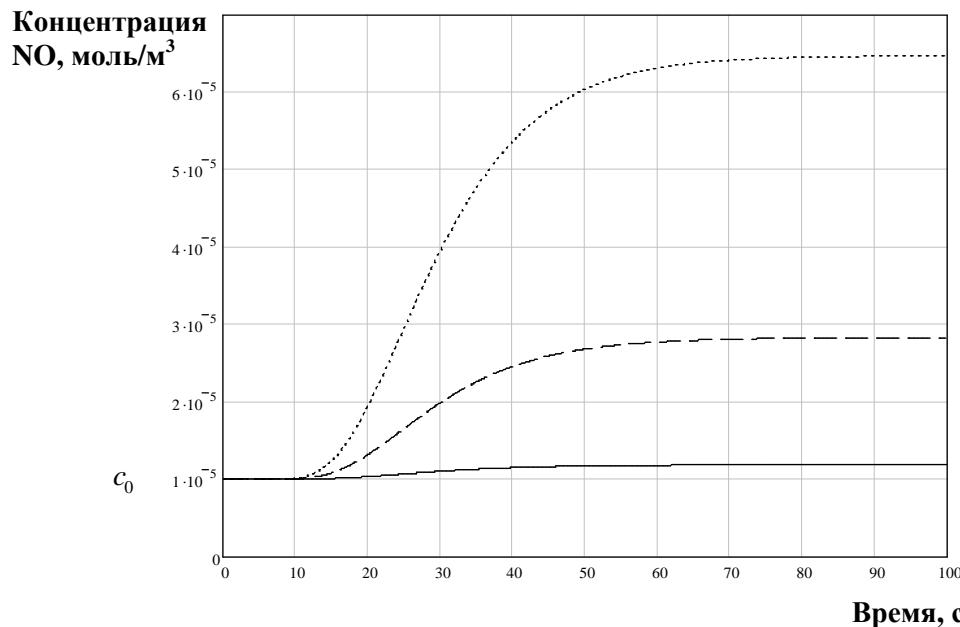


Рисунок 2 - Зависимости концентраций NO от времени в коже на глубине 1мм для разных значений ρ . Сплошной линией обозначен график $c(t)$ при $\rho=0,01$, пунктирной при $\rho=0,1$ и штриховой при $\rho=0,3$

Диффузия через слизистую оболочку. При диффузии через слизистую оболочку рассматривалась аналогичная схема обдува потоком NO, но без рогового слоя кожи (рисунок 3).

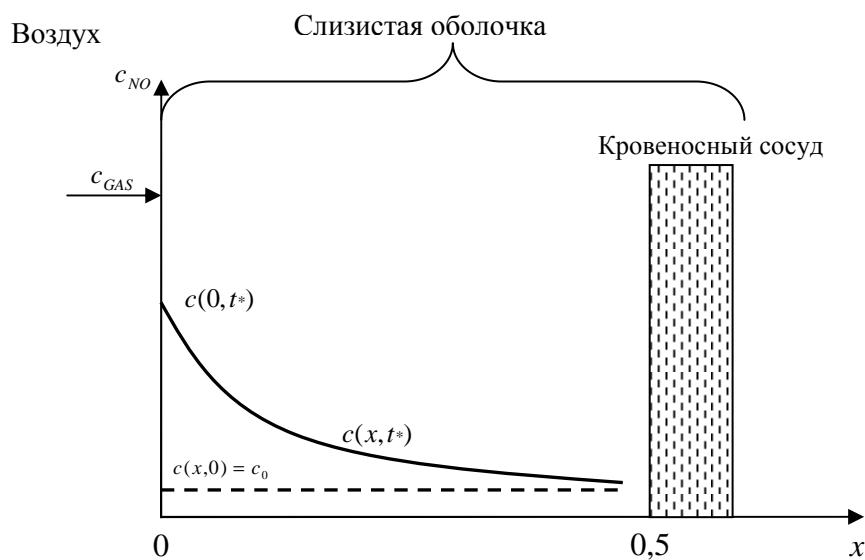


Рисунок 3 - Схематичное изображение процесса диффузии NO через слизистую оболочку

В слизистой оболочке нет рогового слоя ($L \rightarrow 0$), поэтому граничное условие на левой границе можно упростить и записать в виде:

$$c(0,t) = \rho \cdot c_{GAS},$$

В этом случае решение уравнения диффузии принимает вид [8]:

$$c(x,t) = c_0 + \left(\frac{x \cdot c_{GAS} \cdot \rho}{2\sqrt{\pi D}} \right) \cdot \int_0^t \exp \left[\frac{-x^2}{4D \cdot (t-\tau)} \right] \cdot \frac{\exp[k \cdot (t-\tau)]}{(t-\tau)^{\frac{3}{2}}} d\tau.$$

Для численных оценок здесь было принято значение $x=0,5\text{мм}$, т.к. в слизистой оболочке кровеносные сосуды располагаются на меньшей глубине, чем в коже. Далее также было построено семейство графиков $c(t)$ при $\rho=0,01; 0,05; 0,1$ (рисунок 4).

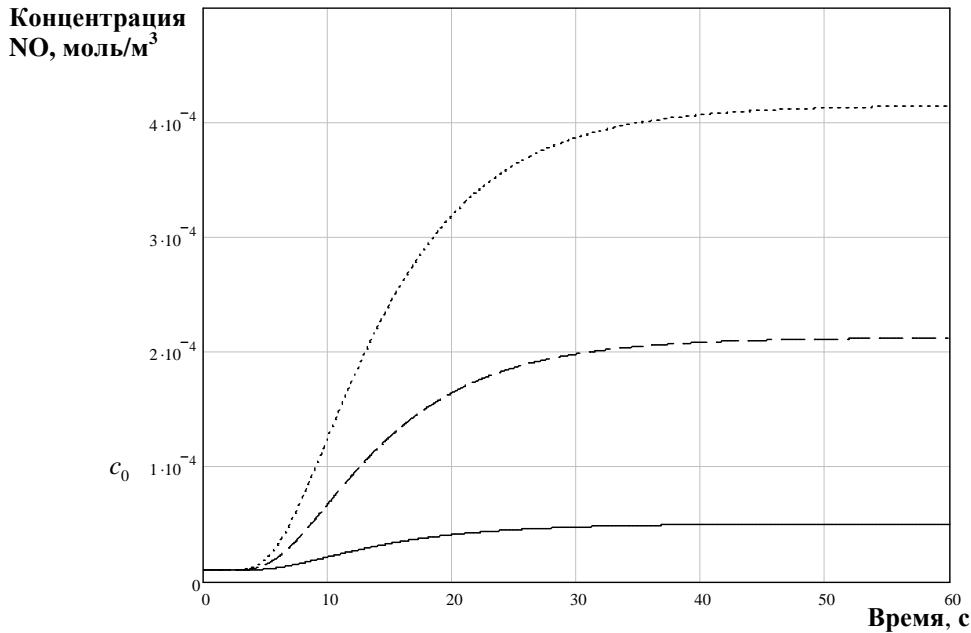


Рисунок 4 - Зависимости концентраций NO от времени в слизистой оболочке на глубине 0,5мм. Сплошной линией обозначен график $c(t)$ при $\rho=0,01$, пунктирной при $\rho=0,05$ и штриховой при $\rho=0,1$

Обсуждение полученных результатов и выводы. Согласно литературным данным для выраженной стимуляции микроциркуляции необходимым является увеличение содержания NO в ткани в 5-10 раз по сравнению с фоновым значением концентрации $c_0 = 10^{-5} \text{ моль/м}^3$ [9]. В случае слизистой полости носа такое увеличение по данным теоретического моделирования за счет диффузии может достигаться при обдуве слизистой уже через 30 секунд при $\rho=0,01$ (рисунок 4), когда только 1% NO проникнет из воздушного потока внутрь слизистой. Таким образом, чисто теоретически возможен механизм стимуляции микроциркуляции за счет прямой диффузии молекул NO через слизистую оболочку.

В случае кожи аналогичное увеличение концентрации на глубине залегания сосудов в коже достигается только через минуту и лишь при $\rho=0,3$ (рисунок 2), что представляется практически не реальным (30% потока NO проникает в роговой слой кожи и только 70% отражается от нее). Т.е. прямое увеличение концентрации молекул NO в 5-10 раз в области микрососудистого русла за счет прямой диффузии молекул NO через кожу во время сеанса NO-терапии практически исключено.

Полученные результаты имеют значение для обоснования применения метода NO-терапии в клинической практике с целью активации регенеративных процессов у больных, перенесших различные операции, в том числе в полости носа, околоносовых пазухах и ухе.

Библиографический список

1. Ванин А.Ф., Манухина Е.Б., Лапшин А.В. и др. // Бюл. экспер. биол., 1993, №8, С. 142-144.
2. Шехтер А.Б., Грачев С.В., Милованова З.П. и соавт. Применение экзогенного оксида азота в медицине: медико-биологические основы, клинико-морфологические аспекты, механизмы,

проблемы и перспективы // Материалы научно-практ. конф. “NO-терапия: теоретические аспекты, клинический опыт и проблемы применения экзогенного оксида азота в медицине.” Моск. мед. академия им. И.М. Сеченова, Московский государственный технический университет им. Н.Э. Баумана. – М., 2001, С. 27-33.

3. Shekhter A.B. et al. Beneficial effect of gaseous nitric oxide on the healing of skin wounds // Nitric oxide, 2005, Р. 210-219.

4. Сереженков В.А., Ванин А.Ф., Шехтер А.Б. и соавт. Динамика уровня эндогенного и экзогенного оксида азота в тканях раны и органах крыс (ЭПР-спектроскопическая оценка) // Русский врач, -М., 2001, С. 35-39.

5. Малкоч А. В., Майданник В. Г., Курбанова Э. Г. Физиологическая роль оксида азота в организме (Часть 1) // Нефрология и диализ, 2000, 2.

6. Dobrynin D., Arjunan K., Fridman A. et al. Direct and controllable nitric oxide delivery into biological media and living cells by a pin-to-hole spark discharge (PHD) plasma // Journal of Physics D: Applied Physics, 2011, 44, Р. 1-10.

7. Han T.H., Hyduke D.R., Vaughn M.W. et al. Nitric oxide reaction with red blood cells and hemoglobin under heterogeneous conditions // Proc. Natl. Acad. Sci. 2002, 99, Р. 7763-7768.

8. Полянин А.Д., Вязьмин А.В., Журов А.И., Казенин Д.А. Справочник по точным решениям уравнений тепло- и массопереноса. – М.: Факториал, 1998, 368 с.

9. Partha Srinivasan. Reaction-diffusion of Nitric Oxide. Cleveland State University.

10. Chen B., Keshive M., Deen W.M. Diffusion and reaction of nitric oxide in suspension cell cultures // Biophysical Journal, 1998, 75, Р. 745-754.

11. Malinski T., Taha Z., Grunfeld S. et al. Biochem. Biophys. Res. Commun., 1993, 193, Р. 1076–1082.

THEORETICAL MODELING OF DIFFUSION OF NITRIC OXIDE THROUGH THE SKIN AND MUCOSA

Lapitan D.G., Rogatkin D.A., Shevchik E.A., Ratova A.V.

Moscow Regional Scientific Research Clinical Institute n.a. M.F. Vladimirskey, e-mail:
lapitandenis@mail.ru

Questions of influence exogenous nitric oxide (NO) on the blood microcirculation system by exposure low-temperature gas flow with high concentrations of NO on the tissues of the human body are discussed. Theoretical modeling of diffusion of NO through the skin and mucosa was performed that allowed us to estimate dependence of concentration of NO on the coordinates and time within the biological tissue. In case of mucosa, the results of modeling showed that increasing of NO concentration required for stimulation of microcirculation due to diffusion can be achieved after 30 seconds by blowing. In case of skin, a similar increasing of NO concentration on the depth of the vessels in the skin by direct diffusion almost excluded. The received results are important for justification the application NO-therapy in clinical practice to the activation of regenerative processes in patients undergoing various operations.



ИССЛЕДОВАНИЕ ВЗАИМОСВЯЗИ ИНФОРМАЦИОННЫХ ПРИЗНАКОВ В СТРУКТУРЕ ПУЛЬСОВОЙ ВОЛНЫ С УРОВНЯМИ АРТЕРИАЛЬНОГО ДАВЛЕНИЯ, ГЛЮКОЗЫ И ХОЛЕСТЕРИНА

Михайлов Н.Ю.¹, Любовцев В.В.², Раскачнов Г.А.¹

1 - ЮНЦ РАН, 2 – Чебоксарский республиканский центр восстановительной медицины и реабилитации, mnazar@yandex.ru

Актуальным направлением современной медицины является развитие автоматизированных компьютерных систем диагностики состояния здоровья. Базисом диагностических экспертных систем является информационное поле объективных высокочувствительных диагностических признаков, сформированных методами анализа данных, полученных при помощи биомедицинских датчиков и

позволяющих достоверно идентифицировать различные состояния здоровья пациентов. При этом большое внимание уделяется ранней скрининговой диагностике донозологических и преморбидных состояний в рамках концепции саногенеза, процессам адаптации в котором отводится ведущая роль.

Данная работа посвящена поиску и оценке значимости информационных диагностических признаков адаптационных процессов организма на примере анализа внутренней структуры сфигмограммы пульсовой волны, регистрируемой простыми датчиками, позволяющими реализовать принципы неинвазивности, необременительности для медперсонала и пациентов. Пульсовая волна, помимо того, что содержит информацию о вариабельности сердечного ритма [1], дополнительно несет в своей структуре много данных о гемодинамических процессах организма. В частности, работе [2] была найдена взаимосвязь параметров гемодинамики - вариабельности артериального давления с концентрацией глюкозы в сыворотке крови при артериальной гипертензии и сахарном диабете II типа. Кроме этого ведутся поиски информативных признаков пульсовой волны человека в его межпульсовых интервалах, например, в частотных и амплитудных показателях [3,4].

Целью исследования было определения влияния уровня артериального давления, показателей глюкозы и холестерина в крови на частотные характеристики сигнала пульсовой волны в различных возрастных группах, в том числе после незначительной физической нагрузки.

Для регистрации пульсовой волны был использован акустический датчик с полосой пропускания 0,01-50 Гц, частотой дискретизации 100 Гц и 12 разрядным аналого-цифровым преобразователем. Аналоговые сигналы аппаратно дифференцировались. Сбор данных осуществлялся с помощью программно-аппаратного комплекса «Пульс-Антистресс Риски» [5]. Сигнал регистрировался в течение 82 секунд, таким образом, чтобы в нем отчетливо присутствовали все последовательно идущие квазипериоды волны давления (рисунки 1 и 3), каждый из которых соответствует одному удару сердца.

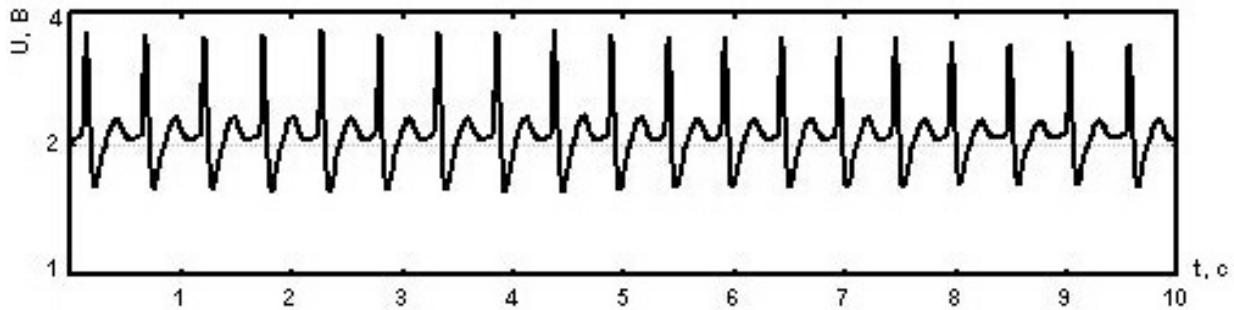


Рисунок 1 - Участок сигнала пульсовой волны человека, зарегистрированного с помощью акустического датчика пульса с частотой дискретизации 100 Гц.

Таким образом, исходными данными для дальнейшего исследования являлись оцифрованные сигналы дифференциальной формы волны давления длительностью 82 секунды (рисунок 1), зарегистрированные у добровольцев на поверхности кожи над лучевой артерией в области шиловидного отростка. Каждый из результатирующих примеров включал следующие показатели: 64 коэффициента вариации гармоник сигнала пульсовой волны в диапазоне от 1 до 50 Гц с шагом 0.78 Гц (рисунок 2) и данные об артериальном давлении (систолическом (САД) и диастолическом (ДАД)), содержании глюкозы в периферической крови (ммоль/л), уровень холестерина (ммоль/л) и лодыжечно-плечевой индекс (ЛПИ). Всего исследовано 48 регистраций для 48 человек (35 женщин, 13 мужчин) со средним значением возраста 41 ± 17.7 . Группа была разбита на две равные возрастные категории: до (I) и старше 35 лет (II). Измерение артериального давления проводили сразу после регистрации пульсовой волны с использованием автоматического тонометра Omron M2 Basic. Забор крови проводили с помощью профессионального биохимического экспресс-анализатора холестерина и глюкозы CardioChek PA с использованием мульти-тестполосок. Забор капиллярной крови осуществлялся натощак утром из пальца с помощью ланцетов для прокола кожи пальца Vitrex.

Контрольная группа (III) была составлена из студентов 22-24 лет, для которых регистрация пульсовой волны и артериального давления производились в покое и после 10 приседаний. В связи с тем что, значения коэффициентов вариации гармоник подвержены влиянию случайных и псевдослучайных колебаний внутри сигнала пульсовой волны было предложено перед статистической обработкой провести их сглаживание с использованием вейвлета Добеши 18 порядка (рисунок 2) [4].

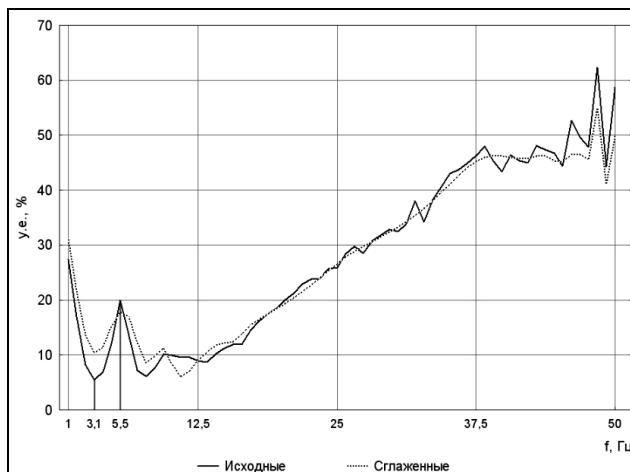


Рисунок 2 - Пример коэффициентов вариации гармоник сигнала пульсовой волны длительностью 82 с. (1-50 Гц с шагом 0.78 Гц) без использования процедуры сглаживания и после применения вейвлет сглаживания с помощью базисной функции Добеши 18 порядка.

Показано, что в группе I коэффициенты корреляции между коэффициентами вариации гармоник сигнала пульсовой волны в диапазоне от 1 до 50 Гц и САД, ДАД, содержанием глюкозы и уровнем холестерина не имели статистически значимых величин $|r|<0.5$ в диапазоне 1-29 Гц (рисунок 3). В то же время для группы II (старше 35 лет) отмечено их существенное количество в этом же интервале. Максимальный коэффициент корреляции (0.74, $p<0.05$) был найден для систолического артериального давления и коэффициента вариации частоты 3.1 Гц (рисунок 2 и.4). Между тем, в контрольной группе студентов, находившихся в покое, значения для САД и ДАД не превышали $|r_i| \leq 0.4$. После физической нагрузки коэффициенты корреляции для САД и ДАД возросли только в диапазоне 1-7 Гц (рисунок 5). Максимальные значения были отмечены для частот: 2.34 Гц ($r=0.67$, $p<0.05$) и 5.5 Гц ($r=0.72$, $p<0.05$). Не смотря на то, что наибольшие значения коэффициентов корреляции для САД у старшей возрастной группы и в группе моложе 35 лет наблюдались на разных частотах, тем не менее, их величины достаточно близки. Это может свидетельствовать о смещении в группе II влияния систолического давления на изменчивость формы сигнала пульсовой волны, на колебания более высокой, хотя и близкой, частоты.

Таблица 1 - Матрица взаимных корреляций (группа I).

	Глюкоза	Хол.	САД	ДАД	ЛПИ
Глюкоза	1,00	-0,28	0,37	0,41*	0,09
Хол.		1,00	-0,29	-0,12	-0,01
САД			1,00	0,60*	0,21
ДАД				1,00	0,28
ЛПИ					1,00

Таблица 2 - Матрица взаимных корреляций (группа II).

	Глюкоза	Хол.	САД	ДАД	ЛПИ
Глюкоза	1,00	0,27	0,30	0,11	-0,16
Хол.		1,00	0,58*	0,53*	-0,07
САД			1,00	0,86*	-0,07
ДАД				1,00	-0,01
ЛПИ					1,00

Хол. – холестерин, САД – систолическое артериальное давление, ДАД – диастолическое артериальное давление, ЛПИ – лодыжечно-плечевой индекс, * - $p<0.05$.

Матрицы взаимных корреляций демонстрируют значимое увеличение связи между артериальным давлением и уровнем холестерина в крови в группе старше 35 лет. При этом коэффициенты вариации гармоник сигнала пульсовой волны также являются связанными ($p<0.05$) с уровнем глюкозы ($r=0.43$, 3.1 Гц), холестерина ($r=0.65$, 5.5 Гц), систолическим артериальным давлением ($r=0.57$, 3.1 Гц) и диастолическим артериальным давлением ($r=0.50$, 5.5 Гц) и проявляют схожую динамику на всем диапазоне частот 1-50 Гц (рисунок 4). Для возрастной группы I наблюдается аналогичная связь между указанными параметрами, хотя они практически не превышают $r=0.5$. Исходя из этого, можно предположить, что в возрасте до 35 лет на частотные характеристики сигнала пульсовой волны давления крови в большей степени оказывает влияние уровень глюкозы (таблица 1, рисунок 3), в то время как в группе людей старше 35 лет – это уровень холестерина (таблица 2, рисунок 4).

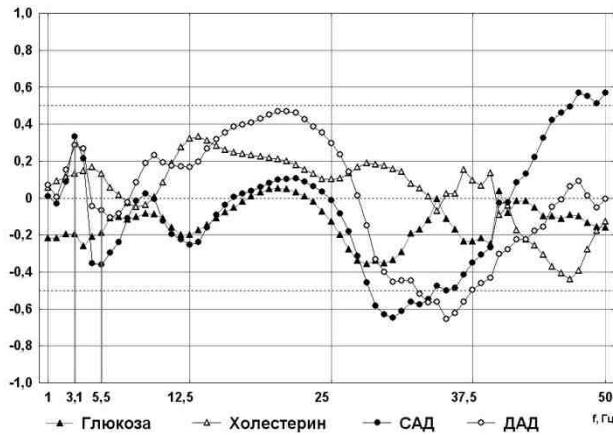


Рисунок 3 - Корреляции между коэффициентами вариации гармоник сигналов пульсовой волны (группа I) и значениями глюкозы, холестерина, систолического артериального давления (САД) и диастолического артериального давления (ДАД)

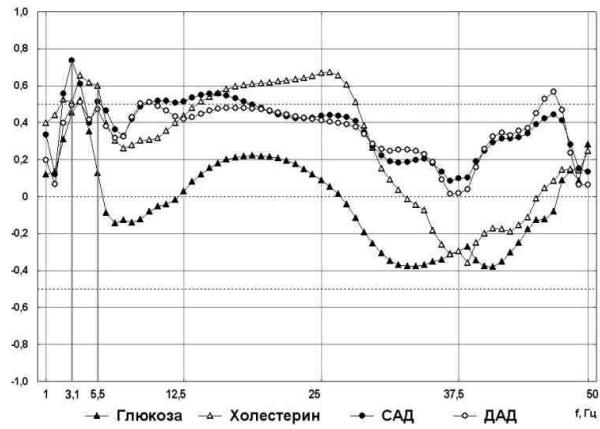


Рисунок 4 - Корреляции между коэффициентами вариации гармоник сигналов пульсовой волны (группа I) и значениями глюкозы, холестерина, систолического артериального давления (САД) и диастолического артериального давления (ДАД)

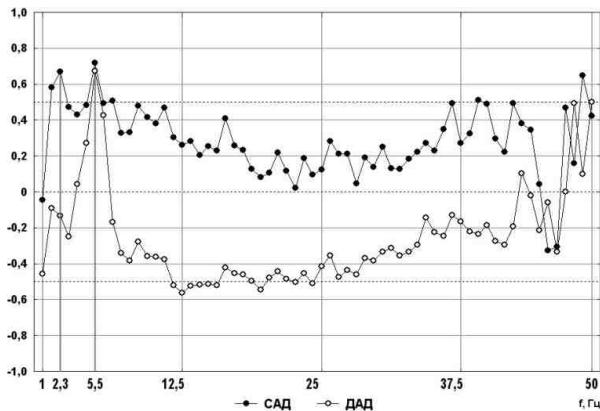


Рисунок 5 - Корреляции между коэффициентами вариации гармоник сигналов пульсовой волны (группа III, после нагрузки) и значениями систолического и диастолического артериального давления (ДАД)

С другой стороны одинаковая динамика коэффициентов корреляции между указанными параметрами пульсовой волны и уровнями глюкозы и холестерина может свидетельствовать об их комплексном воздействии на волну давления крови, распространяющейся по артериальному руслу. На взаимосвязь параметров гемодинамики и уровня глюкозы указывалось в работе [2]. При этом лодыжечно-плечевой индекс дополнительной информации об исследуемых группах не дал.

Выводы

Таким образом, для исследованных выборок было получено, что существует статистически значимая связь между коэффициентами вариации гармоник сигнала пульсовой волны и уровнем артериального давления, холестерина и глюкозы. Показано, что наибольшие коэффициенты корреляции с уровнем холестерина и давления характерны для группы старше 35 лет. Для людей моложе 35 лет отмечено их снижение. При этом максимальные значения коэффициентов корреляции наблюдаются для групп: I - на частотах 2.34 Гц и 5.5 Гц, II - 3.1 Гц и 5.5 Гц соответственно. Схожие изменения коэффициентов корреляции в диапазоне 1-50 Гц для холестерина и глюкозы могут свидетельствовать об общем процессе, влияющем на их концентрацию в сыворотке крови и находящем отражение в структуре сигнала пульсовой волны.

Библиографический список

12. Каладзе Н.Н., Мангилева Т.А., Довченко С.В., Лисовская Р.В. Вариабельность ритма сердца и ее взаимосвязь с ожирением и уровнем кортизолемии у больных с артериальной гипертензией первой степени // Укр. кардiol. журн. – 2010. – № 3. – С. 69-73.
13. Эльбаев А.Д., Курданов Х.А., Эльбаева А.Д. Диагностические аспекты взаимосвязи параметров гемодинамики и уровня глюкозы в крови // Клиническая физиология кровообращения. – 2006. - № 3. – С. 15-20.
14. Михайлов Н.Ю., Толмачев Г.Н., Шепелев И.Е., Пляка П.С.. Высокочастотные колебания в сигнале пульсовой волны и их связь с адаптационными реакциями. Биофизика, 2008. Т. 53. вып. 3, С. 482-487.
15. Михайлов Н.Ю., Гаркави Л.Х., Мащенко Н.М., Жукова Г.В. Исследование связи клеточного состава лейкоцитарной формулы крови с частотными характеристиками сигнала пульсовой волны // Биофизика, 2012, том 57, вып. 1, С. 99–104.
16. Михайлов Н.Ю., Толмачев Г.Н., Пляка П.С. Оценка групп риска по состоянию адаптационных возможностей человека (Пульс-Антистресс Риски): Свидетельство об официальной регистрации программы для ЭВМ №2010610702 от 20.01.2010. — М.: Федеральная служба по интеллектуальной собственности, патентам и товарным знакам, 2010.

RESEARCH OF THE INFORMATIVE STRUCTURE PARAMETERS OF THE PULSE WAVE AND THEIRS CORRELATION WITH ARTERIAL PRESSURE, CHOLESTEROL AND GLUCOSE LEVELS

Mikhailov N.Yu.¹, Lubovcev V.V.², Raskachnov G.A.¹

1 - South Research Center, Russian Academy of Sciences, 2 – Chuvashian republican centre of the restorative medicine and rehabilitation, mnazar@yandex.ru

In the paper concerned the correlation between pulse wave spectral parameters and the arterial pressure, cholesterol and glucose level's in the different age groups, including the youth group with the exercise stress.

Was obtained the statistical significant correlation with the coefficients of harmonics variance in the range 1-50 Hz. It is shown that the up growth is observing in the age group "after 35 years" (II) and the lowering in the group "up to 35 years" (I). The maximum correlation was received for "I" group at the 2.34 and 5.5 Hz, II – 3.1 and 5.5 Hz. The Investigated interconnection of the cholesterol, glucose and harmonics can indicate the common processes that influence on concentration in blood serum for invasive parameters and may be reflected in the pulse wave structure.

ИССЛЕДОВАНИЕ СОСТОЯНИЯ МИКРОЦИРКУЛЯЦИИ И МЕХАНИЗМОВ КОНТРОЛЯ МИКРОКРОВОТОКА В НОРМЕ И ПРИ НАРУШЕНИЯХ КРОВООБРАЩЕНИЯ МЕТОДОМ ЛАЗЕРНОЙ ДОППЛЕРОВСКОЙ ФЛОУМЕТРИИ

Осякова А.О., Тихомирова И.А.

Ярославский государственный педагогический университет им. К.Д. Ушинского
a.oslyakova@yandex.ru

Важнейшей функцией сердца и сердечно-сосудистой системы в целом является снабжение кислородом и питательными веществами всех органов и тканей организма. В условиях патологии в организме человека происходят различные изменения кровотока, отражающие нарушения гомеостаза. Для хронической сердечной недостаточности (ХСН) характерна неспособность сердечно-сосудистой системы адекватно обеспечить органы и ткани организма кровью и кислородом в количестве, достаточном для поддержания нормальной жизнедеятельности, поскольку нарушается сократительная способность миокарда [1]. Наименьшая структурно-функциональная единица системы кровообращения, где происходит транскапиллярный обмен, обеспечивающий необходимый тканевой гомеостаз, представлена микрососудистым руслом [2]. Важность исследования состояния микроциркуляции объясняется тем, что показатели центральной гемодинамики не всегда отражают реальную картину периферического кровообращения и изменяются лишь после наступления не только выраженных, но и порой не обратимых нарушений микроциркуляции [3]. Оптимальное функционирование органов и организма в целом, в конечном счете, определяется состоянием отдельных звеньев и регуляторных механизмов перфузии ткани кровью. Исследование регуляторных механизмов микроциркуляции как в состоянии нормы, так и при патологии представляет важную проблему, от решения которой зависит выяснение ряда вопросов, имеющих существенное значение для теории и практики физиологии и медицины.

Таким образом, целью настоящего исследования было изучить особенности состояния микроциркуляции и механизмов контроля микроциркуляторного кровотока в норме и при хронической сердечной недостаточности методом лазерной допплеровской флоуметрии.

Материалы и методы. Исследование состояния микроциркуляции и ее регуляторных механизмов проводилось с участием практически здоровых добровольцев ($n=22$, средний возраст $33,3 \pm 12,4$ лет) и пациентов с диагнозом хроническая сердечная недостаточность (ХСН) I-IV функциональных классов по классификации Нью-Йоркской ассоциации сердца (NYHA) ($n=36$, средний возраст $65,2 \pm 10,5$ лет).

Состояние микроциркуляции изучали методом лазерной допплеровской флоуметрии (ЛДФ) с помощью анализатора ЛАКК-02 исполнение 4 (НПП «Лазма», Москва). Данный прибор сочетает две диагностические технологии – метод лазерной допплеровской флоуметрии и метод оптической тканевой оксиметрии, с помощью которых одновременно неинвазивно контролируются три параметра микроциркуляции крови: изменение показателя микроциркуляции (параметр ПМ), динамика изменения средней относительной кислородной сатурации крови (параметр SO_2) и показатель фракционного объемного кровенаполнения ткани в зоне измерения (параметр V_r) [4]. Оценивали характеристики показателя микроциркуляции ПМ: среднее арифметическое значение (M), среднеквадратичное отклонение (σ) и коэффициент вариации (K_v).

Среди звеньев регуляции микрокровотока выделяют активные и пассивные механизмы, которые в полосе частот от 0,005 до 3 Гц формируют пять неперекрывающихся частотных диапазонов: 0,007 – 0,017 Гц – диапазон эндотелиальной активности, связанной с релизингом основного вазодилататора NO [5]; 0,023 – 0,046 Гц – диапазон нейрогенной (симпатической адренергической) активности; 0,05 – 0,145 Гц – диапазон миогенной (гладкомышечной) активности; 0,2 – 0,4 Гц – диапазон респираторного ритма; 0,8 – 1,6 Гц – диапазон кардиального ритма [4, 6]. Регистрируемый в ЛДФ-граммме колебательный процесс является результатом наложения осцилляций, обусловленных функционированием активных и пассивных механизмов. Амплитудно-частотный спектр колебаний микрокровотока рассчитывали с помощью вейвлет-преобразования и оценивали вклад эндотелиальных, нейрогенных и миогенных компонентов тонуса микрососудов (активные механизмы), а также дыхательных и сердечных ритмов (пассивные механизмы). Ввиду разброса результатов измерений амплитуд колебаний осуществлять диагностику работы того или иного механизма регуляции только по величинам максимальных амплитуд затруднительно, поэтому

анализировали также функциональный вклад каждого звена в модуляцию микрокровотока и вклад в общий уровень тканевой перфузии [7].

Из полученных данных рассчитывали: миогенный (МТ) и нейрогенный (НТ) компоненты тонуса микрососудов, показатель шунтирования (ПШ), индекс перфузионной сатурации кислорода в крови (S_m), параметр удельного потребления кислорода тканями (U) и индекс эффективности микроциркуляции (ИЭМ) – интегральный показатель, характеризующий соотношение механизмов активной и пассивной модуляции кровотока.

Результаты и обсуждение. В ходе проведенного исследования были выявлены значительные отличия состояния микрокровотока пациентов с хронической сердечной недостаточностью от группы здорового контроля (рисунок 1). Величина показателя микроциркуляции пропорциональна скорости движения эритроцитов, значению гематокрита и количеству функционирующих сосудов в зондируемом объеме ткани [8]. В условиях нарушенной деятельности сердца наблюдалось снижение уровня кровотока в нутритивном русле (рисунок 1).

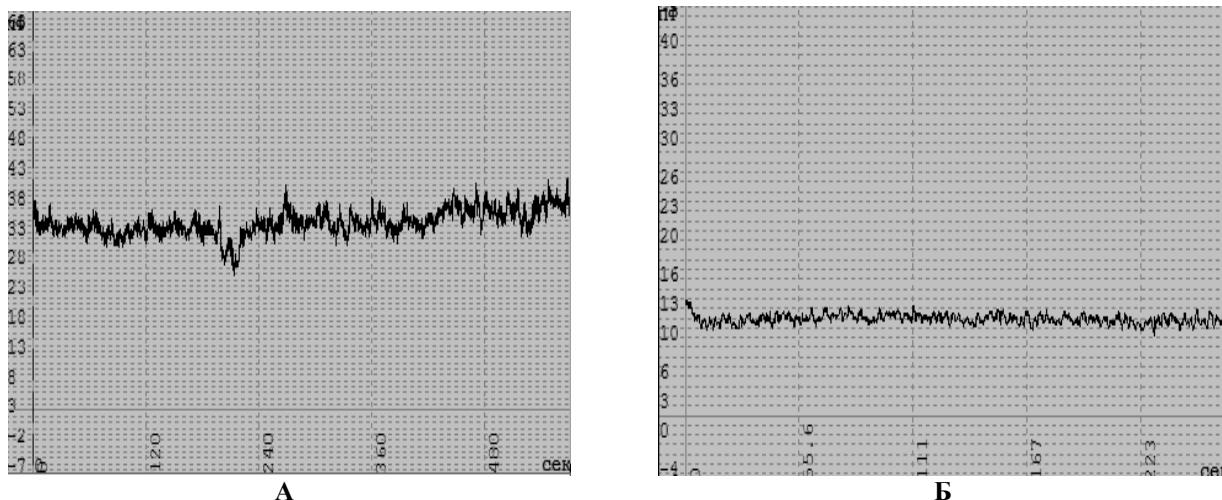


Рисунок 1 - ЛДФ-граммы здорового человека (А) и пациента с хронической сердечной недостаточностью (Б).

Поскольку в группе пациентов показатель гематокрита был существенно выше нормы (на что указывает более высокое (на 33,8%, $p<0,001$) объемное кровенаполнение ткани V_r), более низкие значения ПМ (на 29,5%, $p<0,01$) могут быть следствием замедления микрокровотока и сокращения числа перфузируемых капилляров, что подтверждается повышенным на 82,5% ($p<0,001$) значением показателя шунтирования при патологии (рисунок 2).

В отличие от нормы при сердечной недостаточности отмечалась существенно более низкая вариабельность микрокровотока (параметр σ был ниже на 53,2%, $p<0,001$), что свидетельствует о наличии неблагоприятных изменений на уровне микроциркуляции при данных нарушениях кровообращения (рисунки 1, 2).

При анализе показателей кислородного снабжения тканей методом ЛДФ было выявлено значительное ухудшение кислородного питания тканей в условиях нарушения кровообращения. В группе пациентов были обнаружены более высокие, чем у здоровых лиц значения параметра SO_2 (на 32,7%, $p<0,001$), который позволяет косвенно оценивать потребление кислорода тканями и индекса перфузионной сатурации кислорода S_m (на 122,3%, $p<0,001$), характеризующего связь между потоком крови в микроциркуляторном русле и не потребленным тканями кислородом, а также сниженное на 63,4% ($p<0,001$) значение параметра удельного потребления кислорода тканью U (рисунок 2). Все это указывает на нарушение деоксигенации крови в капиллярах, снижение кислородтранспортной функции крови и кислородное голодание тканей при хронической болезни сердца.

Кровоток в микроциркуляторном русле подвержен колебаниям, которые отражают текущее функциональное состояние систем его регуляции. Разнонаправленные влияния со стороны сердечно-сосудистой, дыхательной, нервной и других систем на состояние периферического кровотока отражаются в ритмической структуре колебаний кровотока [4, 9]. Рассмотрение функционального состояния активных, тонусформирующих звеньев модуляции микрокровотока при хронической сердечной недостаточности позволяет отметить тенденцию в перераспределении регуляторных влияний на тонус резистивных микрососудов при нарушении сердечной деятельности в сравнении с

нормой: значительно снижается функциональный вклад всех активных регуляторных влияний в модуляцию микрокровотока (эндотелиальных, нейрогенных, миогенных), что свидетельствует о повышенном нейрогенном и миогенном тонусе сосудов (на 71,5 и 91,9%, $p<0,001$, соответственно, рисунок 2) и возможной дисфункции эндотелия.

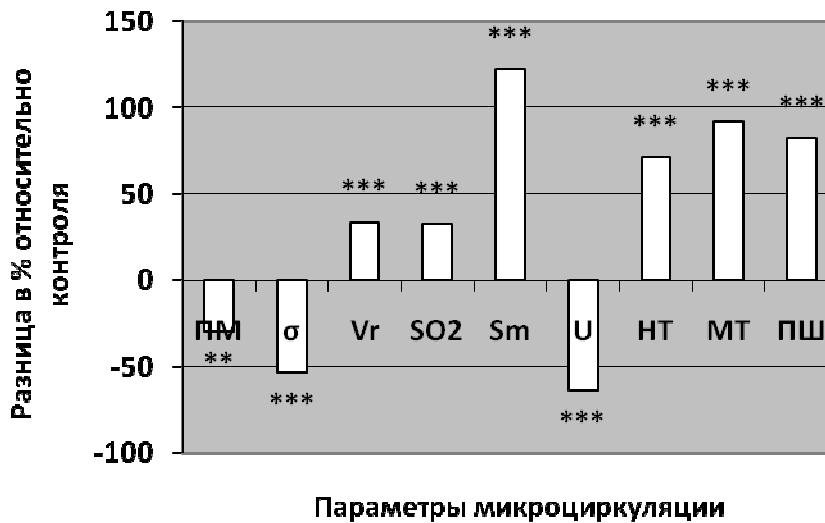


Рисунок 2 - Основные параметры микрокровотока, кислородного снабжения тканей, показатели тонуса микрососудов и шунтирования при хронической сердечной недостаточности (в % к здоровому контролю)

Примечание: статистически значимые различия обозначены: ** - при $p<0,01$; *** - при $p<0,001$.

Обозначения: ПМ – показатель микроциркуляции; σ – среднеквадратичное отклонение показателя микроциркуляции; V_r – объемное кровенаполнение ткани; SO_2 – относительное насыщение кислородом крови микроциркуляторного русла биоткани; S_m – индекс перфузионной сатурации кислородом; U – параметр удельного потребления кислорода тканью НТ – нейрогенный тонус; МТ – миогенный тонус; ПШ – показатель шунтирования.

Секреторная функция эндотелия стимулируется биофизическими (напряжение сдвига) или гуморально-химическими стимулами. Напряжение сдвига представляет собой силу влияния прилегающего потока крови на единицу поверхности сосуда в направлении, тангенциальном к поверхности. При возрастании объемного кровотока увеличивается напряжение сдвига, особенно в местах сужения и искривлений хода сосудов, и секреция эндотелием вазодилататоров (в основном NO) [10]. Сдвиговый стресс является мощным физиологическим стимулом для высвобождения NO, который оказывает постоянное ингибиторное влияние на сосудистый тонус, противодействуя тоническим вазоконстрикторным влияниям симпатических нервов [10]. В условиях постоянной активации эндотелия за счет высокого сдвигового стресса при хронической сердечной недостаточности вазодилатационный резерв эндотелия, по всей видимости, значительно снизился. На этом фоне уменьшения функционального вклада активных регуляторных влияний на микроциркуляцию возрастает модулирующее влияние кардиальных ритмов (на 31,1%, $p<0,01$), обеспечивающих приток артериальной крови в микросудистое русло. Выявленное значительное перераспределение составляющих амплитудно-частотного спектра ЛДФ-грамм при нарушении кровообращения обусловило существенное снижение эффективности микроциркуляции (на 30,7%, $p<0,001$).

Вывод

Таким образом, при хронической сердечной недостаточности отмечались существенные отклонения от нормы параметров микроциркуляции, проявляющиеся в снижении уровня микрокровотока и кислородного обеспечения тканей. Нарушение сердечной деятельности сопровождалось также изменением соотношения регуляторных механизмов микроциркуляции: ослаблением функциональных влияний эндотелия, усиливением вазоконстрикторных влияний на тонус резистивных микрососудов и ростом пульсовой волны.

Работа выполнена в рамках реализации Федеральной целевой программы «Научные и научно-педагогические кадры инновационной России» на 2009-2013 гг.

Библиографический список

1. Фундаментальная и клиническая физиология / Под ред. А.Г. Камкина, А.А. Каменского. М.: Академия. – 2004. – 1072 с.
2. Поленов С.А. Основы микроциркуляции // Регионарное кровообращение и микроциркуляция. – 2008.- т. 7. - № 1 (25). – С. 5-19.
3. Мчедлишвили Г.И. Микроциркуляция крови. – Л.: Наука, 1989. – 295 с.
4. Крупяткин А.И., Сидоров В.В. Лазерная допплеровская флюметрия микроциркуляции крови. – М.: Медицина, 2005. – 256 с.
5. Kvandal P., Stefanovska A., Veber M., et al. Regulation of human cutaneous circulation evaluated by laser Doppler flowmetry, iontophoresis, and spectral analysis: importance of nitric oxide and prostaglandins // Microvascular Research. – 2003. – Vol. 65. – P.160-171.
6. Федорович А.А. Взаимосвязь функционального состояния артериолярного и венулярного отделов сосудистого русла кожи с уровнем артериолярного давления // Регионарное кровообращение и микроциркуляция. – 2009.- т. 8. - № 4 (32). – С.47-53.
7. Федорович А.А. Функциональное состояние регуляторных механизмов микроциркуляторного кровотока в норме и при артериальной гипертензии по данным лазерной допплеровской флюметрии // Регионарное кровообращение и микроциркуляция. – 2010. - т. 9. - № 1 (33). – С. 49-60.
8. Федорович А.А., Ушакова М.Н., Рогоза А.Н., Бойцов С.А. Применение лазерной допплеровской флюметрии у больных кардиологического профиля // Материалы IX научно-практической конференции «Диагностика и лечение нарушений регуляции сердечно-сосудистой системы». - Москва, 2005. - С. 159-169.
9. Крупяткин А.И. Клиническая нейроангиофизиология конечностей (периваскулярная иннервация и нервная трофики). – М.: Научный мир, 2003. – 328с.
10. Крупяткин А.И. Пульсовые и дыхательные осцилляции кровотока в микроциркуляторном русле кожи // Физиология человека - 2008. - т.34. – № 3. – С.70-76.

THE STUDY OF MICROCIRCULATION STATE AND BLOOD FLOW CONTROL MECHANISMS IN NORM AND IN CIRCULATORY DISORDERS BY LASER DOPPLER FLOWMETRY METHOD

Oslyakova A.O., Tikhomirova I.A.

Yaroslavl State Pedagogical University named after K.D. Ushinsky
a.oslyakova@yandex.ru

The aim of our research was to evaluate the features of microcirculation state and the characteristic of blood flow control mechanisms in norm and in circulatory disorders. Healthy volunteers (n=22) and patients with hospital diagnosis chronic cardiac failure (n=36) were involved in this study.

Cutaneous blood flow was investigated by laser Doppler flowmetry method using the multifunctional laser analyzer of blood microcirculation LAKK-2 modification 4 (SPE "LAZMA", Moscow, Russia). Separate oscillatory components of blood flow identified with spectral wavelet analysis of the skin blood flow oscillations, help to assess the active (endothelial, neurogenic and myogenic) and passive (cardiac and respiratory) mechanisms of the regulation of microcirculation.

Our results demonstrated that microcirculatory parameters were negatively changed in circulatory disorders compared to the control ones. Analysis of microcirculation parameters revealed the decrease of tissue perfusion (by 29.5%, $p<0.01$) and the evident reduction of microvascular blood flow variability: standard deviation of microcirculation index was by 53.2% ($p<0.001$) lower compared to the control values. As far as microvascular blood flow is proportional to the average velocity of blood, erythrocyte concentration and number of perfused capillaries in the tested area, the indicated decrease of microcirculation index in patient's group may be caused by the slowdown of blood flow, because the index reflecting the relative volume of hemoglobin fractions (V_r) and shunting index were higher than that in healthy persons (by 33.8% and 82.5%, $p<0.001$, respectively).

Using tissue oxymetry method we detected considerable deterioration of oxygen supply to tissues in pathological conditions. In spite of more higher value of oxygen saturation of hemoglobin (SO_2) in patients

with chronic cardiac failure (by 32.7%, $p<0.001$) than in norm the decreased index of specific oxygen consumption by tissue (U) (by 63.4%, $p<0.001$) pointed the impairment of oxygen delivery to tissues in patient's group. These date indicated the deterioration of blood deoxygenation in capillaries, decrease of blood O_2 -transporting function and oxygen deficiency in circulatory disorders.

Oscillations of microcirculation blood flow reflected the current functional state of microcirculation regulatory systems. The rhythmic structure of peripheral blood flow is formed by summarizing effect of differently directed influences of cardiovascular, respiratory, nervous et al. systems. Reduced functional impact of all active regulatory effects on blood flow modulation (endothelial, neurogenic and myogenic ones) as well as the enhanced modulating influence of cardiac rhythms (by 31.1%, $p<0.01$) were detected in chronic cardiac failure.

Thus, the decrease of tissue perfusion, the deterioration of tissue oxygenation, high myogenic and neurogenic microvessel's tonus and endothelial dysfunction were revealed in circulatory disorders. Reduction of the number of perfused capillaries resulting in the decrease of nutritive blood flow and the growth of blood amount passing through arteriole-venular anastomoses were observed in pathological conditions. Blood flow control mechanisms were modified in patients with chronic cardiac failure: the endothelium function was impaired and vasoconstriction influences on resistive microvessels were markedly enhanced.



ЦЕЛЕВЫЕ ФУНКЦИИ СЕРВИСНЫХ МЕДИЦИНСКИХ РОБОТОВ В КЛИНИКЕ

Лапитан Д.Г., Рогаткин Д.А., Куликов Д.А., Рогаткин А.Д.

ГУ Московский областной научно-исследовательский клинический институт (МОНИКИ)

им. М.Ф. Владимиরского

lapitandenis@mail.ru

Стремительное развитие в современном мире робототехники открывает новые возможности во многих областях деятельности человека, в том числе и в медицине. Если проанализировать последние публикации о новых разработках медицинских роботов (например, [1]), то можно заметить, что с начала 2000-х годов наблюдается резкий скачок сообщений о первых инновационных проектах по созданию коммерческих медицинских роботов, которые уже начали поступать в клиники. Это и роботы-манипуляторы, и роботы-манекены, и медицинские роботы-помощники [2-5]. Будущее, в котором в больницах работают роботы, а также многочисленные инженеры по их технической поддержке, становится всё более реальным. При этом под медицинскими роботами подразумеваются, согласно определению [3], любые электронно-механические устройства, которые частично или полностью выполняют функции человека или его отдельных органов и систем (иногда животного) при решении различных медицинских задач. И одно из наиболее ярко проявляющихся сегодня направлений в медицинской робототехнике - направление по роботам-помощникам, или, как их еще называют, - *сервисным медицинским роботам* (СМР) [4, 5].

Однако большинство цитируемых публикаций носит сегодня, по нашему мнению, не фундаментальный научный или профессиональный инженерно-технический характер, а пока еще характер рекламных, обзорных и демонстрационных статей. Очень слабо в них, например, описываются модели и алгоритмы поведения роботов, среда обитания роботов, специализированные медико-технические требования (МТТ) к их конструкции и программному обеспечению. И в первую очередь отсутствуют сегодня в литературе обоснованные научные подходы к выбору целевых функций назначения и существования СМР в клинике. Создается впечатление, что сами разработчики таких роботов пока еще слабо себе представляют общее функциональное предназначение и общие закономерности поведения робота в условиях клиники, которые, несомненно, должны существовать. Разработчики только-только эмпирически пытаются нащупать первые варианты перспективных целевых функций СМР и продвигаются вперед «на ощупь», без теории и фундаментального понимания научной составляющей этой проблемы. Между тем, полноценный СМР является, по сути, автоматизированным электронно-механическим оборудованием (комплексом) медицинского назначения, к которому, очевидно, должны быть применимы и некие общие системные принципы и подходы, позволяющие обоснованно подходить к

проектированию и созданию аппаратного и программного обеспечения СМР. Это открывает сегодня потенциальную новую область для фундаментальных научных и инженерных исследований.

Обычно модель управления автономным мобильным роботом строится по аналогии с поведением живого организма, когда нужно не просто как-то реагировать на те, или иные внешние команды и условия, а достигать в имеющихся внешних условиях определенные главные системные цели (самосохранение, энергообеспечение, выполнение заданной целевой функции назначения и т.д.). Если эти главные цели не будут достигаться, то нет смысла и в существовании системы как таковой [6]. Для СМР, помимо внутренних целевых функций самосохранения и энергообеспечения, очевидно, важнейшими целевыми функциями назначения должны быть функции помощи медицинскому персоналу и/или пациентам клиники в их повседневном взаимодействии. Это могут быть функции поиска в пределах клиники в заданное время конкретного пациента, если пациент не лежит постоянно на больничной койке, а передвигается по отделению и может выходить на улицу для прогулок (часто врачи тратят немало времени на «розыск» таких своих ходячих больных) и информирования этого пациента о каких-то важных предстоящих событиях (назначенных процедурах, например). Это могут быть функции перемещения или сортировки больничной документации и лекарств по отделению и по палатам с пациентами. Вывоз мусора из палат. Не исключено, что востребованными вскоре окажутся функции дистанционного общения врача и пациента, а также медицинского персонала между собой посредством информационно-коммуникационных технологий типа технологии «Skype», но с отличием в отсутствии необходимости иметь стационарные посты для общения и заранее обговоренное время выхода на связь, т.к. робот может потенциально разыскать любого адресата в любом месте и в любое время внутри клиники и предоставить ему немедленную возможность общения с вызывающим его абонентом. И так далее. При этом очевидно, что для достижения всех этих главных целей СМР приходится по ходу его работы решать и множество других вспомогательных и дополнительных частных задач, которые встают перед ним в процессе выполнения действий по достижению наиболее приоритетной в данный момент времени целевой функции.

Формально, видимо, общая задача функционирования СМР может быть в таком случае представлена так. Все цели СМР должны достигаться за счет перемещения робота во внешней среде и установления контактов робота с внешними объектами взаимодействия (врач, пациент, дверь кабинета врача, диагностический прибор и пр.), которые заложены в него в виде наборов переменных для опознания и взаимодействия. Робот перемещается по клинике, стремясь к достижению поставленной ему оператором (врачом или пациентом) главной цели в заданный отрезок времени. По мере движения возникает переменная ситуационная задача, включая внештатные ситуации (например, перегорожен необходимый для робота проход), которую СМР должен уже решать автономно, без участия оператора, ставя себе самому промежуточные целевые функции (обход препятствия, подзарядка аккумулятора и пр.), лишь в крайнем случае полностью останавливаясь и выдавая сигнал бедствия (беспомощности).

В такой задаче можно, видимо, уже выделить следующие 4 основные группы целевых функций СМР:

1. Главные целевые функции назначения, задаваемые оператором (помощь врачам и пациентам).
2. Системные целевые функции самосохранения (поддержание внутреннего энергообеспечения, избегание ситуаций падения с высоты и т.п.)
3. Целевые функции сохранения среды обитания (реализация принципа «не навреди окружающим»)
4. Вспомогательные целевые функции решения промежуточных задач.

При этом наиболее вероятно, что в каждой группе отмеченных целевых функций можно выделить определенные подгруппы наиболее часто используемых, а также функционально и логически схожих целевых функций более низкого уровня и приоритета. Более того, предположительно, в такой модели управления все переменные организма робота, его целевых функций и внешней среды его обитания можно разделить на две основные группы – существенные и не существенные [6]. К первым относятся те, на которых строится система главных целей и приоритетов СМР, включая функции самосохранения и не причинения вреда окружающим (среде обитания). Ко второй группе относятся переменные вспомогательного плана, более низкого приоритета, описывающие конкретную возникающую обстановку (ситуацию). Целевые функции СМР могут зависеть только от этих переменных, но могут зависеть и от времени. Время также может выступать и в качестве существенной переменной, когда достижение цели зависит от времени

реакции робота, или же когда задается функция энергопотребления. Изучение вопроса зависимости или не зависимости функций СМР от времени является на сегодня предметом отдельного исследования.

Снятие противоречий при многоцелевом функционировании робота, как и в живой природе, скорее всего, необходимо решать стандартным путем использования принципа доминанты, доминирующих целей и расстановки приоритетов (иерархия целей). Однако сегодня без определения конкретного набора существенных и несущественных переменных хотя бы в какой-то первичной упрощенной модели среды обитания робота сказать что-либо определенное об общем списке целей, переменных и приоритетов СМР, пока сложно. Должен ли СМР функционировать как одноцелевая система, или могут встречаться ситуации его работы как многоцелевой системы в один и тот же промежуток времени - пока неизвестно. Однако известно, что в общем случае поведение любого мобильного робота может быть поисковым (творческим), реагирующим на внешние (и внутренние) изменения, если среда меняется, или беспоисковым, прямолинейным, но более эффективным в неизменной обстановке. От выбора модели поведения зависит в очень большой степени набор целевых функций 4-ой группы. Однако, нужны ли одновременно обе эти модели для СМР, или достаточно всего одной, поисковой, на сегодняшнем этапе развития наших знаний в этой области сказать пока мы не можем. Здесь требуется проведение дополнительных исследований, связанных, в том числе, и с разработкой формальных моделей меняющейся среды обитания робота в клинике. Проводимые исследования поддержаны в 2012г. грантом РФФИ № 12-08-00415-а

Библиографический список

1. Wang Y. et. al. The developing market for medical robotics // Proc. IEEE, Special issue "Medical Robotics", Ed. By T. Kanade, B. Davis, and C.N.Riviere, vol. 94, No.9, 2006. – p.1763-1770.
2. "Robotics for Healthcare" // Final report of the study within framework of the eHealth activities of the EU Comission. – EUC Publishing, 2010.
3. Краевский С.В., Рогаткин Д.А. Медицинская робототехника: первые шаги медицинских роботов. // Технологии живых систем, т.7, №4, 2010. - с.3-14.
4. Саврасов Г.В. Тенденции развития медицинской робототехники. // Биомедицинская радиоэлектроника, 2007, № 10. - с.42-46.
5. Саврасов Г.В., Ющенко А.С. Основные направления развития медицинской робототехники. // Мехатроника, № 4, 2000. – с. 56-59.
6. Самарин А.И. «Искусственный интеллект» и проблемы очувствления роботов. // В сб. Проблемы нейрокибернетики. Искусственный интеллект, биотехнические системы, робототехника, 1979. - Изд-во Ростовского ун-та, Ростов н/Д, - с. 64-76.

PURPOSE FUNCTIONS OF SERVICE MEDICAL ROBOTS AT CLINICS

Lapitan D.G., Rogatkin D.A., Kulikov D.A., Rogatkin A.D.
 Moscow Regional Research and Clinical Institute
 lapitandenis@mail.ru

The fundamental research problem in the field of the formalization and the engineering description of the purpose functions for service medical robots (SMR) is considered. 4 groups of the main purpose functions are allocated: the main purpose functions which are set by operator (the help to doctors and patients); the system's purpose functions of self-preservation; the purpose functions of preservation of habitat and the support functions of the solution of all intermediate tasks. Need of development of the researches to the direction of studying and description of all very important and less important variables for the allocated purpose functions and also regarding to development of methods of the formal technical description of the variable habitat for the SMR at clinics is shown.

МЕТОДЫ СТАТИСТИЧЕСКОГО АНАЛИЗА R-ГРАММ

Пермяков С.А., Кузнецов А.А.

Владимирский государственный университет имени Александра Григорьевича и Николая Григорьевича Столетовых

plasero@mail.ru

Введение

При описании ЭКГ принято использовать координаты всех зубцов, интервалов и сегментов для каждого кардиоцикла. Интегральной характеристикой кардиоцикла является RR-интервал, определяющий ось сердца. Работу электропроводящей системы определяют амплитудным отклонением по вертикали на ЭКГ. Очевидно, что чем больший по величине электрический импульс приходит к миокарду в данный момент времени, тем большую механическую работу совершил миокард.

За систолу левого и правого желудочков отвечает R-зубец, однако, с одной стороны его формирует весь комплекс QRS, с другой – он косвенно соответствует величине ударного объёма при систоле, например – левого желудочка. Таким образом, для совершения данного действия необходим наиболее сильный электрический импульс, а также и интервал времени проведения самого действия. Возникает вопрос – какой из этих процессов является сопрягающим, а какой сопряженным. Но прежде чем ответить на данный вопрос, необходимо решить задачу нормировки систолического потенциала при выборе относительного уровня R-пика.

Многие исследователи при упоминании величины R-зубца не уточняют, каким именно способом проводился расчет данной величины. Это указывает на очевидное разногласие в трактовке результатов исследований, т.к. рассматриваются процессы очевидно различные по своей информативности и функциональным связям с физиологическими процессами.

В настоящее время исследования вариабельности параметров ЭКГ ведется только в отношении величины RR-интервала между соседними кардиоциклами. Для исследования вариабельности систолического потенциала до настоящего времени методики не предложены.

Целью данной работы является сравнительный анализ вариантов расчета координат R-пика.

Методика формирования цифровых рядов R-грамм

К анализу представлена реальная ЭКГ во II отведении здорового человека, находящегося в состоянии покоя, с частотой дискретизации 1 кГц, содержащая 1705 кардиоинтервалов. Регистрация производилась с помощью амбулаторного регистратора Анна Флэш 3000 и программного обеспечения pEScreen в лабораторных условиях в течение 20 минут, с периодом адаптации более 10 минут.

С помощью реализованного алгоритма Пана-Томпкинса в среде Matlab были сформированы 5 различных цифровых рядов R-грамм: а) абсолютное значение от условной нулевой линии ЭКГ – R-0; б) координата относительно зубца Q – R-q; в) координата относительно зубца S – R-s; г) амплитудное значение QRS-комплекса – R-qrs; д) относительно изоэлектрической линии – R-i. За нулевую линию ЭКГ принимается перпендикулярная временной оси прямая, пересекающая ЭКГ в её минимуме; амплитудой QRS-комплекса считается максимальное из соответствующих координат относительно зубцов Q и S; за уровень изоэлектрической линии принимается среднее значение кардиограммы на сегменте Т-Р, предшествующем текущему кардиоциклу.

Для здоровых людей в состоянии покоя величина R-зубца является случайной величиной, которая при отсутствии регуляции, имеет нормальной закон распределения. В свою очередь нормальное распределение характеризуется 4 моментами случайной величины.

Анализ цифровых рядов R-грамм проводился с помощью (таблица 1):

- вычисления моментов случайной величины;
- статистических параметров распределения;
- дисперсионного анализа переменных с соответствующими им виртуальными рядами, сгенерированными по нормальному закону [1];
- теста Колмогорова-Смирнова на соответствие нормальному закону распределения;
- вычисления линейного коэффициента корреляции между цифровыми рядами.

Таблица 1 - Параметры сравнительного анализа цифровых рядов R-грамм

Ряд	Среднее значение, мВ	Мода, мВ	Относительное отклонение моды от среднего, %	СКО, мВ	Асимметрия	Эксцесс	Вариационный размах, мВ	Коэффициент вариации, %
$\Delta\phi$ (R-0)	3,571	3,551	0,56	0,200	0,4844	1,9744	1,914	5,60
$\Delta\phi$ (R-qrs)	2,981	2,918	2,11	0,205	0,1344	-0,0966	1,535	6,88
$\Delta\phi$ (R-q)	2,919	2,859	2,05	0,139	0,0865	0,1242	1,031	4,76
$\Delta\phi$ (R-s)	2,997	2,875	4,07	0,188	0,3448	0,0049	1,492	6,27
$\Delta\phi$ (R-i)	2,550	2,496	2,11	0,195	0,0547	0,5826	1,703	7,65

Анализ результатов

Наиболее симметричным распределением обладает ряд R-граммы, рассчитанный относительно изоэлектрической линии. Наиболее несимметричным распределением обладает ряд R-граммы, рассчитанный относительно нулевой линии. Наиболее острым пиком распределения обладает ряд R-граммы, рассчитанный относительно нулевой линии. Наиболее слаженным пиком распределения обладает ряд R-граммы, рассчитанный относительно амплитуды QRS-комплекса. Наименьшим отклонением моды от среднего характеризуется ряд R-0. Наиболее вариативным является ряд, рассчитанный относительно изолинии (таблица 1)

Одной из мер статистической зависимости между двумя переменными является коэффициент корреляции Пирсона, характеризующий степень линейной зависимости между цифровыми рядами переменных. Наилучшим образом он подходит для оценки взаимосвязи между двумя нормальными переменными. Если распределение переменных отличается от нормального, то он по-прежнему продолжает характеризовать степень взаимосвязи между ними, но к нему уже нельзя применять методы проверки на значимость. Также коэффициент корреляции Пирсона не очень устойчив к выбросам - при их наличии можно ошибочно сделать вывод о наличии корреляции между переменными.

По результатам дисперсионного анализа [1] и теста Колмогорова-Смирнова все выборки переменных можно считать нормальными (при уровне значимости 0,005). Цифровые ряды R-грамм представлены на рисунке 1 (из рядов вычтена постоянная составляющая). Результаты расчета коэффициентов корреляции Пирсона представлены в таблице 2.

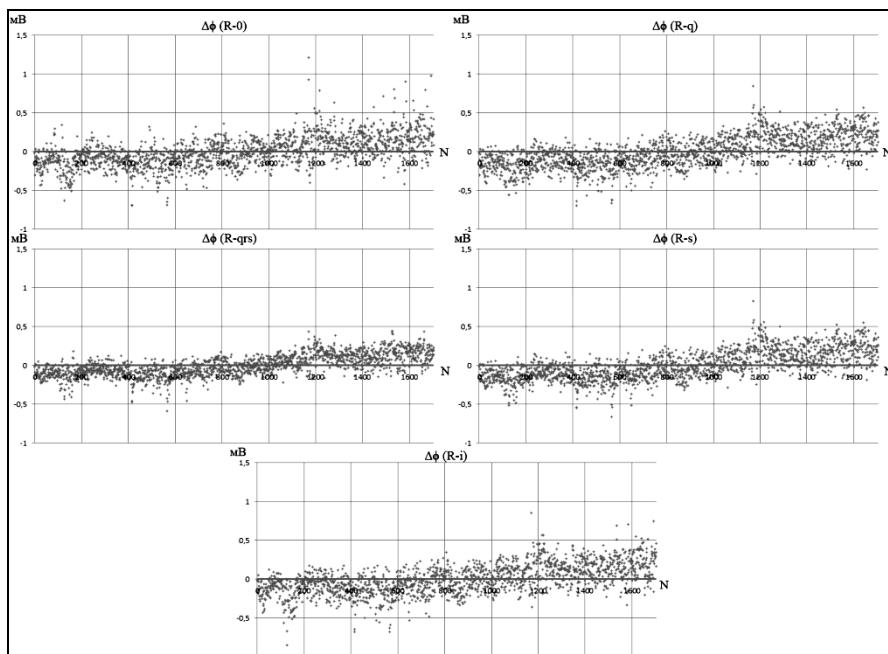
**Рисунок 1** - Цифровые ряды R-грамм анализируемой ЭКГ

Таблица 2 - Коэффициенты корреляции Пирсона

Цифровой ряд	$\Delta r (R-0)$	$\Delta r (R-q)$	$\Delta r (R-s)$	$\Delta r (R-qrs)$	$\Delta r (R-i)$
$\Delta r (R-0)$	1	0,83	0,83	0,79	0,88
$\Delta r (R-qrs)$	0,83	1	0,98	0,92	0,88
$\Delta r (R-q)$	0,83	0,98	1	0,90	0,88
$\Delta r (R-s)$	0,79	0,92	0,90	1	0,83
$\Delta r (R-i)$	0,88	0,88	0,88	0,83	1

Анализ результатов в таблице 2 говорит о сильной статистической зависимости всех переменных, что в свою очередь, опираясь на графическую форму представления данных (рисунок 2) таблицы 1, не позволяет утверждать, что исследуемые цифровые ряды несут идентичную информацию о физиологическом процессе. Данный факт ставит под сомнение эффективность коэффициента корреляции Пирсона в определении зависимости цифровых рядов R-грамм по сравнению с другими методиками.

Исходя из одинакового качества вида кривых (рисунок 2), можно сделать вывод, что параметрическая зависимость от СКО повторяется для разных форм анализа. Данный факт ставит под сомнение эффективность однофакторного дисперсионного анализа в определении нормальности ряда по сравнению с другими методиками. Другие методики являются более простыми и менее интерпретируемыми.

Обращает внимание, что у всех кривых параметрических распределений есть точки минимума и максимума, причем эти точки количественно совпадают по параметру СКО. Минимум моментов (за исключением эксцесса) приходится на значение СКО=0,195, а максимум на значение СКО = 0,2. Для нормального закона распределения коэффициенты эксцесса и асимметрии равны нулю. Наиболее приближенным к нормальному распределению по параметру асимметрии является распределение ряда R-граммы, рассчитанного относительно изоэлектрической линии.

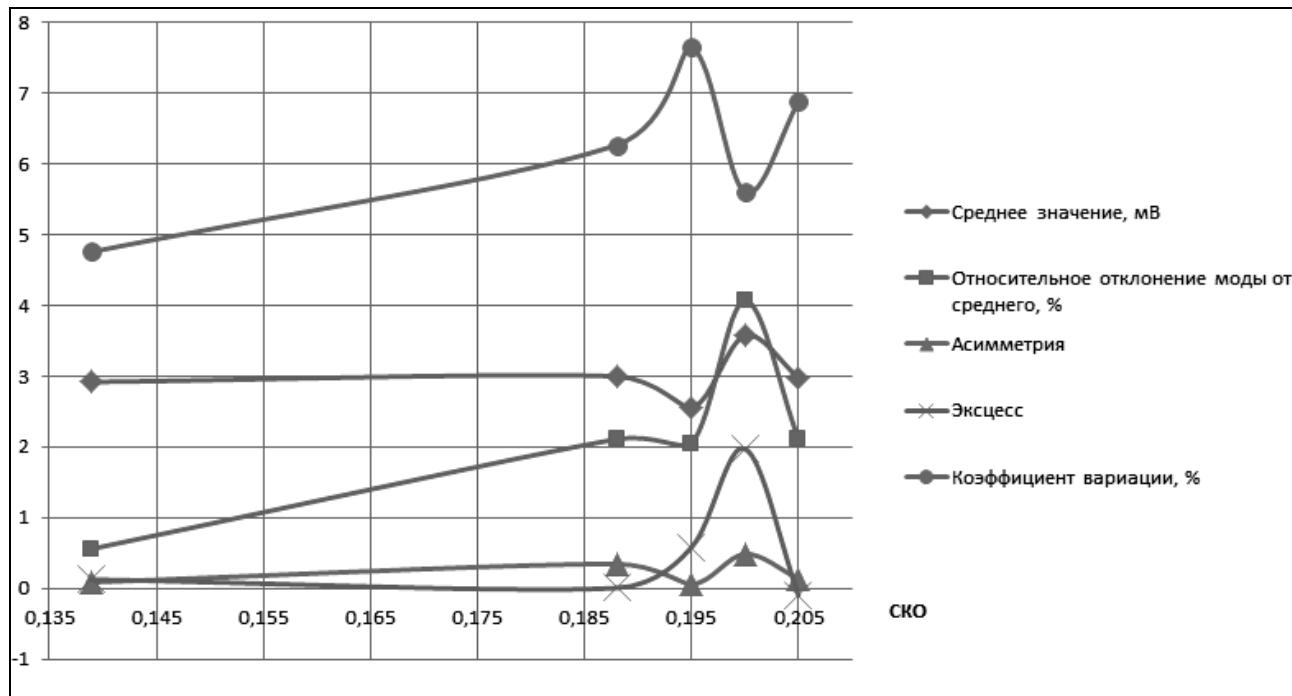


Рисунок 2 - Нелинейная интерполяция характеристик цифровых рядов

Наиболее приближенным к нормальному распределению по параметру эксцесса является распределение ряда R-граммы, рассчитанного относительно амплитуды QRS-комплекса.

Наименьшим отклонением моды от среднего значения характеризуется ряд R-граммы, рассчитанный относительно нулевой линии.

Таким образом, из пяти исследуемых вариантов расчета координаты зубца R наиболее оптимальными по параметрам распределения являются R-граммы, рассчитанные:

- от условной нулевой линии ЭКГ;
- относительно зубца S;
- относительно изоэлектрической линии.

Так как для большого количества выборок у различных людей зубец S не является постоянным, и его исчезновение не свидетельствует об ухудшении состояния, а так же факт того, что ряд R-s имеет наибольшее отклонение моды от среднего, позволяют оставить в анализе R-грамм только два наиболее оптимальных ряда – R-0 и R-i.

Выводы

1. При исследовании различных вариантов цифровых рядов R-грамм следует учитывать, тот факт, что между ними не наблюдается линейной зависимости. Параметры распределения цифровых рядов систолического потенциала индивидуальны для различных людей и различных физиологических состояний.
2. При исследовании цифровых рядов R-грамм наиболее информативными являются соотношения между отклонением среднего от моды, вариационного размаха, коэффициентами асимметрии, эксцесса и вариации.

Библиографический список

1. Пермяков С.А., Кузнецов А.А. Дисперсионный анализ ритмограмм здоровых людей на соответствие нормальному закону распределения // Актуальные проблемы науки: сб. науч. тр. по материалам Междунар. науч.-практич. конф. 30 мая 2011 г., часть 1, с. 102-103

METHODS OF R-GRAMM STATISTICS ANALYSIS

Permyakov S.A., Kuznecov A.A.

Vladimir State University of names of Aleksandr Grigorievich and Nikolai Grigorievich Stoletov
plasero@mail.ru

R-wave is responsible for ventricular systole, but, on the one hand it is generated by QRS complex, on the other hand it corresponds to the systolic output. So, the largest electrical impulse and the action conduction period are required to perform this action. The question naturally arises – what process is interfacing and what process is conjugate. But, before it is necessary to solve the problem of systolic potential norming in choice of relative level of R-spike.

Many researchers do not specify the method of R-wave amplitude measurement in their papers using value of R-wave spike. This fact leads to the obvious disagreement in interpretation of investigation results, because the studied processes are obviously different by information value and relations with physiological processes.

At present investigation of ECG variability are carrying out only for RR-interval value between neighbouring cardiac cycles. So far there are no introduced methods for investigation of systolic potential variability.

The purpose of this article is comparative analysis of methods of R-spike estimation.

ECG in II standard lead of rested healthy person, with sampling rate of 1 kHz, including 1705 cardiac cycles is accepted to be initial ECG. Recording was carried out by means of AnnA Flash 3000 ambulatory recorder and pEscreen software in laboratory conditions within 20 minutes, with adjustment period more than 10 minutes.

Using Pan-Tompkins algorithm five different numerical rows were generated in Matlab software environment: a) row of absolute values from conventional zero line — R-0; b) row of values relative to Q-wave — R-q; c) row of values relative to S-wave — R-s; d) row of amplitudes value of QRS complex; e) row of values relative to isoelectric line.

For healthy persons in rest R-spike value is a random variable, which has normal distribution law without physiological regulation. In turn normal distribution is characterized by 4 moments of random variable.

To analyze numerical rows we use moments, statistic parameters of distribution; analysis of variance with related normal virtual rows; Kolmogorov-Smirnov test, and Pearson correlation coefficient.

Carrying out investigations of R-grams it is necessary to note the fact that numerical rows of R-grams have no linear correlation. Parameters of systolic potential distribution are unique for each people and physiological statuses.

The most informative parameters for R-gram are relations of mean value deviation from mode, variability range, and coefficients of asymmetry, excess and variability.

АНАЛИЗ МЕТОДОВ НОРМИРОВКИ ЗНАЧЕНИЙ СИСТОЛИЧЕСКОГО ПОТЕНЦИАЛА ЭКГ

Пермяков С.А., Кузнецов А.А.

Владимирский государственный университет имени Александра Григорьевича и Николая Григорьевича Столетовых
plasero@mail.ru

Введение

Электрокардиограмма состоит из зубцов, сегментов и интервалов. Склонность многих исследователей к изучению именно R-зубцов и RR-интервалов связана с тем, что зубец R, особенно во втором стандартном отведении, наиболее легко выделяется из ЭКГ-сигнала при компьютерной обработке, в силу того, что он является наибольшим по амплитуде, а его пик имеет однозначные координаты. Существует несколько методов определения амплитуды пика зубца R. Неоднозначность в его определении связана с самим определением электрического потенциала и уровня нормировки.

Многие исследователи при упоминании величины R-зубца не уточняют, каким именно способом проводился расчет данной величины. Что указывает на очевидное разногласие в трактовке результатов исследований. Часто амплитуду (вольтаж) зубцов определяют от уровня нулевой линии, называемой изоэлектрической, и выражают в миллиметрах или в милливольтах.

Целью работы является анализ различных вариантов расчета величины R-зубца.

В данном вопросе наиболее популярной является позиция Л.И. Фогельсона, которая отмечает, что величина зубца R определяется расстоянием от перекреста зубца Q с исходным уровнем, а при отсутствии зубца Q — от верхнего края исходного уровня до вершины зубца R [1].

Экспериментальная часть

За исходную реальную ЭКГ принятая ЭКГ во IIм отведении здорового человека, находящегося в состоянии покоя, с частотой дискретизации 1 кГц, содержащая 1705 кардиоинтервалов. Регистрация производилась с помощью амбулаторного регистратора Анна Флэш 3000 и программного обеспечения pEScreen в лабораторных условиях в течение 20 минут, с периодом адаптации более 10 минут. Обработка цифровой ЭКГ (рисунок 1,а) проводилась в программной среде MatLAB. Для обнаружения зубцов Q,R,S был реализован алгоритм Пана-Томпкинса [2], включающий в себя процедуры полосовой фильтрации (5-50 Гц) (рисунок 1,б), нахождения производной (рисунок 1,в), возвведения её в квадрат (рисунок 1,г), и последующего интегрирования преобразованной кривой электрокардиосигнала (рисунок 1,д).

Оператор производной подавляет P и T зубцы и даёт большой выходной сигнал на участках, где находятся QRS-комплексы. Операция возвведения в квадрат преимущественно увеличивает большие значения и усиливает высокочастотные компоненты. Результирующий сигнал содержит составляющие пики для каждого QRS-комплекса и, следовательно, должен быть сглажен. Окончательным выходным сигналом интегратора является единственный гладкий импульс для каждого QRS-комплекса. Процедура поиска координат зубцов сводится к анализу трапециoidalного сглаженного импульса интегратора – а именно к анализу боковой стороны (рисунок 2). С учетом задержки фильтров, её минимум соответствует координате Q-зубца, её максимум координате S зубца, а максимум участка сигнала ЭКГ между Q и S зубцами – зубцу R [2].

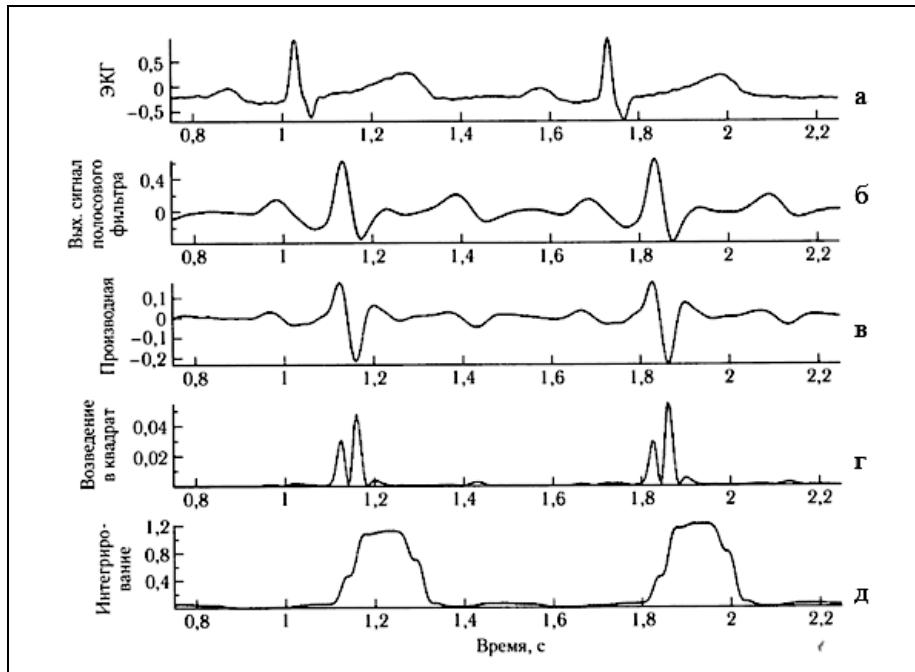


Рисунок 1 - Результаты работы алгоритма Пана-Томпкинса. а - два цикла фильтрованного сигнала ЭКГ; б - выходной сигнал полосового фильтра (комбинация низкочастотного и высокочастотного фильтров); в - выход оператора, основанного на производной; г - результат возведения в квадрат; д - результат интегрирования

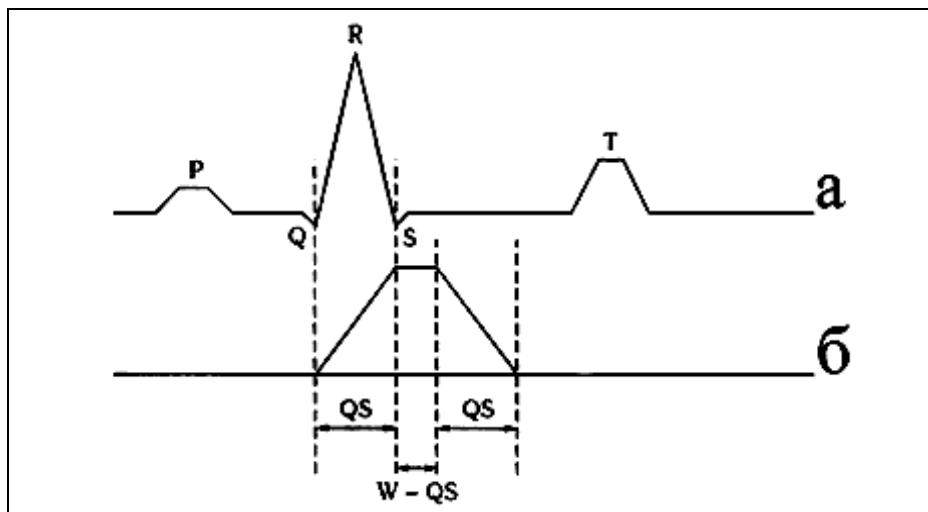


Рисунок 2 - Взаимосвязь QRS-комплекса и выходного сигнала интегратора, основанного на скользящем окне: а – схематичное изображение сигнала ЭКГ; б – выходной сигнал интегратора. QS – ширина QRS-комплекса, W - ширина интегратора

Исследовались 5 вариантов расчета координат R-зубца (мВ): а) абсолютное значение от условной нулевой линии ЭКГ — R-0 (рисунок 3,а); б) координата относительно зубца Q — R-q (рисунок 3,б); в) координата относительно зубца S — R-s (рисунок 3,в); г) амплитудное значение QRS-комплекса — R-qrs; д) относительно изоэлектрической линии — R-i (рисунок 3, г). За нулевую линию ЭКГ принимается перпендикулярная временной оси прямая, пересекающая ЭКГ в её минимуме; амплитудой QRS-комплекса считается максимальное из соответствующих координат относительно зубцов Q и S; за уровень изоэлектрической линии принимается среднее значение кардиограммы на сегменте T-P, предшествующем текущему кардиоциклу.

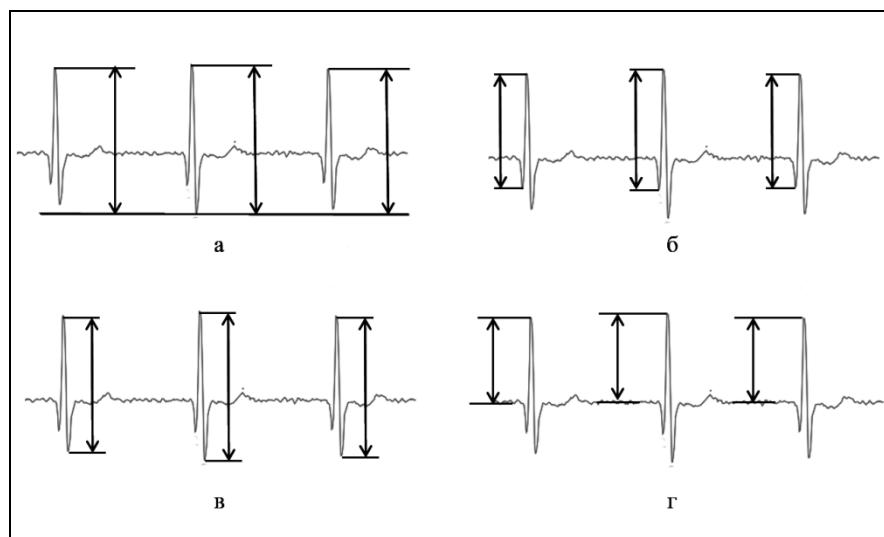


Рисунок 3 - Варианты расчета координат R-зубца: а - абсолютное значение от условной нулевой линии; б - координата относительно зубца Q; в - координата относительно зубца S; г - относительно изоэлектрической линии

Сформированы 5 вариационных рядов координат R-зубцов, которые представлены на рисунке 4.

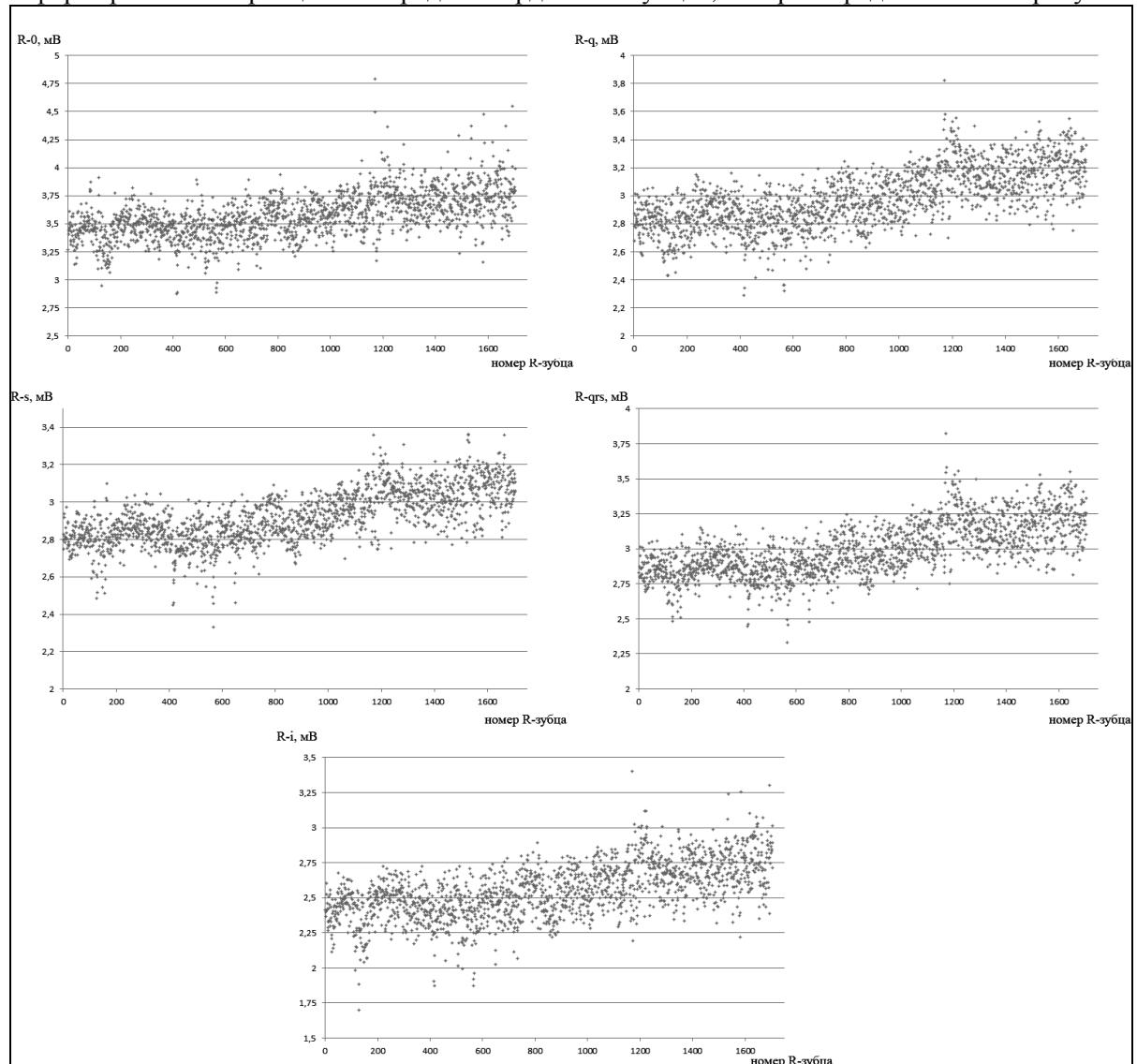


Рисунок 4 - Вариационные ряды координат R-зубцов

Каждому вариационному ряду R-грамм (рисунок 4) поставлена в соответствие гистограмма распределения, которая в свою очередь сравнивается с кривой нормального распределения (рисунок 5).

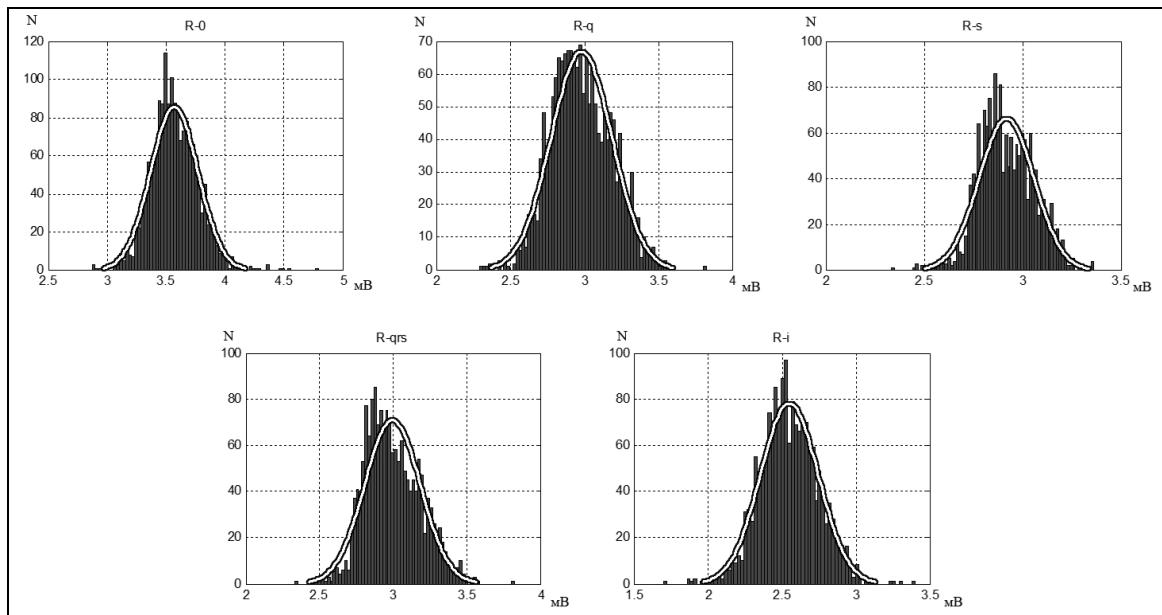


Рисунок 5 - Гистограммы распределений R-грамм в сравнении с кривой нормального распределения

Выводы

Визуальное сравнение экспериментальных полигонов гистограмм указывает на то, что все анализируемые R-граммы имеют распределение близкое к нормальному, а наилучшее соответствие нормальному закону распределения полигона гистограммы имеет R-грамма, сформированная от нулевой линии.

Библиографический список

1. Л.И. Фогельсон Клиническая электрокардиография. Медгиз. 1957
2. Рангаян Р.М. Анализ биомедицинских сигналов. Практический подход. Пер. с англ Калиниченко А. Н. под редакцией Немирко А. П. Изд: ФИЗМАТЛИТ – 440 с. – 2007 - ISBN 978-5-9221-0730-3

ANALYSIS OF NORMING METHODS OF ECG SYSTOLIC POTENTIAL

Permyakov S.A., Kuznecov A.A.
Vladimir State University
plasero@mail.ru

Electrocardiogram consists of waves, segments and intervals. The inclination of many researchers for studying of R-wave and RR-intervals is related to the fact that R-wave is easy to pick out ECG exceptional in II standard lead by means of electronic data processing, because R-wave has maximal amplitude, and its spike has definite coordinates.

There are few methods of R-wave amplitude measurement. The ambiguity of its estimation is related to the electrical potential definition and norming level.

Many researchers do not specify the method of R-wave amplitude measurement in their papers using value of R-wave spike. This fact leads to the obvious disagreement in interpretation of investigation results.

The purpose of this article is to analyze the different methods of R-wave estimation.

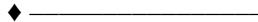
ECG in II standard lead of rested healthy person, with sampling rate of 1 kHz, including 1705 cardiac cycles is accepted to be initial ECG. Recording was carried out by means of AnnA Flash 3000 ambulatory recorder and pEscreen software in laboratory conditions within 20 minutes, with adjustment period more than 10 minutes.

The proceeding of digital ECG was carried out in Matlab software environment. To detect Q,R,S-waves we use algorithm of Pan-Tompkins, including procedures of 5-50 Hz bandpass filtering, derivation, derivative squaring, and integration of transformed ECG.

Five methods of R-wave amplitude estimation were studied: a) absolute value from conventional zero line — R-0; b) value relative to Q-wave — R-q; c) value relative to S-wave — R-s; d) amplitude value of QRS complex; e) value relative to isoelectric line.

Zero line of ECG is accepted to be a line perpendicular to time axis, crossing ECG in its minimum; amplitude of QRS-complex is accepted to be maximum of values related to Q and S-waves; isoelectric line level corresponds to mean value of previous T-P segment for the following cardiac cycle.

Visual comparison of experimental histogram polygons indicates that all analyzed R-grams have distribution similar to normal distribution, and R-gram, generated from zero line, has the best correspondence to normal distribution law.



ИЗМЕРИТЕЛЬНЫЕ ХАРАКТЕРИСТИКИ ДИАГРАММ РИТМА СЕРДЦА

Кузнецов А.А.

Владимирский государственный университет
имени Александра Григорьевича и Николая Григорьевича Столетовых
artemi-k@mail.ru

Введение

Активное изучение вариабельности сердечного ритма (ВСР) привело к необходимости стандартизации терминологии, выработки оптимальных методов измерения ВСР, описания показателей ВСР и их характеристик в норме. Анализ ВСР проводится на основе обработки массива RR-интервалов во временной и частотной параметрической области анализа. Основные проблемы, не решенные на данный момент: недостаток больших длин записей электрокардиограмм (ЭКГ), недостаток данных ЭКГ для здоровых людей, неадекватность сопоставления данных коротких и длинных записей ЭКГ [1].

Цель работы – поиск возможности адекватного сопоставления данных, полученных по цифровым рядам RR-интервалов разной длины записи по параметрам среднеквадратического значения σ , количества информации I_Σ и информационной энтропии I^* .

Экспериментальная часть

Двадцатиминутные регистрация ЭКГ проводились монитором Холтера комплекса амбулаторной регистрации электрокардиосигнала «AnnA Flash 3000» [2] проводились сезонными сериями (осень, зима, весна, лето) в течение 5 – 6 недель каждая в одинаковых условиях покоя преимущественно в вечернее время (двумя мониторами) для двух молодых людей (21 год): юноши (К.) и девушки (Ш.). При регистрации биопотенциалов применялись двухполюсные отведения по Небу. Данные каждой ЭКГ в лицензированной программе «EScreen» [3] подвергались процедуре дискретизации с шагом 1 мс, конвертировались в ритмограммы в форме последовательности значений RR-интервалов. В течение всех регистраций количеством $N_{per} = 176$ обоими обследуемыми велся дневник измерений и общих характеристик записи ЭКГ и проставлением по каждому дню субъективной оценки (СО) общего функционального состояния (ФСО) по 10-балльной шкале. Для достижения поставленной цели из экспериментальных данных осенней серии были выбраны шесть записей ЭКГ продолжительностью более одного часа (таблица 1).

Таблица 1 - Характеристики записи ЭКГ с субъективной оценкой ФСО

УЗО	N	Дата	Интервал времени	$\langle X \rangle$, уд/мин	Длина записи, $\Delta t/n$	СО, балл
К.	1	05.10.2008	10 – 11 часов	65 – 68	1:56:35 / 7473	9
	2	16.10.2008	23 – 24 часа	58 – 63	2:52:06 / 9976	8
III.	3	02.10.2008	21 – 22 часа	73 – 74	1:27:55 / 6494	3
	4	12.10.2008	14 – 15 часов	80 – 85	1:17:34 / 6383	7
	5	04.11.2008	19 – 20 часов	80 – 82	1:20:09 / 6571	5
	6	08.11.2008	22 – 23 часа	78 – 82	1:19:41 / 6407	4

Для проведения сравнительного параметрического анализа каждому выборочному ряду значений RR-интервалов ставился в соответствие ряд случайных чисел, сгенерированных по нормальному закону распределения. Созданные пары реальных и сгенерированных цифровых рядов имели одинаковые значения стандартного отклонения σ_i , размера выборки n_i , шага дискретизации Δx

и среднего значения ритма $\langle X \rangle_i$, поэтому были названы реальной и виртуальной ритмограммой, соответственно [4].

Измерительные характеристики конечных диаграмм ритма сердца

Параметр σ является основным параметром ВСР [1] и в форме несмещенной оценки стандартного отклонения является вторым моментом нормального распределения [5]. Его индивидуальная нелинейная динамика создает непреодолимые трудности даже в его трендовой прогнозной оценке (рисунок 1,а).

Технологическая процедура нормализации полигона распределения при работе генератора случайных чисел имеет автоколебательный характер (рисунок 1,б). Назначаемое значение параметра $\sigma = 70$ мс реализуется для записи длиной не менее 15 минут с погрешностью 2 %, а для записи длиной не менее 2 часов с погрешностью 0,4 %.

При качественной схожести начального участка зависимости $\sigma(n)$ для реального и виртуального ритма основные отличия появляются при $n > 1000$ (рисунки 1,а и 1,б). Значительные отклонения значения параметра σ при принятых постоянных условиях регистрации (см. выше) могут быть объяснены только неустойчивым психическим и эмоциональным состоянием обследуемого. В таком случае, как известно [6], на ритмограммах возникают медленные апериодические волны высокой амплитуды, являющиеся латентным проявлением дисбаланса симпатического и парасимпатического влияний на ритм сердца [6, 7]. Усиление детерминистской периодической и фрактальной составляющей в ритме приводит к нелинейному характеру динамики статистических параметров, упорядочиванию структуры ДРС, но может достоверно фиксироваться параметрами структуры [4 – 7]: количеством информации I_Σ и информационной энтропией I^* (рисунки 2,а и 2,б).

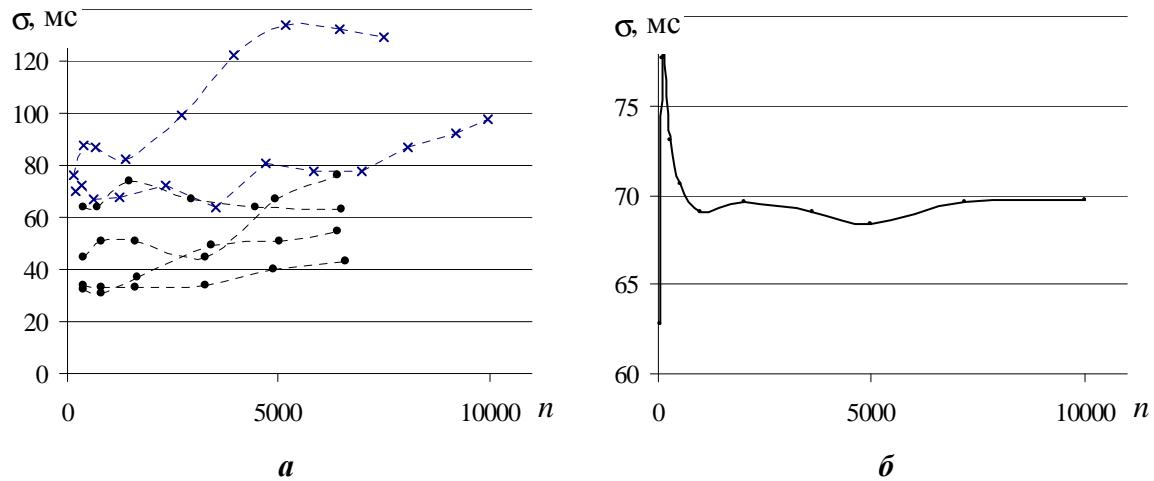


Рисунок 1 - Графики зависимостей $\sigma(n, N)$ для реального (а) и виртуального (б) ритма по шести регистрациям осенней серии К (х) и Ш. (•) (см. табл.). На рисунках здесь и далее сглаженные кривые интерполяционных участков показаны мелким штрихом для реального ритма и сплошной линией – для виртуального ритма

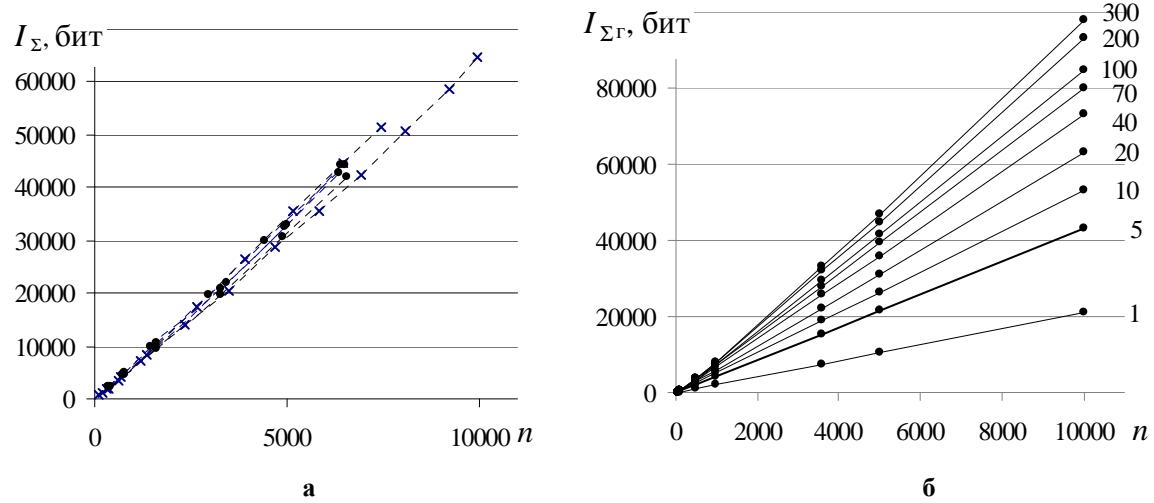


Рисунок 2 - Графики зависимости $I_\Sigma(n, N)$ для реального (а) ритма по шести регистрациям осенней серии К (х) и Ш. (•) (см. табл.) и $I_{\Sigma r}(n)$ для виртуального ритма по серии назначаемых значений σ (б)

В обоих случаях графики $I_\Sigma(n)$ представлены линейными зависимостями, что указывает на сильное превалирование хаотической составляющей в ритме сердца по всем шести записям и соответствие распределений на ДРС нормальному закону. Однако, кривые на графике зависимости $I^*(n)$ для реального ритма не являются гладкими и монотонными (рисунок 3,а), в то время как для виртуальных ритмограмм они обладают этими характеристиками (рисунок 3,б).

Присутствие факторов внешнего влияния на ритм сердца приводит к тому, что ритм сердца обретает две динамические составляющие: естественную – хаотическую и привнесенную – детерминистскую. Ритм сердца всегда более упорядочен по сравнению с соответствующим виртуальным ритмом. Это означает, что всегда выполняется неравенство $I_r^* > I^*$.

Сравнивая соответствующие парные графики зависимостей $\sigma(n, N)$ и $I^*(n, N)$ (рисунок 1,а и рисунок 3,а) можно заметить одинаковую динамику параметров. Однако, объединение данных в координатах (σ, I^*, n) не позволило выделить параметрическую связь (рисунок 4,а). В полулогарифмическом масштабе и при $n \rightarrow \infty$ предельная связь между параметрами I_r^* и σ определена формой математического ожидания энтропии $H(X) = \log_2 \frac{\sqrt{2\pi e\sigma}}{\Delta x}$ (рисунок 4,б, линия ∞) [5].

В таком случае связь между параметрами I_r^* и σ для конечных виртуальных ДРС должна быть определена формой среднего значения энтропии I_r^* дискретного конечного множества случайных чисел, распределенных по нормальному закону (рисунок 4,б).

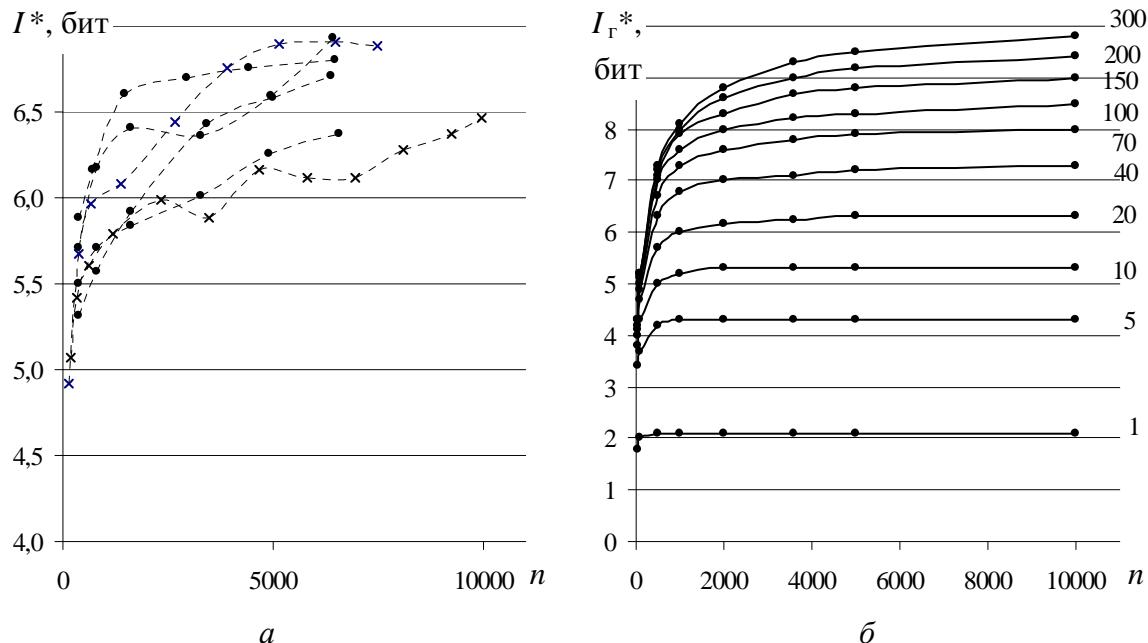


Рисунок 3 - Графики зависимости $I^*(n, N)$ для реального (а) ритма по шести регистрациям осенней серии К (х) и III. (•) (см. табл.) и $I_r^*(n)$ для виртуального ритма по серии назначаемых значений σ (б)

Сравнивая графики $\sigma(I^*, n, N)$ на рисунке 4,а и 4,б приходим к выводу, что при фиксированных размерах выборок параметрическое распределение в координатах $(\lg \sigma, I^*)$ должно достоверно описываться линейной зависимостью [7]. Уменьшение размера выборки n приводит к медленному росту ее наклона и слабому искажению – изгибу (рисунок 4,б). При достоверности аппроксимации ($R^2 = 0, 92$) связь между параметрами I_r^* и σ для двадцатиминутных виртуальных ДРС можно представить формой $I_r^* = \log_2(3,2\sigma)$. Параметры I^* и σ реальных ДРС связаны этой же формой $I^* = \log_2(3,2\sigma) - i$, где $i = 0, 1, 2$. Величина i имеет те же единицы измерения, что и информационная энтропия (бит) и по форме записи $I^* + i = \log_2(3,2\sigma)$ выполняет функцию избытка ее продукции.

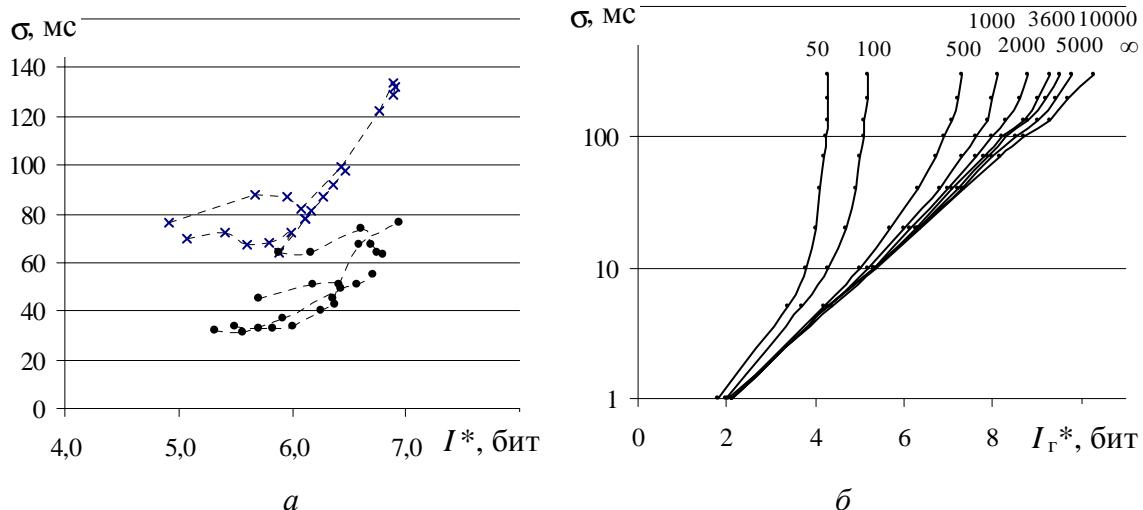


Рисунок 4 - Графики зависимости $\sigma(I^*, n, N)$ для реального (а) ритма по шести регистрациям осенней серии К (х) и Ш. (•) (см. табл.) и $\sigma(I_r^*, n)$ для виртуального ритма по серии назначаемых значений n (б)

Тогда $H(X) = (I^* + i) + 0,36$, бит. При постоянном малом шаге дискретизации $\Delta x = 1$ мс с ростом объема n выборки, или длины записи более 20 минут, нормализация распределения будет медленно расти, и за счет этого величина $\Delta I^* = 0,36$ бит медленно монотонно падает.

С одной стороны величина i показывает степень отклонения экспериментального полигона конечной ДРС от нормального закона распределения ($i = 0$), а с другой стороны определяет обратимое дискретное влияние механизмов регуляции на структуру ритма сердца в рамках дозволенного интервала ($0 \leq i \leq 2$) адаптационных возможностей организма человека.

Появление нового информативного параметра i , отвечающего за реакцию формы распределения ДРС на внешние факторы влияния, последовательно «включающие» механизмы регуляции и адаптации, требует исследования его измерительных характеристик. На рисунке 5 в принятых обозначениях приведено распределение текущих значений i по датам для всех 176 регистраций ЭКГ осенней серии.

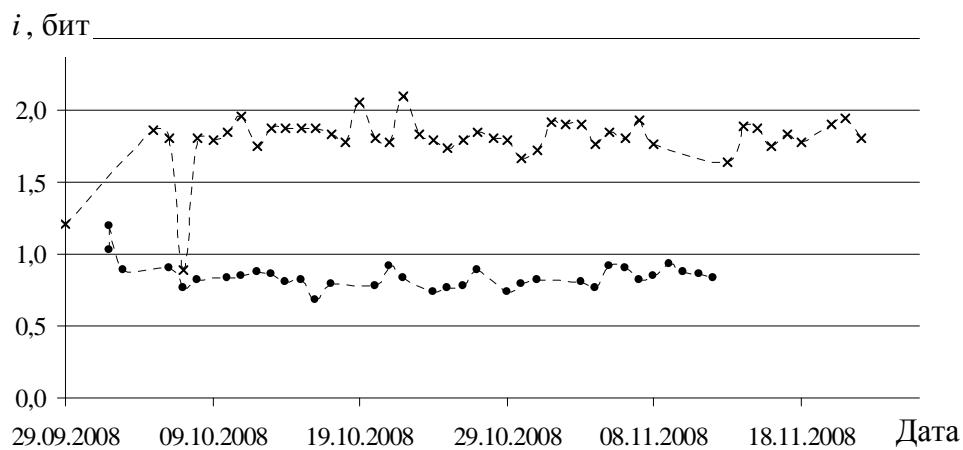


Рисунок 5 - Распределение текущих значений i по датам для двадцатиминутных регистраций ЭКГ осенней серии

За исключением начального переходного интервала «лето-осень», посуточная динамика значения i для обоих обследуемых описывается установившимся стационарным процессом со слабыми флюктуациями около средних значений: $0,8 \pm 0,03$ бит и $1,8 \pm 0,06$ бит при уровне значимости 0,05 (рисунок 6). Так как эти данные получены для двадцатиминутных записей ЭКГ, то возникает необходимость в проверке их достоверности для разных длин записей и в сравнении с соответствующими данными виртуальных ритмограмм (рисунок 6).

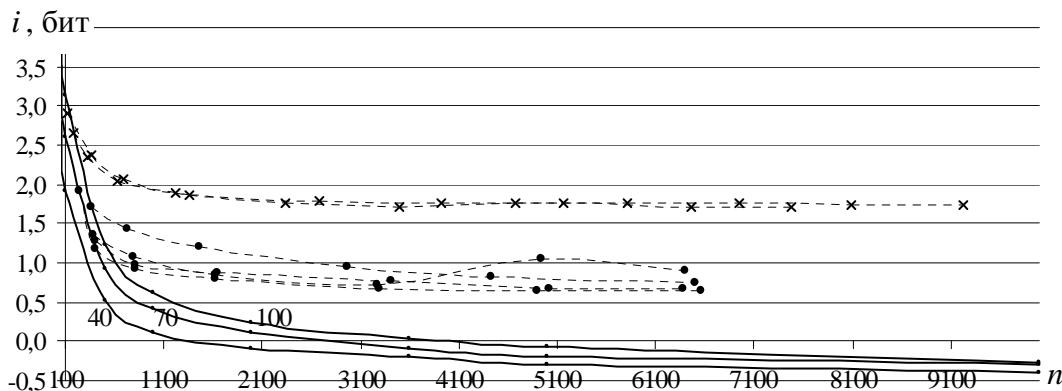


Рисунок 6 - Графики зависимости $i(n, N)$ для реального ритма по шести регистрациям осенней серии К (x) и III. (•) (см. табл.) и $i(n, \sigma)$ для виртуального ритма для трех значений σ

График $i(n, N)$ для реального ритма по шести регистрациям осенней серии разбит на два семейства кривых (рисунок 6). С ростом объема выборки экспоненциальное падение величины i до определенного стационарного уровня i_{\min} может означать текущую нормализацию распределения значений RR-интервалов на ДРС с ростом n . Применение к анализу 20-минутной записи ЭКГ придает результирующему значению i завышение на 8 % при $i_{\min} = 1,75$ бит и на 20 % при $i_{\min} = 0,65$ бит, или в абсолютных значениях на 0,15 бит в обоих случаях (рисунок 4,б и рисунок 6).

Выводы

1. Аккумуляция количества информации, недостаточного для полного описания как реальных, так и виртуальных ДРС, происходит линейно по шкале отсчетов, что указывает на сильное превалирование хаотической составляющей в ритме сердца и соответствие распределений на ДРС нормальному закону. Факторы внешнего влияния привносят детерминистскую динамическую составляющую, придавая ритму сердца упорядоченность, по сравнению с соответствующим виртуальным ритмом, что количественно характеризуется исполнением неравенства $I_r^* > I^*$.

2. Функциональная кривая графика функции $i(n)$ заканчивается участком насыщения на уровне стационарного минимального значения i , которая показывает степень отклонения экспериментального полигона конечной ДРС от нормального закона распределения ($i = 0$) и определяет обратимое дискретное влияние механизмов регуляции на структуру ритма сердца в рамках дозволенного интервала ($0 \leq i \leq 2$) адаптационных возможностей организма.

Библиографический список

9. Heart rate variability. Standards of measurement, physiological interpretation, and clinical use // European Heart Journal. 1996. V.17. P. 354 – 381.
10. Прилуцкий Д. А. и др. Накопитель ЭКГ «AnnA Flash2000» // Методы и средства измерений физических величин. – Н. Новгород: НГТУ. 2006. С. 31.
11. Medical Computer Systems, Zelenograd, Moscow: <http://www.mks.ru>
12. Кузнецов А. А. Характеристики виртуальной диаграммы ритма сердца // Инфокоммуникационные технологии. 2009. Т. 7. № 4. С. 91 – 96.
13. Вентцель Е. С. Теория вероятностей: учеб. для вузов. – М.: Высш. шк. 1999. 576 с.
14. Баевский Р. М., Берсенева А. П. Введение в донозологическую диагностику. – М.: Фирма «Слово». 2008. 176 с.
15. Кузнецов А. А. Энтропия ритма сердца: монография. – Владимир: Изд-во Владим. гос. ун-та. 2009. 172 с.

HEART RHYTHM DIAGRAMS MEASURING CHARACTERISTICS

Kuznetsov A.A.
Vladimir state university

artemi-k@mail.ru

According to 176 serial electrocardiogram registration of the young man and the girl the comparative analysis of final diagrams measuring characteristics of a real and virtual heart rhythm is carried out with the purpose of adequate comparison the data received on digital RR-intervals lines of different length of record on parameters average square value, quantity of the information and informational entropy. Procedure of the rhythm diagram normalization on a scale of readout is described and the role of entropy production surplus parameter is proved as at a rhythm determining component analysis, and binding parameter of record different length heart rhythm diagrams.

Key words: *the heart rhythm diagram, a real and virtual rhythm, normalization, informational entropy*



О МЕХАНИЗМАХ ЗАХВАТА ВНЕШНЕЙ ИНФОРМАЦИИ РИТМОМ СЕРДЦА

Кузнецов А. А.
Владимирский государственный университет
имени Александра Григорьевича и Николая Григорьевича Столетовых
artemi-k@mail.ru

Введение. Передача информации в сенсорных системах организма

Онтогенез посредством накопления приспособительных изменений и их передачей по наследству самовоспроизведению происходит непрерывно на фоне и при активном участии окружающей среды. Физические и социальные поля являются составляющими факторами «внешней среды влияния». Реакцией организма на динамику «внешней среды влияния» является превращение внешнего стимула в адекватные физиологические процессы. Раздражение определяется воздействием на организм стимулов разной природы: механического, теплового, химического, информационного и т.д. В организме сведения об этом воздействии передаются одним и тем же механизмом – сигнальной деятельностью нервных клеток. Трансформация энергии внешнего стимула в эту деятельность обеспечивается рецепторами внешних раздражений, которые фиксируют действие стимула, выделяют его характеристики и перекодируют их в адекватные характеристики сигнальной деятельности нервных клеток. Единственным путем вызова нервного импульса является деполяризация поверхностной мембранны нервного окончания чувствительной нервной клетки. Поэтому во всех рецепторах внешняя энергия трансформируется в этот электрический процесс – рецепторный (генераторный) потенциал. Амплитуда и длительность раздражения преобразуются в амплитудные и временные характеристики иного процесса – изменения мембранныго потенциала [1].

По принципу частотного кодирования появление генераторного потенциала дает начало ритмическому разряду потенциалов действия, распространяющихся в соответствующие нервные центры и переносящих в кодированном виде информацию о характеристиках предыдущих процессов: интенсивность раздражения трансформируется в частоту разряда импульсов, а его длительность – в длительность разряда. При увеличении длительности интенсивность ощущений сначала перестает зависеть от нее, а затем – ослабевает (явление адаптации). Поскольку интенсивность рецепторного потенциала, несмотря на постоянство силы раздражения, снижается адаптацией, то и частота разряда урежается. Явления адаптации характерны для всех сенсорных систем, кроме болевой.

По принципу пространственного кодирования рецепторные структуры активируются адекватными и неадекватными стимулами. По адекватной энергии все рецепторы делят на четыре группы: механо-, термо-, хемо- и фоторецепторы. Так или иначе, различные стороны одного стимула оказываются воспринимаемыми разными рецепторными структурами, а информация о них передается дальше по разным «проводникам». Тогда сведения о свойствах раздражителя поступают и кодируются пространственным перераспределением активности в разных сенсорных путях.

Сильные эмоции, как результирующие реакции организма на стимулы внешней среды, являются основой эффективных и аффективных действий. «Все акты сознательной и

бессознательной жизни суть рефлексы» (И.М. Сеченов) [2]. Биологическое значение рефлексов состоит в поддержании функциональной целостности живого организма и постоянства его внутренней среды (гомеостаз), а также в обеспечении эффективного взаимодействия организма с внешней средой (адаптивное поведение). Как указано выше рефлексы возникают при раздражении не одной, а многих рефлексогенных зон и в нормальных условиях интегрируются в сложные рефлекторные акты биологической направленности. Рефлекторная дуга, как совокупность нервных образований, участвующих в осуществлении рефлекса, является принимающей структурной частью общего механизма контроля, регуляции или управления.

Ритмическая связь организма и «внешней среды влияния»

Захват организмом человека ритмических компонент частотного спектра «внешней среды влияния» может быть представлен их регистрацией с реализацией в форме экзогенных ритмов. В таком представлении входным элементом канала регистрации может служить весь системный процесс (онтогенез) и его структурные и ритмические составляющие: головной и спинной мозг и система кровообращения. В некотором смысле указанные структуры выступают в качестве измерительных преобразователей (датчиков). Выбор объектом исследования ритма сердца основан на том факте, что амплитуда внешнего сигнала трансформируется (кодируется) при приеме организмом в частоту генераторного потенциала, а частота сигнала (ритмы внешней среды) проходит фактически без изменений. Таким образом, внешний мир и организм человека в значительной мере («напрямую») связаны на языке фазовой составляющей (ритмике) и ее вариабельности (изменчивости).

Рецепторный потенциал – есть аналоговое отображение раздражения, а частотное кодирование – это лишь проявление принципа порогового потенциала действия (ПД). Вероятно, можно сказать, описывая этот принцип – «накопленное напряжение уходит в свисток». Прерыватель любой природы, настроенный на пороговое амплитудное значение потенциала, на выходе дает дискретную картину исходного непрерывного сигнала. В социуме пороговое амплитудное значение информационного потенциала «срабатывает» в митинги и демонстрации, распределенные в пространстве и времени. Прерывателем являются структуры коры головного мозга каждого человека, определяющие ассоциативное мышление. В нашем случае – это синоптическая передача, неполным механическим аналогом которой является предохранительный клапан ресивера. Здесь же необходимо отметить, что при значительном превышении потенциала над пороговым значением – частота выходного сигнала возрастает, но при этом меняется нелинейно и амплитуда возникающих дискретных сигналов.

Если ритм (или его любая волновая составляющая) принимается в качестве базовой информации, то, сопоставляя ее с лексической формой – это законченный рассказ (эссе). В рамках такого сопоставления абзацы, предложения, сочетания, слова, буквы и знаки синтаксиса – это части базовой информации, выстроенные по ее уменьшению. В этом смысле любая информация приобретает «вес» и последующее подразделение на весомую и частичную информацию. Это как строить дом: дом – весомая реализованная информация, а кирпичи, балки, цемент и т.п. – это частичная, или безразличная информация. Из последней, в ее реализации, можно построить и не дом, а использовать по другому предназначению. Указанный «вес» может быть социальным – для общества, с обретением статуса статистического или физическим – оптимальным для получения результирующей информации при проведении того или иного физического процесса (опыта).

Если реальный ритм состоит из совокупности аддитивных периодических элементарных ритмов, то каждый из них несет базовую информацию независимых или системных процессов, составляющих реальную картину мира. Мультиплектическое взаимодействие физических ритмических сигналов приводит к сильному усложнению результирующего сигнала (стохастичности) с невозможностью адекватно выделить все основные принципы проведения этой процедуры при необходимом и достаточном знании начальных условий. Задание начальных условий может трактоваться в зависимости от направленности взаимодействия двояко: активный объект формирует набор и последовательность первичных сигналов – требований поступления из пассивной внешней среды необходимых для его деятельности ритмов; пассивный объект находится в активной внешней среде и соотносится с ней посредством текущего переменного набора резонансных взаимодействий. Вероятно, человек, как социальный объект, с признаками индивидуальности, действует по первому направлению, а как физиологический объект – по второму. Если трактовать обе направленности взаимодействий как сосуществующие, то с необходимостью возникает требование к внешней среде – на наличие динамической базы с широким спектром (набором потенциальных ритмических «услуг») в форме шума. Для системы «внешняя среда – физиологический объект» возникает понятие момента времени резонанса с вызовом того или иного ритма.

Известно, что источники диапазона высоких частот разной природы имеют максимальное представительство у поверхности Земли. По шкале длин волн они распределены по росту в приграничном, приземном, атмосферном, ионосферном и магнитном слоях, организуя общий системный процесс, включающий передаточные функции для внешних (по отношению к ним) сигналов, и формируют ту последовательность влияний, которая содержит все живое на поверхности Земли. Именно эта последовательность определяет алгоритм жизни с включением «стрелы времени». Направленность стрелы времени задается алгоритмом последовательных и только реальных «действий – событий». Одно следует за другим с причинно-следственными отношениями. Тогда шкала времени – это логическая цепочка причинно-следственных связей. Реальная логика – это и есть время. Упорядоченность указанной выше логической цепочки позволяет оценить ее неизменность во времени (стационарность влияний). Полагая наличие связи между внешней логикой (внешним течением времени) и внутренней логикой (онтогенезом) можно по динамике информационной энтропии ритма сердца [3] для разных возрастных групп людей оценить распределение скоростей течения времени в пространстве Земного шара. Если живая материя непрерывно резонирует из внешней среды постоянный необходимый набор ритмов, то она не меняется. При локальных пространственно-временных и малых искажениях этого условного набора ритмов, она адаптируется. При сильных искажениях – живая материя качественно видоизменяется или исчезает. Полное исчезновение какого-либо базового источника ритма приведет последовательно к исчезновению какого-либо вида материи и качественному изменению близких видов. Вся материя «танцует» под «ритмы небесных сфер», а управляет ею тот, кто заказывает эту «музыку».

Предполагая наличие иерархии ритмических влияний, болезнь как «инородное» ритмическое влияние входит в организм человека с характерной низкой частотой электромагнитной, акустической (инфразвуковой и геоакустической) и социальной экзогенной природы. Предполагается, что по принципу «тонкого места» на базе несоизмеримости внешней и собственной частот развивается та или иная патология. Ослабленный организм подчиняется этой частоте – ритм сердца ею захватывается. В рамках этого утверждения, вероятно, каждая патология является функцией исходной собственной частоты из ультразвукового диапазона. Чем сильнее организм ослаблен, чем ниже уровень общего функционального состояния организма, тем быстрее и «жестче» он захватывается внешними низкими частотами. Чем дальше организм ослаблен, тем большему диапазону частот (в сторону уменьшения) он подвержен, и тем больше вероятность рождения того или иного заболевания. Любая уже развивающаяся патология является источником значительно более высокой частоты (VHF и выше [4]) с проявлениями нестационарных искажений локальных комплексов, сегментов и отдельных зубцов на ЭКГ.

Выводы

Для высокоразвитых биологических систем характерно наличие мощных механизмов регуляции и поддержание энергетического, адаптивного и репродуктивного гомеостаза. При этом вся система в целом становится высокочувствительной к характеристикам самих регуляторных механизмов, поддерживающий гомеостаз. Поэтому резонно предположить у живой материи усвоенную адаптацию характерных интервалов времени (фазовый эктогенез), определяемых периодами наиболее низкочастотных (управляющих) процессов внешней среды, в форме зависимости от регуляторных механизмов, поддерживающих гомеостаз.

Библиографический список

1. Кузнецов А.А. Биофизика. Биологическое действие ультрафиолетовых лучей и ионизирующей радиации. Биофизика сложных систем. Биофизика сердца: учеб. пособие: Владим. гос. ун-т. Владимир. 2002. 108с.
2. Сеченов И.М. Рефлексы головного мозга. 1863.
3. 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.
4. Heart rate variability. Standards of measurement, physiological interpretation, and clinical use // European Heart Journal. 1996. V.17. P. 354 – 381.

ABOUT MECHANISMS OF THE EXTERNAL INFORMATION CAPTURE BY HEART RHYTHM

Kuznetsov A.A.
 Vladimir State University
 artemi-k@mail.ru

On the basis of known information transfer mechanisms in an organism touch systems the analysis of rhythmic communication of the person organism and «an environment of influence» is carried out. In representation of a heart rhythm as final realization of spatial coding system the accepted external information the concept phase ectogenesis is entered. The modeling circuit of a pre-nozological conditions rhythmic nature is given. The role of low-frequency components of a spectrum of «an environment of influence» is specified. The concept of the term of «an environment of influence» is given.

Key words: a heart rhythm, an environment of influence, a ultra low range of frequencies



NEURAL PATTERN SYNTHESIS

Wheeler B.C.
 Department of Biomedical Engineering the University of Florida

Neural cell culture presents opportunities to study how the organization of networks of neurons affects their functional activity. One image below is an example of neurons growing in geometric patterns with micrometer resolution, while the other illustrates the recording of electrical activity evident across an array of microelectrodes on which the nerve cells are growing. The Neural Engineering Laboratory has as a principal focus the development of technologies that enable new investigations of neural network function with the aim that they will assist basic neuroscience researchers in understanding how networks of neurons encode information in spatio-temporal patterns. Further use of the technology is likely in areas including detecting and drug screening for neurotoxicity, as well as for applied science studies in the areas of learning, memory, development, stroke, and epilepsy.

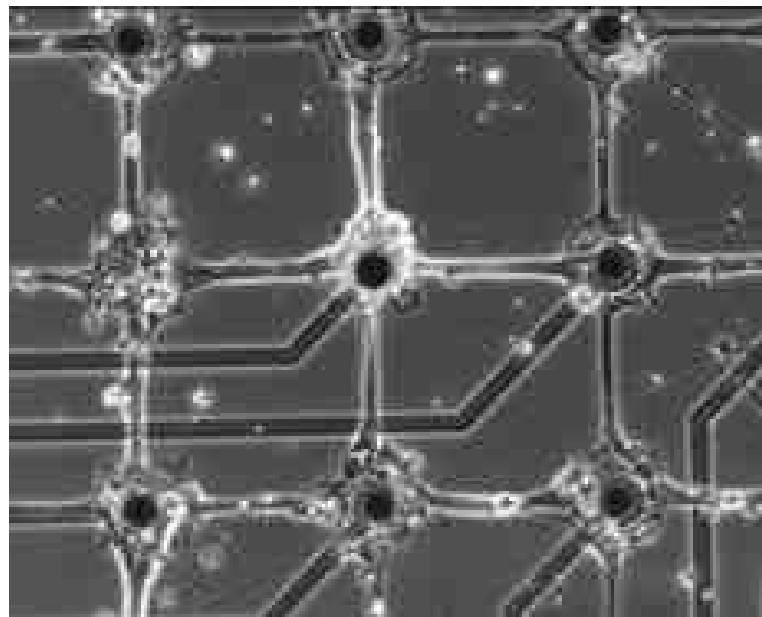


Figure 1 - Neurons and patterns superposed on grids of electrodes (black dots) whose insulated electrical lead lines are clearly visible. Center-center electrode spacing is 200 μ m.



Figure 2 - Display of neuroelectric waveforms (action potentials) captured automatically by 60 channel data acquisition program

A major enabling technology is the ability to alter the chemical composition of a cell culture surface. This is achieved through stamping bioactive molecules to attract or repel cells or to provide ligands to bind to specific functional receptors on the cell surfaces. This lab was an early pioneer in the development of microstamping for neural control, including several contributions on protocols to enhance the efficiency of the deposition. The precision of the cellular growth patterns is unmatched worldwide. The lab also pioneered laser ablation techniques to accomplish the same and is able to use microfluidics for similar purposes.

On the figure 3 neurons (green) and glial cells (red) grown in culture on microstamped surfaces. By preparing a surface that alternately repels (cytophobic) and attracts (cytophilic) cells, intricate geometric patterns of nerve cells can be created. Blue dots are nuclei. The grid squares are 200 μm on an edge.

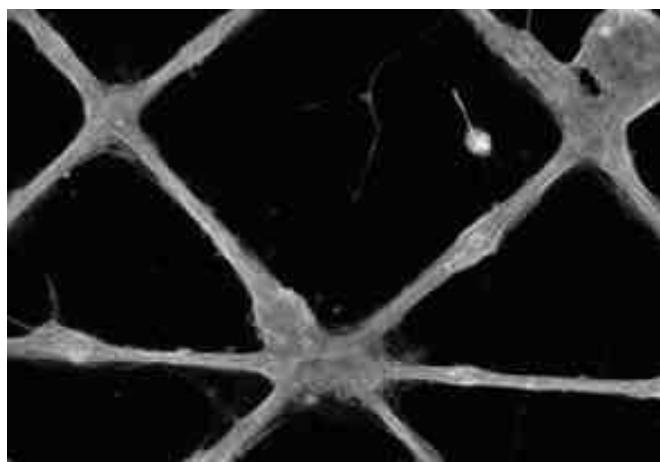


Figure 3 - Neurons (green) and glial cells (red) grown in culture on microstamped surfaces

The laboratory has been a long time contributor to the development of planar electrode array recording technology, originating their successful use with brain slices. Novel devices, including perforated, flexible arrays have been developed. Current work includes enhanced recording from narrow tunnels in which isolated axons grow. The microstamping work also involves microfabrication of molds and the stamps.

One of the great challenges in this work is the acquisition, analysis and understanding of the flood of data. Commonly, 60 channels of signals, sampled at 25 kHz, are recorded, often in trials lasting nearly a second, with up to hundreds of trials. It is desirable to be able to record continuously for periods of days. A very fundamental signal processing problem is how to analyze the data, whose complexity grows with the combinatorics of large numbers of channels and interaction times that vary from milliseconds to seconds, with experimentally relevant changes occurring in days or weeks. Current work aims to take general signal processing techniques and to focus them narrowly on relevant biological hypotheses. A part of the current work in the lab includes developing the electronics to support chronic recording and stimulation of the cultures with affordable technology.

СИНТЕЗ НЕВРНЫХ КЛЕТОК

Уилер Б..

Университет Флориды, США

В данной статье мы рассматриваем, как культуры эмбриональных нейронов гиппокампа крысы взаимодействуют с искусственно созданными культурами нейронных клеток. Мы создаем нейронные сети с помощью микролитографии контролируя химические параметры поверхности поверхности, что в свою очередь, контролирует исходное положение нейронов и оказывает сильное влияние на их дальнейший рост. Непосредственной целью исследования является создание надежных, повторяемых и надежных инструментов для понимания нейронной обработки информации. Долгосрочные результаты этой работы помогут в исследованиях в области фундаментальной и прикладной неврологии, в протезировании и клеточных биосенсорах.



КОМПЬЮТЕРНОЕ МОДЕЛИРОВАНИЕ МЕРЦАТЕЛЬНОЙ АРИТМИИ СЕРДЦА

Мезенцева Л.В., Коновалов О.Н.

НИИ нормальной физиологии им. П.К.Анохина РАМН, Москва

l.v.mezentseva@mail.ru

Изучение механизмов, лежащих в основе возникновения и поддержания мерцательной аритмии, имеет важное теоретическое и практическое значение по причине высокой распространенности этого заболевания и необходимости разработки эффективных методов стратегии и тактики борьбы с ним. В наших предыдущих исследованиях [1] было показано, что помимо экспериментальных, эффективными методами изучения аритмий сердца являются методы математического моделирования. Настоящее исследование посвящено дальнейшему развитию этих подходов и изучению возможностей использования методов математического и компьютерного моделирования для изучения мерцательной аритмии сердца.

В основу модели положено предположение, что при мерцании предсердий электрическая импульсация $F(t)$, поступающая на вход атриовентрикулярного (АВ) узла, является суммой N независимых импульсных потоков с прямоугольной формой импульса, постоянной частотой (f_i) и амплитудой (A_i) и различными величинами сдвигов фаз x_i между потоками:

$$F(t) = \sum F_i(t - x_i), \quad i=1,2,\dots,N \quad /1/$$

Для изучения зависимости амплитудно-частотных характеристик суммарной электрической активности предсердий $F(t)$ от количественных характеристик составляющих импульсных потоков $F_i(t-x_i)$, в ходе настоящего исследования нами была разработана программа MODAF, позволяющая формировать суммарный стохастический импульсный поток, поступающий на вход АВ узла. С помощью этой программы была проведена серия вычислительных экспериментов. Расчеты проводились при различных значениях частоты составных импульсных потоков от 10 до 50 усл.ед. и общего числа потоков (5 - 10). Амплитуды импульсов составных потоков полагались равными 1, длительности импульсов предполагались много меньшими, чем величины соответствующих межимпульсных интервалов и поэтому в расчет не принимались. Фазовые сдвиги между потоками варьировались таким образом, чтобы были учтены все возможные комбинации фаз.

Для изучения желудочковых аритмий, сопровождающих мерцание предсердий, была разработана программа MODMER, позволяющая рассчитывать количественные характеристики вариабельности и нелинейной динамики RR интервалов сердечного ритма в условиях стохастического входного сигнала, поступающего от предсердий к АВ узлу. Значения констант, определяющих атриовентрикулярное проведение, задавались такими же, как и в работе [2]. Для решения задачи нахождения оптимального варианта модели, при котором достигается наилучшее соответствие между результатами вычислительных и реальных физиологических экспериментов, использовались результаты экспериментов на кроликах, выполненных в отделе системных механизмов эмоционального стресса НИИ нормальной физиологии им. П.К.Анохина РАМН. Процесс идентификации модели осуществлялся с помощью метода наименьших квадратов. С этой целью была

выполнена аппроксимация экспериментальных распределений RR интервалов $Fexp(RRi)$ теоретическими оценками $Fth(RRi)$, полученными в ходе проведения вычислительного эксперимента. Для оценки отклонения функции $Fexp(RRi)$ от $Fth(RRi)$, и поиска той теоретической функции, которая наиболее близко соответствовала экспериментальной, использовали критерий минимума среднего квадратичного отклонения

$$\int |Fexp(RRi) - Fth(RRi)|^2 dRRi = \min \quad /2/$$

Практическая реализация этого алгоритма осуществлялась путем построения гистограмм распределения RR интервалов и поиска минимума функции

$$D = \sum [Pi(\text{эксп}) - Pi(\text{мод})]^2 = \min \quad /3/$$

где $i=1, 2, \dots, m$ – номера столбцов экспериментальной ($Pi(\text{эксп})$) и рассчитанной с помощью модели ($Pi(\text{мод})$) гистограммы; m – число разрядов гистограммы.

Результаты

В ходе настоящих исследований был проведен сравнительный анализ желудочковых аритмий, возникающих в условиях периодической и стохастической входной импульсации. С помощью двухконтурной модели регуляции сердечного ритма были рассчитаны критические точки $F1_{\text{кр}}=12,9$ и $F2_{\text{кр}}=19,2$, разделяющие разные режимы кардиодинамики: линейный, хаос 1-й степени и хаос 2-й степени. Вычислительный эксперимент был поставлен таким образом, чтобы получить сравнительные оценки показателей вариабельности сердечного ритма при периодической и стохастической входной импульсации во всех трех вышеперечисленных частотных диапазонах. Хотя степень нерегулярности волн предсердий при стохастической входной импульсации значительно выше, чем при периодической, после прохождения через синоатриальный узел входной импульсный поток в обоих случаях преобразуется в случайный (PP -волны). Затем, после прохождения через АВ узел этот случайный поток подвергается вторичному преобразованию, результатом которого является нерегулярная картина чередования RR интервалов различной длительности. Поскольку периодические входные воздействия имитируют трепетание предсердий, а стохастические – мерцание, то результаты вычислительных экспериментов позволяют заключить, что высокая вариабельность RR интервалов при мерцании предсердий обусловлена нелинейностью кардиодинамики, которая при мерцании наступает при более низкой частоте входной импульсации, чем при трепетании. Результаты вычислительных экспериментов показали, что в диапазоне «хаос 1-й степени» показатели вариабельности RR интервалов при трепетании и мерцании практически одинаковые, а вариабельность PP интервалов как при трепетании, так и при мерцании предсердий меньше, чем в линейном диапазоне. Важно отметить, что если в диапазоне «хаос 1-й степени» средние значения и стандартные отклонения RR интервалов при трепетании и мерцании были практически одинаковы, то в диапазоне «хаос 2-й степени» оба эти показателя для мерцания значительно превышают соответствующие значения для трепетания.

Следующий этап исследований был посвящен изучению механизмов формирования нерегулярностей PP и RR интервалов при мерцании предсердий. Экспериментальные электрограммы (ЭГ) при мерцании предсердий моделировали суммой независимых импульсных потоков с различными амплитудно-частотными и фазовыми характеристиками. Вычислительный эксперимент был направлен на поиск того варианта модели, который наиболее близко аппроксимирует результаты физиологического эксперимента. Результаты исследований показали, что модель позволяет воспроизводить большое разнообразие состояний результирующего суммарного стохастического сигнала, имитирующего реальные процессы при мерцании предсердий. При первом визуальном рассмотрении и расчетные, и экспериментальные процессы похожи, но результаты количественного анализа показателей амплитудно-временной упорядоченности демонстрируют разнообразие внутренней структуры составляющих процессов, что позволяет осуществлять решение оптимальной задачи, т.е. выбора среди множества процессов оптимального, наилучшим образом описывающего реальный эксперимент. На рисунке 1А показан пример экспериментальных записей RR интервалов при мерцательной аритмии у кролика, а также расчетных интервалограмм, соответствующих наилучшему приближению к эксперименту. Результаты вычислительных экспериментов показали,

что наилучшим приближением является вариант модели mod5, который представляет собой сумму из 10 составляющих потоков со следующими значениями частот f_i , Гц: 15,75; 9,8; 8,05; 6,3; 4,55; 5,25; 5,95; 5,25; 3,85; 4,55.

Четыре из этих 10 составляющих потоков (1, 2, 3, и 6-й) синхронизированы по фазе, между остальными синхронизации нет (фазы различны). На рисунке 1Б показаны экспериментальные и расчетные для оптимального варианта модели гистограммы распределения RR интервалов. В этом случае величина среднего квадрата отклонения между теоретическим и экспериментальным распределением RR интервалов (D) была равна 0,019 ед. Другие варианты моделей имели более высокие значения D , т.е. хуже аппроксимировали эксперимент. На рисунке 1В представлены результаты аппроксимации модели и эксперимента с помощью МНК-метода. Можно видеть, что для кривая, описывающая изменение величины среднего квадрата отклонения между теоретическим и экспериментальным распределением RR интервалов (D), может быть аппроксимирована полиномиальной параболической функцией с одним минимумом, соответствующим наилучшему варианту модели.

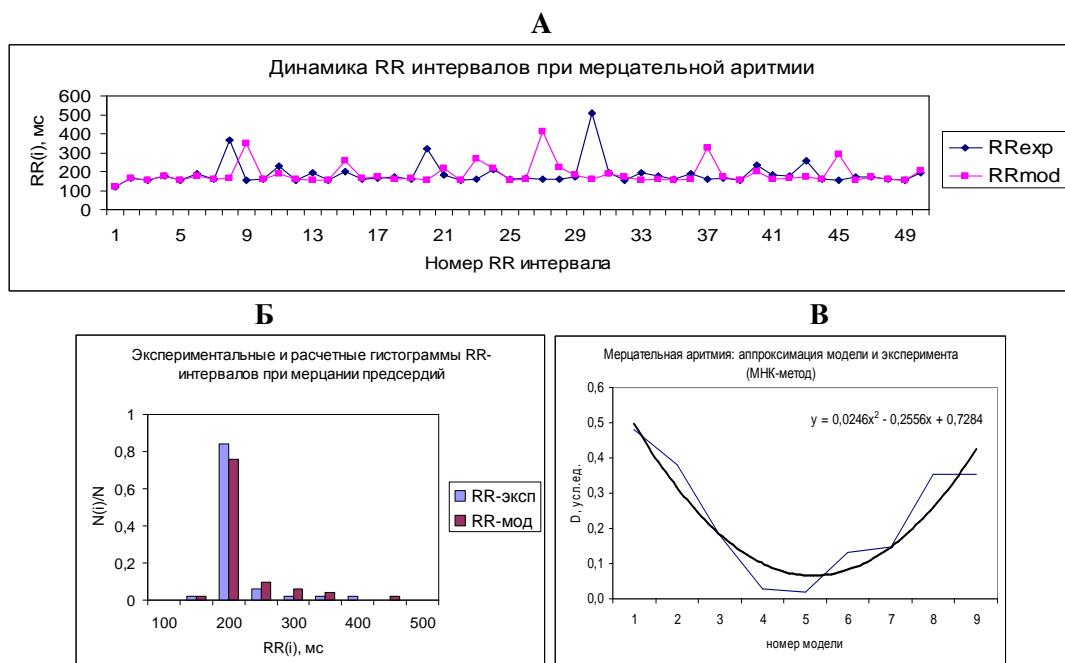


Рисунок 1 - Оптимизация модели по МНК-методу. А. Экспериментальные и расчетные

кардиоинтервалограммы при мерцательной аритмии. Ось абсцисс – номер RR интервала, ось ординат – RR интервал, мс. Б. Экспериментальные и расчетные гистограммы распределения RR интервалов. Ось абсцисс – RR интервал, мс; ось ординат – относительное число RR(i) интервалов (N_i/N). Расчетные кардиоинтервалограммы и гистограммы выполнены для наилучшего варианта модели (mod5). В. Аппроксимация модели и эксперимента с помощью МНК-метода. Ось абсцисс – номер модели, ось ординат – величина среднеквадратичного отклонения между теоретическим и экспериментальным распределением RR интервалов D , усл.ед. Минимум D достигается для наилучшего варианта модели - mod5.

Клинические данные свидетельствуют, что при мерцании предсердий гистограмма RR интервалов может иметь одномодальную, двумодальную и полимодальную форму [3, 4, 5,]. В настоящем исследовании нами было также показано, что при мерцании предсердий гистограмма RR интервалов может иметь одномодальную, двумодальную и полимодальную форму. С помощью изложенного в настоящей работе метода можно воспроизвести любые формы гистограмм RR интервалов от одномодальных до полимодальных форм любой конфигурации. Предложенная нами модель позволяет получить количественную оценку частотных характеристик этих источников и степень синхронизации между ними, т.е. выполнить неинвазивную визуализацию предсердной активности по гистограммам RR интервалов. Таким образом, методы математического и компьютерного моделирования позволяют раскрывать скрытую от экспериментатора внутреннюю структуру нерегулярностей PP и RR интервалов при мерцательной аритмии и могут иметь практическое применение в медицинской практике при разработке методов лечения этого заболевания.

Библиографический список

1. Л.В. Мезенцева. Росс.Физиол.Ж.. им. И.М.Сеченова, 96(2), 106 (2010).
2. Л.В. Мезенцева Л.В. Биофизика, 56(3), 543 (2011).
3. Г.Г. Иванов. Использование метода ВР у больных с мерцательной аритмией. В кн.: Новые методы электрокардиографии (Техносфера, М., 2007).
4. А.В.Недоступ, О.В. Благова. Функциональная диагностика, 1, 15 (2007).
5. P.Weismuller, C.Kratz, B. Brandts, K. Kattenbeck, HJ.Trappe, C. Ranke. Ann. Noninvasive Electrocardiol, 6(4), 285 (2001).

COMPUTER MODELING OF CILIARY ARRHYTHMIA

L.V. Mezentseva, O.N.Konovalov

P.K. Anokhin Institute of Normal Physiology Russian Academy
of Medical Sciences, Mokhovaya street, 11, corpus 4, Moscow, 125009, Russia
l.v.mezentseva@mail.ru

The model is based on the assumption, that electric impulsation arriving on the atrioventricular node during ciliary arrhythmia is sum N of independent pulse streams with various amplitude-frequency and phase characteristics. The model allows to investigate dependence of nonlinear dynamics of PP and RR intervals from amplitude-frequency and phase characteristics pulse streams. Results of computer experiments are compared with real physiological experiments on rabbits. Identification of model was carried out by means of least-squares procedure.



УПРАВЛЕНИЕ РАСПРЕДЕЛЕННОЙ ТЕЛЕКОММУНИКАЦИОННОЙ СИСТЕМОЙ ЭКОЛОГИЧЕСКОГО МОНИТОРИНГА

Новиков И.А., Жигалов И.Е., Озерова М.И.
Владимирский государственный университет
ikgij@vlsu.ru

Любой крупный интернет-проект – это набор данных, определенным образом хранимых в базе данных. Система управления контентом определяет правила и алгоритмы, с помощью которых реализуется ее основной функциональный потенциал. Функции и методы реализуют обработку данных, хранимых в базе, для генерации контента конечного веб-проекта или сервиса. При тщательном подходе к разработке информационной системы (ИС), внимательном исследовании существующих бесплатных аналогов и актуальных вопросов управления интернет проектами, может быть спроектирована система управления контентом, не уступающая, а во многих вопросах превосходящая существующие аналоги. Помимо этого, такого вида специализированная система может быть реализована для удобного решения определенного класса специализированных задач. В нашем случае такой задачей является задача обеспечения режима высокой нагрузки.

Необходимость отработки режима высокой нагрузки специализированной системы экологического мониторинга обуславливается тем, что решая задачу охвата максимальной аудитории, системы управления контентом, как правило, стремятся захватить как можно более широкий класс необходимых задач транспортировки больших объемов данных в реальном времени для управляющего сервиса. Стоит также отметить, что существует и второй подход – создание базового API, а так же предоставления базового набора функционала для работы системы управления контентом, на основе которого разработчики самостоятельно реализуют функционал по обработке событий в системе.

На современном рынке систем для управления контентом имеется большой ряд предложений, ориентированных на решение типовых задач обработки данных. Проекты же с высокими пиковыми нагрузками требуют того, чтобы большая часть системы управления контентом было заново переписано разработчиками. Помимо этого, для них разрабатывается большое количество программного обеспечения (ПО), строго специализированного для решения конкретных задач

проекта при высоких нагрузках. Другими словами, рынок насыщен системами, ориентированные на быстрое решение типовых задач, фрейворками, для построения собственных технологических решений, а так же программным обеспечением, предназначенным для решения различного рода узкоспециализированных задач, но не позволяющим комплексно и удобно подойти к решению проблемы системному администратору, не имеющему узкой специализации на задачах высокой нагрузки. С другой стороны, разработка инструментария для решения задач мониторинга высокой нагрузки, а так же работы с утилитами для конфигурирования и решения задач непосредственно в «пиках» является крайне актуальным для решения современных задач обработки данных в веб-проектах.

Для решения задачи управления специализированным мультимедиа контентом экологического мониторинга разработаны инструменты для выявления высокой нагрузки, а также методы поддержки работы системного администратора во время пиковых нагрузок на поддерживаемую систему. Новизна проекта состоит в комплексном подходе к решению проблемы системного администрирования специализированной инфо-коммуникационной системы (ИКС) на задачах высокой нагрузки.

Актуальность задачи состоит в том, что, рассматриваемая ИКС может решать как задачи поддержки экологического мониторинга невысокой размерности, так и быть использована как прототип для создания инструментария по решению задач высоких нагрузок крупных веб-проектов. При проектировании системы управления контентом решались вопросы автоматизации создания специализированной веб-среды на основе разрабатываемой системе управления контентом.

Объектом исследований является универсальная информационная система управления контентом для специализированных веб-проектов обработки данных экологического мониторинга с расширенным инструментарием. Предмет исследования – построение системы управления специализированным мультимедиа контентом экологического мониторинга. Цель работы – разработка системы управления среды экологического мониторинга, обеспечивающей все основные операции для развертывания поддерживающих служб, включая веб-сервисы. Средствами достижения поставленной цели является: применение MySQL, PHP, CSS и баз данных, имеющих реляционную структуру, а также практическое применение объектно-ориентированного программирования, для создания крупной ИКС, предназначенной для управления специализированным веб-контентом [1].

Одной из главных задач рассматриваемой ИКС является обработка максимального числа запросов в реальном времени. Телекоммуникационная активность проекта может расти экспоненциально, в то время как наращивание аппаратной мощности не является решением возникающей проблемы высокой нагрузки. Для решения данной задачи требуются комбинированные подходы, направленные на создание платформы, способной в нужный момент масштабироваться для обработки пиковых нагрузок. Известные системы управления контентом решают более универсальные задачи и, как правило, имеют не объектно-ориентированный код, проблемы совместимости, невысокую расширяемость, неудовлетворительные решения в вопросах безопасности и другие проблемы. Ввиду всего этого, легкое, быстрое решение, реализующее весь основной, наиболее востребованный, спектр функций управления ИКС, дружественный пользовательский интерфейс, а также возможность автоматизации системы управления является актуальной задачей.

На этапе проектирования специализированной системы управления контентом решалась задача разработки «легкой» среды, базовыми особенностями которой стало бы минимальное потребление системных ресурсов, а также легкая расширяемость на этапе сборки веб-проекта. Система должна решать все базовые задачи, необходимые для построения ИКС, а именно:

1. Безопасная система авторизации пользователей, использующая современные механизмы защиты.
2. Легкий, интуитивно понятный интерфейс панели управления.
3. Решение всех базовых задач: управление контентом страниц (базовый контент страницы и блоки контента), создание сводок оперативной информации, системы публикаций, фрагментов экологических карт ГИС, работа с многоуровневым каталогом, модулями рассылки и обратной связи.
4. Удобные механизмы интеграции дополнительных специализированных модулей.

Механизм сборки проектов на создаваемой системе разрабатывался как автоматизированный и выполняющийся в максимальное короткое время. Помимо этого, проектировался специализированный модуль, позволяющий визуализировать данные по текущей сетевой нагрузке проекта, и позволяющий решать ряд задач по распределению нагрузки как по нескольким серверам, так и балансировки нагрузки на стороне клиента.

В качестве первоначальной была сформулирована следующая задача высокой нагрузки: имеется ряд data-центров (от 10 до 50), в которых находится от 20 до 50 клиентских машин. Имеется веб-сервис, обрабатывающий клиентские запросы. Клиентская машина обращается к сервису с интервалом в 1-3 секунды. В пике веб-сервис должен обрабатывать до 2500 запросов в секунду. Запросы не могут быть выполнены параллельно, т.к. каждый запрос вносит изменения в общую базу данных, таким образом создается очередь из обрабатываемых запросов. Помимо этого data-центры оснащены клиентским программным обеспечением, что позволяет выполнять балансировку на стороне клиента. По условию специализированной задачи data-центрам раздается неодинаковый приоритет; это означает, что обработка запросов от некоторых data-центров может быть медленнее (установка задержек на стороне клиента). Data-центры могут быть выведены или введены в обслуживание, при этом важно сохранить работу системы в целом.

В качестве модели была выбрана Model-View-Controller (MVC) - «Модель-Представление-Контроллер» - архитектура программного обеспечения, в которой модель данных приложения, пользовательский интерфейс и управляющая логика разделены на три отдельных компонента, так, что модификация одного из них оказывает минимальное воздействие на другие. Шаблон MVC позволяет разделить данные, представление и обработку действий пользователя на три отдельных компонента. Модель предоставляет данные (обычно для Представления), а также реагирует на запросы (обычно от Контроллера), изменения своё состояние. Представление отвечает за отображение информации (пользовательский интерфейс). Контроллер интерпретирует данные, введённые пользователем, и информирует Модель и Представление о необходимости соответствующей реакции.

Важно отметить, что как Представление, так и Контроллер зависят от Модели. Однако Модель не зависит ни от Представления, ни от Контроллера. Это одно из ключевых достоинств подобного разделения. Оно позволяет строить Модель независимо от визуального Представления, а также создавать несколько различных Представлений для одной модели. Впервые данный шаблон проектирования был предложен для языка Smalltalk. При разработке системы управления контентом использована именно данная архитектура; таким образом, инфраструктура ядра системы управления сайтом, обеспечивающая его работу, будет жестко отделена от пользовательского интерфейса. Данный подход позволил создать программное обеспечение, отвечающее за параметризацию создаваемого проекта. Соответственно создание ИКС на данной системе управления контентом происходит в полуавтоматическом режиме.

Система управления содержимым представляет собой среду, которая используется для обеспечения работы веб-проекта, возможности управления проектом, редактирования проекта (как узлов инфраструктуры проекта, так и мультимедиа содержимым). Как правило, система управления контентом работает с структурированными данными, управлением которыми осуществляется какая-либо СУБД. Рынок систем данной категории развивается, но единых стандартов в этой области, в том числе на терминологию, еще нет. Отличительная черта контента состоит в том, что он конструируется из отдельных кусочков. В ИКТ данный термин стали использовать, чтобы обобщить в понятии «документ» такие данные, как видео, аудио и мультимедиа.

Функции систем управления контентом можно разделить на несколько основных категорий.

Создание - предоставление пользователям удобных и привычных средств создания контента.

Управление - хранение контента в едином репозитории. Это позволяет следить за версиями информационных блоков, контролировать, кто и когда их изменял, убеждаться, что каждый пользователь может изменить только тот раздел, за который он отвечает. Кроме того, обеспечивается интеграция с другими ИКТ-системами. Система управления контентом поддерживает контроль за рабочим потоком документов. То есть управление контентом включает в себя хранение, отслеживание версий, контроль за доступом, интеграцию с другими информационными системами и управление потоком данных.

Публикация - автоматическое размещение контента на терминале пользователя. Соответствующие инструменты автоматически «подгоняют» внешний вид страницы к заданному стилю.

Представление - дополнительные функции, позволяющие улучшить форму представления данных; например, можно строить навигацию по структуре репозитория.

Системы управления контентом управляют небольшими взаимосвязанными единицами информации, и в данном контексте документ приобретает смысл гипертекста. Поскольку системы управления контентом управляют информацией, а у информации есть свой жизненный цикл, то, естественно, эти системы должны иметь адекватные средства управления контентом на каждом из этапов его жизни (создание, модификация, публикация, передача в архив и т.д.). В этом смысле

систему управления контентом можно рассматривать как часть комплекса управления жизненным циклом информации.

Создание системы управления контентом является довольно сложной задачей, требующей привлечения большого количества специалистов, тестировщиков. Тем не менее, при разработке такой системы могут быть решены вопросы создания оптимизированной, автоматизированной технологии производства web решений, что позволит в дальнейшем довести процесс создания системы до минимального времени разработки. Это является крайне важным вопросом, так как в случае неавтоматизированного подхода производство каждого дополнительного приложения представляет собой создание нового уникального продукта, разработка которого может длится значительное время. Здесь важно отметить то, что на сроки разработки проекта влияют не только качество самой системы управления контентом, но и технология разработки, в которую интегрирована система управления контентом.

Разработанная система управления контентом построена на языке PHP5 с использованием ряда взаимодействующих классов. Ядро представляет собой систему определения и выполнения ряда функционала API, распределенного по различным классам системы, а так же систему интеграции новых классов [2]. Являясь центром системы, основной класс отвечает за проверку прав доступа, после чего осуществляет вызов необходимых функций управления из имеющихся классов. В составе основного класса имеется около 100 функций реализующих обмен системы управления сайтом с управляющими классами, которые в свою очередь отвечает за управление проектом. Структура построена из нескольких десятков классов, реализованных по принципу public и private классов. Один класс отвечает за хранение и выполнение функции, генерацию элементов страницы или сервиса, второй - за административное управление данными элементами или модулями. Таким образом, public классы, функции которых используются для генерации визуальных данных, никогда не взаимодействуют с управляющими классами, создавая более высокий уровень защиты.

Фреймворк представляет из себя каркас из абстрактных классов, ядро, роутер и набор системных модулей [3]. Всё это работает по следующей схеме.

Пользователь запрашивает URL, роутер разбирает этот URL и получает на выходе параметры действия, события, а также дополнительный список параметров. Далее он пытается найти этот запрошенное действие в конфигурационном файле роутера. Если действие найдено, то запускается соответствующий класс действия и ему передается событие из url-запроса, а также параметры. Действие при запуске проверяет, зарегистрировано ли переданное ему событие: если да, то запускает необходимый метод, который привязан к событию; если нет, то срабатывает метод поиска события. После его выполнения действие завершает свою работу. Стоит обратить внимание на то, что действие может делать внутренний редирект внутри метода события. Тогда произойдет передача управление на другое действие. После того как действие (или цепочка действий) отработает, происходит завершение модулей, загрузка системных переменных в шаблон (пути и другие константы) и вывод шаблона на экран. То есть основная логика приложения реализуется в действиях. В них можно обращаться к различным модулям, в том числе и системным.

Было проведено стресс-тестирование полученной системы на задачах высокой нагрузки. Его результаты показали, что среднее время отдачи контента не превышало 600 миллисекунд. Проект успешно сохранил скорость отдачи контента при обработке 50 клиентских запросах в секунду, что говорит о том, что выделенные ресурсы не превышены – проект работает в заданных рамках квоты на ресурсы и может обработать большее количество запросов. В то время, как универсальные системы управления контентом могут нести огромный функционал для решения широкого класса задач, специализированные проекты могут требовать производительности, в десятки раз превышающие той, которую могут предоставить эти системы.

В нашей задаче приложение отвечает за обработку клиентских запросов от специализированных data-центров, количество которых составляет от 10 до 50. Data-центр будет иметь парк из 20-50 клиентов, которые в среднем генерируют 1 запрос в секунду. Время паузы между клиентскими запросами может быть незначительно скорректировано в реальном времени, т.к. стабильность работы приложения имеет больший приоритет, по сравнению с запросами. В этом случае пиковая нагрузка на приложение составила до 2500 запросов в секунду. Каждый запрос несет в себе данные для дальнейшей обработки на стороне веб-сервиса, с помощью заложенной математической модели. Модель может быть сконфигурирована через панель управления системой управления контентом.

Каждый клиентский запрос единовременно изменяет информационную картину в базе данных, в связи с чем, до того, как он будет завершен, следующий запрос не может воспользоваться

информацией из базы данных. Ввиду того, что каждый запрос вносит изменения в базу данных, которые необходимо учитывать при выполнении любого следующего запроса, каждый клиентский запрос должен пройти алгоритм, состоящий из точного ряда пунктов. Прохождение конвейера должно быть выполнено таким образом, чтобы организованный конвейер использовал минимальные затраты аппаратных ресурсов, при этом строго выполнялся в рамках своей последовательности, не изменяя информацию в базе данных до того, как будут выполнены запросы от предыдущих запросов. Необходимо обеспечить бесперебойную работу приложения, а также реализовать систему его мониторинга в целом.

В ходе работы над экспериментальной реализацией, были выведены как оптимальные аппаратные конфигурации для реализации поставленных задач, так и получены наработки по визуализации текущего состояния системы. При проведении экспериментов были созданы наработки и модификации кода, позволяющие снимать текущее состояние системы, а также визуализировать эти данные в специализированном модуле для разработанной системы управления контентом.

Помимо этого было заложена основа программного кода, позволяющего влиять на принцип распределения нагрузки непосредственно с помощь команд из панели управления сайтом, что позволит в будущем получить функционал по введению или выведению из работы серверов, обслуживающих проект, мониторинг изменения нагрузки, в процессе отключения дата-центров, или каких-либо аппаратных изменений на обслуживающих серверах. В ходе работы над задачей, был выявлен большой ряд проблем и задач, которые необходимо решить, для создания полноценного модуля для балансировки нагрузки. Характеристики разработанной системы управления контентом показывают актуальность ее дальнейшего развития.

В будущем система будет развиваться в сторону автоматизации, с помощью которой создание клиентских приложений должно быть доведено до полуавтоматического режима, в котором программисту будет достаточно лишь задать параметры создаваемого приложения и проконтролировать процесс корректной установки системы. Тестирование проектов так же планируется довести до полуавтоматического режима.

Библиографический список

1. Веллингтон Л., Томсон Л. Разработка веб-приложений с помощью PHP и MySQL. СПб: БХВ-Петербург, 2010 г.
2. Одинцов И.А. Профессиональное программирование. Системный подход. СПб: БХВ-Петербург, 2006 г.
3. Технологии программирования и хранения данных.// Труды Института системного анализа Российской академии наук. М: Ленанд, 2009 г.

MANAGEMENT OF DISTRIBUTION TELECOMMUNICATION SYSTEM OF ECOLOGICAL MONITORING

Novikov I.A., Zhigalov I.E., Ozerova M.I.
 Vladimir state university
 ikgij@vlsu.ru

The problems of the ensuring the operation info-communication applications of the ecological monitoring, characterizing by high efficiency in the realtime mode, and instruments for governing these problem at a rate of shaping the ambience is studied. The efficient content managerial system, having low requirements to hardware resource of the server and flexible scaling is designed.

МОДЕЛИРОВАНИЕ РЕЖИМОВ ПАРНОЙ БАНИ

Калабин А.Л.

Тверской государственный технический университет, common@tstu.tver.ru

Рассматриваются несколько вариантов бани: русская парная, финская сауна, японская и турецкая баня с точки зрения их климатических характеристик – температуры и влажности, а также их сочетаний. Известно описание режимов в бане на основе хомотермальной кривой [1].

Используя известные решения задач теплопроводности [2] получены качественные и количественные зависимости движения точки в координатах – температуры и влажности от внешних воздействий. Для практического использования применены приближенные методы расчета процессов тепломассообмена [3]. Это позволило привести аналитические алгебраические расчетные соотношения температуры и влажности.

Получены оценки времени прогрева человека в зависимости от температуры и влажности среды. Приведены данные по областям комфортных значений этих характеристик.

Библиографический список

1. Ю. Хошев, Теория бани, 2006.
2. Лыков А.В. Теория теплопроводности. - М.: Высшая школа, 1967.-600 с
3. Вейник А.И. Приближенный расчет процессов теплопроводности. М-Л.: Госэнергоиздат, 1959.-184 с.

SIMULATION OF CONDITIONS STEAM BATH

Kalabin A.L.

Tver State Technical University common@tstu.tver.ru

We consider several variants of baths: Russian steam bath, Finnish sauna, Turkish bath, and the Japanese in terms of their climatic characteristics - temperature and humidity, as well as their combinations. It is well known description of the modes in the bath by homotermalnoy curve [1].

Using the known solution of heat conduction problems [2] obtained qualitative and quantitative relationships of motion in the coordinates of the point - the temperature and humidity from outside influences. For practical use of applied approximate methods for calculating heat and mass transfer processes [3]. This allowed the analysis become swollen algebraic calculation of temperature and humidity ratio.

АЛГОРИТМ СЕГМЕНТАЦИИ МЕДИЦИНСКИХ ИЗОБРАЖЕНИЙ

Архипов Е.А., Никитин О.Р., Саиди Аль Салем

Владимирский государственный университет имени Александра Григорьевича и Николая Григорьевича Столетовых

Если рассмотреть сегментацию изображений с точки зрения классической теории распознавания образов, можно прийти к выводу, что основной целью этапа подготовки изображения является сокращение избыточности информации содержащейся в изображении. Низкочастотная фильтрация отвечает данной цели, так как с её помощью из изображения удаляются высокочастотные шумы.

Анализируя различные методы выделения потенциально граничных точек, можно заметить, что большинство методов использует в качестве модели яркостного перехода геометрически линейный переход, в котором яркость пикселей меняется только поперек перехода и остается (в идеальном случае) неизменной вдоль перехода. Пример подобного перехода приведен на рисунке 1. Таким образом, яркостной переход может быть представлен в виде набора смежных параллельных отрезков, каждый из которых составлен из пикселей одинаковой яркости.

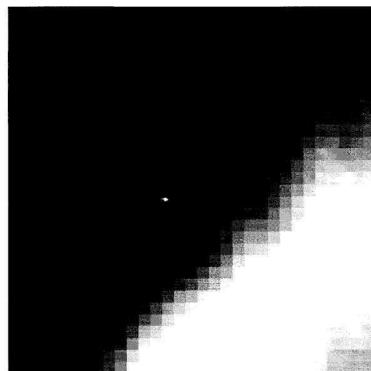


Рисунок 1 - Пример яркостного перехода на полутонах изображении

Группируя смежные пиксели одинаковой яркости, мы можем значительно уменьшить объем обрабатываемой информации.

1. сокращение объема обрабатываемой информации,
2. представление информации в максимально удобном для дальнейшей обработки виде.

Остановимся подробнее на втором пункте: поиск пикселей входящих в яркостной переход можно заменить поиском смежных параллельных отрезков составленных из пикселей одинаковой яркости. При этом не требуется никакие дополнительные вычисления, используется только выборка из массива.

Более подробная схема обработки показана на рисунке 2. После преобразования X_0 мы получим много избыточной информации. Так, например, в матрице параметров отрезков, будут включены не только самые большие отрезки, но и маленькие отрезки, из которых составлены большие. Дополнительный этап обработки позволяет избавиться от этой избыточной информации при заданной погрешности, значительно уменьшив объем обрабатываемой на последующих этапах информации.

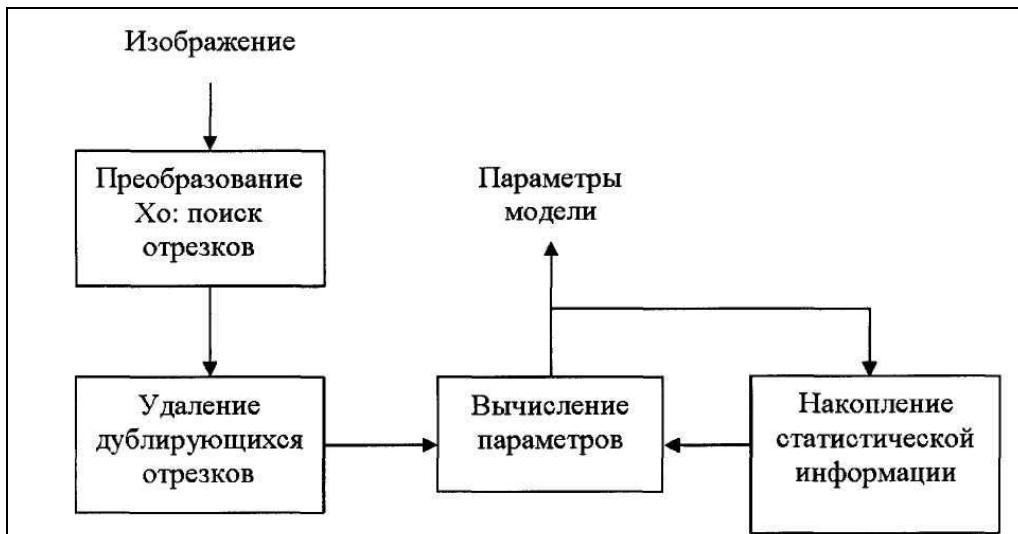


Рисунок 2 - Этапы вычисления параметров модели с использованием преобразования X_0

Для ускорения вычисления преобразования X_0 , можно исключить функцию яркости изображения $I(x, y)$ из под знака интеграла. Этого можно добиться интегрируя только по закрашенным точкам изображения:

$$S(\vec{a}) = \iint_{I(x,y)=1} \varphi(x, y, \vec{a}) dx dy.$$

Полный спектр параметров вычисляется, как:

$$S = \int_A \iint_{I(x,y)=1} \varphi(x, y, \vec{a}) dx dy d\vec{a}.$$

Так как множество параметров кривой A в общем случае имеет бесконечную мощность, то на практике, как правило, используют квантованные значения вектора параметров. В этом случае, мощность множества A оказывается ограниченной и равна l :

$$A = \{\vec{a}_1, \dots, \vec{a}_l\}.$$

Тогда знак интеграла заменится на знак суммы:

$$S = \sum_{i=1}^l \iint_{I(x,y)=1} \varphi(x, y, \vec{a}) dx dy$$

Обозначим площадь закрашенных точек в изображении $I(x, y)$, как

$$P(I(x, y)).$$

Если время вычисления функции фиксировано и равно C_φ , то время вычисления спектра параметров определяется, как

$$T_1 = l \cdot P(I(x, y)) \cdot C_\varphi.$$

Введем такое разбиение B множества A , чтобы выполнялись следующие условия:

$$B\{A\} = \{A_1^1, \dots, A_q^1\},$$

$$A_q^1 \in A,$$

$$UA_i^1 = A,$$

$$A_i^1 \neq 0,$$

$$A_i^1 \cap A_j^1 = 0, \text{ если } i \neq j.$$

Подвергая каждое из множеств A_i^1 повторному разбиению:

$$B\{A_i^1\} = \{A_1^2, \dots, A_q^2\}$$

за k - шагов

$$k = \log_q l$$

мы приедем к разбиению вида:

$$B\{A_i^{k-1}\} = \{\vec{a}_{1k}, \dots, \vec{a}_{qk}\}.$$

Введем новую функцию γ , которая трансформирует изображение так, чтобы в нем остались только те закрашенные точки, которые лежат на кривых с параметрами, принадлежащими множеству A_i^j :

$$I_i^j(x, y) = \gamma(A_i^j, I^{j-1}(x, y))$$

где A_i^j - i -е множество векторов параметров полученное после j -го разбиения, $I^{j-1}(x, y)$ - изображение содержащее только те закрашенные точки, которые соответствуют кривым, параметры которых содержатся в множестве A^{j-1} , причем $A_i^j \in A^{j-1}$, $I_i^j(x, y)$ - изображение содержащее только те закрашенные точки, которые соответствуют кривым, параметры которых содержатся в множестве A_i^j .

Соответственно, на последнем шаге разбиения:

$$I_i^k(x, y) = \gamma(\vec{a}_{ik}, I^{k-1}(x, y)).$$

Площадь закрашенных точек в изображении $I_i^j(x, y)$, и будет являться значением спектра параметров для вектора параметров \vec{a}_{ik} , то есть $S(\vec{a}_{ik})$.

Функция γ при этом будет вычислена $2l - 2$ раз. Время вычисления $\gamma(A, I(x, y))$ прямо пропорционально площади закрашенных точек в изображении $I(x, y)$.

Пусть время вычисления функции γ фиксировано и равно C_γ .

Выберем такое разбиение $B\{\bullet\}$, чтобы выполнялось условие:

$$P(I^j(x, y)) \leq h \cdot P(I^{j-1}(x, y)),$$

тогда время нахождения полного спектра параметров:

$$T_2 \leq P(I(x, y)) \cdot C_\gamma \cdot \sum_{i=1}^k (q^i \cdot h^{i-1}).$$

Выигрыш последнего способа вычисления преобразования Ха определяется, как:

$$R = \frac{T_1}{T_2} \geq \frac{P(I(x, y)) \cdot C_\phi \cdot l}{P(I(x, y)) \cdot C_\gamma \cdot \sum_{i=1}^k (q^i \cdot h^{i-1})} = \frac{C_\phi \cdot l}{C_\gamma \cdot \sum_{i=1}^k (q^i \cdot h^{i-1})}$$

Рассмотрим пример:

Пусть $C_\gamma = 2C_\phi$; $h = 0,6$; $q = 2$; $l = 256$; $k = \log_2 256 = 8$,

тогда

$$R \geq \frac{256}{2 \cdot \sum_{i=1}^8 (2^i \cdot 0,6^{i-1})} \approx 3,88$$

При фиксированных значениях q и h , выигрыш второго алгоритма тем больше, чем больше уровней квантования l пространства параметров кривой. При маленьких значениях l и больших значениях h , первый алгоритм может работать быстрее чем второй.

Для экспериментальной проверки была реализована программа, вычисляющая спектр параметров прямой линии первым и вторым алгоритмом и отображающая выигрыш второго алгоритма на графике.

Второй алгоритм был реализован со следующими характеристиками:

В качестве разбиения использовалось разделение диапазона параметров на 4 равных части, путем дихотомии каждого из параметров ($q = 4$);

l - количество уровней квантования пространства параметров менялось в диапазоне от 64 до 262144.

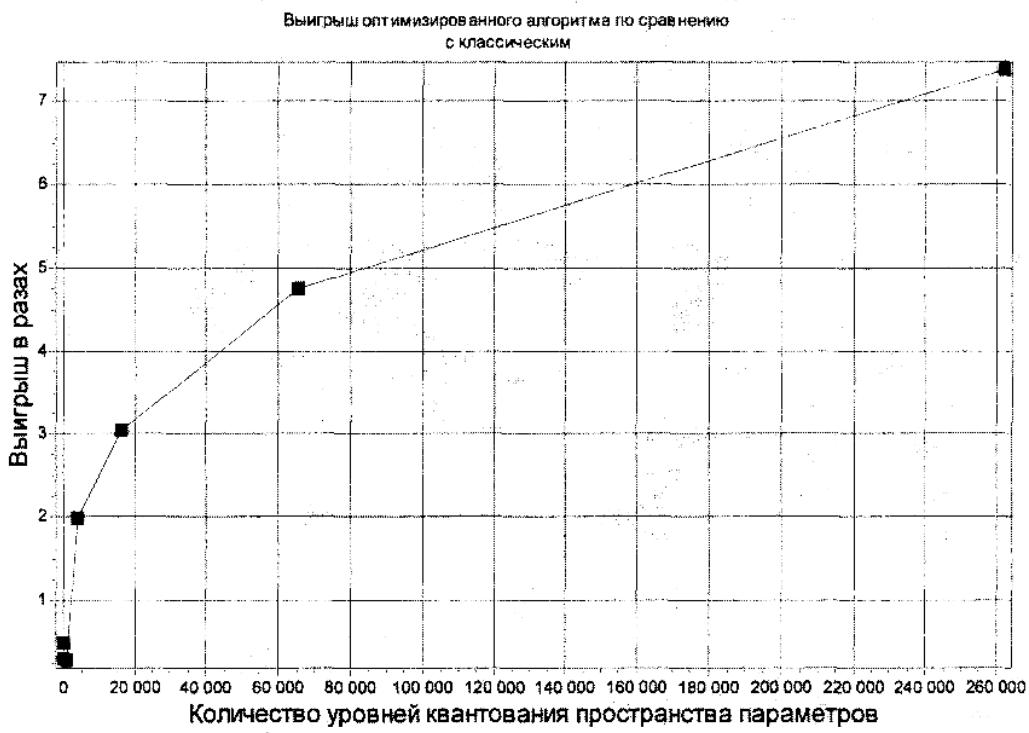


Рисунок 3 - Выигрыш второго алгоритма по сравнению с первым

На рисунке 3 показана полученная зависимость выигрыша от количества уровней квантования пространства. Уменьшение темпов ростов выигрыша с увеличением уровней квантования объясняется тем, что при вычислении спектра параметров вторым способом, требования к памяти растут пропорционально $k = \log_q l$. Использование виртуальной памяти после исчерпания оперативной памяти ведет к значительному замедлению работы.

Результаты моделирования приведены на рисунках 4,5.

Изображение №1 (размер 16x14 пикселей).

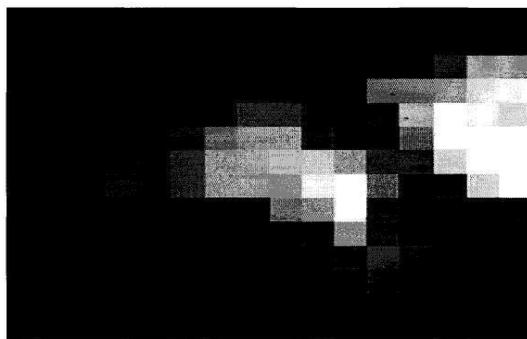


Рисунок 4 - Результаты моделирования

Таблица коэффициентов компрессии (по вертикали порог достоверности, по горизонтали количество уровней яркости).

	2	4	8	16	32
0.5	2.26	1.28	1.18	1.26	1.26
0.6	2.05	1.25	1.20	1.27	1.26
0.7	2.05	1.58	1.49	1.37	1.26
0.8	2.21	1.72	1.57	1.4	1.25
0.9	2.24	1.73	1.57	1.4	1.25

Изображение №2 (размер 16x14 пикселей), полученное из изображения №1 путем добавления белого шума:

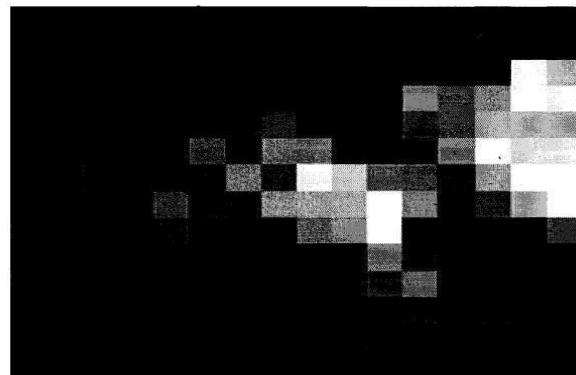


Рисунок 5 - Результаты моделирования

Таблица коэффициентов компрессии (по вертикали порог достоверности, по горизонтали количество уровней яркости).

	2	4	8	16	32
0.5	2.38	1.32	1.19	1.21	1.19
0.6	2.07	1.28	1.17	1.20	1.19
0.7	2.11	1.64	1.46	1.35	1.23
0.8	2.21	1.75	1.43	1.34	1.23
0.9	2.15	1.73	1.42	1.34	1.23

Анализируя таблицы коэффициентов компрессии полученные в результате моделирования, можно сделать следующие выводы:

1. Алгоритм группирования пикселей в отрезки позволяет уменьшить количество структурных элементов в изображении на 20 и более процентов;
2. При выборе количества уровней яркости квантования, необходимо придерживаться минимального числа при заданных требованиях, так как уменьшение количества уровней яркости ведет к увеличению коэффициента компрессии;
3. Уменьшение порога достоверности не обязательно ведет к увеличению коэффициента компрессии, так как отрезки начинают дублироваться в разных уровнях яркости;
4. Добавление белого шума в изображение приводит к уменьшению коэффициента компрессии всего на несколько процентов, таким образом можно говорить что данный метод кластеризации элементов изображения обладает высокой устойчивостью к шуму.

Библиографический список

1. Бакут П. А., Колмогоров Г. С, Ворновицкий И. Э. — Зарубежная радиоэлектроника, 1987, № 10, с. 6.
2. Денисов Д. А., Низовкин В. А. — Зарубежная радиоэлектроника, 1985, № 10, с. 5—30.
3. Davies L. S. — Computer Graphics and Image Processing, 1975, v. 4, № 3, pp. 248—270.
4. Абду И. Э., Прэтт У. К. — ТИИЭР, 1979, т. 67, № 5, с. 59—70.
5. Прэтт У. Цифровая обработка изображений: Пер. с англ. / Под ред. Д. С. Лебедева.—М.: Мир, 1982.
6. Marr D., Hildreth E. — In: Proc. Royal Soc. London, 1980, B-207, pp. 187—217.

ALGORITHM SEGMENTATION OF MEDICAL IMAGES

Arkhipov E.A., Nikitin O.R., Salem Al-Saidi
Vladimir State University

If we consider the segmentation of images from the viewpoint of the classical theory of pattern recognition, it can be concluded that the main purpose of the preparation phase of the image is to reduce the redundancy of information contained in the image. Low-pass filtering meets this goal, as with the help of high-frequency noise image are removed.



МОДЕЛИРОВАНИЕ МЕТОДА СВЕРТОЧНОЙ ОБРАБОТКИ В КАНАЛЕ С ПЕРЕМЕННЫМИ ПАРАМЕТРАМИ

Полушин П.А., Ульянова Е.В.
Владимирский государственный университет имени Александра Григорьевича и Николая Григорьевича Столетовых

Системы передачи биомедицинской информации зачастую вынуждены работать в каналах с переменными параметрами. Это накладывает свои особенности и приводит, как правило, к негативным последствиям. Степень влияния параметрической изменчивости во многом определяется характером и законом изменения параметров. Его необходимо учитывать при любом методе передачи сигналов.

Как ранее упоминалось ([1,2]), при рассеянии энергии передаваемых сигналов по времени достаточно эффективен метод сверточной обработки сигналов, сходный с «мягким» алгоритмом Витерби для декодирования сверточных кодов. Метод основан на том, что, как и при использовании сверточных кодов, каждый принятый символ зависит не только от переданного символа, а является функцией также и нескольких предыдущих символов. Различия в том, что после кодирования на передаче такая функция – логическая, а после прохождения канала с рассеянием по времени она – арифметическая. Также отсутствует избыточность количества переданных символов.

Тем не менее, в этих условиях также достаточно эффективна обработка с использованием сверточных алгоритмов на основе построения решетчатой диаграммы ([3,4]). Для этого требуется

знание весовых коэффициентов a_i , которые формируют значение каждого принятого символа. Эти коэффициенты могут быть получены, например, с помощью периодически передаваемых тестовых сигналов. Таким образом, принимаемый сигнал y_i можно описать в виде:

$$y_i = \sum_{j=1}^m a_j x_{i-j+1},$$

где x_i – передаваемые информационные символы, для бинарной модуляции принимающие значения +1 и -1; a_j – весовые коэффициенты, обусловленные рассеянием энергии по времени и определяющие вклад предыдущих символов; m – количество предыдущих символов, вклад которых в сумму необходимо принимать во внимание. На основании принятых значений y_i и оценок коэффициентов a_j с помощью сверточной процедуры исходная информационная последовательность может быть восстановлена.

На качество восстановления (вероятность ошибок после сверточной обработки) значительно влияют уровень мощности шумов и значения коэффициентов a_j . Но, если уровень шумов в течение длительного времени остается, как правило, постоянным, то значения коэффициентов значительно меняются, тем самым меняется и текущая помехоустойчивость. По этой причине для оценки долговременной достоверности передачи информации необходимо рассматривать не фиксированные значения коэффициентов a_j , а их вероятностные характеристики.

С этой целью проводилось моделирование работы сверточного алгоритма в условиях изменяющихся весовых коэффициентов a_j . Моделирование производилось исходя из следующих принципов. Как известно ([3,5]), явление рассеяния энергии во времени может происходить физически в результате переизлучения радиосигналов от достаточно протяженного рассеивающего объема с большим количеством случайных переотражателей. Для примера в качестве такого объекта был выбран объем тропосферного переизлучения. Его размеры определяются расположением передающей и приемной антенн и шириной их диаграмм направленности. В этом объеме находится большое количество переизлучателей со случайным коэффициентом переотражения.

В этих условиях форма текущего импульсного отклика канала передачи будет случайно меняться по времени. Однако для анализа работы сверточного алгоритма не требуется точного знания формы этого импульсного отклика в каждой точке. Аргумент каждой точки импульсного отклика – это величина временной задержки при распространении сигнала от передатчика к приемнику. Она соответствует определенному расстоянию от передатчика до приемника, отсчитываемому вдоль траектории распространения сигнала. Геометрическое место точек с одинаковым значением этого расстояния образует определенное сечение объема переизлучения. Значение импульсного отклика для данного аргумента складывается из сигналов всех переизлучателей, расположенных в этом сечении.

Уровень сигнала от каждого переизлучателя – величина случайная, количество переизлучателей достаточно велико, в связи с этим уровень суммарного их сигнала будет иметь гауссово распределение. В рассматриваемой модели принятая одинаковая плотность распределения переизлучателей по объему переизлучения, поэтому дисперсия этого суммарного сигнала определяется площадью части соответствующего сечения, расположенной в объеме переизлучения. Для каждого сечения суммарное расстояние от передатчика до приемника, а значит и ослабление сигнала с расстоянием, будет различным, что необходимо учесть при расчете дисперсии суммарного сигнала. Кроме того, необходимо учесть форму и ширину диаграммы направленности передающей и приемной антенн.

Каждый из коэффициентов a_j определяется интегралом от импульсного отклика на соответствующем интервале времени. В частности, коэффициент a_1 определяется интегралом от импульсного отклика на интервале времени $t \div t-\tau$, коэффициент a_2 определяется интегралом на интервале $t-\tau \div t-2\tau$, и т.д. Каждому из этих интервалов времени соответствует определенная геометрическая область, «вырезанная» из объема переизлучения. Фактически необходимо рассматривать интеграл от суммарного сигнала, переизлученного от всех сечений, расположенных в каждой геометрической области. Поскольку каждый из суммарных сигналов имеет гауссово распределение, то и интеграл также будет распределен гауссово с дисперсией, пропорциональной объему областей с поправкой на расстояние между приемником и передатчиком и на форму диаграммы направленности антенн.

Исходя из этих позиций осуществлялось моделирование изменения коэффициентов a_j по времени. Строилась функция зависимости от временной задержки дисперсии суммарного сигнала,

переизлученного сечениями (своего рода «временное сечение»). Далее определялись интегралы от этого «временного сечения» по временным интервалам τ , равным длительности символов. Таким образом, находились дисперсии распределения каждого из коэффициентов a_j .

Далее формировалась выборка из N наборов коэффициентов $a_1 \div a_m$, гауссово распределенных с полученными значениями дисперсий. Для каждого из наборов определялась вероятность ошибки, имеющая место при сверточной обработке. Интегральное распределение этой вероятности и определяло достоверность передачи информации, т.е. процент времени, в течение которого качество связи (вероятность ошибки) будет не хуже определенной величины.

Результаты моделирования представлены на рисунках. График на рисунке 1 показывает зависимость дисперсии суммарного сигнала (по оси ординат отложены нормированные к единице значения) от задержки распространения. Конкретные параметры трассы передачи в данном примере представляли собой: ширина диаграммы направленности антенн – два градуса (форма диаграммы аппроксимировалась гауссовой кривой); угол поднятия над горизонтом равен нулю; расстояние между антеннами – 200 км. Длительность символов – 0,025 мкс. Во внимание принимались нормированные значения дисперсии, превышающие уровень 0,1.

При таком наборе исходных параметров в сверточном алгоритме следует учитывать четыре коэффициента a_j , т.е. $m=4$. Границы временных интервалов, в пределах каждого из которых вычислялась дисперсия соответствующего коэффициента a_j , на рисунке показаны прерывистыми вертикальными линиями.

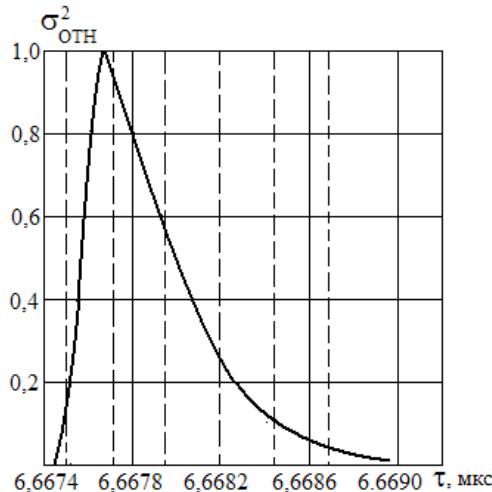


Рисунок 1

Приведенные на рисунок 2 зависимости соответствуют разным соотношениям ρ медианного значения распределения полезного сигнала (взятого по всем коэффициентам a_j) к среднеквадратическому значению шума. В частности график 1 соответствует $\rho = 5$ дБ; график 2 соответствует $\rho = 10$ дБ; график 3 соответствует $\rho = 15$ дБ и график 4 соответствует $\rho = 20$ дБ.

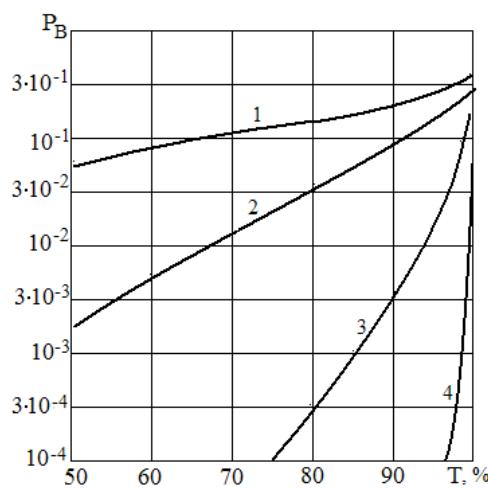


Рисунок 2

Полученные результаты позволяют сделать вывод, что применение метода сверточной обработки позволяет значительно улучшить помехоустойчивость передачи биомедицинской информации в условиях рассеяния энергии по времени. Моделирование работы в условиях переменных параметров канала передачи, обусловленных рассеянием на большом количестве случайных переотражателей показало существенную зависимость от соотношения параметра распределения сигналов и уровня теплового шума.

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., Пятов В.А., Сазонов Д.С., Ульянова Е.В. Применение процедуры Витерби для борьбы с межсимвольной интерференцией в системах передачи информации // Проектирование и технология электронных средств, №2, 2009. – С. 11–17.
3. Polushin P.A., Ulyanova E.V. Increase of noise immunity of signal's transmission on channel with diversity – Indian Science Cruiser, v. 25, No.5, November, 2011 – Calcutta, India. – pp. 29–33.
4. Патент РФ №2423794 С1 на изобретение. Приемник цифровых сигналов. Авторы: Полушин П.А., Пятов В.А., Ульянова Е.В. Опубл. 10.07.2011, бюл. №19.
5. Полушин П.А., Самойлов А.Г. Избыточность сигналов в радиосвязи – М.: Радиотехника, 2007. – 256 с.

THE MODELLING OF CONVOLUTIONAL METHOD OF PROCESSING OF SIGNALS IN CHANNEL WITH VARIABLE PARAMETERS

Polushin P.A., Ulyanova E.V.

Vladimir State University of A.G. and N.G. Stoletovs

The modeling of processing of signals in channels with accidental variable parameters and time dispersion of energy is studied. The results of using the convolutional methods in such conditions are examined.

ЭНТРОПИЙНЫЙ АНАЛИЗ ДИАГРАММ РИТМА СЕРДЦА

Гуменный В.Г., Кузнецов А.А., Шмиг А.А.

Владимирский государственный университет

имени Александра Григорьевича и Николая Григорьевича Столетовых

sairus47@gmail.com, artemi-k@mail.ru, andrewshmig@gmail.com

Введение

В практике кардиологов и функциональных диагностов принято проводить морфологический анализ кардиоциклов при помощи специального инструментария. Измерение зубцов, сегментов и интервалов на каждом кардиоцикле записи электрокардиограммы (ЭКГ) с последующим анализом полученных результатов по известным стандартам [1] – трудоемкая и требующая большого времени процедура, включающая объективные измерительные и субъективные сравнительные элементы. Автоматизация этой процедуры привела к созданию измерительно-программного комплекса «Cardio Visor» [2], однако субъективный элемент, определенный программной базой данных стандартов сравнения, остался.

Физико-математический подход анализа энтропии ритма сердца [3 – 5] также включает измерительную часть – регистрации ЭКГ, но в отличие от предыдущего подхода расчетно-аналитическая часть представляет расчет информационной энтропии (ИЭ) [3 – 8] цифровых рядов разных объектов исследования: ЭКГ, ритмограммы и их структурных элементов и анализ ее динамики. Для термодинамических систем энтропия характеризует степень неупорядоченности – вариативности микросостояний объекта. Чем выше энтропия, тем большее число качественно различных микросостояний может принимать объект в рамках макросостояния. Известно, что «за энтропию необходимо платить энергией» [8], что позволяет по ее вариабельности отслеживать

работу регуляционных механизмов [3 – 5]. Применительно к анализу распределений диаграммы ритма сердца (ДРС) ИЭ представляет собой информационную меру вариабельности сердечного ритма [9], обусловленной непрерывным действием факторов внешней среды влияния [10, 11] в интервале времени регистрации ЭКГ. Под микросостоянием понимается фиксированное значение RR-интервала (яруса) ДРС [3 – 5].

Цель работы – разработка метода определения информационной энтропии микросостояний ДРС с построением гистограммы энтропии микросостояний.

Экспериментальная часть

Регистрации ЭКГ молодых здоровых людей проводились монитором Холтера комплекса амбулаторной регистрации электрокардиосигнала «AnnA Flash 3000» [12] с использованием накожных электродов для электрокардиографии. При регистрации биопотенциалов применялись двухполюсные отведения по Небу: первый электрод располагался во втором межреберье у правого края грудины, второй электрод – в области верхушки сердца. Такое расположение электродов соответствует стандартному отведению II с максимальной амплитудой зубцов на ЭКГ. Посредством лицензированной программы «EScreen» данные ЭКГ конвертировались в ритмограммы в форме последовательности значений RR-интервалов, и далее, встроенной процедурой «HRV» в программе «EScreen» определялись значения всех параметров вариабельности сердечного ритма (ВСР) для каждой полученной ритмограммы [2]. Графики энтропий и значения параметров, не представленных в процедуре «HRV», были получены программами, разработанными авторами с применением инструментария QT C++.

Подход Шеннона для расчета энтропии по гистограмме ДРС

Определение информационной энтропии (ИЭ) цифрового ряда ритмограммы по формуле Шеннона [7] предполагает использование вероятностных категорий, в частности, относительных частот исходов f в форме экспериментальных вероятностей $p_j = N_j/N$, где N – общее количество RR-интервалов, N_j – число интервалов, лежащих на j -м ярусе. Основным проблемным элементом при этом становится принятие к анализу число столбцов гистограммы в рамках вариационного размаха ДРС.

С одной стороны, основной задачей статистического анализа является определение вида функции распределения. Для выполнения этой задачи требуется построение гистограммы и кривой экспериментального полигона, что в свою очередь требует определения оптимального числа столбцов. Для определения числа столбцов обычно предлагаются формулы Старджесса, Хайнхольда, Брукса-Каррузера и т.д. [13]. С другой стороны, результаты расчета ИЭ по гистограмме ДРС с применением формулы Шеннона очень чувствительны к изменению числа столбцов гистограммы. При этом увеличение ширины столбца улучшает визуальное восприятие полигона гистограммы, но приводит к последовательной потере информации о ритме с уменьшением значений ИЭ.

Решение основной задачи статистического анализа не является целью данной работы, поэтому для расчета ИЭ было выбрано предельно максимальное число столбцов гистограммы ДРС с предельно минимальной шириной кармана, равной шагу дискретизации, задаваемому приборной частотой сканирования (рисунок 1,а). В каждый карман гистограммы попадает один ярус и ИЭ каждого j -го кармана определяется формой $I_j = p_j \log (1/p_j)$.

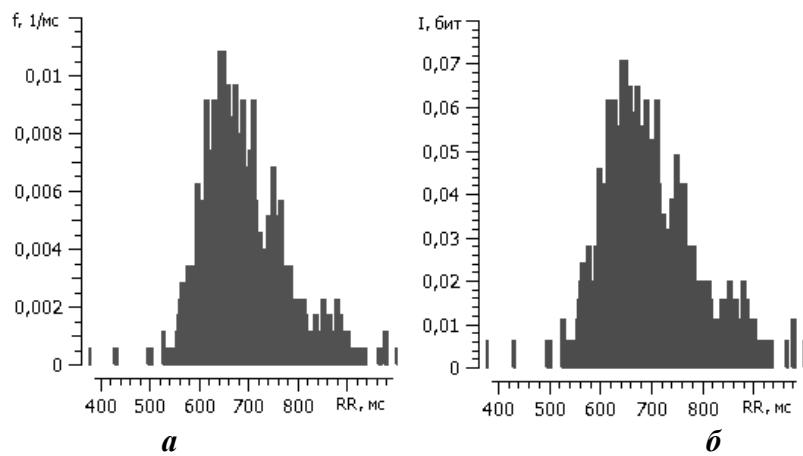


Рисунок 1 - Гистограмма ДРС (а) и гистограмма энтропии ДРС (б)

Распределение значений энтропии по каждому столбцу гистограммы позволяет представить гистограмму ИЭ (рисунок 1,б) с последующей оценкой суммарной ИЭ ДРС, определенной площадью гистограммы [7]:

$$I = \sum_{j=1}^N p_j \cdot \log\left(\frac{1}{p_j}\right) \quad (1)$$

В таблице 1 даны значения четырех моментов распределения для изображенных на рисунок 1 гистограмм: средние значения $\langle RR \rangle$, стандартные отклонения σ , коэффициенты асимметрии А и эксцесса Е.

Таблица 1 - Моменты распределения для гистограмм на рисунке 1

	$\langle RR \rangle$, мс	σ , мс	А	Е
$f(RR)$	688	76	1.14	3.40
$I(RR)$	692	82	1.06	2.92

Для проведения анализа данных с использованием формулы (1) требуются 4 уточнения:

1. Если энтропия является мерой неопределенности состояния некоторой физической системы, то она равна количеству информации I , получаемому при полном выяснении состояния этой системы [7], поэтому в формуле (1) используются обозначения указанного количества информации.

2. Термин информационная энтропия как мера непредсказуемости введена [6, 14, 15] в форме (1) для определения информационной (фрактальной) размерности при малых размерах (ε) емкости (в нашем случае $\varepsilon = \Delta x$). По мнению авторов, этот термин более точно отражает информационное содержание объекта исследования.

3. На практике удобно пользоваться логарифмами при основании 2 и измерять энтропию в двоичных единицах (binary digit, или bit). С одной стороны это согласуется с применяемой в электронных цифровых вычислительных процедурах двоичной системой счисления [7]. С другой стороны – это энтропия одного разряда двоичного числа, если он с одинаковой вероятностью может быть нулем и единицей, что соответствует используемой в анализе физической модели информационной ячейки на ярусе с состояниями: наполненной (1) и не наполненной (0).

4. Если принять микросостояния информационных ячеек на любом ярусе равновероятными, то информационная энтропия для системы каждого яруса равна логарифму при основании 2 числа состояний, а суммарная ИЭ ДРС (I^*) равна логарифму произведения чисел состояний на каждом ярусе ДРС.

Значения ИЭ ДРС, рассчитанные по формуле (1) и согласно четвертому уточнению представлены в таблице 2 для пяти различных электрокардиограмм. Первые значения соответствуют гистограмме на рисунке 1.

Таблица 1 - Значения энтропий для различных кардиограмм. Первая строка соответствует формуле 1, вторая строка – четвертому уточнению.

I , бит	7.90	7.28	7.75	7.79	7.46
I^* , бит	7.48	6.92	7.25	7.29	7.03

Выводы

1. Топологическая структура гистограмм ДРС и энтропии ДРС полностью идентична. Все четыре момента распределений различаются незначительно. Увеличение стандартного отклонения и среднего значения происходит вследствие изменения квантования высот столбцов гистограмм с равномерного (рисунок 1, а) на логарифмическое (рисунок 1, б).

2. Значения ИЭ ДРС, рассчитанные по формуле (1) принимают большие значения относительно значений, рассчитанных по формуле равновероятных микросостояний. Относительная разность при этом варьирует от 4 до 7%. В целом прослеживается стабильная корреляция между значениями энтропий, рассчитанными в разных формах.

Библиографический список

1. Кушаковский, М. С. Аритмии и блокады сердца (атлас электрокардиограмм) / М. С. Кушаковский, Н. Б. Журавлева.– Л.: Медицина, 1981.– 340 с.
2. Medical Computer Systems, Zelenograd, Moscow: <http://www.mks.ru>

3. Кузнецов А. А. Количество информации и энтропия ярусной диаграммы ритма сердца // Информационно-управляющие системы. 2010. № 4. С. 57 – 62.
4. Кузнецов А. А. Структурно-топологический анализ диаграмм электрокардиосигналов // Успехи современной радиоэлектроники. 2010. № 1. С. 27 – 43.
5. Кузнецов А. А. Энтропия ритма сердца: монография. – Владимир: Изд-во Владимир. гос. ун-та. 2009. – 172 с.
6. Мун Ф. Хаотические колебания. Вводный курс для научных сотрудников и инженеров. – М. : Мир. 1990. – 312 с.
7. Вентцель Е. С. Теория вероятностей: учеб. для вузов. М.: Высш. шк. 1999. 576 с.
8. Бриллюэн Л. Наука и теория информации. – М.: Физматгиз. 1960. 392 с.
9. Heart rate variability. Standards of measurement, physiological interpretation, and clinical use // European Heart Journal. 1996. V.17. P. 354 – 381.
10. Шмидт Р., Тевс Г. Физиология человека: В 3-х томах. Т.2: пер. с англ. – М.: Мир. 1996. 313 с.
11. Биологические ритмы. В 2 т. Т. 1 : пер. с англ.; под ред. Ю. Ашоффа. – М. : Мир. 1984. – 414 с.
12. Прилуцкий Д. А., Кузнецов А. А., Плеханов А. А. Накопитель ЭКГ «AnnAFlash2000» // Методы и средства измерений физических величин. Матер. XIV ВНТК. Н. Новгород : НГТУ. 2006. С. 31.
13. Новицкий П. В., Зограф И. А. Оценка погрешностей результатов измерений. – Л.: Энергоатомиздат. 1991. 304 с.
14. Farmer J.D., Ott E., York J.A. The dimensions of chaotic attractors. Physica. 7D. 1983. P. 153 – 170.
15. Grassberger P., Proccacia I. Characterization of strange attractors. Phys. Rev. Lett. V.50. P. 346 – 349.

THE HEART RHYTHM DIAGRAMS ENTROPY ANALYSIS

Gumennyj V.G., Kuznetsov A.A., Shmig A.A

Vladimir State University

sairus47@gmail.com, artemi-k@mail.ru, andrewshmig@gmail.com

The results of the heart rhythm diagram entropy analysis with use of settlement Shannon formula are given. It is shown, that information entropy settlement values strongly depend on amount and width of the heart rhythm diagram histograms columns. It is shown, that use of the storey technologies of processing and the analysis of heart rhythm diagrams with the subsequent entropy estimation is preferable.
Key words: the electrocardiogram, the heart rhythm diagram, information entropy



ИСПОЛЬЗОВАНИЕ ТЕРМОДИНАМИЧЕСКОГО ПОДХОДА К РАСЧЕТУ ЭНТРОПИИ ДИАГРАММ РИТМА СЕРДЦА

Гуменный В.Г., Кузнецов А.А., Шмиг А.А

Владимирский государственный университет

имени Александра Григорьевича и Николая Григорьевича Столетовых

sairus47@gmail.com, artemi-k@mail.ru, andrewshmig@gmail.com

Введение

Известно [1, 2], что количество информации I_X , приобретаемое физической системой X , при полном выяснении ее состояния, равно энтропии $H(X) = -\sum_{i=1}^n p_i \log_2 p_i$. Количество информации, недостающее для полного описания диаграммы ритма сердца (ДРС) может быть определено как в вероятностных (p_i), так и в количественных категориях [1 – 6], поэтому возникает возможность перехода от вероятностных категорий к макропараметрам ДРС. В этой части ДРС представляется в форме «макросостояния термодинамической системы». Графический формат диаграммы ритма сердца в точечном виде без интерполяционных связей обозначает топологическую

структуре с распределением точечных значений в форме «нотного письма» и визуально напоминает бухгалтерские счеты. В таком формате все значения RR-интервалов оказываются распределенными строго по ярусам, отделенными друг от друга шагом дискретизации. Это позволяет применить методику Больцмана для расчета распределения энтропии термодинамической системы, представляя при этом точечную ярусную диаграмму ритма сердца в форме «замороженного макросостояния системы частиц одинаковой массы».

Информационная энтропия ДРС

В рамках приведенной физической модели каждое значение RR-интервала определено ярусом на ДРС, или микросостоянием, а микропереходы — переходами между соответствующими соседними ярусами. Расчетная формула энтропии $H(X)$, а, следовательно, и количества информации I_X для выборки объемом n принимает вид [3 – 5]:

$$I_X = \frac{A}{n} \ln \Gamma, \quad \Gamma = \frac{n!}{\prod_{i=1}^k n_i!} \quad (1)$$

где $A = 1/\ln 2$, полиномиальный коэффициент Γ приобретает смысл аналога термодинамической вероятности и определяет число микросостояний (комбинаций), посредством которых реализуется макросостояние системы X , n_i — количество значений на i -м ярусе.

Исходя из того, что объектом исследования является информация от реализации физического процесса в форме ДРС с фазовой (информационной) составляющей электрокардиограммы, а также при равенстве количества информации и энтропии системы, вероятно, правильнее определять энтропию системы ДРС как информационную энтропию с обозначением I^* [1 – 5]. Полученное расчетное значение I^* ДРС молодых здоровых людей находится в пределах 7 – 8 бит с расчетной погрешностью $\varepsilon < 5\%$ при $n \approx 1500$ (20-минутная запись ЭКГ) и уменьшается быстро и монотонно с ростом объема n выборки [3 – 5].

Методика построения энтропийной гистограммы ДРС

Для нахождения гистограммы энтропии точечная структура ДРС условно разбивается на множество из k ярусов ДРС с шириной межъярусного промежутка 1 мс, равной шагу дискретизации записи соответствующей электрокардиограммы. Далее, вся ДРС разбивается по оси отсчетов On на m окон одинакового размера. При этом каждый ярус также разбивается на m отрезков, которые определяют микросостояния системы (рисунок 1).

Для каждого яруса (столбца гистограммы) применяется формула (1) с методическим уточнением:

$$I_i' = \frac{A}{n} \ln \left(n_i! / \prod_{j=1}^k n_{ij}! \right) \quad (2)$$

в числителе полиномиального коэффициента Γ используется количество значений на i -м ярусе n_i , а в знаменателе — количество значений n_{ij} , попадающих в j -е окно данного яруса. Если при ярусном сканировании n_i оказывается равным 0 или 1, то такой ярус определяется не информационным ($I_i' = 0$). На гистограмме ДРС такие ярусы хорошо заметны (рисунок 2,а). По каждому расчетному значению I_i' строится столбец гистограммы и вся гистограмма оконной ИЭ (рисунок 2,б). Вычислив

площадь гистограммы оконной ИЭ, можно получить суммарную оконную ИЭ: $I' = \sum_{i=1}^N I_i'$

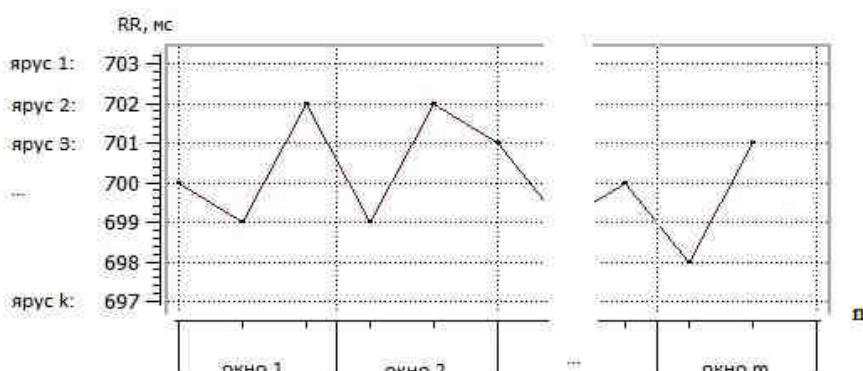


Рисунок 1 - Фрагмент ритмограммы с обозначением ярусов и расчетных окон

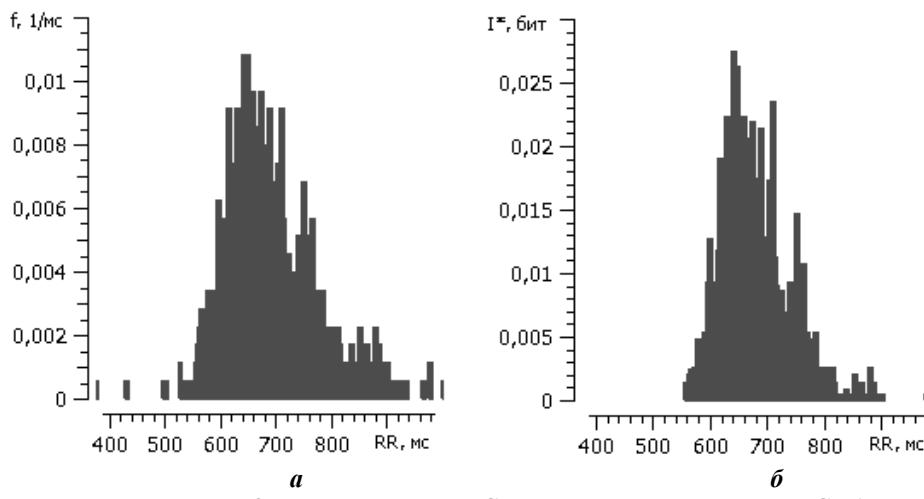
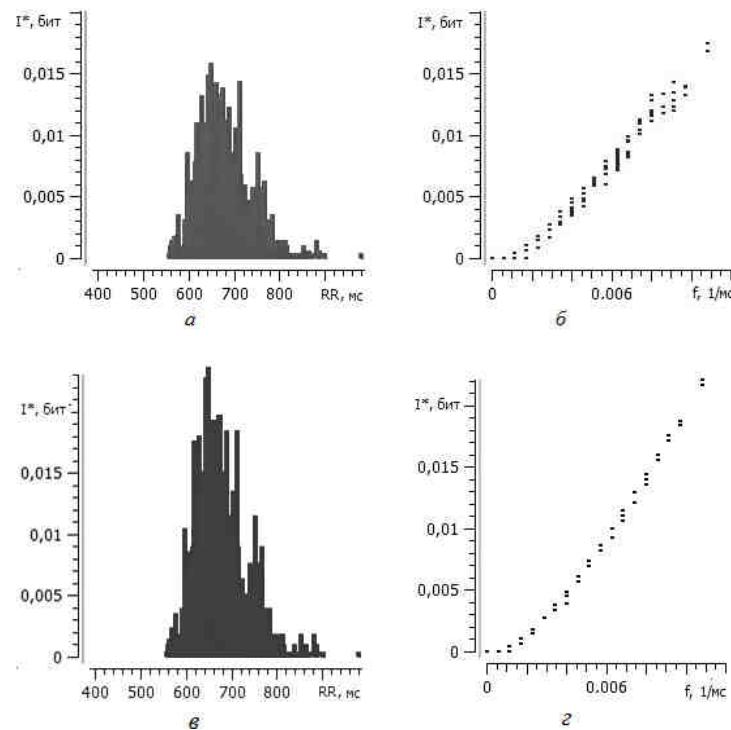


Рисунок 2 - Гистограммы ДРС (а) и оконной энтропии ДРС (б)

Топологические структуры гистограмм ДРС и энтропии качественно схожи, но количественно отличны по значениям моментов нормального распределения. Средние значения $\langle RR \rangle$, стандартные отклонения σ , коэффициенты асимметрии А и эксцесса Е представлены в сравнении в таблице 1 при количестве разбиений на окна $m = 20$. С увеличением m эксцесс и асимметрия на различных ЭКГ варьируют индивидуально в пределах 50-100%.

Рисунок 3 - Гистограммы распределений оконных энтропий (слева) и их зависимости от относительной частоты f событий при различных размерах окна: $m = 2$ (а, б), $m = 200$ (в, г).

Величина оконной ИЭ по всем ярусам сильно зависит от размера окна. Очевидно, что при нахождении ярусной энтропии по формуле (2) уменьшение размера окна в итоге приведет к ситуации единичных значений RR-интервалов или их полного отсутствия. Вероятность встречи более одного события в рамках окна стремится к нулю. При этом в формуле (2) $\Gamma \rightarrow n_i'$. В противном случае, с увеличением размера окна растет неоднозначность зависимости $I'(f)$: одинаковым значениям f , встречающимся в разных местах на гистограмме ДРС, соответствуют несколько различных значений ярусной энтропии I' (рисунок 3). Проявляется дополнительная информация, непосредственно связанная с неравномерностью заполнения ярусов.

Таблица 1 - Сравнение моментов нормального распределения для гистограмм ДРС и оконной энтропии ДРС для четырех различных электрокардиограмм. Значения в столбцах слева соответствуют гистограмме ДРС, справа — оконной энтропии ДРС. Первая строка соответствует гистограмме на рисунке 2.

№	<RR>, мс		σ , мс		A		E	
1	688	676	76	53	1.14	0.86	3.40	1.32
2	849	846	52	34	3.07	0.21	38.92	-0.26
3	876	882	62	36	-2.10	-0.17	21.30	0.71
4	922	924	66	43	0.15	-0.34	1.34	0.76

Чем больше неравномерность заполнения яруса j , тем меньше окажется энтропия этого яруса при постоянных t и n_j (см. формулу 2). Это объясняет экспоненциальный рост площади гистограммы соответственно с линейным уменьшением размеров окна.

Выводы

1. Формы гистограммы ДРС молодого здорового человека и соответствующей энтропийной гистограммы качественно одинаковы и указывают на нормальный закон распределения. При росте объема выборки при $n > 1500$ площадь под гистограммой распределения ДРС практически перестает изменяться, а под энтропийной гистограммой продолжает медленно и замедленно расти с сильной вариативностью ярусных значений энтропии.

2. При увеличении количества столбцов до предельно максимального значения, равного отношению вариационного размаха на ДРС к шагу дискретизации, на гистограмме оконно-ярусной энтропии начинает превалировать качественный признак ДРС, связанный с неравномерностью заполнения ярусов по их длине.

3. Различие в подходах при определении энтропии I^* ДРС и суммарной оконно-ярусной энтропии I' позволяет сделать вывод о различии информационной нагрузки данных параметров. Предполагается возрастание роли оконно-ярусной энтропии при росте объема выборки, так как она позволяет фиксировать установившиеся в различное время состояния с меньшей энтропией и реализовывать их на гистограмме относительно меньшими высотами отдельных столбцов.

Библиографический список

1. Мун Ф. Хаотические колебания. Вводный курс для научных сотрудников и инженеров. – М. : Мир. 1990. – 312 с.
2. Вентцель Е. С. Теория вероятностей: учеб. для вузов. М.: Высш. шк. 1999. 576 с.
3. Кузнецов А. А. Количество информации и энтропия ярусной диаграммы ритма сердца // Информационно-управляющие системы. 2010. № 4. С. 57 – 62.
4. Кузнецов А. А. Структурно-топологический анализ диаграмм электрокардиосигналов // Успехи современной радиоэлектроники. 2010. № 1. С. 27 – 43.
5. Кузнецов А. А. Энтропия ритма сердца: монография. – Владимир: Изд-во Владим. гос. ун-та. 2009. – 172 с.
6. Бриллюэн Л. Наука и теория информации. – М.: Физматгиз. 1960. 392 с.

USE OF THERMODYNAMIC APPROACH TO HEART RHYTHM DIAGRAMS ENTROPY CALCULATION

Gumennyy V.G., Kuznetsov A.A., Shmig A.A

Vladimir State University

sairus47@gmail.com, artemi-k@mail.ru, andrewshmig@gmail.com

To the heart rhythm diagram the physical thermodynamic model with allocation of its topological structure is applied. With reference to this model the formula of information entropy calculation and a technique of entropy histograms construction on settlement storey entropy values are offered. The received results allow qualitatively and quantitatively compare histograms: heart rhythm diagrams and appropriate window storey entropy.

КНИГА I ◆ BOOK I — АВТОРСКИЙ УКАЗАТЕЛЬ ◆ AUTHOR INDEX

Antakov M.A.	164, 203	Кручинин П.А.	158	Светлик М.В.	75
Burnaevsky I.S.	203	Кручинина А.П.	158	Северин А.Е.	55, 158
Miškinis P.	156		84, 91,	Седунова И.Н.	70
Niemann H.	35		196, 206,	Селивёрстов А.А.	118
Tereshchenko S.A.	203	Кузнецов А.А.	231, 235,	Скавронский С.В.	120
Wheeler B.C.	247		239, 244,	Скуридин В.С.	57
Zeissler V.	35		265, 268	Скибина О.Г.	81
Агаджанян Н.А.	33	Куликов Д.А.	228	Смирнов А.А.	190
Адаменко А.Н.	120	Лапитан Д.Г.	215, 228	Смирнова О.Н.	190
Аллатов А.В.	168	Лищук В.А.	61	Солдаткина Ф.И.	81
Аль Салем С.	257	Любимов Б.Я.	50	Спиридов И.Н.	42, 136, 184
Аль-Хайдри В.А.	175, 182	Любовцев В.В.	219	Стасюк Е.С.	57
Анохин М.И.	67	Максимова Е.О.	179	Стрелков Н.О.	208
Архипов Е.А.	257	Малахов Н.Б.	131, 137	Султанов Е.С.	149
Барышников В.Ю.	115, 129	Маркова Е.С.	38	Сумин С.А.	107
Баумане Л.Х.	120	Маштаков А.В.	129	Таранов А.А.	136, 184
Бойко И.П.	124	Машенко Н.М.	88	Теплов А.Ю.	140
Буреев А.Ш.	75	Мезенцева Л.В.	249	Терентюк Г.С.	74
Буренков В.Н.	124	Мельник О.В.	162	Терещенко С.А.	179
Варламова Н.В.	57	Митрофанова М.Ю.	168	Теряева Н.Б.	
Винокуров Д.С.	208	Митюшин С.И.	129	Титенок С.А.	179
Волков А.Г.	63	Михайлов Н.Ю.	88, 219	Тихомирова И.А.	224
Воробьева О.М.	107	Набродов П.А.	190	Торпуджан И.С.	88
Гаврилов В.М.	100, 187	Нестеров Е.А.	57	Торшин В.И.	140
Газизова Д.Ш.	61	Никитин О.Р.	187, 257	Ульянова Е.В.	262
Гаркави Л.Х.	88	Новиков И.А.	252	Усов Н.А.	50
Голев Г.Д.	115, 129	Новикова Я.С.	102	Фадин В.С.	129
Гришин К.Н.	77	Одаленко А.Н.		Фархутдинов А.М.	140
Гришин С.Н.	140	Озерова М.И.	252	Фёдоров В.Ф.	45
Гудошников С.А.	50	Осякова А.О.	224	Федотов А.А.	171
Гуменный В.Г.	265, 268	Пермяков С.А.	124, 231,	Фридман В.Л.	81
Гуськова Н.К.	88		235	Фургалев Г.О.	88
Дегтерева М.И.	38	Петров Е.П.	211	Хайруллин Р.М.	74
Дементьев В.К.	187	Петухов В.И.	120	Харина Н.Л.	211
Долженков С.Д.	107	Плетенёв А.Н.	179	Хдрян А.А.	200
Дорофеев К.В.	75	Полушин П.А.	262	Хенман Г. М.	184
Жаков С.В.	70	Попов С.В.	96	Хлипавка Н.А.	190
Жигалов И.Е.	252	Проскуряков А.В.	63	Холмогорова Н.В.	158
Жукова Г.В.	88	Пугачев А.И.	129	Цветкова И.Н.	115, 129
Земляков И.Ю.	75	Путято Т.Г.	67	Цуканова М.Н.	192
Золотухина Ю.И.	77	Раскачнов Г.А.	219	Цыганова Н.А.	74
Ильин А.И.	109	Ратова А.В.	215	Чепенко В.В.	84, 111
Исаков Р.В.	111, 175	Ржаникова Е.Д.	211	Чернова И.В.	107
	182	Рогаткин А.Д.	228	Чинёнова О.А.	100
Казаков В.А.	57	Рогаткин Д.А.	215, 228	Чуев А.С.	192
Калабин А.Л.	257	Рогов А.С.	57	Шашков А.В.	192
Калакутский Л.И.	171	Розанов А.Е.	55	Шевчик Е.А..	215
Каторгина Г.И.	124	Розанов В.В.		Шикульская О.М.	77
Кирюхин А.В.	168	Романова М.А.	120	Шмиг А.А	265, 268
Козюра А.В.	152	Рыбникова Е.И.	96	Шувалов П.Л.	162
Колпаков А.В.	136, 184	Садкин В.Л.	57	Шушкевич Н.И.	120
Коновалов О.Н.	249	Сазонова С.И.	57	Шербатюк Т.Г.	102
Крамм М.Н.	208	Сазыкина Л.В.	61	Шуков А.Н.	120
Кривченко З.Т.	144	Самойленко А.П.	63	Яскин Е.Г.	124

КНИГА II ◆ BOOK II — АВТОРСКИЙ УКАЗАТЕЛЬ ◆ AUTHOR INDEX

El-Zoghbi R.A.	220	Кириллов А.В.	99	Пятницкий А.М.	108
Kulikov Y.	126	Китчэр Э.	213	Рагузин П.С.	273
Loeffler A.	126	Клименко Н.С.	135	Рамадхани Раджабу	228
Lyavinskova E.	126	Кодин А.В.	65, 96	Рахманина А.А.	201
Sorg B.S.	205	Кожевников Е.С.	102,	Романов В.В.	91
Агафонов М.И.	206	Комушкин Д.А.	138	Романов О.В.	67
Аксенова Ю.Ю.	118	Конорев Н.Н.	167	Руфицкий М.В.	216
Аль-Джабери Р.Х	176	Конышева Е. Г.	56	Самойлов А.Г.	210, 212
Альджарадат М.М.	223	Кореневская С.Н.	167	Самойлов Д.С.	292
Аль-Хулейди Н.А.	173	Кореневский Н.А.	194	Самородов А.В.	298
Амоя К.	166	Коренной Ф.И.	144	Селищев С. В.	56
Артюхова О.А	111, 124, 135, 183	Короткиева Н.Г.	113	Семенов Ю.Н.	142
Ассанович Б.А.	237	Коцарь А.Г.	167	Серегин С.П.	167
Бабич М.В.	152	Крамм М.Н.	196	Сидоренко А.А.	210, 212
Бадван А.	176	Крицкова А.Н.	148	Синицин Д.В.	225
Баханович Д.А.	196	Крупчанников Р.А.	194	Ситкович Т.А.	237
Беляев Л.В.	77	Крылов А.В.	99	Спажакин Ю.Г.	252
Бобе А.С.	248	Кубланов В.С.	152, 160	Стародубцева Л.В.	194
Бойко И.П.	104	Кузьминова Т.А.	65	Стрелков Н.О.	196
Борисов В.И.	160	Куликов Н. И.	54	Струнин Р.М.	288
Бочаров Д.А.	242	Куприянов А. Д.	54	Сушкова Л.Т.	166
Брагинский М.Я.	42	Куц Л.В.	131	Сысков А.М.	160
Брумштейн Ю.М.	118, 262	Лаврентьева Ю.Э.	169	Толпекин В. Е.	45, 59
Буравлев В.В.	261	Латышева Е.Ю.	242	Томак К.С.	300
Буренков В.Н.	104	Левин Е.К.	273	Томакова Р.А.	178
Бурыкин Ю.Г.	42	Леус А.В.	232	Травова Е.С.	118
Валеев Н.М.	96	Логинов С.И.	42, 85	Трефилов М.А.	83
Валюк Я.О.	124	Мавзютов А.А.	236	Тышкевич Д.С.	42
Васильева С.А.	157	Магрупов Т.М.	157	Федотов О.В.	99
Вдовина Е.С.	262	Магрупова М.Т.	157	Филатов И. А.	56
Винокуров Д.С.	196	Мальгичев В. Н.	56	Филимонов В.Н.	99
Волков И.И.	185	Мамаев И.М.	99	Филист С.А.	178
Галкин А.П.	176, 223	Матюха В.А.	225	Хаустов А. И.,	59
Гуленкин В.М.	144	Мачалов В.А.	65	Холмова М.А.	183
Дарахма Ислам	223	Медовый В.С.	108	Хосейн М.	96
Долженков С.Д.	167	Мелешко В.В.	91	Шарова О.И.	206
Егоров С.А.	49	Миклашевич А.М.	237	Шаталова О.В.	185
Ефремов М.А.	185	Моисеева Т.В.	261	Шаханов М.И.	293
Жданов А.В.	33, 70, 83	Морозов В.В.	38	Шашкин И. Н.	59
Жиденко М. В.	268	Насер А.А.	178, 194	Шикульская О.М.	189, 201
Золотов А.Н.	216	Невзоров А. М.	56	Штых Д.В.	51
Золотухина Ю.И.	201	Неживая Ю.Н.	118	Шумаков Д. В.	59
Иванова М.В.	262	Новиков А.В.	167	Юречко И.А.	189
Иванова Н.Л.	96	Новикова Е.А.	51	Юречко М.А.	189
Исаков Р.В.	166, 288	Новикова Ю.А.	70	Яскин Е.Г.	104
Истомина Т.В.	131	Обади Х.М.	176		
Иткин Г. П.	56	Омарбеков М.М.	277		
Июгина Ю.В.	245	Омельченко В.П.	113		
Калико-Шулиш О.В.	152	Пермяков С.А.	104		
Касаткин С.В.	271	Петров С.В.	167		
Каторгина Г.И.	104	Петрук В.И.	280		
Кашапова Л.Х.	242	Полушин П.А.	225		
Кинтюхин А.С.	85	Праведникова Н.В.	167		
		Прояев П.О.	284		
		Путрик М.Б.	169		

КНИГА III ◆ BOOK III — АВТОРСКИЙ УКАЗАТЕЛЬ ◆ AUTHOR INDEX

Feller K.H.	311	Исаков Р.В.	130, 136, 175	Поляков Ю.С.	101
Nguyen Quoc Tai	118, 121	Калакутский Л.И.	296	Попов Н.С.,	227
Vu Van Son	118, 121	Капаруллина Е.Н.	85	Попова Е.С.	138
Аксенова Ю.Ю.	112	Катков К.В.	148	Потрахов Е.Н.	33
Аль-Мабрук М.А.	296	Кирюхин А.В.	70	Потрахов Н.Н.	33
Аль-Саиди С.	123, 129	Кисляков А.Н.	151, 250, 265	Ракутъ И.В.	55
Ананченко В.Н.	70	Китова А.Е.	162	Решетилов А.Н.	89, 148
Анцыгин И.Н.	294	Клемин В.А.	89	Розанов В.В.	88, 230
Афанасьев А.В.	77	Клемина А.В.	215	Романова М.А.	307
Афанасьева О.А.	82	Койкова Т.И.,	215	Рубай Д. В.	179
Бабушкин А.М.	289	Колесник Г.П.	275	Рыбаков С.С.	143
Багма Д.Н.	287	Колесов В.В.	218, 279	Садовский И.Н.	170, 188, 190
Бастиров В.В.	294	Колесов С.Н.	89	Сазонов Д.С.	170
Бастикова Н.С.	294	Константинова М.А	77, 82	Самойлов С.А.	52
Батин А.С.	167	Кореневская С.Н.	268	Сапитонова Т.Н.	256
Батоцыренова Т.Е.	230, 236	Коровина О.С.	256	Святенко А.В.	227
Бахтинов П.И.	85	Кувичкина Т.Н.,	136	Северин А.Е.	45, 230
Бельчихина А.В.	246	Кузнецов А.А.	148	Седунова И.Н.	294
Бернюков А.К.	305	Куликова О.К.	182, 232	Селиверстов А.А.	48, 151
Бойко Б.Н.	210	Лащин А.Е.	42	Семашко Т.В.	89
Бойчак Д.В.	33	Леммле Д.В.	91	Скакунова А.А.	285
Болицкая Н.В.	33	Лещев И.А.	125	Смирнов В.Ю.	204
Брумштейн Ю.М.	112	Лисецкая С.Ю.	242	Смирнов М.В.	250
Буренков В.Н.	242, 265, 271	Литвин А.В.	142	Спиридов И.Н.	94
Васильев А.Ю.	33	Малинин В.С.	70	Сушкина Л.Т.	130, 268, 307
Вдовин В.А	36	Матвейчук И.В.	74	Сысоев Н.Н.	45
Волкова Е.И	236	Мещерина Н.Н.	45	Таннинг Ж. Ф.	250
Воловик М.Г.	77, 82	Мильман И. И.	112	Тарасов С.П.	155
Волощенко А.П.	155	Минц Е.Ф.	106	Тимашев С.Ф.	101
Герасимов С.А.	179	Михайлова Р.В.	275	Труляев В. С.	279
Герасимова О.В.	48, 151	Молчков Е.В.	89	Урумбаева О.Б.	112
Глотов В.А.	37	Моногаров О.И.	85	Фадин В.С.	130
Готовский М.Ю.	254	Московченко П.А.	277	Фролова Т.Н.	61
Градов О.В.	63	Мочула А.В.	140	Харьков С.В.	256
Громов А. О.	218	Мочула О.В.	68	Хохлов К.О.	106
Грунская Л.В.	167	Музыка О.А.	68	Чепенко В.В.	175
Демин И.Ю.	215	Муравина Н.Л.	224	Черных В.Я.	210
Дёмин С.А.	101	Муравьев А.В.	77, 82	Чижов А.Я.	207
Джура С.Г.	298	Нанчикеева М.Л.	36	Чирков К.В.	145
Долгов Г.Ф.	61, 111, 138, 142		250	Чистова М.В.	210
Долженков С.Д.,	256		48, 123, 129,	Чубаров В.В.	45
Доронина Н.В.	148	Никитин О.Р.	151, 199, 202	Шахнин В.А.	277
Дудорова М.В.	246		238	Швецов Г.А.	259
Думская Н.С.	210	Никифоров И.А.	77, 82	Шень М. В.	106
Ермаков А.В.	125	Нотченко А.В.	63	Широбоков А.В.	242, 271
Ермакова И.В.	179	Оленев Е.А.	140, 287	Штадельманн Ж.В.	94
Ершов А.И.	242, 271	Орлов И.Я.	77, 82	Шугайло В.В.	98
Ефимов В.А.	160	Осинина Н.В.	145	Шулятьев А.А.	195
Закарая М.Г.	250, 265	Осокин И.О.	202	Шутеев С.В.	45
Закиров А.А.	160,	Панищев О.Ю.	101	Яваева И.С.	112
Земляков И.Ю.	68,	Пасечник А.С.	123	Яковлев В.В.	48, 123, 151
Иванов С.В.3	230	Пашинов Е.В.	188	Яковлев С.В.	199
Исакевич В.В.	167	Певзнер А.А.	36	Яскин Е.Г.	271
Исакевич Д.В.	167	Плеханов А.А.	313	Яшина Н.К.	286
		Полушин П.А.	125		
		Поляков И.С.	238		

УЧАСТНИКИ КОНФЕРЕНЦИИ — ♦ — CONFERENCE PARTICIPANTS

Friedrich-Alexander University of Erlangen-Nuremberg, Germany

Le Quy Don Technical University, Vietnam

University of Applied Sciences Jena, Germany

University of Genoa, Italy

University of Florida, USA

Vilnius Gediminas Technical University, Lithuania

Астраханский государственный университет, г. Астрахань

Воронежская государственная медицинская академия им. Н.Н.Бурденко, г. Воронеж

Владимирский государственный университет им. А.Г. и Н.Г. Столетовых, г. Владимир

Владимирское региональное отделение Петровской академии наук и искусств, г. Владимир

Всероссийский научно-исследовательский и испытательный институт медицинской техники, г. Москва

Вятский государственный университет, г. Киров

Городская клиническая поликлиника №1, г. Владимир

Городская клиническая поликлиника №4, г. Воронеж

Городская клиническая больница скорой медицинской помощи, г. Владимир

Городская больница №6, г. Владимир

Городская больница №1, г. Муром

Российский государственный университет физической культуры, спорта, молодежи и туризма, Москва

Государственный университет учебно-научно-производственный комплекс, г. Орел

Донской государственный технический университет, г. Ростова-на-Дону

Донецкий национальный технический университет, г. Донецк

Забайкальский государственный университет, г. Чита

ЗАО «БИОМ», г. Бийск

ЗАО «Медицинские компьютерные системы»

ЗАО «Уралдент», г. Екатеринбург

ЗАО «ЭЛЕКТОН», г. Владимир

Институт биологического приборостроения Российской академии наук, г. Пущино

Институт биохимии и физиологии микроорганизмов им. Г.К. Скрябина РАН

Ивановская государственная медицинская академия

Институт земного магнетизма, ионосферы и распространения радиоволн им. Н.В. Пушкова РАН

Институт космических исследований Российской Академии Наук, г. Москва

Институт микробиологии Национальной академии наук Беларусь, г. Минск

Институт проблем лазерных и информационных технологий РАН, г. Шатура

Институт прикладной физики Российской Академии Наук, г. Нижний Новгород

Институт радиотехники и электроники им. В.А. Котельникова Российской Академии Наук, г. Москва

Институт физики металлов Уральского отделения РАН, г. Екатеринбург

Казанский государственный медицинский университет, г. Казань

Казанский национальный исследовательский технологический университет, г. Казань

Казанский (Приволжский) федеральный университет, г. Казань

Лаборатория нейронной структуры мозга НИИ мозга РАМН, г. Москва

Московский авиационный институт, г. Москва

Московский государственный медико-стоматологический университет, г. Москва

Московский государственный университет пищевых производств, г. Москва

Московский государственный университет имени М.В.Ломоносова, г. Москва

Медицинский информационно-аналитический центр Департамента здравоохранения Администрации Владимирской области, г. Владимир

Национальный исследовательский университет «МИЭТ»/National Research University «MIET»

Московский областной научно-исследовательский клинический институт им. М.Ф. Владимирского

Медико-санитарная часть МВД России по Владимирской области

Московский технический университет связи и информатики, г. Москва

Научно-исследовательский институт неотложной детской хирургии и травматологии

Научно-исследовательский институт кардиологии Сибирского отделения РАМН, г. Томск

НИИ нормальной физиологии имени П.К.Анохина РАМН

Московского государственного технического университета имени Н.Э.Баумана, г. Москва

Национальный технический университет Украины Киевский политехнический институт, г. Киев

УЧАСТНИКИ КОНФЕРЕНЦИИ — ♦ — CONFERENCE PARTICIPANTS

Научный центр сердечно-сосудистой хирургии им. Бакулева РАН, г. Москва
Научно-исследовательский радиофизический институт, г. Нижний Новгород
Национальный исследовательский Томский политехнический университет, г. Томск
Национальный исследовательский университет Московский энергетический институт, г. Москва
Научно-исследовательский и учебно-методический центр биомедицинских технологий, г. Москва
Научно-исследовательский физико-химический институт им. Л.Я. Карпова
Нижегородский государственный лингвистический университет им. Добролюбова г. Нижний Новгород
Нижегородская государственная медицинская академия, г. Нижний Новгород
Нижегородский государственный университет им. Н.И. Лобачевского, г. Нижний Новгород
Нижегородский научно-исследовательский институт травматологии и ортопедии, Нижний Новгород
НП научно-образовательный Центр высоких биомедицинских технологий, г. Москва
Областная клиническая больница, г. Владимир
ООО «Бизнессофтсервис», г. Владимир
ООО «Диагностика +»
Пензенская государственная технологическая академия, г. Пенза
Проблемная комиссия «Медицинская кибернетика и информатика»
Рязанский государственный радиотехнический университет, г. Рязань
Ростовский государственный медицинский университет, г. Ростов-на-Дону
Ростовский научно-исследовательский онкологический институт, . Ростов-на-Дону
Российский Университет дружбы народов, г. Москва
Саратовский государственный университет им. Н.Г. Чернышевского, г. Саратов
Самарский государственный аэрокосмический университет имени академика С.П. Королева, г. Самара
Санкт-Петербургский государственный электротехнический университет, г. Санкт- Петербург
Смоленская государственная медицинская академия Минздравсоцразвития Российской Федерации
Сибирский государственный медицинский университет, г. Томск
Сургутский государственный университет Ханты-Мансийского автономного округа - Югры, г. Сургут
Ставропольский государственный университет, г. Ставрополь
Тамбовский государственный технический университет, г. Тамбов
Ташкентский государственный технический университет, г. Ташкент
Тверской государственный технический университет, г. Тверь
Таганрогский государственный педагогический институт имени А.П. Чехова, г. Таганрог
Таганрогский технологический институт Южного федерального университета, г. Таганрог
Технологический институт федерального государственного образовательного учреждения высшего профессионального образования Южный федеральный университет, г. Таганрог
Творческий коллектив по исследованию фундам-х проблем естествознания, г.Владимир
Университетская детская клиническая больница Первого московского государственного медицинского университета, г. Москва
Ульяновский государственный университет, г. Ульяновск
Гродненский государственный университет им. Я. Купалы, г. Гродно, Украина
Управление Роспотребнадзора по Владимирской области
Уральский федеральный университет имени первого Президента России Б.Н.Ельцина, г. Екатеринбург
Федеральный научный центр трансплантологии и искусственных органов имени академика В.И. Шумакова» Министерства здравоохранения и социального развития Российской Федерации, г. Москва
Федеральный центр охраны здоровья животных (ФГУ «ВНИИЗЖ»), г. Владимир
Центр интеллектуальных медицинских систем «ИМЕДИС»
Центральная городская больница, г. Ковров
Центральная районная больница, г. Петушки
Центральная районная больница, г. Гусь-Хрустальный
Чебоксарский республиканский центр восстановительной медицины и реабилитации, г. Чебоксары
Юго-Западный государственный университет, г. Курск
Южный научный центр РАН
Ярославский государственный педагогический университет им. К.Д.Ушинского, г. Ярославль

Научное издание
Физика и радиоэлектроника в медицине и экологии
Труды 10-й международной научной конференции «ФРЭМЭ'2012» с
элементами научной молодежной школы
Владимир, 27 июня - 29 июля 2012 г.

Под общей редакцией д.т.н., проф. Л.Т. Сушковой

Печатается в авторской редакции

Компьютерная верстка Фадин В.С., Константина М.А.

Заказ №____ от _____
Бумага офсетная 65 г. Гарнитура Таймс.
Тираж 150 экз.

ООО «Александровская городская типография»
г. Александров, Красный пер., 13
Тел.: (49244)2-55-63, 2-37-76