

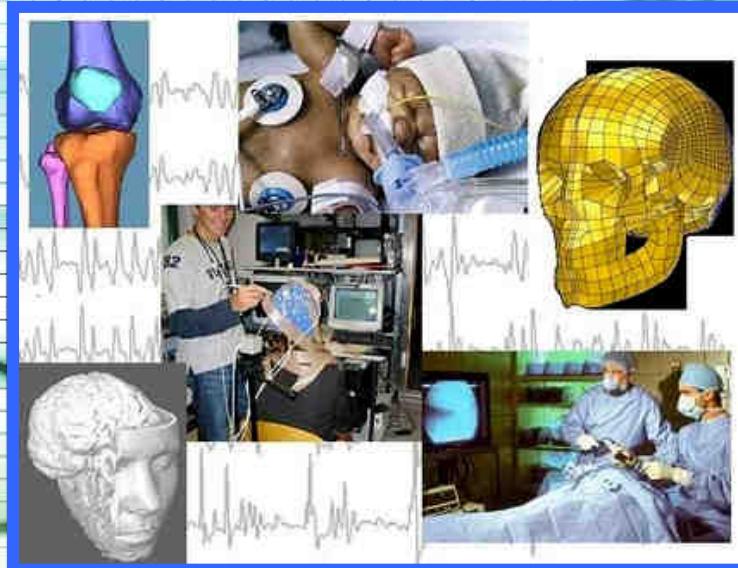
27-29 июня 2012 г

◆
June, 27-29, 2012

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

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

ТРУДЫ ◆ PROCEEDINGS
КНИГА II ◆ BOOK II



**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 RADIODEVICE IN
MEDICINE AND ECOLOGY»**
with elements Scientific Youth School
PREME'2012
JUNE, 27-29, 2012

**ТРУДЫ ♦ PROCEEDINGS
КНИГА II ♦ BOOK II**



**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 2. – 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 рефлексодиагностики в системах принятий решений при остром коронарном синдроме	
Долженков С.Д., Сумин С.А., Воробьева О.М., Чернова И.В.	
The role of refleksodiagnostiki 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 in vitro 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 внутривостного 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

СЕКЦИЯ 3

БИОМЕХАНИКА, ПРОБЛЕМЫ КОРРЕКЦИИ И ЛЕЧЕНИЯ ОПОРНО-ДВИГАТЕЛЬНОГО АППАРАТА

СОВРЕМЕННЫЕ ПОДХОДЫ К ПОСТРОЕНИЮ ПРОТЕЗОВ ВЕРХНИХ КОНЕЧНОСТЕЙ

Жданов А.В.

Владимирский государственный университет имени Александра Григорьевича и Николая Григорьевича Столетовых

Современный уровень технического развития электромеханических приводов предполагает широкое внедрение микропроцессорной техники, а также совершенствование как механической, так и электрической частей автоматизированных систем приводов. Эта тенденция нашла свое воплощение в новом научном направлении — *мехатронике*, учитывающей взаимное проникновение механики, электротехники и электроники с целью качественного улучшения систем вооружения.

Появление мехатроники как нового перспективного направления в технике явилось естественным шагом в реализации концепции синтеза передовых технологий микроэлектроники и электромеханики. Мехатронные приводы (МТП), совмещая в себе силовые узлы — мехатронные исполнительные устройства и микропроцессорные компоненты системы управления (СУ), обладают качественно новыми характеристиками.

Непосредственным результатом такого совмещения является значительное снижение массы и размеров электронных схем, что позволяет встраивать СУ прямо в корпус исполнительного устройства. Размещение СУ в исполнительном устройстве стало возможным не только благодаря высокой интеграции ее функциональных элементов, но и за счет существенного повышения их надежности и стойкости к воздействиям среды. Следует иметь в виду, что по сравнению с условиями, в которых обычно работают электронные устройства, условия работы исполнительных органов намного жестче: широкий температурный диапазон, влажность, вибрационные и ударные нагрузки, магнитные и электрические поля, агрессивные среды и т.п.

Еще одним важным моментом является значительное упрощение сборки и монтажа устройства благодаря высокой встраиваемости его элементов, причем не только электронных компонентов, размещенных на твердотельных интегральных схемах, но и силовых узлов — электрических машин и механических передач.

Разработка электромеханических систем вооружения — сложная техническая задача, на решение которой накладываются многочисленные взаимоисключающие друг друга, требования к динамическим и статическим характеристикам, энергопотреблению, длительности непрерывной работы, массе, габаритам, особенностям компоновки, стоимости и многим другим параметрам.

Принципиально новые условия для разработки таких систем вооружения складываются в настоящее время. Во-первых, применение редкоземельных магнитов позволяет создавать относительно простые по конструкции, механически прочные, бесконтактные, малоинерционные, энергетически эффективные, имеющие высокий КПД электродвигатели постоянного тока. Во-вторых, появление новых типов планетарных винтовых механизмов позволяет создавать электромеханические приводы, по габаритам и динамическим характеристикам не уступающие гидро- и пневмоприводам. Эти два фактора способствовали рождению новой концепции в проектировании электромеханического привода — созданию *электромеханического модуля* (ЭММ), представляющего собой целостную конструкцию на базе бесконтактного моментного привода (БМП), в полый ротор которого встроен планетарный винтовой или роликовинтовой механизм. ЭММ

допускает встраивание в корпус микропроцессорной системы управления, образуя единое мехатронное устройство.

Поскольку свойства МТП зависят от входящих в его состав исполнительных элементов, остановимся подробнее на их устройстве и особенностях.

Бесконтактный моментный привод содержит три основных элемента: синхронную машину с постоянными магнитами, датчик (углового) положения ротора (ДПР) и электронное усилительно-преобразовательное устройство.

Синхронная машина представляет собой бесконтактный моментный двигатель обращенной конструкции (с размещением магнитов на роторе) и двух- или трехфазной обмоткой якоря на статоре. СМ может работать в режимах синхронного, шагового и вентильного двигателей с непрерывным и дискретным способами управления. Моментный двигатель серии ДБМ имеет плоскую встраиваемую конструкцию. Ротор ДБМ содержит тангенциально намагниченные постоянные магниты из самарий-кобальтового сплава КС-37А, установленные между полюсами из электротехнической стали. Датчик положения ротора управляет фазными токами для обеспечения правильной коммутации фаз. В качестве ДПР для БМП могут применяться индуктивные датчики (редуктосины), магнитно-чувствительные датчики на элементах Холла, фотоэлектрические датчики. ДПР также имеет встраиваемую конструкцию и устанавливается на одном валу с электродвигателем. Усилительно-преобразовательное устройство управляет коммутацией фазных токов с помощью тиристорных силовых ключей. В БМП комплексно реализованы принципы бесконтактности, встраиваемости, программируемости параметров, многофункциональности и разнообразия условий эксплуатации.

Бесконтактность (отсутствие щеточно-коллекторного узла) БМП обеспечивается применением бесконтактных электрических машин, бесконтактных ДПР и бесконтактных (опто- или магнитоэлектрических) концевых выключателей. Бесконтактность не только уменьшает массу и габариты, но и повышает КПД за счет экономии электроэнергии, которая тратится в обмотке возбуждения, снижает уровень радиопомех при управлении синхронной машиной. Такие электродвигатели позволяют получить высокие регулировочные характеристики (как у двигателей постоянного тока независимого возбуждения), а при наличии дополнительной обмотки возбуждения — обратную связь по скорости, обеспечивая хорошие демпфирующие свойства при применении БМП в составе следящей системы.

Моментность (тихоходность) БМП означает, что его конструкция оптимизирована по критерию максимума отношения пускового момента к массе для режимов вращения с малой скоростью и высоким моментом (т.н. пусковые режимы). Это позволяет уменьшить передаточное отношение механической передачи, а в ряде случаев вообще отказаться от редуктора. Встраиваемость БМП достигается за счет конструктивного исполнения двигателя и ДПР в виде отдельных сборочных узлов статора и полого ротора. Внутреннее отверстие ротора используется для пропуска проводов, волноводов, световодов, установки ДПР или вала редуктора.

Многофункциональность и программируемость БМП позволяет потребителю гибко менять схемы управления и включения его элементов. Потребитель может менять (программировать) характеристику БМП, изменяя как способ соединения обмотки статора, так и тип управления (непрерывный, дискретный, замкнутый (с ДПР) или разомкнутый). Допустимы любые схемы соединения обмотки статора при реверсивном и нереверсивном питании. Базовая схема предусматривает непрерывный способ управления синхронной машиной, нейтральную выставку ДПР, отсутствие запаздывания сигналов в преобразователе координат, усилителях и синхронной машине, последовательное соединение фаз (секций) обмотки статора. Наряду с базовой схемой соединения фаз обмотки применяются также: параллельное включение, раздельное (автономное) питание секций фазы, питание одной секции, соединение фаз общим проводом в звезду. При этом структура и параметрическая перестройка привода может выполняться в процессе эксплуатации, например, микропроцессором, что позволяет реализовать сложные законы движения и нагрузления в автоматическом режиме.

БМП обеспечивает ряд преимуществ по сравнению с традиционными схемами:

- размещение обмотки якоря на статоре упрощает удаление потерь в процессе работы привода, тепловой поток передается непосредственно на корпус, минуя воздушный зазор и подшипники, что способствует повышению срока службы обмоток и подшипников;
- термическая инерционность конструкции позволяет длительно работать с большим перегрузочным моментом. БМП допускает 6...10-кратную перегрузку по моменту и не имеет ограничений на частоту пусков и реверса, форму и частоту тока в обмотке статора.

Ограничивающими факторами являются только предельный ток и перегрев обмоток статора. При соответствующем теплоотводе двигатели могут работать в режиме длительных предельных токов весь свой срок службы;

- устойчивая работа при малых скоростях вращения и наличие полого ротора дает возможность непосредственного соединения выходного звена с валом двигателям, минуя промежуточные механические передачи. Этому способствует и полая конструкция ротора, позволяющая встраивать передачу в ротор;
- более низкий момент инерции на валу двигателя и короткая кинематическая цепь обеспечивают лучшие динамические характеристики при изменении величины и полярности нагрузки;
- высокая удельная мощность и приемлемый вид энергетики для автономных систем (27 В для двухфазных и 18 В — для трехфазных электродвигателей);
- возможность построения высококачественных систем управления с большим диапазоном регулирования, быстродействием и точностью, не уступающим системам с коллекторными двигателями постоянного тока.

Исполнительные механизмы мехатронных устройств. Для обеспечения требуемой скорости выходного перемещения МТП необходим исполнительный механизм с высокими редукцией и КПД и малыми габаритами. В зависимости от конструктивных требований выходное звено может совершать вращательное движение или преобразовывать вращение в поступательное перемещение. Перспективными механическими преобразователями являются планетарные механизмы. Планетарные механизмы с винтовыми звеньями обладают рядом преимуществ по сравнению с обычными зубчатыми, а именно:

- повышение нагрузочной способности за счет, во-первых, передачи мощности несколькими потоками с распределением нагрузки между сателлитами, во-вторых, возрастания суммарной длины линий контакта в винтовых звеньях;
- получение большой редукции в одной ступени, что снижает массу и габариты механизма, обеспечивает высокий суммарный КПД;
- пониженная вибративность в силу плавности винтового зацепления;
- уменьшение нагрузки на корпус и опоры благодаря замыканию сил в планетарном механизме и использованию шевронных зацеплений;
- обеспечение надежного самоторможения в обратном ходе подбором угла наклона винтовых зубьев (при короткой кинематической цепи).

Планетарные механизмы с винтовыми звеньями можно разделить на два класса механизмов: “вращение во вращение”, или планетарные передачи с винтовыми колесами, и “вращение в поступательное перемещение”, или планетарные роликовинтовые механизмы.

Передачи с винтовыми звеньями дают возможность получить различные варианты самотормозящихся планетарных механизмов с высоким КПД прямого хода и обеспечивающие самоторможение привода в различных режимах движения, совмещающие функции механических передач и автоматических тормозных устройств.

Моноблочная конструкция мехатронного устройства в наибольшей степени реализует достоинства БМП и планетарного исполнительного механизма, отличается компактностью, повышенными жесткостью, надежностью и энергоемкостью, более низкой вибративностью, технологична в изготовлении и поддается унификации. Переход к моноблочному принципу построения обеспечивает улучшение контроля и управления приводом, повышенную надежность, в том числе и при отказах отдельных элементов, снижение времени и стоимости подготовки объекта управления к эксплуатации, большую экономию его массы, которая снижается не только уменьшением массы собственно приводов, но и за счет сокращения вспомогательных крепежных узлов и механически стыкуемых блоков. Использование в ЭММ самотормозящихся исполнительных механизмов обеспечивает надежную нейтрализацию последствий отказа блокировочных устройств.

Создание электромеханической СУ из независимых унифицированных модулей имеет следующие преимущества: более высокий технический уровень СУ ввиду применения отработанных технических решений; сокращенные сроки создания опытных образцов электромеханической системы управления, поскольку она собирается из модулей по отработанной технологии; уменьшенные эксплуатационные затраты за счет снижения сроков и затрат на текущий ремонт благодаря наличию однотипных комплектующих изделий.

Проектирование мехатронных исполнительных устройств невозможно без знания кинематических, силовых, динамических, информационных и т.п. закономерностей функционирования его исполнительных элементов. Поэтому основой разработок МТП является научно-исследовательская программа по созданию теории проектирования мехатронных исполнительных устройств систем управления. Перечислим основные направления этой программы:

1. Исследование динамики мехатронных исполнительных устройств систем вооружения.
2. Разработка методов расчета и проектирования новых видов планетарных винтовых исполнительных механизмов.
3. Синтез мехатронных исполнительных устройств систем управления по заданным критериям качества.
4. Моделирование динамики мехатронных устройств со встроенным микропроцессорным управлением в реальном времени, обладающих заданными характеристиками и реализующих алгоритмы компенсации нелинейностей передачи.
5. Создание опытных образцов, проведение экспериментальных исследований и проверка адекватности разработанных моделей, отработка технологии изготовления.

Некоторые пункты этой программы практически решены и результаты реализованы в инженерных методиках, однако большая часть проблем до сих пор остается открытой.

Исследование динамики исполнительных устройств электромеханических систем управления представляется неотъемлемым этапом проектирования современных систем управления, поскольку к последним предъявляются жесткие требования к обеспечению высокого качества заданного закона движения. Одним из наиболее трудно устранимых препятствий к обеспечению заданного качества являются погрешности изготовления и износа и, как следствие, зазор в передаче, нестабильность ее кинематических и статических характеристик. Нестабильность заданного закона выходного перемещения также может быть обусловлена такими факторами, как самоторможение в передаче, пульсации управляющего момента, колебания нагрузки, вызванные нелинейной характеристикой трения, высокой вибродействием привода.

Многообразие задач динамики МТП требует применения различных моделей, адекватных для описания конкретных процессов. Моделирование динамики опирается на современный математический аппарат теории дифференциальных уравнений и уравнений математической физики, теории автоматического управления, гармонического анализа, теории бифуркаций в динамических системах, требует значительных затрат вычислительных ресурсов. Линейные задачи динамики для двухмассовой модели (определение и анализ амплитудно-частотных и фазо-частотных характеристик линеаризованных систем по возмущениям, анализ переходных процессов и т.п.) практически решены. В рамках линейной постановки решена задача проектирования моноблочных рулевых приводов с максимальным быстродействием перекладки рулей и ряд других задач. Малоизученным направлением в линейных задачах является исследование модели с распределенными параметрами, приложимой к изучению вибродействия и определению спектров собственных частот МТП.

Другим интересным и практически важным направлением представляется изучение мехатронных устройств как нелинейных динамических систем. Особенностью данных задач является возникновение режимов с потерей устойчивости и возбуждением автоколебаний. Их решение в практическом смысле подразумевает определение таких режимов, условий их возникновения, построение бифуркационных диаграмм (перестроек режимов в пространстве параметров). Задачи динамики модулей с одной нелинейностью хорошо известны: сухое трение на низких скоростях, кинематический зазор в передаче, передачи с самоторможением. Анализ динамики с указанными нелинейностями показал существование автоколебательных режимов в системе. Их вид меняется в широких пределах: от квазигармонических до релаксационных (пилообразных) и разрывных, при исследовании которых метод гармонической линеаризации оказывается неприменим, поскольку погрешность метода может значительно превышать погрешность возмущения, тем самым существенно искажая качественную картину. Подобное явление наблюдается в конструкциях модуля, когда масса выходного звена значительно меньше массы ведущего звена. Масса нагрузки в данном случае является тем "малым" параметром, который ответственен за возникновение релаксационных колебаний, плохо моделируемых первыми гармониками разложения. Поэтому при исследовании динамики модульных устройств наиболее целесообразно применение численных методов решения систем нелинейных дифференциальных уравнений. В простейших случаях, когда других нелинейностей нет, система допускает "почти" аналитическое решение, поскольку фазовое

пространство может быть разбито на области, в каждой из которых система линейна, а на границах происходит сшивка решений (припасовывание).

Динамика систем с двумя и более нелинейностями гораздо менее изучена. Это связано с тем, что получить аналитическое решение здесь невозможно, а численное исследование до недавнего времени сдерживалось отсутствием как быстродействующих компьютеров, так и программных средств для решения сложных инженерных задач. Здесь наиболее интересной задачей представляется определение таких режимов автоколебаний, в которых “ответственны” две и более нелинейности. Разумеется, необходимо определить также вклад каждой нелинейности в отдельности. Однако, каких-либо препятствий, кроме значительных численных расчетов, здесь не видно и следует ожидать, что скоро будут получены результаты.

Динамика мехатронных устройств подчиняется цифровому (дискретному) управлению. В большинстве случаев это мало меняет качественную картину поведения системы, особенно если шаг дискреты очень мал. Тем не менее, дискретные динамические системы имеют много особенностей, которые не встречаются в аналоговых системах. Поэтому изучение мехатронных устройств под углом динамики нелинейных цифровых автоматических систем давно назрело, — тем более, что модель динамики должна включать в себя датчики и микропроцессорную систему управления, описывать динамику с реализацией алгоритмов микропроцессора в реальном времени.

Разработка методов расчет и проектирования новых видов планетарных винтовых исполнительных механизмов является “традиционным” направлением коллектива, в этом направлении получено очень много глубоких и важных результатов, защищено более 50 авторских свидетельств и патентов. Имеется ясность по структуре, конструктивным принципам, кинематическим и статическим характеристикам и компоновочным решениям планетарных винтовых и роликовинтовых механизмов как поступательного, так и вращательного движений. Многообразие и обилие методов расчета и классификаций различных типов механизмов требует их теоретического обобщения, создания единой классификации и универсальных методов расчета основных характеристик. Это необходимо прежде всего для разработки системы автоматизированного проектирования винтовых исполнительных механизмов. Работа в этом направлении ведется, но еще далека от завершения.

Синтез мехатронных исполнительных устройств систем управления по заданным критериям качества является заключительным этапом проектирования МТП.

Одним из основных требований, предъявляемых к электромеханическим системам управления, является обеспечение заданного режима движения нагрузки при минимальных габаритах исполнительного механизма (силовой части) привода. В автономных системах при ограниченной мощности источника питания важно определить такие оптимальные параметры устройства, которые обеспечивают минимум энергопотребления. Миниатюризация МТП ограничена габаритами электрической машины, поэтому синтез предполагает выбор подходящего по мощности исполнительного двигателя, обеспечивающего требуемые динамические характеристики выходного объекта привода. БМП позволяет добиться существенного снижения габаритов МТП за счет возможности работы с перегрузкой, путем форсирования (увеличением напряжения питания). Таким образом, силовой синтез модуля по минимуму потребляемой энергии предполагает решение следующих взаимосвязанных задач: расчет требуемой мощности и приемистости исполнительного двигателя, выбор его типономинала; определение схемы управления двигателя, необходимости форсирования (отработки перегрузочных режимов), напряжения питания для форсированных режимов, их длительность и тепловой режим; расчет граничных значений допустимого диапазона передаточных функций механизма; расчет оптимального значения кинематической передаточной функции по минимуму потребляемой мощности, определение оптимальной рабочей точки, выбор нужной схемы редуктора.

Силовой синтез базируется на анализе предельных динамических состояний привода и широко применяемого в практике проектирования электроприводов летательных аппаратов. Нами предложена методика силового синтеза, разработана с учетом конструктивных особенностей применяемых передач, а также теплоэнергетических преобразований в вентильных двигателях.

В отличие от синтеза по минимуму потребляемой мощности синтез МТП по определенному критерию качества базируется на знании динамических характеристик проектируемой системы, так как критерии качества, как правило, представляют собой функционалы от выходного движения управляемого объекта. В нашем случае все характеристики выходного движения (перемещение, скорость, ускорение) получаются непосредственно из решения системы дифференциальных уравнений. Синтез МТП с заданным качеством может вестись в трех направлениях:

1. Определение значений конструктивных параметров, минимизирующих функционал качества.
2. Синтез корректирующих устройств СУ, компенсирующих нелинейности, обеспечивая минимум функционала качества.
3. Синтез алгоритмов микропроцессора, реализующих оптимальное управление устройством — экстремаль функционала качества.

Первое направление сравнительно просто и может осуществляться сразу по результатам анализа динамики. Его ограниченность очевидна: параметры, как правило, меняются в узких пределах и изменением параметров — без *вариации* закона выходного движения — достичь минимума функционала качества невозможно.

Второе направление предоставляет значительно больший простор для синтеза оптимальной системы, поскольку корректирующие цепи СУ дают возможность вариации выходного закона в некотором *классе функций*. Этот метод синтеза электромеханических систем управления получил широкое распространение. Однако и здесь есть ограничения. Во-первых, экстремаль функционала качества не всегда является функцией, реализуемой аналоговыми средствами. Как правило, нелинейности механической передачи довольно плохо компенсируются корректирующими устройствами. Во-вторых, цепи коррекции, в свою очередь, могут быть источником ошибок и нелинейностей, что в итоге влияет на качество синтезируемой системы.

Поэтому наиболее перспективным направлением синтеза мехатронных исполнительных устройств является синтез микропроцессорных систем управления. Такие системы могут реализовывать любой, сколь угодно сложный закон управления, тем самым реализуя экстремали функционала качества. Однако это сравнительно новая задача в теории проектирования электромеханических систем управления и далека от решения.

Создание экспериментальных образцов — необходимый шаг проектирования для отработки технологий изготовления, сборки, проверки моделей и их корректировки.

MODERN APPROACHES TO THE CONSTRUCTION OF THE UPPER LIMB GRAFTS

Zhdanov A.V.

Vladimir State University named after A.G. and N.G. Stoletovs

The article presents the current approaches to the construction of upper limb prostheses.



БИОТЕХНИЧЕСКИЕ АСПЕКТЫ ВСПОМОГАТЕЛЬНОГО КРОВООБРАЩЕНИЯ И ИСКУССТВЕННОГО СЕРДЦА

Морозов В.В.

Владимирский государственный университет имени Александра Григорьевича и Николая Григорьевича Столетовых

Сердечно-сосудистые заболевания занимают первое место среди причин смерти. В настоящее время смертность от сердечно-сосудистой патологии стоит на первом месте, превышая смертность от онкологических заболеваний и несчастных случаев. Заболеваемость сердечно-сосудистой патологией среди групп населения до 18 лет составляет 5%, до 60 лет — 22,6%, старше 60 лет — 40%, при этом из них погибает 4%, 57% и 63% соответственно [1,4,5,9]. Только в США более чем 700 тысяч человек умирает каждый год по причине сердечных заболеваний. В США каждый год в около 400 000 случаях ставится диагноз сердечной недостаточности. По данным за последние 5 лет остаются в живых лишь 50% пациентов с данным заболеванием и было посчитано, что 70 000...120 000 данным пациентам могла бы помочь пересадка сердца. Основные показания к пересадке сердца — дилатационная кардиомиопатия и ишемическая болезнь сердца, а главная причина, лимитирующая длительное выживание больных после трансплантации, — это болезнь коронарных артерий пересаженного сердца [2,3,9].

Острый дефицит донорских органов вынуждает все шире применять механические замещающие устройства. Проблема замены жизненно важных органов искусственными являются одной из наиболее актуальных в современной биологии и медицине. Она затрагивает широкий круг

вопросов биологического, медицинского и технического характера, часть которых разрабатывается в эксперименте, а другие уже доведены до клинической практики. В решении данной проблемы выделяют 2 основных направления: (1) постоянная замена естественного органа протезом, полностью имитирующим его функции; (2) временная замена функции на период лечения органа до восстановления его функциональной способности (механический «мост») [8].

Для решения этих задач в течение последних 50 лет создаются различные системы, заменяющие функции живых органов. Стационарные аппараты активно используются в клинической практике, однако они неудобны для пациентов, поскольку ограничивают свободу перемещения и требуют постоянного контроля со стороны обслуживающего персонала [1]. После широких экспериментальных испытаний встал вопрос о разработке автономных систем, которые обеспечивали бы пациенту свободу перемещения, обеспечивали постоянную диагностику системы и не вызывали обширных инфекционных процессов. В настоящее время механический «мост» осуществляют внутриаортальным насосом-баллончиком, экстракорпоральной системой обхода левого желудочка, насосами мембранных или роторного типа, имплантируемыми системами вспомогательного кровообращения (ВК) и искусственного сердца (ИС) [4].

В качестве систем, успешно применяющихся в клинической практике более чем в 50 центрах 12 стран мира, можно отметить системы HeartMate VE (Thermo Cardiosystems Inc., США) и Novacor LVAS (Baxter, США) и др.. В этой связи особо остро стоит вопрос создания отечественных вариантов таких систем для применения их в ведущих кардиологических клиниках РФ (ФНЦ НИИ трансплантологии и искусственных органов МЗ РФ; Центр сердечно-сосудистой хирургии им. Бакулева; Клиника хирургии им. Вишневского; Всероссийский научный центр хирургии и др.) в количествах, удовлетворяющих запросы отечественной медицины. Поскольку стоимость зарубежных систем высока, покупка для большинства медицинских учреждений невозможна. Создание отечественных моделей аппаратов искусственного сердца позволит заполнить имеющийся их дефицит в отечественной медицине.

Системы ИС и ВК являются биотехническими системами длительного действия и целенаправленного поведения. Анализируя зарубежную и отечественную литературу, под понятием систем ВК и ИС следует понимать механическую систему, производящую перемещение крови с целью снижения работы миокарда и /или увеличения его энергоснабжения (рисунок 1). Выбор системы ВК и ИС зависит от тщательного анализа причины, которая привела к необходимости ее применения. Спектр разработанных систем ВК и ИС, достаточно широк и продолжает расти. На сегодняшний день существует большое количество классификаций систем вспомогательного кровообращения, в основу которых заложены самые различные принципы по их использованию. Признаки классификации систем ВК и ИС предложены В.И. Шумаковым [3,4], В.Е. Толпекиным, Н.И. Куликовым [5] и другими отечественными авторами [8,9]. Ряд классификаций описано зарубежными учеными [11-14]. Все системы ВК и ИС можно разделить по типу насоса (мембранный, центрифужный, роликовый), по типу привода (электромеханический, электрогидравлический, электромагнитный, пневматический, комбинированный), автономности, методу подключения (паракорональное, экстракорональное, имплантируемое), типу источника энергии, типу системы управления (аналоговая, цифровая и др.) и т.д. Подробное описание данных классификаций дано в работе [8]. Простая и удобная классификацию систем ВК, применяется сегодня в кардиохирургической клинике [4]:

1. Системы ВК, улучшающие энергоснабжение миокарда.
2. Системы ВК, уменьшающие потребление миокардом кислорода:
 - на основе насосов пульсового типа («Novacor LVAD», «Thoratec VAD», «HeartMate VE-LVAS», «HeartMate IP-LVAS», «Berlin Heart VAD» и др.);
 - на основе насосов аксиального типа («Неморитр», «Jarvic 2000», «Baylor&NASA», «NIMBUS», «VALVO-pumpr» и др.);
 - на основе насосов центрифужного типа («Bioritpr», «Jomed»).
3. Системы ВК, одновременно улучшающие энергоснабжение миокарда и уменьшающие потребление им кислорода.

Классификации систем ИС рассмотрены в научных трудах [9,12], по некоторым признакам они совпадают с классификацией систем ВК.

Наибольший интерес вызывают имплантируемые устройства. В состав системы ВК и ИС в общем случае входят следующие элементы (рисунок 1): (1) имплантируемый блок насоса, состоящий из привода 1а, искусственного желудочка сердца (ИЖС) 1б и камеры воздушного компенсатора 1в; (2) система питания, состоящая из основного 2а и резервного 2б источников питания, а также

системы чрескожной передачи энергии 2 ν ; (3) система управления (СУ) - контроллер. В системе ВК имплантируемый блок соединяется с естественным сердцем с помощью соединительных магистралей: из одного патрубка ИЖС через магистраль кровь выталкивается насосом в естественное сердце через аорту, а поступает в него – через магистраль, соединенную с венозной артерией. Тем самым заменяется функция левого желудочка естественного сердца. В системе ИС имплантируемый блок насоса полностью заменяет естественное сердце (рисунок 1, б).

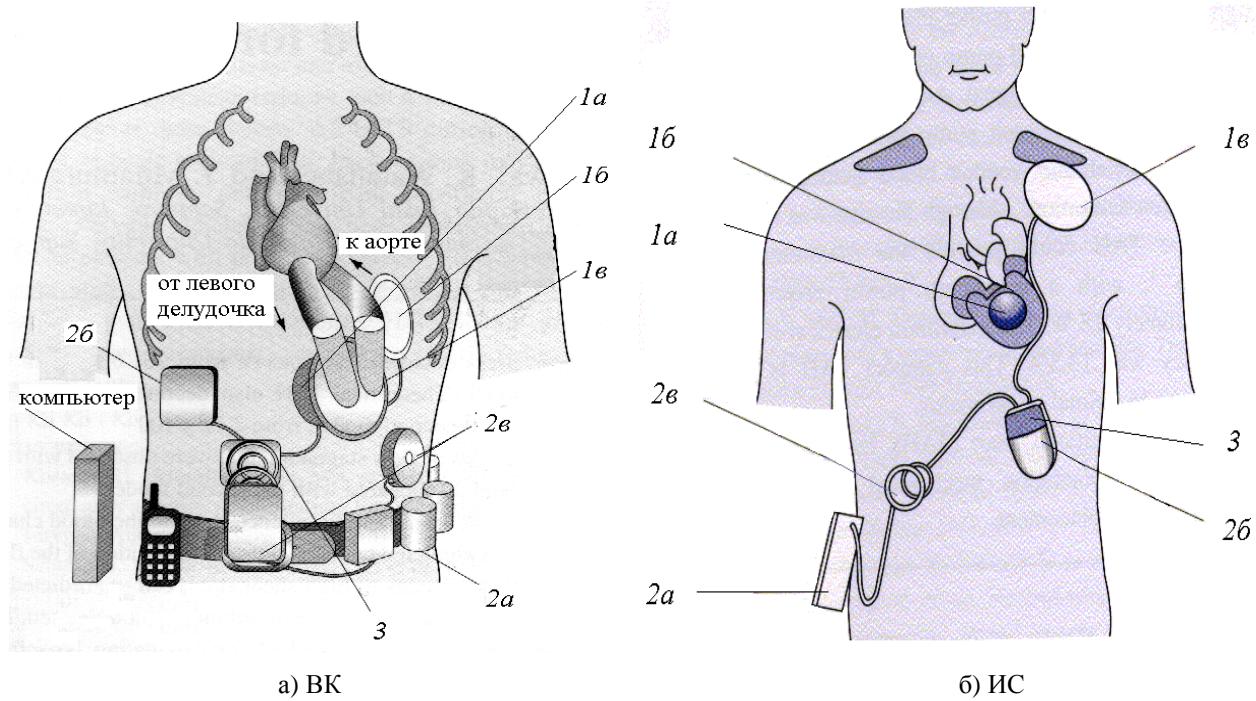


Рисунок 1 - Состав имплантируемых систем

В рассматриваемых системах ВК и ИС ИЖС 1 b и привод 1 a всегда являются имплантируемыми элементами. СУ 3 в ряде систем (электромагнитной Novacor, электромеханической HeartMate VE-LVAS, пневматической HeartMate IP-LVAS, электрогидравлической HeartSaverVAD) является выносной и крепится на пояссе, а в некоторых системах (например, электромеханической ArrowLionHeart и Hokkaido Tokai University) – имплантируемой. Система питания 2 также может быть частично имплантируемой или неимплантируемой. Так в системах ВК (Baylor VAS, ArrowLionHeart) используется система чрескожной передачи энергии 2 ν , когда источники энергии 2 a и 2 b крепятся снаружи, а система катушки и элементы чрескожной передачи энергии (TETS) – внутри организма. В других системах (Novacor, HeartMate) система чрескожной передачи энергии отсутствует, поэтому аккумуляторы 2 a и 2 b закрепляются на пояссе, а передача энергии приводу осуществляется по специальному кабелю. Ряд систем ВК и ИС используют имплантируемые источники энергии, рассчитанные на короткое время эксплуатации [23], для обеспечения работоспособности при выключенном аккумуляторе. В большинстве случаев контроллер системы управления имеет прямой интерфейс с внешним компьютером, который используется для полного диагностирования пациента и механической системы, а также для программирования контроллера.

Создание имплантируемых систем ВК и ИС, позволяющих длительный срок обеспечивать поддержку кровообращения не ухудшая качество жизни пациента и не ограничивая свободу его передвижения, является главной задачей в научных разработках отечественных и зарубежных ученых.

Среди всех существующих систем ВК и ИС *электромеханические системы* – на наш взгляд, наиболее приемлемы для использования в имплантируемых устройствах, поскольку обладают хорошими регулировочными свойствами и высокими динамическими показателями при высокой надежности (вероятность безотказной работы приближается к 1) и большом сроке службы (более 10000 часов непрерывной работы).

Важной проблемой функционирования систем ВК и ИС является создание надежного привода, обеспечивающего непрерывный кровоток. Сердце выбрасывает кровь в сосуды импульсами (порциями) и в норме создает максимальное давление, равное примерно 120 мм рт. ст. Однако в тот момент, когда кровь из сердца не поступает в сосуды, давление там не падает, как правило, ниже 70-80 мм рт. ст. Имеющиеся в организме взрослого человека около 5000 мл крови совершают полный кругооборот примерно за 1 минуту. Если в каком-либо органе возникает потребность в большом количестве крови, она обеспечивается, прежде всего, расширением просвета артериол, открытием большого количества капилляров и только потом – увеличением производительности сердца. Она возрастает за счет увеличения количества крови, выбрасываемой за одно сокращение (ударный объем), а также за счет учащения сокращений.

В терминах технической механики это означает, что выходные элементы привода ВК и ИС должны совершать возвратно-поступательное движение с частотой 1...2 Гц (соответствует пульсу 60...120 ударов в минуту) при усилии на штоке не ниже 100 Н. Каждый цикл состоит из двух фаз – систолы и диастолы: рабочий цикл совершается в fazу систолы, а затем пауза в fazу диастолы. Движение мембран может осуществляться как от одного, так и от двух выходных звеньев. В первом случае к хвостовикам исполнительного механизма крепятся мембранны, совершающие возвратно-поступательное движение, создавая необходимое давление для перекачки крови. Во втором случае оба выходных штока воздействуют на мембранны одновременно через рычажную систему.

Одной из главных проблем в создании имплантируемого устройства ВК и ИС является обеспечение продолжительной, непрерывной работы механической системы в условиях ограниченного теплоотвода. Известно, что для этого необходимо обеспечение КПД привода выше 0,6. Это связано с тем, что полезная мощность при частоте 120 ударов в минуту составляет около 15 Вт, а мощность рассеяния тепла кровотоком – 5 Вт.

Медико-технические требования ставят задачу создания искусственного желудочка для насоса крови со следующими техническими характеристиками: ход мембрани насоса крови – 18...22 мм; объем заполнения насоса крови – 60...80 см³; частота выброса крови из камеры НК – 40...120 мин⁻¹; давление на выходе (артериальное давление) – до 120 мм. рт. ст.; давление на входе (венозное давление) – 10...20 мм рт. ст.; ресурс работы изделия – 10000 ч; насос крови жестко устанавливается на корпусе привода, его диафрагма не имеет точек крепления с толкателем; входной и выходной клапаны насоса крови выбираются из ряда отечественных или зарубежных материалов.

Отдельными проблемами стоит обеспечение гемосовместимости используемых материалов имплантируемых систем и создание искусственных желудочков для насосов крови с заданными гемодинамическими параметрами (минимальной травмой крови, отсутствием тромбообразования и др.) [10].

В данном номере журнала «Биотехносфера» представлены работы отечественных ученых, представляющие различные направления в разработке систем ВК и ИС и известные отечественные научные школы: ФНЦ «ФГУ трансплантологии и искусственных органов имени академика В.И. Шумакова Минздравсоцразвития», НИУ «Московский авиационный институт», Московский государственный институт электронной техники (технический университет), НИИ медицинской техники, ГОУ ВПО «Владимирский государственный университет им. А.Г. и Н.Г. Столетовых», производственных фирм ООО «Донна-М», ООО «Биософт-М».

Проблема создания искусственного сердца является одной из наиболее сложных и многогранных в современной биологии, медицине и технике, и один номер не может вместить результаты современных исследований, проводимых в этой области. Хочется надеяться, что начатое обсуждение на страницах журнала вызовет интерес научной общественности, ученых, специалистов, студентов, магистрантов и аспирантов к данной тематике, и позволит довести изложенные идеи до конкретных практических результатов и внедрения в клинику.

Библиографический список

1. Бокерия Л.А., Шаталов К.В., Свободов А.А.. Системы вспомогательного и заместительного кровообращения. – М.: НЦССХ им. А.Н. Бакулева РАМН, 2000. – 196 с.
2. Искусственное сердце (В.И. Шумаков, И.К. Зимин и др.) / Отв. ред. Б.В. Петровский. – Л: Наука, 1980. – 371 с.
3. Шумаков В.В., Толпекин В.Е., Попов Т.А. Атлас вспомогательного кровообращения. – Алма-Ата: Гылым, 1992. – 208 с.

4. Шумаков В.И., Толпекин В.Е., Шумаков Д.В. Искусственное сердце и вспомогательное кровообращение. – М.: Янус – К, 2003, 376 с.
5. Куликов Н.И., Толпекин В.Е. Вспомогательное кровообращение и основы системного подхода к проектированию имплантируемых технических средств с пульсирующим кровотоком. Москва Издательство МАИ 2009
6. *Okamoto K., Hashimoto T., Mitamura Y.* Design of miniature implantable left ventricular assist device using CAD/CAM technology // Journal of Artificial Organs, 2003, Vol. 6, p.162-167.
7. *Honda, N.* Ultracompact, completely permanent use electromechanical ventricular assist device and total artificial heart / N. Honda [at al.] // Artificial Organs. – 1999. – Vol. 23. – No. 3. – P. 253 – 261. – ISSN 0160-564X.
8. Имплантируемая система вспомогательного кровообращения на базе мехатронных модулей: Монография / В.В. Морозов, А.В. Жданов, Е.А. Новикова, Ю.А. Новикова, А.Б. Костерин. – Владимир: Изд-во ВлГУ, 2006. – 134 с. ISBN 5-89368-721-3.
9. Биотехнические и медико-биологические аспекты разработки имплантируемых систем обхода левого желудочка пульсового типа: Монография / Ганин В.П., Морозов В.В., Жданов А.В. – Владимир: Изд-во ВлГУ, 2007. – 180 с. ISBN 978-5-89368-832-0
10. Морозов В.В., Жданов А.В., Шмыгов Е.И., Проворова Н.С., Новикова Е.А. Синтез искусственных желудочков сердца с заданными гемодинамическими характеристиками: Монография. – Владимир: Изд-во ВлГУ, 2007. – 192 с. (12 п.л) (ISBN 978-5-89368-827-6).
11. Pierce M. Rollerscrew gives beat to artificial heart / Machine Design. – 1989. – Vol. 5. – P. 49–50.
12. Jufer M. A totally implantable electrical heart // The Journal of Heart Transplantation 1985; vol. IV, 5:496-498.
13. *Sasaki T., Takatani S., Shiono M., Sakuma I., Glueck J., Noon G.P. Nose Y., DeBakey M.E.* Development of a totally implantable electromechanical artificial heart systems: Baylor Ventricular Assist System //Artifitital Organs 1992; 16(4):407-413.
14. *Takatani S., Shiono M., Sasaki T., Glueck J., Noon G.P. Nose Y., DeBakey M.E.* Development of a totally implantable electromechanical total artificial heart: Baylor TAH //Artifitital Organs 1992; 16(4):398-406.

BIOTECNICAL ASPECTS OF THE SUBSIDIARY CIRCULATION AND ARTIFICIAL HEART

Morozov V.V.

Vladimir State University named after A.G. and N.G. Stoletovs



УСТРОЙСТВО ДЛЯ ОЦЕНКИ И ТРЕНИРОВКИ СТАБИЛЬНОСТИ УДЕРЖАНИЯ ВЕРХНЕЙ КОНЕЧНОСТИ ЧЕЛОВЕКА

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

Сургутский государственный университет ХМАО Югры

mick17@mail.ru

В настоящее время существует множество методов и средств совершенствования постуральной устойчивости человека, используемых в медико-социальной реабилитации и в области спортивной подготовки (например, нейро-ортопедический комбинезон «ФАЭТОН» и электронный стрелковый тренажер SCATT). Эти устройства обладают широкими возможностями, но имеет также довольно большую стоимость.

В данной работе описывается устройство для тренировки и оценки стабильности удержания конечности человека, которое уместно применять не только в области спортивной подготовки, но и в медико-биологических исследованиях двигательных функций человека [1, 3].

В качестве датчиков микроперемещения объекта (конечности или ствола оружия) были выбраны бесконтактные индуктивные датчики. Несмотря на обилие появившихся на рынке автоматизации ёмкостных, ультразвуковых, лазерных измерителей расстояния, выбор в пользу индуктивных датчиков обусловлен сочетанием таких качеств как высокая надёжность, широкая

номенклатура электрических и конструктивных характеристик и невысокая стоимость. Эти датчики получили достаточное распространение и выпускаются известными фирмами-производителями датчиков: ABB, Datasensor, Siemens и др. Для регистрации индуктивным датчиком микроперемещений ствола оружия требовалось закрепить на нем L-образную пластину из жести таким образом, чтобы ее плоскости были параллельны поверхностям датчиков [2].

Для обработки данных от датчиков положения и осуществления алгоритма тренировки использовался программируемый микроконтроллер Microchip PIC16F74 (рисунок 1).



Рисунок 1 - Структурная схема тренажера стабильности удержания конечности

Известно, что стабильность удержания стрелкового оружия является важнейшим условием результативного выстрела [5] и, в свою очередь, зависит как от психофизической подготовки стрелка, так и внешних условий производства выстрела. К последним относятся влияние отдачи оружия, спуска курка, изменение естественного освещения, возникающие помехи в поле зрения. При этом характер и степень колебания оружия на протяжении разных фаз выстрела изменяются. Так, вначале, когда спортсмен производит грубую наводку и еще не успел в наибольшей мере уравновесить свое тело с оружием, степень колебаний велика. По мере уравновешивания всей системы и уточнения прицеливания колебания оружия несколько затухают, а затем через некоторое время, когда мышцы начинают утомляться и сказывается длительная задержка дыхания, колебания оружия начинают увеличиваться [4].

Методика тренировки стабильности удержания конечности с помощью разработанного устройства заключается в следующем. Вначале производится удержание конечности испытуемым с закрытыми глазами, при этом контроль удержания конечности осуществляется только за счет проприоцептивной обратной связи, а величины отклонения конечности от начального положения в горизонтальной и вертикальной координатах фиксируются датчиками. Данные оцифровываются с помощью АЦП и сохраняются в файл на компьютере.

На втором этапе тренировки удержания конечности испытуемым подключается звуковая обратная связь. Для ее реализации используется двухканальное преобразование контроллером отклонения конечности от ее начального положения в звуковые сигналы разной частоты, которые воспринимаются испытуемым через стереонаушники. Чем больше отклонение конечности от начального положения, тем выше тон звука, и испытуемый имеет возможность корректировать это положение. В данном тренажере существует несколько настроек чувствительности обратной связи по отклонению, которые устанавливаются перед очередным этапом тренировки. Зрительная обратная связь реализована в двух вариантах - с помощью светодиодов на панели управления тренажера (рисунок 2) и с помощью персонального компьютера, и включается на третьем этапе тренировки. В нем испытуемый удерживает конечность с помощью комплексной проприоцептивной и зрительной обратных связей, а на четвертом этапе – с участием всех вышеперечисленных видов обратных связей. Такое построение схемы тренировки позволяет выявить индивидуальные особенности системы восприятия испытуемого и, возможно, развить или компенсировать наименее развитые сенсорные каналы, которые участвуют в процессе формирования навыка стабильного удержания конечности.

Сравнительный анализ амплитудно-частотных показателей колебаний показал, что еще до стрельбы из винтовки амплитуда колебаний в диапазоне 0,8-1,7 Гц в группе спортсменов меньше, а после стрельбы межгрупповые различия становятся более выраженными (за счет увеличения амплитуды колебаний в контрольной группе).



Рисунок 2 - Внешний вид тренажера стабильности удержания конечности

Оценка стабильности удержания конечности человека производилась нами с помощью частотного и статистического анализа кинематограмм. Для этого были проведены измерения с группой полиатлонистов и контрольной группой. В составе каждой группы было по 16 человек, а средний возраст участников составлял $19,2 \pm 0,7$ лет. Время удержания винтовки испытуемыми при измерении составляло 20 секунд. После предварительной регистрации колебаний испытуемый производил 20 выстрелов из винтовки по мишени диаметром 50 мм с расстояния 8 м, после чего у него снова регистрировали кинематограмму колебаний ствола винтовки. Статистический анализ полученных данных оценивали с помощью программы «Statistica_6».

Амплитудно-частотный анализ данных кинематограмм в группе полиатлонистов выявил статистически достоверные различия амплитуды движений преимущественно в области частот в диапазоне 0,6-3,5 Гц (рисунок 3).

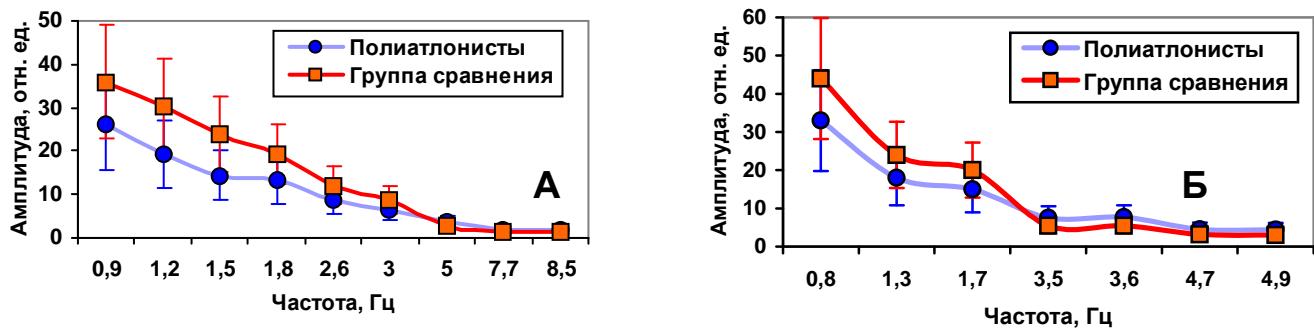


Рисунок 3 - Амплитудно-частотная характеристика кинематограмм в группе стрелков-полиатлонистов и группе сравнения при удержании винтовки до стрельбы (А) и после стрельбы (Б). Вертикальные линии – 0,95 доверительный интервал.

Таким образом, установлено, что у стрелков-полиатлонистов при статической нагрузке происходит увеличение амплитуды колебаний в более высокочастотной области, а у лиц, не занимающихся стрелковым спортом амплитуда увеличивается в низкочастотной области. Это обстоятельство позволяет предположить, что

величина амплитуды низкочастотных колебаний конечности стрелка может служить показателем степени его тренированности и способности удерживать винтовку в области центра мишени при прицеливании.

Библиографический список

1. Брагинский М.Я. К вопросу о произвольности и непроизвольности микродвижений конечности человека (треморе) / М.Я. Брагинский, В.М. Еськов, О.В. Климов // Вестник новых медицинских технологий. – 2002. – № 3. – С. 42-45.

2. Еськов В.М. Дифференциальный датчик для регистрации высокоамплитудного трепора: Свидетельство РФ на полезную модель № 24920 Роспатент / В.М. Еськов, М.Я. Брагинский, Е.В. Майстренко. – М., 2002.
3. Логинов С.И. Биомеханический анализ постурального трепора полиатлонистов до и после стрельбы из винтовки / С.И. Логинов, А.С. Кинчюхин, М.Я. Брагинский, Ю.Г. Бурыкин // Теория и практика физ. культуры. - 2012. - N 3. - C. 85-87.
4. Зрыбнев Н.А. Особенности прицеливания // Боевое искусство планеты. – 1995. - № 5. С. 44-46.
5. Tang W.T. Postural tremor and control of the upper limb in air pistol shooters / W.T. Tang, W.Y. Zhang [et al.] // J. Sports Sci. – 2008. – V. 26, N 14. – P. 1579-1587.

DEVICE FOR ESTIMATION AND TRAINING OF HUMAN POSTURAL STABILITY

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

Surgut State University, Surgut, Russia

mick17@mail.ru

The measuring computer-aided complex equipment and research of human postural stability was described.

Key words: measuring computer-aided complex, micromovements, postural tremor.



МЕДИЦИНСКИЕ ПРОБЛЕМЫ СОЗДАНИЯ СИСТЕМ ОБХОДА ЛЕВОГО ЖЕЛУДОЧКА СЕРДЦА

Толпекин В. Е.

ФНЦ Трансплантологии и искусственных органов
им. академика В.И.Шумакова

Современные насосы объемного типа – искусственные желудочки сердца (ИЖС) – продолжают занимать ведущее место в комплексе терапии больных с рефрактерной посткардиотомной сердечной недостаточностью, а также как «мост» к трансплантации сердца (ТС).

Не потеряло актуальности применение искусственного сердца (ИС) с внешним приводом в условиях медикаментозно-резистентной бивентрикулярной недостаточности и в качестве «моста» к ТС.

Обход желудочков сердца у больных с посткардиотомной сердечной недостаточностью

Впервые ИЖС объемного (мембранныго) типа успешно применил M. DeBakey в 1971 г. у больной с сердечной недостаточностью (СН), развившейся после протезирования митрального и аортального клапанов. До M. DeBakey имели место лишь единичные, к сожалению неудачные попытки клинического применения обхода левого желудочка (ОЛЖ) сердца (таблица 1).

Таблица 1 - ЛЖО и первые клинические наблюдения при посткардиотомной СН

Год проведения операции	Хирург	Схема подключения ИЖС
1966	C. Dennis с соавторами	Левое предсердие – бедренная аорта пункционно через межпредсердную перегородку
1971	M. DeBakey	Левый желудочек – подмышечная артерия
1975	J. Norman с соавторами	Интраабдоминальный ЛЖО
1987	В.И. Шумаков с соавторами	Левое предсердие – восходящая аорта
1989	P. Portner с соавторами	Имплантируемый ЛЖО фирмы «Новакор»

Входная магистраль насоса была введена в левое предсердие через его ушко, отводящая соединялась через сосудистый протез с правой подмышечной артерией (рисунок 1).

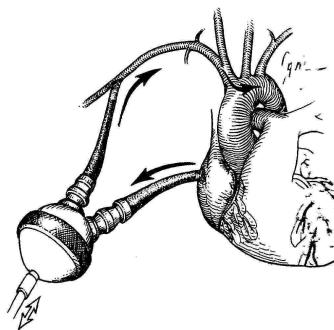


Рисунок 1 - Схема подключения ИЖС впервые использованная М. DeBakey

В ИЖС М. DeBakey использовались коммерческие клапаны шарикового типа, поверхность ИЖС контактирующая с кровью была текстурирована (покрыта) пластиковыми миофibrillами. ИЖС работал в течение 10 суток. За это время функция сердца восстановилась, что позволило прекратить вспомогательную перфузию. Больная полностью восстановилась соматически и вернулась к нормальной жизни. Отдаленный результат операции прослеженный в течение шести лет оценивался как хороший [1].

Это клиническое наблюдение показало перспективность использования обхода левого желудочка сердца (ОЛЖ) с целью восстановления насосной функции у пациентов с посткардиотомной СН.

В настоящее время мировой опыт применения ОЛЖ у больных с посткардиотомной СН. Составляет более пяти тысяч наблюдений [2, 3] с максимальными сроками работы ИЖС до пяти лет.

Столь значительный опыт позволил сделать определенные выводы относительно физиологических механизмов, обеспечивающих восстановление сократительной функции ишемизированного миокарда. Показано [4, 5], что у больных с застойной СН сердце и, прежде всего, левый желудочек находится в состоянии повышенного внутриполостного давления и увеличенного объема, т.е., в состоянии ремоделирования. В условиях обхода – разгрузки сердца по объему происходит обратное структурное ремоделирование, что сопровождается нормализацией соотношения давления/объем, (повышением экспрессии некоторых генов, участвующих в метаболизме Ca^{++} , улучшением сократительной способности кардиомиоцитов и уменьшением патологических свойств коллагена интерстиция). Эти изменения способствуют функциональному восстановлению и повышению пластичности желудочков сердца. Морфологические и морфометрические исследования, проведенные в нашем институте [3] показали, что на фоне ОЛЖ в сроки до 54 суток достоверно увеличивалось количество гипертрофированных кардиомиоцитов и уменьшалось атрофированных, а средние поперечные размеры нормотрофных кардиомиоцитов увеличивались (рисунок 2).

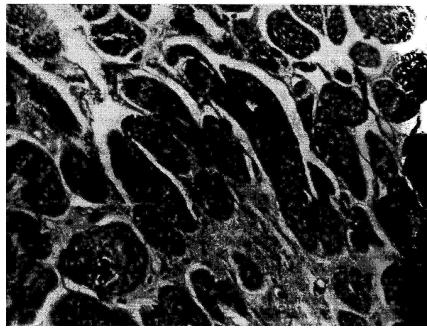


Рисунок 2 - Миокард больного с ДКМП на 53 сутки ОЛЖ. Отсутствуют атрофированные кардиомиоциты

Указанные изменения в миокарде определяют восстановление сократительной способности миокарда ОЛЖ. В этих же исследования показано, что обнаруженные проявления ремоделирования определяются уже после первых 20 суток обхода.

В текущей мировой практике применяются две паракорпоральные системы ОЛЖ – «Thoratec» (США) и «Berlin Heart» (Германия).

В СССР до 90-х гг. прошлого столетия в клинической практике с успехом применяли ИЖС «Ясень 19», разработанный в НИИ трансплантологии и искусственных органов МЗ СССР и ОКБ им. П. О. Сухого. По разным причинам производство этого ИЖС было прекращено и в настоящее время паракорпоральный ИЖС мембранных типа разрабатываются нашим центром совместно с Владимирским государственным университетом им. А. Г. и Н. Г. Столетовых. Для изготовления данных ИЖС применяется технология литья под давлением на термопласт автоматах. В качестве технологической оснастки применяются пресс-формы. Корпус и диафрагма изготавливаются из отечественного полиуретана марки «ВИТУР». Выходные коннекторы ИЖС изготовлены из медицинской нержавеющей стали на прецизионных станках.

Среди осложнений которые резко ухудшают и тормозят широкое клиническое применение этого метода механической поддержки кровообращения, такие как кровотечение, тромбоэмболия, развитие правожелудочковой и почечной недостаточности, сегодня на передний план выходят инфекционные осложнения. Последние по данным исследования REMATCH (США) являются наиболее частой причиной смерти больных, особенно при длительных сроках обхода, доходя в отдельных центрах до 36,5%.

Основной причиной инфицирования являются чрезкожные соединительные магистрали и электрофидеры, через которые инфекция проникает в грудную клетку больного. Поэтому основной проблемой, которую необходимо решить с тем, чтобы радикально улучшить результаты применения этого высокоэффективного метода вспомогательного кровообращения (ВК) является разработка полностью имплантируемых систем обхода.

Искусственное сердце с внешним приводом опыт НИИТиО МЗ СССР

Впервые искусственное сердце с внешним приводом разработанное аргентинским ученым D. Liotta было применено D. Cooley в 1968 году у больного, которого после резекции гигантской аневризмы левого желудочка сердца не удалось отключить от аппарата искусственного кровообращения (АИК). Эта операция и последовавшая через несколько лет вторая аналогичная процедура, выполненная так же D. Cooley, с использованием протеза T. Akutsu показали клиническую возможность применения ИС. Основываясь на этом опыте FDA, США, в 1982 было дано разрешение на клиническое применение ИС «Jarvik – 7», разработанного в университете Солт-Лейк Сити под руководством W. Kolff в качестве перманентного устройства у больных, которые имели противопоказания к ТС. Тем не менее, после этих операций концепция применения ИС с внешним приводом была радикально изменена и его стали использовать только в качестве «моста» к ТС.

Окончательные результаты применения ИС с внешним приводом оказались неудовлетворительными – все пятеро оперированных больных погибли от инфекционных осложнений. Тем не менее, эти операции показали не только техническую возможность клинического применения ИС, но и хорошую физиологическую совместимость ИС с организмом больного. Были выявлены адекватные реакции на изменения положения тела, физическую нагрузку, выделения катехоламинов и т.д. (рисунок 3).

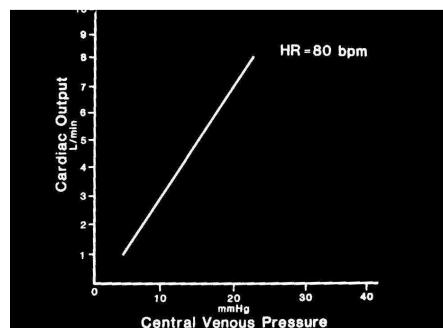


Рисунок 3 - Проба с нагрузкой. Адекватная реакция больного с ИС «Jarvik – 7» на увеличение нагрузки

Кроме ИС «Jarvik – 7» J. Copeland и В. И. Шумаков с соавторами использовали собственные конструкции ИС указанные в таблица 2.

Таблица 2 - ИС – первые клинические наблюдения

Год проведения операции	Конструкция	Хирург	Цель
1969	Liotta	D. Cooley	Как «мост» к ТС
1981	Akutsu	D. Cooley	Как «мост» к ТС
1982	«Jarvik – 7»	W. DeVries	Как перманентное ИС с внешним приводом
1985	«Феникс»	J. Copeland	Успешная 2-х этапная ТС
1986	«Поиск – 10М»	В.И. Шумаков	Как «мост» к ТС
2001	AbioCor-1	L. Grey R. Dowlin	Как постоянное имплантируемое ИС

Сегодня отработаны достаточно эффективные методики изготовления протезов ИС.

Ниже представлено ИС «Поиск-10М» (рисунок 4) и краткое описание технологии его изготовления и сборки.

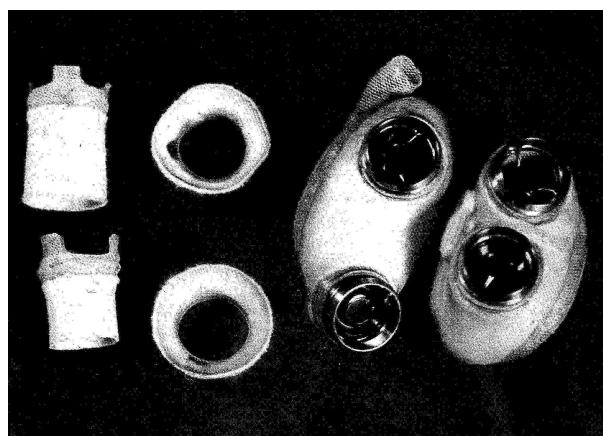


Рисунок 4 - ИС «Поиск – 10М»

Технология изготовления деталей ИС и их сборка заключается в следующем. Корпус и диафрагма ИС изготавливаются методом окунания металлических форм в 15 % раствор отечественного полиуретана «ВИТУР» с последующей сушкой каждого слоя в термостате при температуре 60 °С. Для получения диафрагмы производят 8 ÷ 9 маканий (толщина ~ 0,55 ÷ 0,6 мм.), а корпуса – 40 ÷ 45 маканий (толщина 2,5 ÷ 3 мм.). В готовый корпус вклеивают полиуретановые коннекторы (полученные методом литья под давлением) и корпус наклеивается на диафрагму, которая находится на своей форме. Затем корпус с диафрагмой снимается с формы и в него вклеивается пневмокрышка, (полученная, методом литья под давлением или методом пневмовакуумного формирования). Окончательным этапом сборки служит установка в коннекторы искусственных клапанов сердца.

Библиографический список

1. M. DeBakey. Left ventricular bypass pump for cardiac assistance. // American journal of cardiology. – 1971. – Vol. 27. – P. 3 – 11.
2. D. Loisance. Mechanical circulatory support. // Europe journal of Cardio-Thoracic Surgery. – 2004. – Vol. 26. – P. 48 – 53.
3. Под редакцией М. Ш. Хубутия. Трансплантация органов и тканей в многопрофильном научном центре. – М.: Изд-во АирАрт. – 2011. – С. 253 – 270.
4. E. Wilson, F. Spinale. Myocardial remodeling and matrix metalloproteinase in heart failure. // American Medicine. – 2001. – Vol. 33. – P. 623 – 634.
5. В. И. Шумаков. Дилатационная кардиомиопатия. / В. И. Шумаков, М. Ш. Хубутия, И. М. Ильинский. – М.: Триада, 2003. – 448 с.

MEDICAL PROBLEMS OF SYSTEM BYPASS LEFT VENTRICLE

Tolpekin VE

Federal Research Center of Transplantation and Artificial Organs

This article examines the medical and biological problems of artificial hearts and heart pumps bypass the bulk type. The statistics of the artificial heart and cardiac bypass pump volumetric type, both in Russia and abroad. We describe the medical indications for the use of these systems. We present an artificial heart devices and heart bypass domestic production, a brief description of the technology of their manufacture, formulate directions for further improvement of these systems.

Keywords: artificial heart, the ventricles of the heart bypass, heart failure, structural remodeling.

**ИСПОЛЬЗОВАНИЕ БИОМЕХАНИЧЕСКИХ ТРЕНАЖЕРОВ ДЛЯ КОРРЕКЦИИ
ДВИЖЕНИЯ В КРУПНЫХ СУСТАВАХ**

Егоров С.А.

Владимирский государственный университет имени А. Г. и Н. Г. Столетовых

Система биомеханических тренажеров обеспечивает пассивные движения в суставах при консервативных методах лечения посттравматических контрактур крупных суставов (локтевого, голеностопного, коленного и тазобедренного). Каждый тренажер снабжен рычажным каркасом, переносной цифровой системой управления, позволяющей осуществлять регулирование скорости и режимов движения тренажера в широком диапазоне скоростей при различных режимах движения, герметичным электромеханическим приводом, обеспечивающим плавные движения в суставах, и переносным источником питания.

Рычажный каркас выполняется для каждого тренажера в отдельности, в него входят лонжементы, объединенные в единую каркасную конструкцию со специальными манжетами для удобного («мягкого») закрепления аппарата на конечностях или туловище, и шарнирно-рычажная система для обеспечения требуемых движений в суставе, дополнительные фиксаторы и адаптеры для компенсации погрешностей закрепления и размещения тренажеров. Все элементы тренажера выполняются из специальных материалов, не подвергающихся коррозии и не вызывающих раздражения при контакте с кожей человека. Наиболее важным при разработке рычажного каркаса является проектирование и создание шарнирно-рычажной системы для обеспечения сложной траектории движения в суставе. Прежде всего, это относится к тренажеру для коленного сустава, имеющего существенно криволинейную траекторию. Для такого тренажера предлагается использовать четырех- или шестизвездные механизмы, в отличие от трехзвездных для других тренажеров.

Переносная цифровая система управления может располагаться в кармане или на пояске пациента и выполнена на базе микропроцессора. В ней предусмотрены следующие функции: изменение частоты сгибаний–разгибаний с индикацией, изменение режима работы (ручной или автоматический); изменение диапазона скоростей (низкие, средние и высокие); цифровая индикация необходимости подзарядки аккумуляторной батареи и возможных отказов системы; изменение соотношений фаз «сгибание–разгибание» (1/1, 1/2, 1/3 и т.д.). Система управления позволяет осуществлять движение тренажера по заранее заданным алгоритмам или в режиме наладки, когда врач (пациент) настраивает систему в ручном режиме самостоятельно и контролировать работу тренажера с помощью цифровой индикации, биоэлектрических датчиков обратной связи и собственных ощущений.

Герметичный электромеханический привод осуществляет движение тренажера от переносной системы управления. Особенностью привода является совмещение вентильного двигателя постоянного тока и планетарного зубчато-винтового механизма (ПЗВМ), встраиваемого в полый ротор двигателя. При подаче напряжения, ротор двигателя вращает гайку ПЗВМ, который преобразует вращение в поступательное перемещение выходного винта. При вращении двигателя в другую сторону, винт двигается в противоположную сторону. Привод может осуществлять как

плавные перемещения на низких скоростях, так и движение на больших скоростях (до 20 мм/с). Высокие динамические и прочностные характеристики позволяют использовать привод как универсальный элемент для всех тренажеров. Устройство отличает высокая функциональность, надежность и долговечность, хорошая косметичность и встраиваемость. Герметичное исполнение привода позволяет использовать тренажеры в воде (в том числе и морской) и на воздухе. Движущиеся части привода защищены специальными кожухами для обеспечения безопасности пациента. Электромеханический привод данного типа легко монтируется в аппарате самим пациентом, либо медработником.

Переносной портативный источник питания размещается на пояссе пациента и соединяется с системой управления. Напряжение питания составляет 12 В. В случае необходимости (при разрядке источника питания) возможна подзарядка аккумулятора.

При создании исполнительных приводов биомеханических тренажеров для разработки контрактур особое внимание направлено на обеспечение требуемых функциональных движений в суставе и уменьшение или полное исключение болевых ощущений при работе. Это достигается улучшением конструкций аппаратов путем более точного совмещения осей тренажеров с осями естественных суставов, применением современных приводов, а также дозированием интенсивности нагрузки, что невозможно без адаптивной цифровой системой управления ЭМП [4].

Предлагается унифицированный привод тренажера для разработки контрактур локтевого, плечевого, коленного и тазобедренного суставов. Привод отвечает всем техническим требованиям по нагрузке, амплитуде движения, габаритам, косметичности, причем для некоторых тренажеров он имеет запас по нагрузке или по амплитуде. Фиксация тренажера с конечностью осуществляется с помощью каркасной шарнирно-рычажной системы, состоящей из ложементов, стоек и стяжек, и крепежных элементов на базе бандажных ремней, эластичных брейсов или кожаных туторов, индивидуальных для каждого сустава и пациента. Наибольшую сложность вызывает изготовление привода с каркасной шарнирно-рычажной системой, поскольку крепежные элементы подбираются индивидуально в клиниках, реабилитационных центрах и на протезно-ортопедических предприятиях и не вызывают затруднений.

К построению этой группы ортопедических аппаратов могут быть предъявлены следующие биомеханические требования:

- передающие нагрузку части аппарата (шины, шарниры) должны обладать достаточной прочностью и жесткостью, чтобы воспринимать возникающие силы сжатия, растяжения, изгиба и кручения, не выходя за пределы допустимых напряжений;
- прочность и жесткость несущих элементов аппарата должна сочетаться с минимальной его массой (особенно его дистальной части);
- надеваемые на отдельные сегменты конечности гильзы должны обеспечивать оптимальное прилегание к соответствующему отделу конечности, так как неплотное прилегание не обеспечит необходимую нагрузку больного сегмента и фиксацию (в случаях ложного сустава, замедленной консолидации перелома, нефиксированной деформации и др.), а избыточное давление может затруднить кровообращение и вызывать болевые ощущения;
- шарниры аппарата должны устанавливаться соосно с одноименными суставами пораженной конечности; локтевые шарниры – на оси, проходящей через центр наружного надмыщелка плеча; лучезапястные шарниры – на уровне вершин шиловидных отростков лучевой и локтевой костей;
- аппарат не должен препятствовать движениям здоровых частей конечности.

При построении тренажеров для разработки плеча следует стремиться к тому, чтобы центр тяжести системы БМТ в исходном состоянии находился на вертикали, проходящей через центр плечевого сустава усеченной конечности. Несоблюдение этого условия приводит к дополнительному напряжению мышц. Исходя из этого, а также учитывая анатомические данные строения верхней конечности, рекомендуется взаимное положение звеньев тренажера в исходном состоянии.

USE OF BIOMECHANICAL SIMULATORS FOR CORRECTION OF MOTION IN THE LARGE JOINTS

Egorov, S.A.
Vladimir State University

ОБЕСПЕЧЕНИЕ МИКРОННЫХ И СУБМИКРОННЫХ ПЕРЕМЕЩЕНИЙ В ПРИВОДАХ МЕДИЦИНСКОГО ОБОРУДОВАНИЯ

Штых Д.В., Новикова Е.А.

Владимирский государственный университет имени А. Г. и Н. Г. Столетовых

В связи с интенсивным развитием таких отраслей народного хозяйства как микроэлектроника, робототехника, микромеханика, точное машиностроение, биология, медицина и др. растёт необходимость в устройствах для перемещения различных объектов, в том числе и миниатюрных, с микронной и субмикронной точностью, а также совершения над ними каких-либо операций (например, операции микросборки). Решение поставленных задач осуществляется путём применения различного рода приводов линейных перемещений (электромеханических, пьезоэлектрических, магнито- и электрострикционных, электростатических и др.). Однако нет чётких границ областей применения актуаторов, использующих тот или иной принцип действия, что объясняется непрерывным совершенствованием конструкций, улучшением технических характеристик, расширением возможностей мехатронных модулей (ММ). Выбор конкретной конфигурации модуля в процессе проектирования, определяется требованиями к перемещению рабочего органа.

Рассмотрим некоторые сферы применения приводов линейных микро- и наноперемещений с целью систематизации требований к качеству движения выходного звена (таблица 1).

Таблица 1 - Требования к движению выходного звена приводов линейных перемещений в различных сферах применения

Сфера применения	Нагрузка, Н	Величина перемещения, мм	Разрешающая способность, мкм	Характер движения
Микросборка	-	~1	0,05÷0,2	непрерывный
Литография	-	1÷10	0,05÷0,2	дискретный
Микрохирургия	1÷10	~100	5÷50	непрерывный
Остеосинтез	800÷1200	5÷50	10÷20	дискретный
Выращивание монокристаллов	500÷5000	~1000	1÷10	непрерывный
Прецизионное металлорежущее оборудование	~1000	~1000	0,5÷1	дискретный
	10÷1000	~1000	1÷5	непрерывный
Системы слежения	10÷1000	~1000	1÷5	непрерывный

В приведённой таблице дискретный характер движения относится к таким перемещениям рабочего органа, при которых не существенны точность и плавность движения между начальной и конечной точками, а важна лишь точность позиционирования. Примером может служить позиционная система ЧПУ. При непрерывном характере движения требования по точности и плавности предъявляются на всём рабочем ходе выходного звена (как при работе контурной системе ЧПУ).

Анализируя представленные сферы применения приводов линейных перемещений, определим характерные сочетания требований, определяющие тип и возможный состав применяемого привода:

Как видно из вышеперечисленных вариантов задач, не малая часть из них решается применением электромеханических приводов в различной комплектации. В связи с этим остаётся злободневной проблема улучшения технических характеристик электромеханических мехатронных модулей (таких, как точность, плавность, быстродействие и др.).

Таблица 2 - Систематизация требований предъявляемых к качеству движения выходного звена приводов линейных перемещений

Рабочий ход, мм	Нагрузка, Н	Разрешающая способность, мкм	Вариант конфигурации привода		
			Двигатель	Передача	Датчики
до 1 мм	~10 000	$\sim 10^{-4}$	Пьезо-керамический	нет	Интерферометрический
1÷10	<10	0,001	Пьезо-керамический	Фрикционная	Фотометрический
10÷50	~1000	0,1	Электрический	Винт-гайка	Оптический
~1000	~1000	0,5÷2	Электрический	Винт-гайка	Оптический

Для лучшего понимания того, *насколько и за счёт чего* можно повысить качество движения выходного звена электромеханического модуля, рассмотрим структурную схему привода:

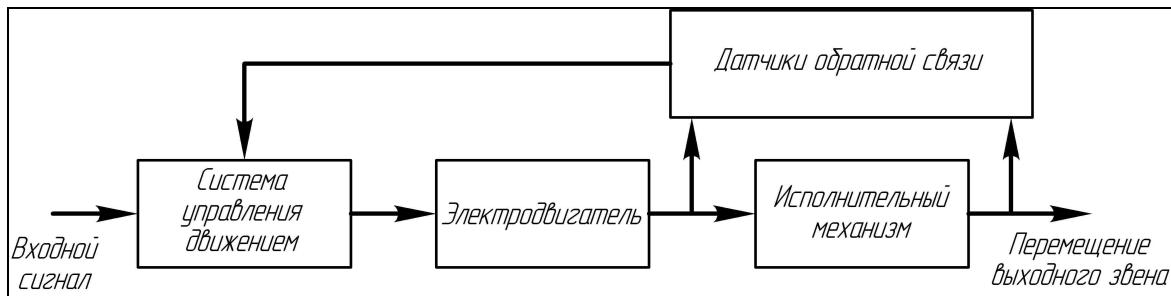


Рисунок 1 - Структурная схема электромеханического линейного актуатора

Электродвигатели, применяемые в приводах микроперемещений должны обеспечивать вращение вала, отражающее управляющий сигнал с максимально возможной точностью.

В большинстве случаев для этих целей применяют двигатели постоянного тока ввиду лёгкости управления частотой вращения выходного вала. В последнее время широкое применение нашли шаговые двигатели, позволяющие исключить в некоторых случаях систему слежения и определять положение вала по количеству осуществленных шагов. Прерывистость движения частично компенсируется возможностью применения микрошагового режима (рисунок 2), при котором можно добиться дискретности 160 000 шагов на один оборот вала и полностью устраняется применением векторного режима управления [2]. Сочетание в одной системе управления различных режимов значительно расширяет возможности приводов с шаговыми двигателями.

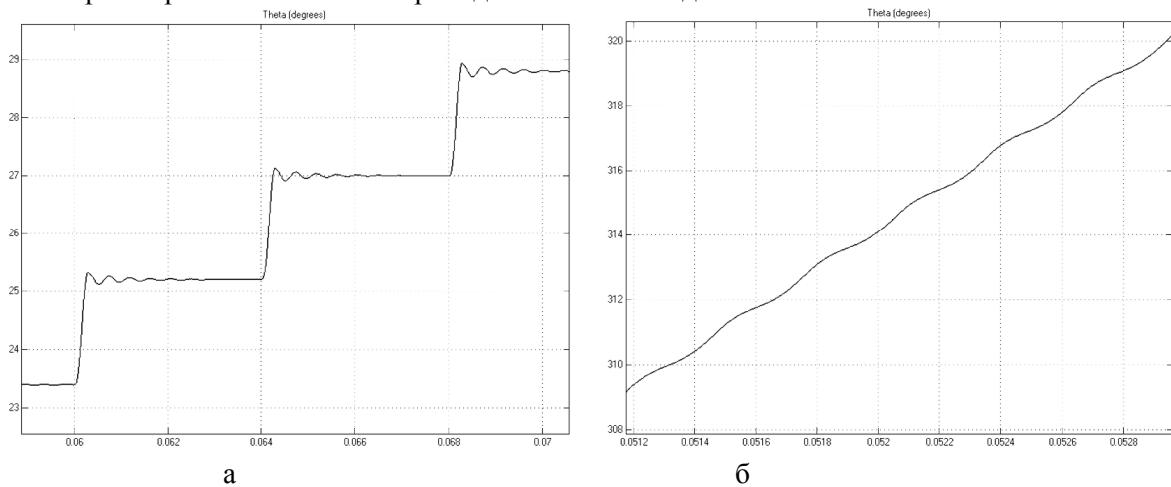


Рисунок 2 - Дискретность вращения выходного вала шагового двигателя в полношаговом (а) и в микрошаговом (б) режимах (моделирование в прикладном пакете Simulink системы компьютерной математики MATLAB)

В качестве исполнительного механизма модуля, как правило, применяют передачи винт-гайка в различных модификациях. В настоящее время наилучшими показателями точности и надёжности, быстродействия обладают шариковинтовые (ШВП) и роликовинтовые (РВП) передачи. Это достигается применением промежуточных тел качения, что значительно уменьшает трение в передаче, увеличивает кинематическую точность и нагрузочную способность передачи. В работе [1] проведён сравнительный анализ характеристик ШВП и РВП, в ходе которого выявлено значительное превосходство РВП над ШВП по многим техническим характеристикам.

Датчики должны обеспечивать своевременное поступление информации о положении входного и выходного звеньев исполнительного механизма с необходимой точностью, сигнал с датчиков должен иметь форму удобную для дальнейшей обработки системой управления движением. Например, фирма Heidenhain представляет серию датчиков линейных перемещений (абсолютных и инкрементальных) с шагом измерения до 0,1 мкм и разрешающей способностью 0,005 мкм [7]. Для более точного измерения перемещений используют промышленные интерферометры с разрешающей способностью порядка 1 нм [6].

Система управления движением представляет собой микропроцессорный блок, осуществляющий обработку информации о заданном и действительном перемещении выходного звена и формирующий сигнал управления, а также силовой блок, непосредственно управляющий работой электродвигателя. Важнейшим из параметров системы управления является быстродействие. Обеспечение необходимого быстродействия возможно совместно аппаратным и программным методами. Применение новейших электронных компонентов и соответствующего им программного обеспечения позволит не только увеличить быстродействие системы, но и расширить функциональные возможности привода. В настоящее время контроллеры управления шаговыми двигателями имеют возможность осуществления стабилизации разных параметров движения (положения, скорости, ускорения), опрос датчиков происходит с частотой порядка 20 кГц, инерционность управления ~5 мкс.

Теперь попробуем виртуально собрать мехатронный модуль линейных перемещений, обеспечивающий максимально возможные технические характеристики.

В качестве двигателя применим шаговый электродвигатель, так как он позволяет осуществлять управление в шаговом, микрошаговом и векторном режимах при дискретности позиционирования до 160 000 шагов на оборот [5]. Исполнительный механизм – РВП с устройством выборки зазоров [1]. РВП позволяет получить высокие кинематическую точность (~0,1 мкм), редукцию (~0,1 мм/об), нагрузочную способность (~10 000 кН), скорость перемещения, КПД, надёжность. В качестве датчика положения используем интерферометр с разрешающей способностью 1 нм [6]. Так как система управления должна быть адаптирована под конкретные задачи, то программное обеспечение необходимо разработать и отладить по максимальному быстродействию и точности отработки управляющих сигналов.

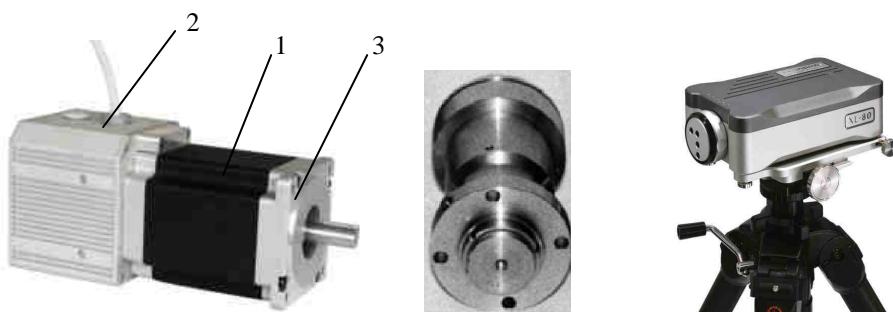


Рисунок 3 - Составные компоненты для прецизионного привода линейных перемещений: а) шаговый сервопривод (1 – шаговый двигатель, 2 - блок управления движением, 3 – датчик позиции вала двигателя); б) передача РВПД 21,6x0,1; в) лазерный интерферометр

Проанализируем возможности такого привода. В режиме дискретного движения (как при работе позиционной ЧПУ) точность позиционирования определяется разрешающей способностью датчика положения и шагового электродвигателя. Данная конфигурация позволяет *теоретически* получить точность позиционирования 0,625 нм.

В режиме непрерывного движения точность и плавность определяется кинематической точностью передачи, которая находится в пределах 0,1 мкм и быстродействием системы управления. При небольших скоростях (в пределах быстродействия системы управления движением) возможна динамическая коррекция перемещения по сигналам от датчика, что улучшит характеристики движения. При высоких скоростях плавность перемещения выходного звена увеличивается за счёт демпфирования приведённой инерционной массы ротора двигателя и передачи, являющейся фильтром высших гармоник.

Таким образом, мы виртуально синтезировали электромеханический (мехатронный) привод линейных перемещений с высокими техническими характеристиками, намного превышающими характеристики существующих модулей данного типа. Конечно, все рассуждения являются теоретическими, но показатели компонентов модуля взяты от лучших реальных образцов, поэтому создание таких мехатронных систем является реальной решаемой задачей. Данный вывод говорит о *перспективности* применения электромеханических и мехатронных приводов для осуществления линейных перемещений с микронной и субмикронной точностью.

Библиографический список

1. Козырев В.В. Конструкции роликовинтовых передач и методика их проектирования. - Владимир: Редакционно-издательский комплекс ВлГУ, 2004.-102 с.
2. Исследование показателей качества движения приводов линейных микроперемещений/ А.В. Жданов, Д.В. Штых // Научно-технический вестник Поволжья. №1 2012г. – Казань. С.170-173. ISSN 2079-5920
3. <http://www.servotechnica.ru/catalog/type/brand/index.pl?id=18>
4. http://www.delcam-ural.ru/cai/lazernyy_interferometr 9
5. <http://www.heidenhain.ru/>

PROVIDING MICRON AND SUBMICRON MOVEMENTS THE DRIVE MEDICAL EQUIPMENT

Shtyh D.V., Novikova E.
Vladimir State University

We consider the application of precise linear motion actuators, identified specific requirements for complex motion parameters output link. A systematic analysis of the possibilities to improve the performance of linear actuators, the conclusion about the prospects of electro-mechatronic modules (for positioning with an accuracy of about 1 nm and a continuous movement of the kinematic accuracy of about 1 micron).

Keywords: linear motion, precision mechatronic module.

ИМПЛАНТИРУЕМАЯ СИСТЕМА ВСПОМОГАТЕЛЬНОГО КРОВООБРАЩЕНИЯ НА ОСНОВЕ УПРАВЛЯЕМОГО ВЕНТИЛЬНОГО ДВИГАТЕЛЯ

Куликов Н.И., Куприянов А.Д.
Московский авиационный институт

Сердечная недостаточность (СН) осложняет течение сердечно-сосудистых заболеваний у 2-3% населения развитых стран; при выраженной ее степени летальность в течение 5 лет достигает 75%. Расходы на лечение СН составляют 1 – 2% бюджета здравоохранения стран Западной Европы и США. По результатам многочисленных исследований, проведенных компаниями CIBIS, ATLAS, PROVED, RADIANCE, SUPPORT, было установлено, что стоимость хирургического лечения хронической СН ниже, чем стоимость госпитализаций и медикаментозного лечения.

Кроме того, кардиологи всего мира вынуждены ставить диагноз критической, устойчивой к медикаментозной терапии сердечной недостаточности почти у 2,5 миллионов пациентов ежегодно. При применении самых мощных схем терапевтического лечения достигается лишь временный эффект.

Таким образом, проблема хирургического лечения терминальной сердечной недостаточности (СН) занимает одну из ведущих научных позиций в современной кардиологии. Перспективным методом хирургического лечения критической СН является использование механических систем вспомогательного кровообращения (СВК) – искусственных желудочков сердца (ИЖС), полностью или частично замещающих функцию пораженного сердца.

Под понятием «системы вспомогательного кровообращения» (СВК) следует понимать механические системы, производящие перемещение крови с целью снижения работы миокарда и/ или увеличения его энергоснабжения. Исходя из этого, задачи системы вспомогательного кровообращения сводятся к следующему: снижение работы миокарда (за счет подключения СВК) и увеличение снабжения его и других органов кислородом (за счет улучшения коронарной и системной перфузии, т.е. системный кровоток складывается из суммы естественного выброса сердца плюс выброса насоса).

Одним из вариантов СВК является система, содержащая электромеханический привод, интегрированный с мембранным насосом крови, систему управления, обеспечивающую регулирование режимов привода, и аккумуляторный источник питания. При этом привод с насосом имплантируется в брюшную полость, а система управления с источником питания укрепляется на пояске пациента.

Реализация имплантируемых систем вспомогательного кровообращения возможна лишь при системном подходе к их проектированию с учётом биологических, медицинских и технических ограничений, накладываемых в то числе конструктивными особенностями и алгоритмами управления.

За критерий оптимизации имплантируемых систем вспомогательного кровообращения наиболее рационально принять минимум потребляемой мощности при заданных значениях относительных рассогласований по перемещению мембранны ИЖС и ограничениях медико-технического характера.

Комплексный подход к проектированию привода насосов мембранных типа позволяет значительно улучшить массо-габаритные показатели систем вспомогательного кровообращения пульсирующего типа и снизить их энергопотребление до значений, близких к энергопотреблению систем с непрерывным кровотоком.

Библиографический список

1. Патент РФ на изобретение № 456181. Имплантируемый искусственный желудочек сердца. / Шумаков В.И., Куликов Н.И. и др. - №2004138/62; Заявл. 28.12.04, опубл. в Б.И. №15, 2005.
2. Банди Б. Методы оптимизации. Вводный курс. – М: Радио и связь, 1988. – 128 с.

IMPLANTABLE SYSTEM BASED ON THE CIRCULATION OF THE SUBSIDIARY CONTROLLED BRUSHLESS DRIVE

Kulikov N.I., Kupriyanov A.D.
Moscow Aviation Institute

The problems of optimal design of controlled reversing valve engine based on a systemic approach to drive pumps blood pulsating type.

Keywords: systems support blood circulation valve engine, inverter type of motion, gear ratio, mathematical modeling.

РАЗРАБОТКА И ИССЛЕДОВАНИЕ ИМПЛАНТИРУЕМОГО ОСЕВОГО НАСОСА ДЛЯ ВСПОМОГАТЕЛЬНОГО КРОВООБРАЩЕНИЯ

Иткин Г.П.¹, Селищев С.В.², Невзоров А.М.³, Филатов И.А.⁴,
Мальгичев В.Н.³, Конышева Е.Г.¹

1 - ФНЦ Трансплантологии и искусственных органов имени академика В.И. Шумакова;

2 - Московский государственный институт электронной техники (технический университет);

3 - ООО «Дона-М»;

4 - ООО «БИОСОФТ-М»

Используя опыт предыдущих разработок роторных насосов (центробежного и осевого), было принято решения разработать носимый аппарат ВК на базе осевого насоса (ОН), поскольку благодаря большей скорости вращения ОН имеет меньшие размеры и более высокий кпд.

Как известно, одним из важнейших узлов такого насоса является подшипниковый узел, который во многом определяет срок службы и надежность насоса. Поэтому в зависимости от реализации подшипникового узла имеется три основных генерации, которые определяют тип насоса (Таблица 1) [3].

Таблица 1 - Генерации подшипникового узла

Генерации	1	2	3
Тип подшипникового узла	Передача вращения через вал с уплотнением	Магнитный подшипник	Подшипник, погруженный в кровь

Рассматривая модели имплантируемых роторных насосов систем ВК третьей генерации, следует отметить, что именно эти системы получили наиболее широкое применение в клинической практике. Первым роторным насосом, получившим разрешение на клиническое применение стал ОН "MicroMed DeBakey" [6], разработанный совместно с NASA. Насос "MicroMed DeBakey" построен по типовой схеме осевого насоса (рисунок 1).

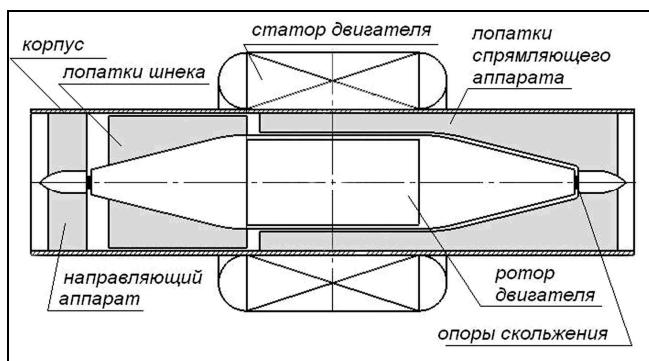


Рисунок 1 - Типовая схема имплантируемого ОН

Основным элементом ОН является шнек, который служит для передачи энергии вращения потоку крови. Шнек входит в состав рабочего колеса и находится на вращающейся втулке, внутри которой расположены в магниты ротора приводного двигателя. Перед шнеком находится направляющий аппарат, функция которого свести к минимуму вращение потока до входа на лопатки шнека, которое может вызвать дополнительные потери энергии. Для преобразования кинетической энергии вращения крови на выходе шнека в потенциальную энергию давления в стационарной области насоса устанавливается диффузор или спрямляющий аппарат, который, как правило, представляет собой крыльчатку, направление лопаток которой противоположно направлению

вращающегося потока крови. Основное требование к подшипниковому узлу в таких конструкциях – минимизация трения и износа подшипниковой пары. Корпус ОН поддерживает все стационарные элементы и в него же вмонтирован статор бесконтактного двигателя постоянного тока.

Данная конструкция была взята за основу проектирования собственной конструкции ОН. На первых этапах проектирования был проведен анализ существующих в мире разработок, который позволил определить основные тенденции и направления в развитии подобных насосов.

Помимо разработки надежного и длительно работающего подшипникового узла, основная проблема при проектировании ОН состоит в минимизации травмы крови, создаваемой насосом, и тромбообразования. Основные причины, ведущие к травме крови и тромбообразованию, имеют разнонаправленную природу: механическую, биологическую и гидродинамическую. В результате проведенного исследования были выбраны оптимальные рабочие элементы отобранных конструкций и синтезирована структура конструкции осевого насоса крови. На основании классической теории расчета насосных агрегатов были получены геометрические параметры основных элементов ОН. Для исследования характера течения крови в межлопаточных каналах насоса, а также для определения и синтеза оптимальной геометрии лопаток шнека и спрямляющего аппарата было проведено математическое моделирование процессов течения внутри рабочих элементов проектируемого ОН с использованием современных компьютерных методов вычислительной гидродинамики, так называемых, методов CFD.

Моделированием по критерию наименьших гидравлических потерь, была определена оптимальная геометрия шнека и спрямляющего аппарата, на основании которой в компьютерных инженерных программных комплексах была спроектирована трехмерная твердотельная модель шнека и спрямляющего аппарата, показанная (рисунок 2)

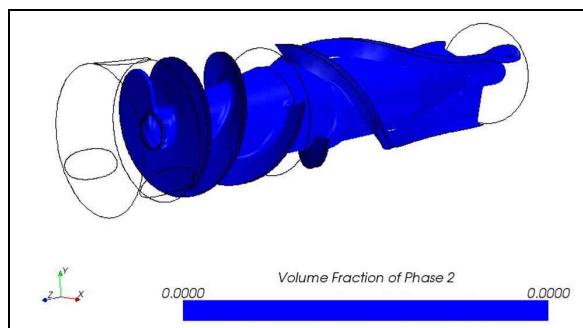


Рисунок 2 - Компьютерная 3-х мерная модель шнека и спрямляющего аппарата

По полученной модели проведено комплексное моделирование физических процессов течения крови, в результате которого определены оптимальные геометрические параметры рабочих элементов конструкции ОН.

На основании данных исследований и разработок бесконтактного двигателя постоянного тока специальной конструкции были изготовлены макетные прототипы (рисунок 3) и опытные образцы ОН (рисунок 4).



Рисунок 3 - Макетный прототип ОН



Рисунок 4 - Опытный образец ОН

Проведенные испытания гидродинамических характеристик ОН (рисунок 5), показали полное соответствие медико-техническим требованиям. В частности контрольная рабочая точка,

соответствующая расходу 5 л/мин при перепаде давления 100 мм рт.ст., была получена при скорости вращения ротора 8600 об/мин.

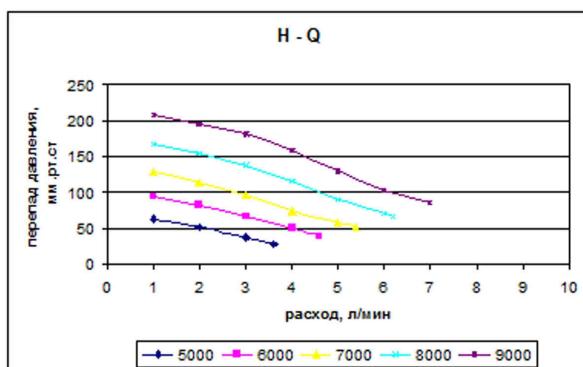


Рисунок 5 - Расходно-напорные характеристики ОН

Полученные результаты по созданию системы ВК, позволяют надеяться, что разработанная конструкция будет не только отвечать всем необходимым медико-техническим требованиям, но и станет первым шагом на пути создания первой отечественной имплантируемой системы вспомогательного кровообращения непульсирующего типа, которая в ближайшие годы после экспериментальных исследований может быть рекомендована для клинического применения.

Библиографический список

1. Kirklin J.K., Naftel D.C., Kormos R.L. Second INTERMACS report% More than 1000 primary left ventricle assist device implants. *J Heart Lung Transpl.* 2010; 1: 1-10.
2. Slaughter M.S., Rogers J.G., Milano C.A., Russel S.D. et al. Advanced heart failure treated with continuous-flow left ventricular assist device. *The New England Journal of Medicine.* 2009; 361: 2241-2251.
3. Hoshi H., Shinshi T., Takatani S. Third-generation blood pumps with mechanical noncontact magnetic bearings. *Artificial organs* 2006;30(5): 324-338.
4. Yamazaki K., Okamoto E., Yamamoto K., Mitamura Y., Tanaka T., Yozu R. The valvo-pump, an axial blood pump implanted at the heart valve position: concept and initial results. *Artificial organs* 1992;16(3): 297-299.
5. Конышева Е.Г., Иткин Г.П., Дробышев А.А., Романов О.В. Результаты исследования на гемолиз новых имплантируемых центробежных насосов. *Вестник трансплантологии и искусственных органов.* 2007; 4: 41-46.
6. DeBakey M.E. A Development of a ventricular assist device. *Artificial organs* 1997;21: 1149-1153.

DEVELOPMENT AND STUDY OF IMPLANTABLE AXIAL PUMP FOR THE CIRCULATION OF THE SUBSIDIARY

Itkin G.P.¹, Selishchev S.V.², Nevzorov A.M.³, Filatov IA.⁴,
Malgichev V.N.³, Konysheva E.G.¹

1 - Federal Research Center of Transplantation and Artificial Organs, Academician VI Shumakova;
2-Moscow Institute of Electronic Technology (Technical University)

3 - "Dona M",
4 - "BIOSOFT-M"

Using the experience of previous designs of rotary pumps (centrifugal and axial), it was decided to develop a wearable device based on the VC of the axial pump (ОН), because due to the greater speed of rotation of the ОН has a smaller size and higher efficiency.



ИССЛЕДОВАНИЕ ДИНАМИЧЕСКИХ НАСОСОВ ДЛЯ ИСКУССТВЕННОГО СЕРДЦА С ПУЛЬСИРУЮЩИМИ РЕЖИМАМИ РАБОТЫ

А.И. Хаустов², В.Е. Толпекин¹, Д.В. Шумаков¹, И.Н. Шашкин²

1 - НИИ трансплантологии и искусственных органов, г. Москва, 2 - Московский государственный авиационный институт (Технический университет)

В настоящее время в качестве нагнетательных элементов для искусственного сердца рассматриваются два типа насосов: объемные пневматические насосы поддержки (ОНП) и динамические насосы.

Основной задачей данного исследования является разработка насоса, приводимого во вращение компактным электроприводом, сочетающим основные преимущества динамических насосов (малые вес и габариты, простота и надежность эксплуатации) и создающего пульсации расхода и давления (как объемный насос) с физиологическими параметрами близкими к параметрам организма.

1. Схема подключения динамических насосов для обхода ЛЖ

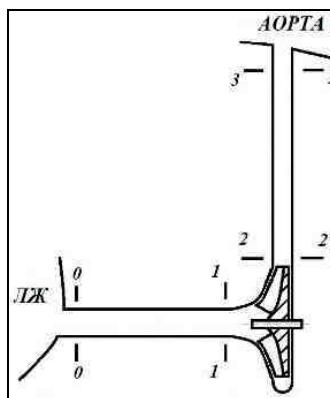


Рисунок 1- Схема подключения ЦН

При обходе - центробежные насосы (ЦН) подключаются входной канюлей к левому предсердию (ЛП) или левому желудочку (ЛЖ), в которых наблюдаются пульсирующие волны давления и расхода (рисунок 1). По мнению хирургов на выходе из ЦН колебания давлений и расхода практически не различимы. Таким образом, насос как бы «срезает» даже не значительные пульсирующие волны давления и расхода идущие от ЛЖ делая его не физиологичным на входе в аорту. Можно ли сделать так, чтобы ЦН усиливал или хотя не «срезал» пульсации давления и расхода идущие к нему от левого желудочка?

Под динамическими свойствами насосного агрегата в дальнейшем будем понимать способность насосного агрегата искажать входные пульсации давления и расхода по амплитуде и сдвигать их во времени при отсутствии кавитационных явлений.

1.1. Математическая модель обхода ЛЖ

Для анализа динамических характеристик насосного агрегата в области малых частот и амплитуд сделаны следующие допущения: теплообмен с внешней средой отсутствует, жидкость несжимаемая, трубопроводы абсолютно жесткие.

Движение несжимаемой жидкости в магистралях может быть описано уравнением импульсов, учитывающим инерцию столба жидкости, силы давления на концах магистрали, силы гидравлического сопротивления и внешние силы. Если воспользоваться теоремой об изменении

количества движения [1], тогда для полного давления на выходе напорного трубопровода на рисунке

$$1, \text{ можно написать: } p_3^* = (p_2^* - p_1^*) + p_0^* - \sum_2 \frac{l_i}{S_i} \frac{dm}{dt} - \sum_2 \frac{\lambda_i l_i}{2\rho d_i S_i^2} m^2, \quad (1)$$

где $(p_2^* - p_1^*)$ - повышение давление насосом,

$$\sum_2 \frac{l_i}{S_i} = \left(\frac{l_1}{S_1} + \frac{l_3}{S_3} \right), \quad \sum_2 \frac{\lambda_i l_i}{2\rho d_i S_i^2} = \left(\frac{\lambda_1 l_1}{2\rho d_1 S_1^2} + \frac{\lambda_3 l_3}{2\rho d_3 S_3^2} \right).$$

1.2. Уравнение динамики насоса

Уравнение динамики насоса определяет связь по времени между давлением жидкости на входе, выходе и частотой вращения, расходом, геометрическими параметрами насоса. Если воспользоваться методом подробно описанном в работе [2], то уравнение динамики насоса можно представить как

$$H_d = H + \frac{\omega}{m} \frac{\partial}{\partial t} \int_V \rho r c_u dV - \frac{1}{m} \frac{\partial}{\partial t} \int_V \frac{\rho c^2}{2} dV = H + I_1 - I_2, \quad (2)$$

где H_d - действительный напор на неустановившемся режиме, H - действительный напор на установившемся режиме, $I_1 = \frac{\omega}{m} \frac{\partial}{\partial t} \int_V \rho r c_u dV$ - удельная работа, связанная с неустановившимся режимом работы насоса, $I_2 = \frac{1}{m} \frac{\partial}{\partial t} \int_V \frac{\rho c^2}{2} dV$ - удельная работа насоса на преодоление инерции жидкости в нем.

Из треугольника скоростей следует (допуская, что поток движется по направлению лопаток),

что $c_u = u - \frac{c_m}{\operatorname{tg} \beta_l}$, $c^2 = c_u^2 + c_m^2$ тогда учитывая, что $\frac{\partial \omega}{\partial t}$ и $\frac{\partial m}{\partial t}$ не зависят от длины интегрирования l их формулы (2) получаем, что

$$H_d = H + \frac{d\omega}{dt} \int_1^2 \frac{r}{\operatorname{tg} \beta_l} dl - \frac{dm}{dt} \int_1^2 \frac{1}{F_m \rho \sin^2 \beta_l} dl = \frac{P_2^* - P_1^*}{\rho}. \quad (3)$$

Подставляя уравнение (3) в уравнение (1) получаем уравнение динамики насосного агрегата

$$p_3^* = p_0^* + \rho H + R_\omega \frac{d\omega}{dt} - R_m \frac{dm}{dt} - j_1 \frac{dm}{dt} - j_2 m^2 = p_0^* + \rho H + \Delta p_{3\omega}^* - \Delta p_{3P}^* - \Delta p_{3j}^* - \Delta p_{3f}^*$$

$$\text{где } R_\omega = \rho \int_1^2 \frac{r}{\operatorname{tg} \beta_l} dl, \quad R_m = \int_1^2 \frac{dl}{F_m \sin^2 \beta_l}, \quad j_1 = \sum_2 \frac{l_i}{S_i}, \quad j_2 = \sum_2 \frac{\lambda_i l_i}{2\rho d_i S_i^2},$$

$\Delta p_{3\omega}^* = R_\omega \frac{d\omega}{dt}$ - учитывает изменение выходного давления из-за изменения чисел оборотов насоса, $\Delta p_{3P}^* = R_m \frac{dm}{dt}$ - учитывает изменение

выходного давления из-за инерционности столба жидкости в насосе,

$\Delta p_{3j}^* = j_1 \frac{dm}{dt}$ - учитывает изменение выходного давления из-за инерционности столба жидкости в трубопроводах, $\Delta p_{3f}^* = j_2 m^2$ - учитывает изменение выходного давления из-за гидравлического сопротивления в трубопроводах. В работе допускается, что при изменении давления

и расхода на входе, частота вращения насоса не меняется, тогда $\frac{d\omega}{dt} = 0$ и уравнение принимает вид:

$$p_3^* = p_0^* + \rho H - R_m \frac{dm}{dt} - j_1 \frac{dm}{dt} - j_2 m^2 = p_0^* + \rho H - \Delta p_{3p}^* - \Delta p_{3j}^* - \Delta p_{3f}^*. \quad (4)$$

2. Анализ уравнения динамики насосного агрегата

В линеаризованном виде в отклонениях уравнение (4) можно представить в виде

$$\delta p_3^* = \delta p_0^* + \rho \frac{\delta H}{\delta m} \delta m - R_m \frac{d}{dt} \delta m - j_1 \frac{d}{dt} \delta m - 2 j_2 m_H \delta m, \quad (5)$$

где $H' = \frac{\delta H}{\delta m}$ производная напора по расходу, $\delta p_3^* = p_3^*(t) - p_{3H}^*$, $\delta p_0^* = p_0^*(t) - p_{0H}^*$,

$\delta H = H(t) - H_H$, $\delta m = m(t) - m_H$, а p_{3H}^* , p_{0H}^* , H_H , m_H - средние значения давлений, напора и расхода, которые равны значениям параметров на установившемся режиме.

Предположим, что на входе насосного агрегата пульсации давления и расхода изменяются по гармоническому закону:

$m = m_a \sin \omega_f t + m_H$, $p_0^* = p_{0a}^* \sin \omega_f t + p_{0H}^*$, где m_a , p_{0a}^* - амплитуда и ω_f - частота колебаний расхода и давления. Линеаризируя эти уравнения получаем, что

$$\delta m = \frac{m_a}{p_{0a}^*} \delta p_0^*. \text{ Подставляя его в уравнение (5) получаем}$$

$$\delta p_3^* = \delta p_0^* + \left(\rho H' - 2 j_2 m_H \right) \frac{m_a}{P_{0a}^*} \delta p_0^* - j_\Sigma \frac{d}{dt} \delta p_0^*, \text{ где } j_\Sigma = (R_m + j_1) \frac{m_a}{P_{0a}^*}.$$

Это уравнение в изображениях по Лапласу записывается в виде

$$\delta p_3^*(s) = \left\{ \left[1 + \left(\rho H' - 2 j_2 m_H \right) \frac{m_a}{P_{0a}^*} \right] - j_\Sigma s \right\} \delta p_0^*(s).$$

Отношение выходного изменения давления к входному $\frac{\delta p_3^*(s)}{\delta p_0^*(s)}$ есть комплексная

передаточная функция. Амплитуда передаточной функции $K(\omega_f)$ [3] определяет способность насосного агрегата усиливать или ослаблять входные пульсации давления и расхода при различных

частотах. Если заменить оператор s на $j\omega_f$ тогда $K(\omega_f) = \sqrt{\left[1 + \left(\rho H' - 2 j_2 m_H \right) \frac{m_a}{P_{0a}^*} \right]^2 + j_\Sigma^2 \omega_f^2}$.

(6)

Проведенные расчеты показали, что изменение выходного давления из-за инерционности в насосе Δp_{3p}^* и трубопроводах Δp_{3j}^* малы (не более 3% от величины среднего выходного давления) и ими можно пренебречь. Кроме того, изменениями выходного давления из-за сопротивления в трубопроводах Δp_{3f}^* в первом приближении также можно пренебречь. Тогда амплитуда передаточной функции или коэффициент усиления в соответствии с формулой (6)

$$K(\omega_f) = \sqrt{\left[1 + \rho H' \frac{m_a}{P_{0a}^*} \right]^2} = \frac{p_2^*}{p_1^*}. \quad (7)$$

Таким образом, способность насосной системы усиливать $K(\square_f) > 1$ или ослаблять $K(\square_f) < 1$ входные пульсации зависит от характеристики насоса, прежде всего от H' - производной напора от расхода, отношения амплитуд входных пульсаций расхода m_a и давления p_{0a} ^{*}.

Напорную характеристику насоса можно представить как квадратичную параболу в функции от массового расхода m и чисел оборотов n [4-7]: $H = An^2 + Bnm - Cm^2$. Тогда производная по расходу равна $H' = Bn - 2Cm$, где B, C зависят от геометрических параметров насоса и могут быть как положительными, так и отрицательными и равны $B = \frac{k_z}{60 \rho} \left(\frac{1}{b_1 k_1 \operatorname{tg} \beta_{1,z}} - \frac{1}{b_2 k_2 \operatorname{tg} \beta_{2,z}} \right)$,

$C = \xi \frac{1}{2(\rho F_e)^2}$. Таким образом, коэффициент усиления $K(\square_f)$ зависит от основных геометрических параметров насоса.

3. Экспериментальная проверка теоретических результатов исследования

3.1. Схема установки и объекты испытаний

Для экспериментальной проверки полученных расчетных результатов была изготовлена экспериментальная установка. Установка использовалась для: а) определения статических напорных характеристик насосов, б) определения коэффициентов усиления насосов $K(\square_f)$ на различных режимах работы.

Для проведения динамических испытаний в качестве источника пульсаций давления и расхода применялся двухклапанный мембранный насос "Ясень", который подключался в участок всасывающей магистрали между емкостью и экспериментальным насосом.

Полные давления на входе p_1^* и выходе p_2^* из насоса регистрировались с помощью малоинерционных преобразователей давления с выводом на шлейфовый осциллограф. Для измерения расхода m на входе и выходе из насоса использовались электромагнитные датчики, показания которых также выводились на шлейфовый осциллограф. Числа оборотов измерялись датчиком Холла, установленным на корпусе электродвигателя, показания которого выводились на частотометр.

Для экспериментальной проверки полученных теоретических результатов были испытаны дисковый насос Biorimp (Biomedicus, USA) и лопаточный насос OK, разработанный в МАИ и НИИТ и ИО. Оба насоса имеют одинаковые входные (24 мм) и выходные (75 мм) диаметры, передний покровной диск и одинаковые размеры меридиональной проекции. На рисунке 2 показаны характеристики этих насосов для частоты вращения равной 1500 об/мин.

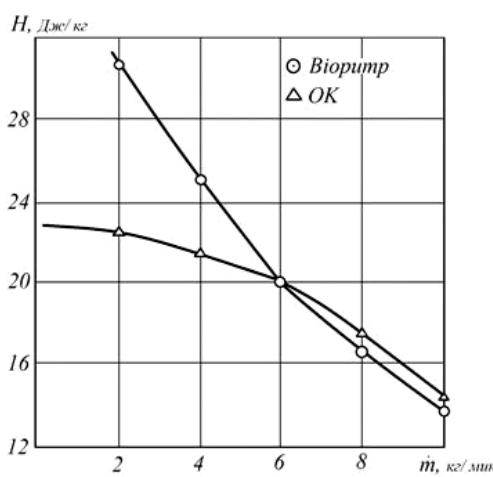


Рисунок 2 - Напорные характеристики насосов Biorimp и OK

Как видно, они имеют принципиально разные типы насосной характеристики: Biorimp имеет монотонно падающую зависимость, а характеристика насоса OK имеет экстремум.

3.2. Результаты испытаний насосов

В качестве примера на рисунках 3 и 4 показаны типичные диаграммы изменения расхода m , давлений p_1^* и p_2^* при разных числах оборотов насоса ОК и Виоримп. На приведенных рисунках показана одна кривая изменения расхода, поскольку замечено, что они совпадают для входного и выходного сечений насоса.

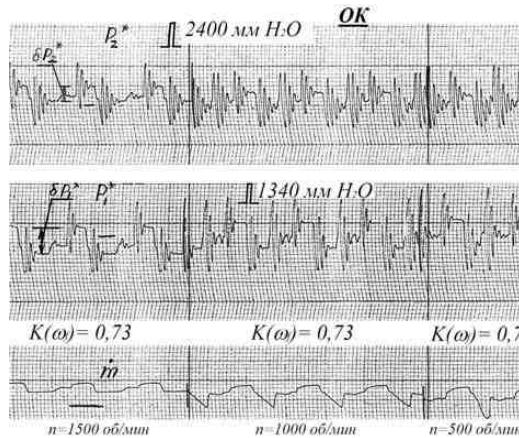


Рисунок 3 - Динамические характеристики насоса ОК

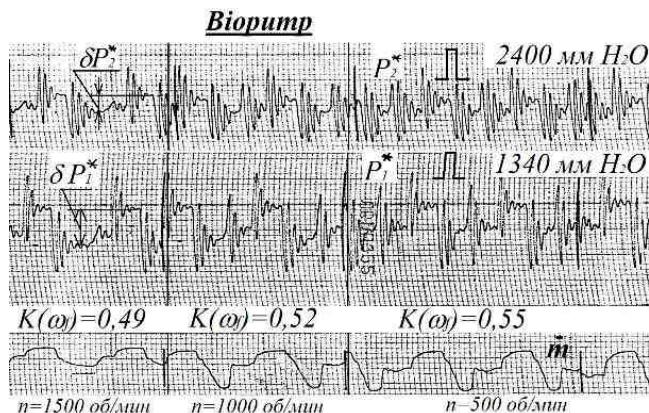


Рисунок 4 - Динамические характеристики насоса Виоримп

Пульсации давлений p_1^* и p_2^* представляют собой низкочастотные пульсации по частоте, совпадающей с частотой работы мембранных насосов (на рисунках $f = 1$ Гц), на которые наложены высокочастотные пульсации частотой порядка 10 Гц. Они вызваны ударами клапанов о седла мембранных насосов при переходе от режима нагнетания к режиму всасывания. Эти колебания пропускаются всеми исследуемыми насосами практически без искажения. Оценивая динамические свойства насосов, прежде всего, интересовало изменение низкочастотных пульсаций давления и коэффициент усиления, который рассчитывался именно по этим пульсациям.

Если фаза колебаний расхода и входного давления совпадают, в то же время наблюдается незначительное запаздывание в изменении давления на выходе насоса из-за инерционности столба жидкости в насосе и магистралях. Если сравнивать диаграммы изменения расхода и давления при разной нагрузке (рисунки 3 и 4), то можно сделать вывод, что при увеличении нагрузки уменьшалась амплитуда колебаний расхода. Для режима малых расходов (рисунок 4) колебания давлений становятся более выраженным - высокочастотные пульсации практически исчезают.

По полученным диаграммам изменений давлений были рассчитаны коэффициенты усиления $K(\omega_f) = \frac{2p_2^*}{2p_1^*}$ для каждого режима работы испытанных насосов. Также были рассчитаны значения коэффициентов усиления насосов по формуле (7) по значениям производных, определенным по

графикам (рисунок 2) и величинам отношения $\frac{m_a}{p_{0a}^*}$, для которых проводились испытаний. Было

получено, что для 1500 об/мин коэффициент усиления насоса Biorimp не превышает 0,49. В то время как коэффициент усиления насоса ОК существенно выше. Уменьшение расхода приводило к увеличению коэффициента усиления для Biorimp до значений 0,6, а для насоса ОК до значений равных 0,9. При этом для обоих насосов экспериментальные точки попадают в расчетные области в пределах погрешностей измерений, что говорит о хорошем совпадении экспериментальных и расчетных значений.

Показано, что динамические насосы являются причиной «срезания» пульсаций давления и расхода. Найдены основные зависимости, характеристики, определяющие способность ЦН усиливать или срезать пульсации давлений и расхода.

Проведенные расчетные и экспериментальные исследования показали, что способность насосной системы усиливать входные пульсации, зависит от вида напорной характеристики насоса, его геометрических параметров, что позволит проектировать динамические насосы способные создавать пульсации давления и расхода физиологичные пульсации организма.

Библиографический список

1. Лойцянский Л.Г.: Механика жидкости и газа. М.: Наука, 1970.
2. Высокооборотные лопаточные насосы. Под ред. Б.В.Овсянникова и В.Ф.Чебаевского. М., Машиностроение, 1975, 336 с.
3. Волков Е.Б., Сырыцин Т.А., Мазинг Г.Ю.: Статика и динамика ракетных двигательных установок. Книга II. Динамика. М., Машиностроение, 1978, 320 с.
4. Овсянников Б.В., Боровский Б.И. Теория и расчет агрегатов питания жидкостных ракетных двигателей. М.: Машиностроение, 1986.
5. Хаустов А.И., Овсянников Б.В.: Экспериментальные результаты влияние основных параметров на эффективность и кавитационную устойчивость насосов: Труды конференции по ракетным двигателям, стр. 40-41, МАИ, 1987.
- 6.Хаустов А.И., Овсянников Б.В.. Результаты разработки лопаточных каналов высокоеффективных насосов: Труды МАИ, стр. 12-15, 1983.
7. Казакевич В.В.: Автоколебания (помпаж) в компрессорах. М., Машиностроение, 1974, 264 с.

INVESTIGATION OF DYNAMIC PUMPS FOR ARTIFICIAL HEART OF PULSATING

Haustov A.I.², Tolpekin V.E.¹, Shumakov D.V.¹, Shashkin I.N.²

1 - Institute of Transplantology and Artificial Organs, Moscow

2 - Moscow Aviation Institute (Technical University)

The article is devoted to research aimed at developing a discharge device, which completely replaces the functional heart, determine the effect on the dynamic characteristics of the pump to the geometrical and operational parameters.

Keywords: dynamic pump, artificial heart, mechanical circulatory support, pulsating modes of operation.



СОВРЕМЕННЫЕ ТЕХНОЛОГИИ РЕАБИЛИТАЦИИ В ДЕТСКОЙ ТРАВМАТОЛОГИИ

Кодин А.В.¹, Мачалов В.А.², Кузьминова Т.А.³

1 - Владимирский государственный университет им А.Г. и Н.Г. Столетовых

2 - Российской государственный университет физической культуры, спорта, молодежи и туризма (ГЦОЛИФК),

3 - НИИ неотложной детской хирургии и травматологии, Москва, Россия

Введение

В настоящее время увеличилась частота выявления ортопедической патологии у детей, в первую очередь с диспластическим синдромом, который проявляется повышенной мобильностью суставов конечностей и позвоночника, недостаточностью соединительнотканного аппарата. Развитие технических средств доступных детям и отсутствие достаточной законодательной базы, регулирующей безопасность их применения, способствует увеличению детского травматизма, занимая в настоящее время по данным НИИ неотложной детской хирургии и травматологии (Москва, 2011) более 2/3 стационарной детской патологии. С развитием научно-технического прогресса изменился образ жизни детей, вследствие которого развиваются гиподинамические нарушения. Это приводит к несоответствию степени выраженности травмирующего агента, характеру и обширности повреждения. Среди 2595 детей, поступивших в НИИ НДХиТ за 2011 год, 86,1 % пациентов были с переломами конечностей, а 8 % детей, госпитализированных с изолированной и сочетанной черепно-мозговой травмой имели грубые неврологические нарушения.

В настоящее время в лечении детей с травмами опорно-двигательного аппарата широко применяются современные методики стабильно-функционального накостного металлоостеосинтеза, чрезкожного металлоконташа с использованием гибких стержней, TEN, UTN и др. пластин. Активно используются винты HCS. Пациентам с диагнозом компрессионный перелом предписывается классическая тактика лечения путем скелетного вытяжения петлей Глиссона (при травме верхнегрудного отдела), за подмышечные впадины (при средне- и нижнегрудной локализации).

Современный методологический подход в системе физической реабилитации (ФР) требует технологического, комплексного воздействия, направленного на решение двух основных задач: восстановление естественных движений, формирование механизмов компенсации частично или полностью утраченных двигательных функций. При этом основной упор, как правило, делается на отдаленный период после травм, тогда как современные технологии ФР сразу после травм и операций в детских стационарах зачастую применяются недостаточно полно.

Цель работы: изучить возможности применения современных технологий физической реабилитации в ранние сроки после травм у детей на стационарном этапе.

Методы:

1. Анализ литературных источников, медицинской документации по заданной тематике.
2. Медико-педагогические (оценка уровня спастичности мышц по шкале Ашфорта, тест Ромберга, тест Up & Go).
3. Аппаратное тестирование (програмное обеспечение аппаратов с системой БОС МОТОмед, Con-Trex, баланс платформа КОБС).
4. УЗИ, допплерография, рентгенография, МРТ.
5. Математическая статистика.

Методологический подход в системе физической реабилитации требует программного, комплексного воздействия, направленного на решение двух основных задач:

- восстановление естественных движений,
- формирование механизмов компенсации частично или полностью утраченных двигательных функций.

В ЛФК широко используются пассивные, активные, активно-пассивные упражнения. В восстановительном периоде после переломов применяются: суставная ЛГ, стимуляция подошвенный имитатор опорной нагрузки КОРВИТ системой, гидромассажные ванны, тренажеры типа Thera-Trainer, артрологический комплекс Con-Trex, тренировка на тредмиле WoodWay с частичной разгрузкой веса. После компрессионных переломов позвоночника положительно себя зарекомендовали: ЛГ по методике Древинг-Гориневской, гимнастика по технологии физической реабилитации, разработанная в НИИ НДХиТ (ТФР) с тестированием на баланс-платформе КОБС, что позволяет оценить координацию позных мышц и выявить асимметрию в тонусе, приводящую к изменениям в физиологических изгибах позвоночника.

Применение новых способов металлоостеосинтеза позволили начинать занятия ЛГ уже на 2-й день после операции, что позволило улучшить трофику травмированного участка (уменьшение отека), предотвратить формирование контрактур, исключить гипотрофию мышц. Ранняя активизация улучшает психоэмоциональное состояние детей и мотивирует на дальнейшее активное выздоровление. Для этого применяется ПИОН КОРВИТ, гидромассажные ванны, тренировка на велотренажере с БОС Thera-Trainer и на комплексе Con-Trex, тренировки на тредмиле WoodWay с частичной разгрузкой веса или без нее на оперированную конечность.

SECTION 3

66 Biomechanics, problems of correction and treatment of musculoskeletal system

У больных с травмами позвоночника с 4-6 дня начинают лечебную гимнастику по технологии ФР. Гидромассажные ванны применяются после формирования костной мозоли. Они способствуют расслаблению мышц и подготовке связок к занятию лечебной гимнастикой. Их применяют при контрактурах лучезапястного, локтевого, голеностопного и коленного суставов и повышенном мышечном тонусе.

Актуальным вопросом в ФР является точно подобранная, адекватная состоянию пациента, нагрузка. В связи с этим все больше механотренажеров оборудуют системой биологической обратной связи.

Одним из таких механотренажеров, является Thera-Trainer. Он позволяет точно дозировать нагрузку по объему и интенсивности в зависимости от того какая задача стоит на определенном этапе: пассивный режим - профилактика тугоподвижности суставов – работает динамометр, активный режим - восстановление работоспособности мышц – работает пациент, динамометр создает сопротивление. В конце тренировки программа представляет отчет о работе пациента с дифференцировкой конечностей, что позволяет выявить асимметрию и исправить порочный паттерн движения, анализировать динамику восстановления.

Артрологический комплекс Con-Trex предназначен для оценки и тренировки силы как отдельных так и комплекса мышечных групп, в зависимости от поставленной задачи. Система БОС и программное обеспечение комплекса позволяет осуществлять мониторинг прикладываемой пациентом силы к динамометру, что крайне важно для оценки и мышечной силы и динамики нарастания утомления. Таким образом, осуществляется контроль не только за сердечнососудистой системой (АД и ЧСС во время тренировки), но за функциональным состоянием мышечной системы. Это позволяет грамотно подбирать рациональную нагрузку с дальнейшим увеличением по мере тренированности пациента. При этом количество двигательных ошибок значительно уменьшилось с 85 % в начале курса до 25 % уже к десятому дню реабилитации.

В реабилитации детей с компрессионными переломами применяется разработанная ТФР, направленная на формирование межмышечной координации и воспитание силовой выносливости мышц поддерживающих позвоночник. Технология разбита на 3 этапа, каждый из которых применяется в определенные сроки. Вначале используются упражнения в исходном положении лежа. Движения совершаются в медленном или среднем темпе. Приоритетным является обучение пациента удерживать свое тело в исходном положении, сохраняя его. Упражнения построены по принципу контерлатеральных движений. В дальнейшем положение изменяется аналогично онтогенетическому развитию человека.

Таблица 1 - Оценка спастичности мышц по шкале Ашфорта

До курса реабилитации				После курса реабилитации			
Верхние конечности		Нижние конечности		Верхние конечности		Нижние конечности	
Сгибатели	Разгибатели	Сгибатели	Разгибатели	Сгибатели	Разгибатели	Сгибатели	Разгибатели
3	2	3	4	2	2	2	3

Таблица 2 - Оценка координации и двигательных функций (секунды)

Тест Ромберга				Тест Тест Up & Go			
До курса реабилитации		После курса реабилитации		До курса реабилитации		После курса реабилитации	
Положение	Положение	Положение	Положение				
1	2	1	2		38		26
25	2	45	15				

Таблица 3 - Оценка двигательных функций нижних конечностей при тестировании на механотренажере с биологически обратной связью Thera-Trainer

До курса реабилитации				После курса реабилитации			
Участие в работе				Участие в работе			
Активное	Пассивное	Правая нога	Левая нога	Активное	Пассивное	Правая нога	Левая нога

8 с	22 с	72 %	28 %	24 с	6 с	59 %	41 %
-----	------	------	------	------	-----	------	------

Вывод. Таким образом, изучение возможностей и использование современных технологий ФР у детей после травм в ранние сроки уже на стационарном этапе способствуют увеличению эффективности операции, улучшают функцию, наиболее полно восстанавливают здоровье детей, максимально адаптируют их к последующему амбулаторному лечению.

NEW TECHNOLOGIES OF REHABILITATION IN PEDIATRIC TRAUMATOLOGY

Codina A.V.¹, Machala V.A.², Kuzminov T.A.³

1 - Vladimir State University named after A.G. and N.G. Stoletovs

2 - Russian State University of Physical Culture, Sport, Youth and Tourism (GTSOLIFK)

3 - Research Institute of Emergency Children's Surgery and Traumatology, Moscow, Russia

Based on the experience of Children's clinical & research institute of emergency surgery and trauma the possibilities of new technologies of rehabilitation after children's injury are presented in this article. Application of these technologies after surgery operations immediately could help to restore disabilities more effectively than it was before.

Key words: technologies, physical rehabilitation, children's injury



CFD- МОДЕЛИРОВАНИЕ ТЕЧЕНИЯ КРОВИ В ИМПЛАНТИРУЕМОМ НАСОСЕ СИСТЕМЫ ВСПОМОГАТЕЛЬНОГО КРОВООБРАЩЕНИЯ

Романов О.В.

ВНИИИМТ Росздравнадзора

На сегодняшний день в развитых странах мира по статистике первое место занимает смертность больных от сердечно-сосудистых заболеваний. Только в России и США ежегодно погибает более двух миллионов человек.

Исследования, представленные в данной работе, проведены для анализа гидродинамики течения крови с целью оптимизации геометрии основных конструктивных элементов на этапе проектирования имплантируемого роторного насоса осевого типа, предназначенного для поддержки работы левого желудочка.

Входные рабочие параметры для проектируемого имплантируемого осевого насоса определяются медицинскими требованиями: расход от 3 до 5 л/мин; перепад давления 50 – 100 мм рт. ст.; скорость вращения ротора в диапазоне от 8000 до 15000 об/мин.

Разработанная конструкция имплантируемого осевого насоса, состоит из трех основных элементов: направляющий аппарат, рабочий шнек (импеллер) и спрямляющий аппарат. Направляющий аппарат длиной 20 мм представляет собой стационарный элемент конструкции насоса, предназначенный для ориентации потока поступающей крови в осевом направлении. Импеллер – единственный вращающийся компонент насоса представляет собой трехзаходный шнек с изменяемым шагом спирали лопаток, длиной 25 мм. Он обеспечивает потоку крови большую часть кинетической энергии. Конструкция лопаток импеллера разработана таким образом, чтобы постепенно и плавно передавать кинетическую энергию потоку крови во избежание возникновения больших сдвиговых напряжений, приводящих к отрыву потока и травме крови. Последний элемент конструкции – спрямляющий аппарат. Он предназначен для преобразования кинетической энергии закрученного потока в потенциальную энергию и поэтому лопатки спрямляющего аппарата имеют обратную закрутку относительно лопаток шнека. Эффективная длина спрямляющего аппарата приблизительно соответствует длине направляющего аппарата и равна 20 мм. Все конструктивные элементы размещаются в цилиндрическом корпусе диаметром 16 мм. Наружные размеры насоса выбраны исходя из удобства имплантации и расположения в пределах грудной клетки.

Для исследования гидродинамики насоса, которая заключается в определении параметров течений в основных компонентах насоса, было построено несколько компьютерных моделей, определяющих различные варианты геометрии. Основное внимание было уделено проектированию рабочего шнека, так как именно от правильности и точности выбора геометрии импеллера зависит соответствие насоса заданным рабочим параметрам и жестким медицинским требованиям.

Компьютерный анализ течений широко применяется в расчетах сложных гидравлических систем. Основные уравнения движения (уравнения Навье-Стокса), определяющие частные дифференциальные уравнения, преобразуются в алгебраические уравнения, которые решаются для получения приближенного решения. Решение частной задачи, как правило, включает в себя дискретизацию физической области определения. На дискретной сетке уравнения Навье-Стокса принимают вид большой системы нелинейных уравнений. Численное решение обеспечивает важную информацию, такую как скорость, давление, сдвиговые напряжения и т.д. Графическое отображение потоков течения позволяет определять проблемные области в насосе, области отрыва потока, зоны большой турбулентности, а также застойные неперфузионные зоны. Применение компьютерного анализа в значительной степени позволяет снижать время и стоимость исследований, а также уменьшать число дорогостоящих натурных экспериментов.

Несмотря на то, что кровь в физическом смысле представляет собой ньютоновскую сусpenзию кровяных телец в плазме, в численном анализе осевого насоса она может быть достаточно точно моделирована и как ньютоновская жидкость. Программный комплекс ANSYS-CFX предназначен для моделирования течения в насосе. Он включает модули и алгоритмы, основанные на методе конечных элементов с вращающейся сеткой. Это позволяет использовать программу для моделирования течений в роторных насосах.

Анализ течений рабочего шнека включает в себя объемную модель течения в каналах импеллера, дополненную прямыми участками на входе и выходе. Длина входного прямого участка равна 10 диаметрам шнека. Длина выходного участка равна 20 диаметрам шнека. Прямые участки необходимо добавлять для установления прямого потока на входе и успокоения закрученного вихревого потока на выходе и, следовательно, получения корректных результатов. Впоследствии, для снижения машинных ресурсов и уменьшения времени расчетов, длины прямых участков были уменьшены более чем вдвое без значительного влияния на точность. По полученной модели течения генерируется сетка конечных элементов. Сетка была построена из расчета 3 – 5 ячеек по высоте лопаток с обязательным уменьшением размеров ячеек сетки на началах и концах лопаток. Также при правильном построении сетки необходимо выделять пограничные слои. Общее количество пограничных слоев 8 – 10. Толщина пограничного слоя соответствует 0,1 высоты стандартной ячейки. Общее число ячеек в расчетной модели около 350000.

Полученная сетка конечных элементов модели течения в импеллере осевого имплантируемого насоса загружается в препроцессор программного комплекса CFX для задания входных граничных условий.

Вращение импеллера было задано со скоростью 10000 об/мин. Входная и выходная плоскости стационарны. Поверхностям наружной стенки канала задана обратная скорость вращения равная по величине скорости рабочего шнека. Таким образом, наружные стенки канала вращающегося шнека стационарны. На входе задан расход 0,0879 кг/с, что соответствует требуемому расходу в 5 л/мин. На выходе определено нулевое давление.

Свойства задаваемой рабочей жидкости соответствуют физическим свойствам крови и имеют вязкость $3,5 \cdot 10^{-3}$ Па·с и плотность 1050 кг/м³.

Обычно, для осевых насосов крови число Рейнольдса составляет 10^4 , что недостаточно велико и поток крови перед входом в импеллер не полностью турбулентный. В ранних исследованиях [1] показано, что режимы течения и турбулентные напряжения внутри насоса в основном не зависят от турбулентных напряжений на входе. Поэтому, можно предположить, что влияние турбулентной интенсивности на входе не существенно и в расчете ей можно пренебречь. В основном, именно турбулентность, генерируемая вращающимся ротором, будет преобладать в структуре течения. Основываясь на опыте зарубежных исследователей [2] для расчета была выбрана модель турбулентности $k - \varepsilon$.

На входе импеллера турбулентная кинетическая энергия k и ее диссипация ε заданы соответствующими соотношениями (зависимостями):

$$k = \frac{1}{2} \bar{u}^2, \quad \varepsilon = \frac{k^{1.5}}{L},$$

где u – пульсация полной скорости,

L – масштаб турбулентности, соответствующий 10% от диаметра входного сечения.

Все заданные и определенные в препроцессоре параметры описывают полную картину течения в импеллере осевого имплантируемого насоса, и после определения порядка точности сходимости результатов все данные загружаются в расчетный блок программного комплекса. Полное время расчета на один вариант геометрии импеллера составляет около 10 часов. Полученные результаты выгружаются в постпроцессор, где могут быть проанализированы в различном виде. Постпроцессор позволяет отображать поля и векторы скоростей, распределение давлений, вихревую турбулентность и турбулентность кинетической энергии, а также формировать графики различных зависимостей и т.д.

В проведенной серии экспериментов, состоящей из восьми расчетов различных вариантов геометрии рабочего шнека осевого имплантируемого насоса, были получены следующие результаты: при заданном расходе 5 л/мин. и скорости вращения ротора 10000 об/мин., перепад давлений в импеллере лежит в диапазоне от 71 до 104 мм рт. ст., что соответствует необходимым параметрам. Наибольшая турбулентность была выявлена в импеллерах с резко увеличивающимся шагом спирали лопаток. В этих же импеллерах также наблюдается наибольшие зоны отрыва потока. По структуре потоков течения можно сделать вывод о том, что для трехзаходного шнека с максимальным углом захода при заданных размерах вход в импеллер является слишком зауженным. В качестве решения данной проблемы, можно перейти на двухзаходный шнек, что к тому же значительно уменьшит площадь омываемых поверхностей. Другой вариант решения заключается в использовании шнека с переменным числом лопаток. Оба варианта требуют создания собственных вариантов моделей течения и проведения ряда экспериментальных расчетов.

После проведения полного ряда численных расчетов и оптимизации геометрии рабочего шнека аппарата вспомогательного кровообращения следующим этапом исследования становится необходимость моделирования течения во всей конструкции насоса. Только полное моделирование течения в осевом насосе позволит максимально точно просчитать эффективность насоса и травмобезопасность для крови.

Таким образом, с помощью современным компьютерных технологий еще на этапе разработки новой конструкции можно провести полный комплекс исследований и виртуальных экспериментов. Это позволяет оценить проектируемый осевой имплантируемый насос, оптимизировать геометрию всех его конструктивных элементов, избежать множества ошибок и на выходе натурного эксперимента получить уже полностью отработанную конструкцию.

Библиографический список

1. Hsu C.H. Flow study on a newly developed impeller for a left ventricular assist device. *Journal Artificial Organs*, Blackwell Publishing, Inc.2003; 6:92-100.
2. Throckmorton A.L., Untaroiu A., Allaire P.E., Wood H.G., Don B. Olsen. Computational Analysis of an Axial Flow Pediatric Ventricular Assist Device. *Journal Artificial Organs*, Blackwell Publishing, Inc.2004; 28(10):881-891.
3. Chan W-K, Wong Y-W, Ong W. Numerical Investigation of the Effects of the Clearance Gap Between the Inducer and Impeller of an Axial Blood Pump. *Journal Artificial Organs*, Blackwell Publishing, Inc.2005; 29(3):250-258.
4. Untaroiu A., Throckmorton A.L., Don B. Olsen. Numerical and Experimental Analysis of an Axial Flow Left Ventricular Assist Device: The Influence of the Diffuser on Overall Pump Performance. *Journal Artificial Organs*, Blackwell Publishing, Inc.2005; 27(7):581-591.

CFD-SIMULATION OF BLOOD FLOW IN IMPLANTABLE PUMP CIRCULATION OF SUBSIDIARY

Romanov O.V.
VNIIIMT Roszdravnadzor

The paper presents the simulation results with the help of modern computer technologies that allow for the construction of a new stage of development to a full range of research and virtual experiments.

Keywords: system support of blood circulation, extracorporeal circulation, the simulation of blood flow, an axial pump.

ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНЫЕ ИССЛЕДОВАНИЯ ТЕПЛОВЫХ ХАРАКТЕРИСТИК ИМПЛАНТИРУЕМОЙ СИСТЕМЫ ВСПОМОГАТЕЛЬНОГО КРОВООБРАЩЕНИЯ ПУЛЬСИРУЮЩЕГО ТИПА

А.В. Жданов, Ю.А. Новикова

Владимирский государственный университет имени А. Г. и Н. Г. Столетовых

Одной из важнейших проблем при создании имплантируемых систем вспомогательного кровообращения (ВК) пульсирующего типа является обеспечение продолжительной, непрерывной работы механической системы без нагрева выше 40°C в условиях ограниченного теплоотвода. Это особенно актуально для систем на базе модулей и приводов с двигателем, работающим в реверсивном режиме. Целью эксперимента было определение тепловых характеристик мехатронного модуля (ММ) поступательного перемещения, проверка пригодности разработанной конструкции в качестве исполнительного привода имплантируемой системы ВК.

В качестве экспериментального образца выбран ММ с пониженным энергопотреблением, состоящий из модифицированного моментного двигателя ДБМ50 и роликовинтового механизма (рисунок 1) [1].



а) деталь

б) твердотельная модель в Pro//Engineer WF4

Рисунок 1 - Экспериментальный образец

Определение тепловых характеристик проводилось на стенде, показанном на рисунке 2.

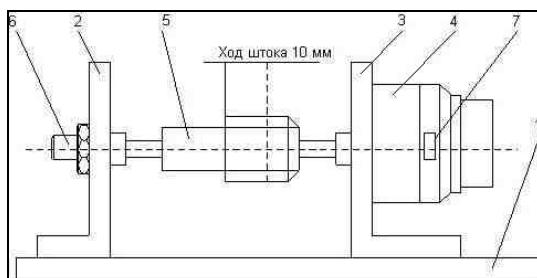


Рисунок 2 - Схема экспериментального стенда:

1 – рама; 2, 3 – опоры; 4 – моноблочный привод; 5 – нагружочное устройство; 6 – регулировочный винт; 7 – металлополимерный термочувствительный датчик

Стенд состоит из рамы 1, на которой закреплены две опоры 2 и 3 с нагрузочным устройством 5 и регулировочным винтом 6, и теплоизолированного моноблочного привода 4, выходной шток которого совершают возвратно-поступательное перемещение. На корпусе привода установлен металлополимерный термочувствительный датчик (МПТЧД) 7, выходы которого замкнуты на измерительный прибор.

Работа привода исследовалась в гармоническом режиме движения в условиях приложения позиционной нагрузки к выходному звену механизма. Позиционная нагрузка создается пружинным нагрузочным устройством, которое имитирует сопротивление, вызванное возрастающим давлением на поверхности мембранны в фазу изгнания. В ходе экспериментальных исследований проводились опыты для различных режимов нагружения, отличающихся частотой и амплитудой. В крайних положениях ход штока ограничен конечными выключателями на элементах Холла.

В таблице 1 приведены результаты измерений и обработки экспериментальных данных серии из трех последовательных опытов (при частоте реверса 1,1 Гц, 1,5 Гц и 2 Гц) с амплитудой растяжения пружины $L_1 = 91$ мм, что соответствует нагрузке $F_1 = F_L(L_1) = 60,67$ Н.

Обработка экспериментальных данных заключалась в определении коэффициентов T_0 , T_Q , $t_{\text{неп}}$ экспоненциальной регрессии, наилучшим образом приближающей экспериментальную зависимость $T_i(t_i)$ и в соответствии с теоретической моделью имеющей вид:

$$T(t) = T_0 e^{-\frac{t}{t_{\text{неп}}}} + T_Q \left(1 - e^{-\frac{t}{t_{\text{неп}}}}\right), \quad (1)$$

где T_0 – начальная температура; T_Q – установившаяся температура; $t_{\text{неп}}$ – постоянная времени теплопередачи.

Таблица 1 - Результаты эксперимента при нагрузке 60 Н

№ измерения	Время t , мин	Сопротивление R , Ом	Температура $T_R(R)$, °C	Коэффициенты экспоненциальной регрессии
Частота, Гц			1,1	
1	0	96,3	23,28	$T_0 = 23,27$ °C $T_Q = 27,10$ °C $t_{\text{неп}} = 9,75$ мин
2	3	96,9	24,29	
3	6	97,3	24,97	
4	11	97,8	25,81	
5	15	98,1	26,32	
6	18	98,3	26,65	
7	21	98,3	26,65	
8	24	98,3	26,65	
Частота, Гц			1,5	$T_0 = 25,56$ °C $T_Q = 30,79$ °C $t_{\text{неп}} = 10,70$ мин
1	0	97,6	25,47	
2	3	98,5	26,99	
3	6	99,0	27,84	
4	9	99,4	28,51	
5	12	99,7	29,02	
6	15	100,0	29,52	
7	18	100,1	29,69	
8	21	100,3	30,03	
9	24	100,5	30,37	
Частота, Гц			2	$T_0 = 30,70$ °C $T_Q = 35,74$ °C $t_{\text{неп}} = 13,17$ мин
1	0	100,7	30,70	
2	3	101,3	31,72	
3	10	102,1	33,40	
4	12	102,5	33,74	
5	15	102,7	34,08	
6	18	102,9	34,41	
7	21	103,1	34,75	
8	24	103,2	34,92	

В табл. 2 приведены результаты трех опытов (при частоте реверса 1,3 Гц, 1,5 Гц и 2 Гц) с амплитудой растяжения пружины 102 мм, что соответствует нагрузке 79,79 Н, в табл. 3 – двух опытов при частоте 1,6 Гц и 2 Гц с нагрузкой 100,6 Н (длиной пружины 114 мм), а в табл. 4.8 – двух опытов при частоте 1,5 Гц и 2 Гц с нагрузкой 119,8 Н (длиной пружины 125 мм).

Таблица 2 - Результаты эксперимента при нагрузке 80 Н

№ измерения	Время t , мин	Сопротивление R , Ом	Температура $T_R(R)$, °C	Коэффициенты экспоненциальной регрессии
Частота, Гц			1,3	
1	0	99,8	29,18	
2	3	99,8	29,18	
3	6	99,7	29,02	
4	9	99,7	29,02	
Частота, Гц			1,5	
1	0	94,1	19,57	
2	3	95,5	21,93	
3	6	96,5	23,62	
4	9	97,4	25,14	
5	12	98,1	26,32	
6	15	98,7	27,33	
7	18	99,2	28,17	
8	21	99,6	28,85	
9	24	99,9	29,35	
Частота, Гц			2	
1	0	102,8	34,25	
2	3	103,1	34,75	
3	6	103,5	35,43	
4	9	104,0	36,27	
5	12	104,3	36,78	
6	15	104,6	37,28	
7	21	104,9	37,79	
8	24	105,2	38,30	

Таблица 3 - Результаты эксперимента при нагрузке 100 Н

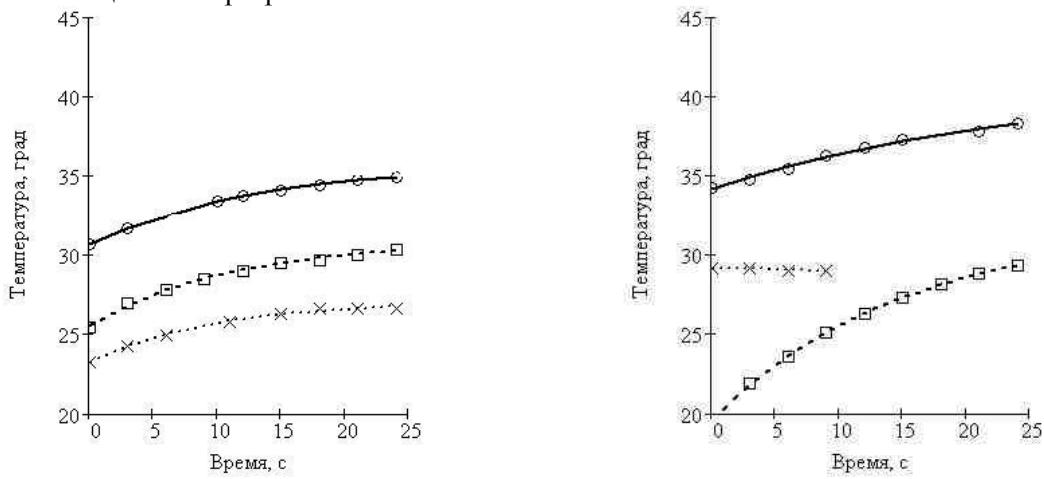
№ измерения	Время t , мин	Сопротивление R , Ом	Температура $T_R(R)$, °C	Коэффициенты экспоненциальной регрессии
Частота, Гц			1,6	
1	0	97,2	24,80	
2	3	98,1	26,32	
3	6	99,3	28,34	
4	10	100,0	29,52	
5	12	100,5	30,37	
6	15	101,2	31,55	
7	18	101,7	32,39	
8	21	102,2	33,23	
9	24	102,5	33,74	
Частота, Гц			2	
1	0	93,7	18,89	$T_0 = 18,94$ °C

2	4	96,6	23,79	$T_0 = 40,32 \text{ }^{\circ}\text{C}$ $t_{\text{пер}} = 16,05 \text{ мин}$
3	6	97,6	25,47	
4	9	99,3	28,34	
5	12	100,3	30,03	
6	15	101,4	31,88	
8	23	103,4	35,26	
9	26	103,9	36,10	

Таблица 4 - Результаты эксперимента при нагрузке 120 Н

№ измерения	Время $t, \text{мин}$	Сопротивление $R, \text{Ом}$	Температура $T_R(R), \text{ }^{\circ}\text{C}$	Коэффициенты экспоненциальной регрессии
Частота, Гц			1,5	
1	0	106,1	39,81	$T_0 = 39,83 \text{ }^{\circ}\text{C}$ $T_Q = 37,64 \text{ }^{\circ}\text{C}$ $t_{\text{пер}} = 14,09 \text{ мин}$
2	4	105,8	39,31	
3	6	105,7	39,14	
4	9	105,4	38,63	
5	12	105,4	38,63	
Частота, Гц			2	
1	0	103,4	35,26	$T_0 = 35,19 \text{ }^{\circ}\text{C}$ $T_Q = 41,46 \text{ }^{\circ}\text{C}$ $t_{\text{пер}} = 12,69 \text{ мин}$
2	3	104,2	36,61	
3	6	104,6	37,28	
4	9	105,0	37,96	
5	12	105,9	39,48	
6	15	106,1	39,81	
8	20	106,3	40,15	
9	24	106,4	40,32	

На рисунке 3 приведены графики экспериментальных зависимостей температуры нагревания от времени по данным таблица 1–4. Символами обозначены экспериментальные данные, а линиями – кривые экспоненциальной регрессии.

a) $\cdots 1,1 \text{ Гц}; - - 1,5 \text{ Гц}; - 2 \text{ Гц}$ б) $\cdots 1,3 \text{ Гц}; - - 1,5 \text{ Гц}; - 2 \text{ Гц}$

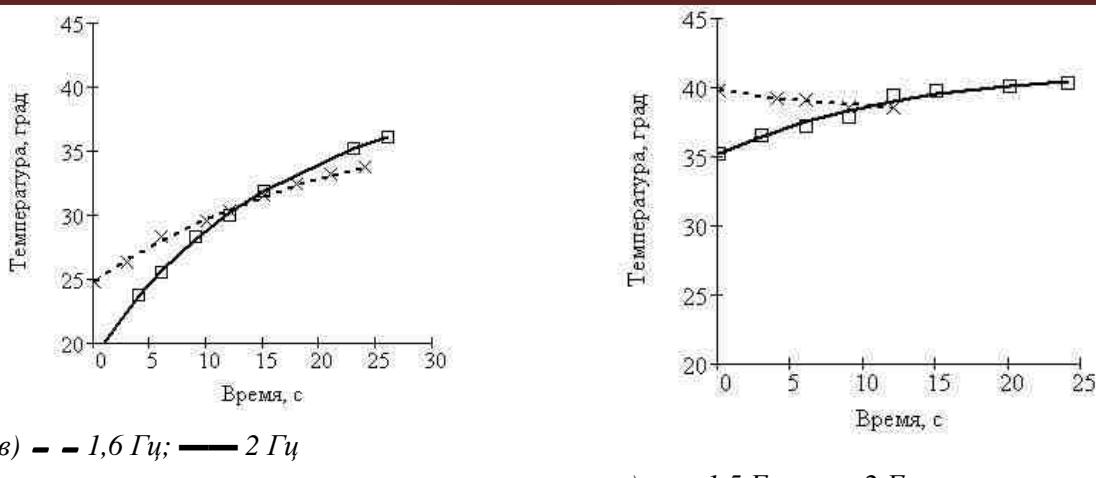


Рисунок 3 - Экспериментальные зависимости температуры от времени:
а – $F = 60$ Н; б – $F = 80$ Н; в – $F = 100$ Н; г – $F = 120$ Н

Наиболее важным фактом, выявленным в ходе эксперимента, является то, что во всех случаях привод не нагревается выше $T_{kp} = 42$ °С. Данное обстоятельство позволяет переходить к этапу клинических испытаний опытного образца, так как локальный нагрев до T_{kp} без патологических последствий компенсируется физиологическими механизмами поддержки гомеостаза.

Другим важным фактом является то, что теоретическая зависимость очень хорошо описывает экспериментальную. Непосредственное сравнение экспериментальной и теоретической зависимости затруднительно из-за того, что в модели не учитываются конвективные потоки в термостате, сильно влияющие на скорость теплопередачи (рисунок 4). Экспериментальные значения постоянной времени теплопередачи $t_{\text{пер}}$ меняются в диапазоне 9,75...23,55 мин, тогда как теоретическое значение, полученное по формуле (2.42), составляет $t_{\text{пер}} \approx 30$ мин



Рисунок 5 - Экспериментальные значения постоянной времени теплопередачи

Целью данного исследования была проверка температуры в установившихся режимах. На рисунке 4.6 представлены сравнительные результаты определения теоретических и экспериментальных значений установившейся температуры нагревания. Для сравнения выбраны случаи с $F = 60$ Н и $F = 80$ Н, т.к. они имеют статистику из трех опытов.

Теоретические кривые построены на основе метода теплового баланса, исходя из которого зависимость температуры корпуса ММ $\theta(t)$ от времени описывается дифференциальным уравнением:

$$C \frac{d\theta}{dt} = -\frac{1}{R} \theta + Q(t), \quad \theta(0) = \theta_0,$$

где $Q = P_S + P_C$ – мощность электрических потерь (P_S – мощность потерь, вызванных синфазной составляющей токов в обмотке; P_C – мощность потерь от квадратурного тока); C – теплоемкость корпуса; R – тепловое сопротивление ММ; θ_0 – температура окружающей среды.

Мгновенная температура может быть определена от времени в интегральной форме:

$$\theta(t) = \left[\theta_0 + \frac{1}{C} \int_0^t Q(\tau) \exp\left(-\frac{\tau}{T_{\text{ПЕР}}}\right) d\tau \right] \exp\left(-\frac{t}{T_{\text{ПЕР}}}\right),$$

где $T_{\text{ПЕР}} = RC$ – постоянная времени теплопередачи:

В частном случае при постоянной величине потерь $Q(t) = \text{const}$, температура ММ может быть найдена из выражения:

$$\theta(t) = \theta_Q + (\theta_0 - \theta_Q) \exp\left(-\frac{t}{T_{\text{ПЕР}}}\right),$$

где $\theta_Q = RQ$ – установившаяся температура.

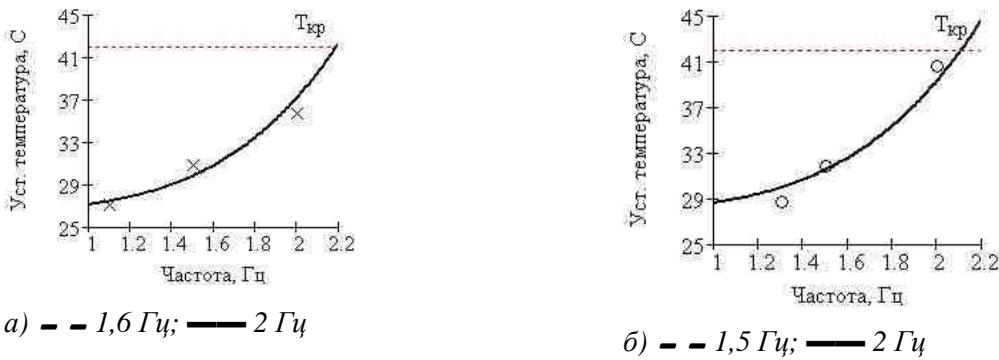


Рисунок 5 - Сравнение теоретических и экспериментальных значений установившейся температуры нагревания: а – $F = 60 \text{ Н}$; б – $F = 80 \text{ Н}$

Из рисунка 5 видно, что теоретическая кривая достаточно хорошо приближает экспериментальные значения. Более точно, максимальное относительное расхождение между экспериментальными и теоретическими значениями составляет:

$$\delta_1 = \max_{1 \leq i \leq 3} \left| 1 - \frac{\theta_{\text{уст}}(60 \text{ Н}, f_{1i})}{T_{\text{уст}1i}} \right| 100\% = 4,17\%;$$

$$\delta_2 = \max_{1 \leq i \leq 3} \left| 1 - \frac{\theta_{\text{уст}}(80 \text{ Н}, f_{2i})}{T_{\text{уст}2i}} \right| 100\% = 4,59\%.$$

Полученные значения находятся в пределах погрешности измерений, которая составляет примерно 10% [37], что свидетельствует о высокой достоверности теоретической модели.

В ходе проделанной работы можно сделать следующие выводы:

1. Проведены экспериментальные исследования тепловых характеристик и производительности насосной функции модуля. Анализ полученных зависимостей показывает, что установившийся температурный режим наступает уже после 30 мин непрерывной работы для всех исследуемых режимов. Величина установившейся температуры зависит от частоты пульсации и величины нагрузки, но во всех случаях не превышает 40...42° С. В настоящее время разработанный

экспериментальный стенд модернизирован и может использоваться для комплексных исследований ММ [2].

2. Экспериментальные исследования тепловых характеристик показали удовлетворительные совпадения экспериментальных и расчетных зависимостей (относительная погрешность – менее 5%). Нагрев корпуса опытного образца ММ не превышает 42°C, что свидетельствует о пригодности привода, для имплантации.

Библиографический список

1. Синтез имплантируемых систем вспомогательного кровообращения на базе мехатронных модулей / В.В. Морозов, А.В. Жданов, Е.А. Новикова // Мехатроника и информационные технологии в медицине (Прил. к журналу «Мехатроника, автоматизация, управление») / М.: Новые технологии, 2007. – № 8. – С. 2–5. - ISSN 1684-6427.
2. Обоснование конструкций лабораторных стендов для исследования характеристик систем вспомогательного кровообращения и искусственного сердца / Л.В. Беляев, В.В. Морозов, А.В. Жданов // Мехатроника, автоматизация, управление / М.: Новые технологии, 2010. - № 2 (107). – С. 51-55. - ISSN 1584-6427

EXPERIMENTAL INVESTIGATION OF THERMAL CHARACTERISTICS OF IMPLANTABLE SYSTEM OF THE PULSE TYPE SUBSIDIARY CARDIOVASCULAR

Zhdanov A.V., Novikov Y.A.
Vladimir State University named after A.G. and N.G. Stoletovs

The paper presents experimental investigations of the thermal characteristics of implantable circulatory support system. As an experimental model of selected mechatronic module with low power consumption, consisting of a modified engine torque and DBM50 rolikovintovogo mechanism.

Keywords: auxiliary circulation, mechatronic module rolikovintovoy mechanism, the thermal characteristics of the implanted system.

ЛАБОРАТОРНО-СТЕНДОВЫЕ УСТАНОВКИ ДЛЯ КОМПЛЕКСНОЙ ОЦЕНКИ ГИДРОДИНАМИКИ ВСПОМОГАТЕЛЬНОГО КРОВООБРАЩЕНИЯ И ИСКУССТВЕННОГО СЕРДЦА

Беляев Л.В.
Владимирский государственный университет им. А.Г. и Н. Г. Столетовых

Оценка характеристик имплантируемых аппаратов вспомогательного кровообращения (ВК) и искусственного сердца (ИС) обычно осуществляется в два этапа:

1) испытания на специализированных стендовых установках (in-vitro tests);
2) проведение комплексных медико-биологических экспериментов (in-vivo studies). На первом этапе происходит исследование технических, физических и медико-биологических процессов протекающих при работе разработанных систем ВК и ИС. В настоящее время на данной стадии используются следующие группы стендов:

- ✓ Стенды для оценки эффективности насосной функции систем ИС и ВК;
- ✓ Стенды для изучения гидродинамических характеристик;
- ✓ Стенды для оценки гемолиза;
- ✓ Стенды для определения длительности безотказной (непрерывной) работы;
- ✓ Стенды для исследования тепловых характеристик приводов ИС и ВК.

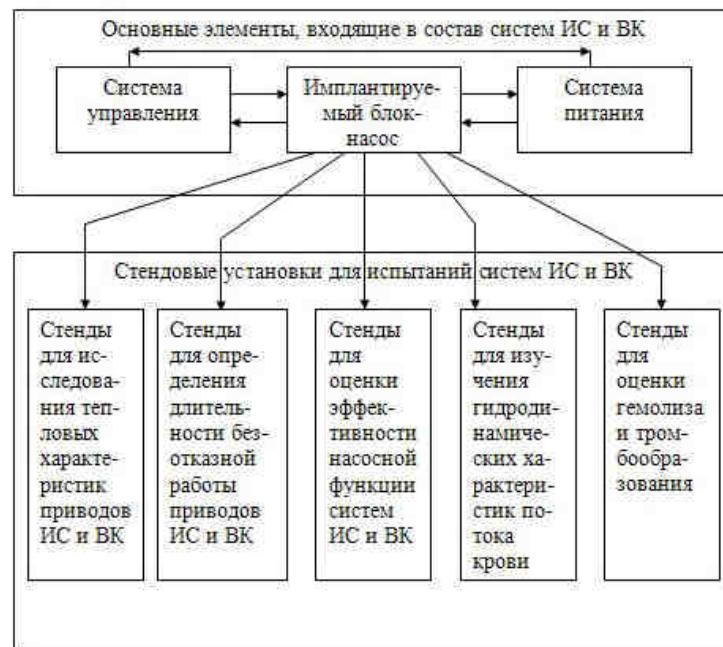


Рисунок 1 - Стендовые установки для испытаний систем ИС и ВК

В общем случае состав системы ВК следующий:

- 1) имплантируемый блок насоса, состоящий из привода, искусственного желудочка сердца (ИЖС) и камеры воздушного компенсатора;
- 2) система питания, состоящая из основного и резервного источников питания, системы передачи энергии;
- 3) система управления (СУ).

Взаимосвязи между стендовыми установками и основными элементами имплантируемого блока-насоса, входящего в состав систем ВК и ИС можно представить в виде схемы (рисунок 1). Стендовые установки для анализа функционирования и соответствия системы управления и системы питания требованиям ГОСТ и технического задания на схеме не показаны, т.к. не имеют специфических требований к конструкции и методике проведения эксперимента.

Стенды для оценки эффективности насосной функции систем ИС и ВК

Целью проведения испытаний на данных стендах является определение производительности при заданных величинах противодавления, аналог артериального давления (до 120 мм. рт. ст.), частоты пульсации и отношения длительности фаз систолы и диастолы (T_c / T_d). Обычно, конструкции этих стендов представляют собой два резервуара (венозный и артериальный), имитирующие большой и малый круги кровообращения, соединенных между собой с помощью трубок, длина и диаметр которых идентичны, тем которые применяются при шунтировании естественного сердца. Для измерения требуемых параметров и их изменений в конструкции стендов предусматриваются места для крепления регистрирующей аппаратуры или установки датчиков, которые будут отправлять сигналы системам сбора данных. Для регистрации производительности обычно используются ротаметры (поплавковые, электромагнитные), а противодавления – датчики давления, устанавливаемые на выходе. Уменьшение или увеличение величины противодавления осуществляется за счет уменьшения или увеличения гидравлического сопротивления соответственно. Жидкость, циркулирующая в стендовой установке, может представлять собой либо дистиллированную воду, либо водно-глицериновую смесь с вязкостью, близкой к вязкости крови при 37°C . При применении дистиллированной воды для получения реальной производительности следует применять пересчет на кровь по следующей зависимости [3]:

$$Q_k = 0,2 + 8,0 Q_B, \quad (1)$$

где Q_k – расход крови [мл];

Q_B – расход воды [мл].

Рассмотрим конструкцию стенда для испытания насосов крови на примере определения производительности ИЖС пневматического типа на стенде ФНЦ трансплантологии и искусственных органов имени академика В. И. Шумакова (рисунок 2,а).

Стенд содержит венозный 1 и артериальный 3 резервуары, дроссель 5, имитирующий периферическое сопротивление, расходомер 12, демпфер 4, сглаживающий пульсацию рабочей жидкости на входе в расходомер. На входе испытываемого ИЖС 8 установленна трубка Холта 11, имитирующая эластичность сосудов. Работа ИЖС осуществлялась от системы управления 6, позволяющей изменять частоту рабочих циклов, величины давлений в пневмополости желудочка в период систолы (P_c) и диастолы (P_d), а также соотношение времени действия этих давлений – T_c/T_d . Для регистрации давлений на входе и выходе ($P_{вх}$ и $P_{вых}$) ИЖС использовали индуктивные датчики давлений 9 и осциллограф 2. В качестве рабочей жидкости использовали водно-глицериновую смесь с вязкостью, близкой к вязкости крови. Испытываемые ИЖС подключали к венозному и артериальному резервуарам с помощью трубок 7 и 10 длиной 30 см и внутренним диаметром 10 мм, т.е. идентичных тем, которые используются при шунтировании естественного сердца.

За рубежом, в частности, в США и Германии, наибольшее распространение вследствие своей простоты и удобства применения получили стенды, разработанные Ф.Донованом и В.Кольфом (рисунок 2,г) и В. Knierbein, (рисунок 2,в) соответственно [1].

Типовые конструкции стендов для определения производительности представлены на рисунок 2.

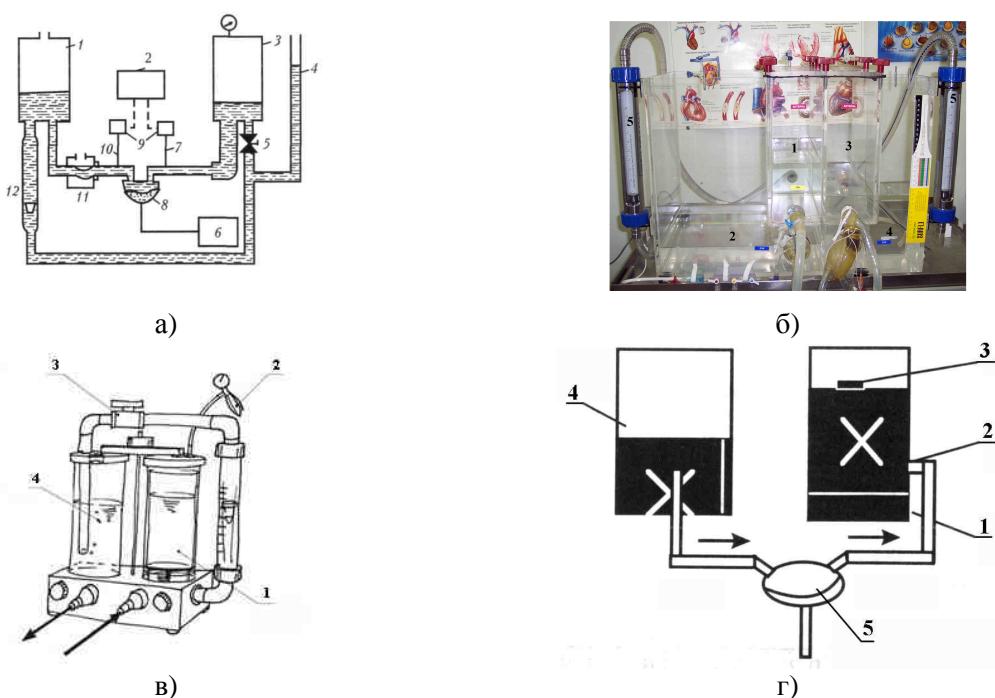


Рисунок 2 - Конструкции стендов для определения производительности насосов крови: а) – схема гидродинамического стенда для испытания ИЖС (ФНЦ трансплантологии и искусственных органов имени академика В. И. Шумакова, РФ); б) – фотография универсального гидродинамического стенда для испытания ИЖС (ФНЦ трансплантологии и искусственных органов имени академика В. И. Шумакова, РФ): 1 – легочный резервуар, 2 – правое предсердие, 3 – артериальный резервуар, 4 – левое предсердие; 5 – поплавковый расходомер в) – схема гидродинамического стенда для испытания ИЖС (институт Helmholtz, Knierbein B, 1992, Германия): 1 – артериальный резервуар, 2 – манометр, 3 – регулятор гидравлического сопротивления, 4 – венозный резервуар; г) – схема гидродинамического стенда для испытания ИС (Донован Ф., 1975, США): 1 – артериальный резервуар, 2 – регулируемое гидравлическое сопротивление, 3 – поплавок, 4 – венозный резервуар, 5 – ИЖС

Стенды для изучения гидродинамических характеристик потока крови

Данная категория стендов предназначена для экспериментального исследования гидродинамических характеристик ИЖС и искусственных клапанов сердца (ИКС) в условиях модельного физиологического потока, необходимо определить такие важные характеристики течения жидкости (крови), как наличие и размер застойных зон, положение точек отрыва потока, характер реверсивного течения, структуру сдвигового слоя, области смешения между основными и рециркуляторными потоками. Эти характеристики определяют гемодинамические характеристики искусственного кровообращения. Для регистрации указанных выше характеристик может быть применен метод фотохромной визуализации (ФХВ). В основу метода ФХВ положено явление фотохромизма в жидких фотохромных растворах. В потоке фотохромной жидкости, моделирующей кровоток в ИЖС или через клапан, под действием лазерного излучения создаются цветовые метки. Движение цветовых меток в потоке регистрируется скоростной кинокамерой. По результатам скоростной киносъемки определяются гидродинамические характеристики потока.

Примерами конструкций стендов для определения гидродинамических характеристик могут служить стенды, используемые в ФНЦ трансплантологии и искусственных органов имени академика В. И. Шумакова – изучение характеристик искусственных клапанов сердца, стенд для визуализации потоков жидкости, протекающей через устройство вспомогательного кровообращения, не пульсирующего типа, американской фирмы Thoratec Heartmate II, а также стенд для исследования гидродинамических характеристик ИС АСкор (Германия) (рисунок 3) [1, 2]. Особенностью стендов для исследования системы Heartmate II является наличие пневматического устройства, имитирующего работу естественного человеческого сердца.

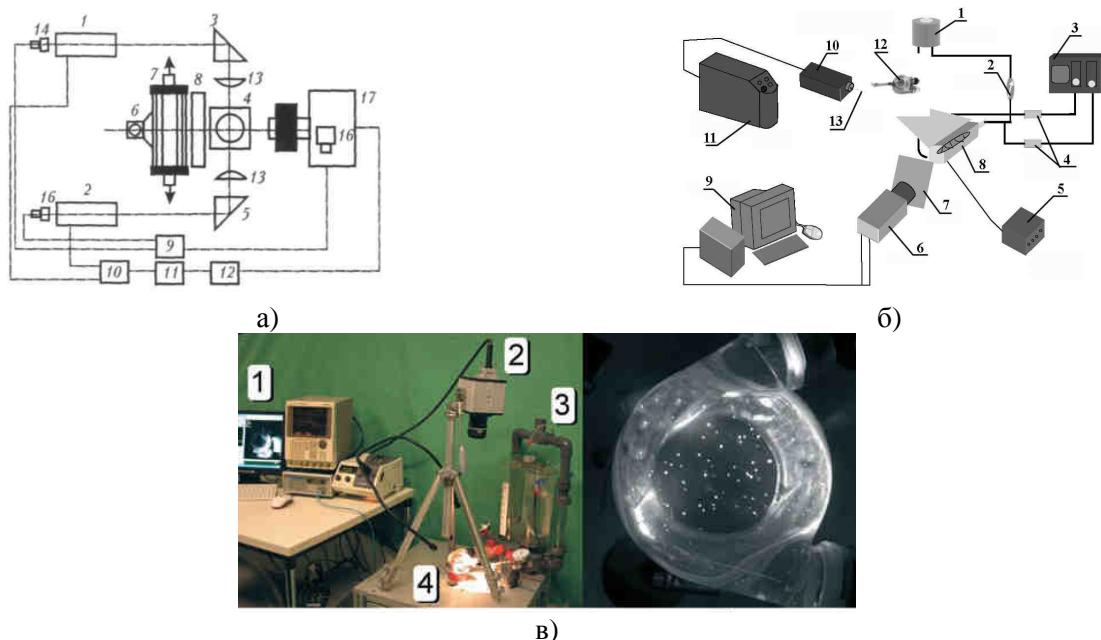


Рисунок 3 - Стенды для изучения гидродинамических характеристик систем ИС и ВК: а) – схема лазерной установки для изучения гидродинамики ИКС: 1,2 – рубиновые, 3, 5 – кварцевые призмы, 4 – сечение гидроканала, 6 – осветитель, 7 – тепловой фильтр, 8 – рассеивающий экран, 9 – самописец, 10 – генератор импульсов, 11 – источник временных сдвигов, 12 – пульт управления, 13 – цилиндрические кварцевые линзы, 14, 15, 16 – фотодиоды, 17 – кинокамера; б) – схема стендов для визуализации течения жидкости через систему Heartmate II: 1 – резервуар с прокачиваемой жидкостью, 2 – расходомер, 3 – блок обработки и визуализации сигналов с датчиков давления, 4 – датчики давления, 5 – система управления системой ВК, 6 – высокоскоростная видео камера, 7 – оптический фильтр, 8 – Система ВК Heartmate II, 9 – ЭВМ, 10 – лазер, 11 – источник питания лазера, 12 – пневматическое устройство имитации работы естественного сердца, 13 – лучепровод; в) – фотография стендов для изучения гидродинамических характеристик ИС АСкор: 1 – ЭВМ с программным обеспечением, 2 – высокоскоростная камера, 3 – стенд для оценки эффективности насосной функции, 4 – испытываемая система ИС АСкор.

Стенды для оценки гемолиза и тромбообразования

Оценка уровня гемолиза является одной из важнейших задач при проведении экспериментальных исследований. Основная травма крови при работе систем ИС и ВК происходит на клапанах (ИКС). Для оценки уровня гемолиза вызываемого ИКС могут быть использованы две методики.

Первая методика включала эксперименты на донорской крови, при второй методике кровь заменялась пластмассовым заполнителем. Результат исследований проведенных с помощью этих методик оказались идентичными. Примером стендовой установки может служить стенд, схема которого изображена на рисунок 4 [4]. Установка включает два замкнутых контура I, II включающий мягкий резервуар 1, 2; искусственный желудочек сердца 3, 4; двухканальный пневматический привод 5; гидравлическое сопротивление 6, 7; систему соединительных трубок. В каждый искусственный желудочек устанавливаются на вход и выход ИКС 8, 9. Величина гемолиза крови определялась методом спектрофотометрии центрифужированных проб крови. Для оценки уровня гемолиза использовался модифицированный индекс гемолиза МИГ.

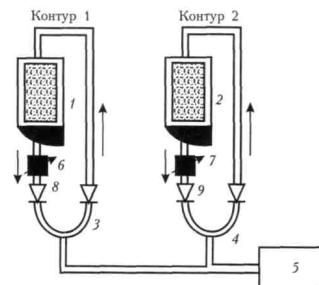


Рисунок 4 - Схема экспериментальной установки для оценки уровня гемолиза, вызываемого работой ИКС

Стенды для исследования тепловых характеристик приводов ИС и ВК

Известно, что в ткани, окружающие имплантируемое ИС, можно без каких-либо последствий сбрасывать до 6 – 7 Вт тепловой энергии, а в кровяной поток с последующим рассеиванием через выделительные системы – до 20 – 40 Вт при производительности систем ИС и ВК от 2 до 5 л/мин. Поэтому при разработке автономных систем большее значение приобретает определение допустимых и экстремальных параметров теплового сброса, а также способов рассеивания не утилизированной энергии.

Известны различные способы отведения тепла от имплантируемых систем ИС и рассеивания их в организме. Для этого используют теплообменники, реализующие воздушное охлаждения через гортань, трахею и легкие; осуществляющие отвод тепла через мочевыделительные органы, а также в окружающие ткани или непосредственно в циркулирующую кровь. Однако наиболее эффективным теплоотведением является комбинация нескольких указанных методов. Поэтому в свое время наибольшее распространение получили тканевые и сосудистые теплообменники, которые либо располагаются в окружающих тканях на непосредственно избранном органе, либо помещаются в кровоток.

Таким образом одной из важнейших проблем при создании имплантируемых систем вспомогательного кровообращения является обеспечение продолжительной, непрерывной работы механической системы без нагрева выше 40°C в условиях ограниченного теплоотвода. Целью эксперимента, проводимого на установках этого типа, является определение тепловых характеристик моноблочных приводов ИС и ВК, проверка пригодности разработанной конструкции в качестве исполнительных приводов ИС и ВК. В общем случае стендовые установки для исследования тепловых характеристик приводов ИС и ВК состоят из регистрирующей аппаратуры (термодатчики), блока согласования и обработки сигналов, системы управления приводами, а также системы для создания силовых нагрузок, которым будут подвергаться приводы систем ВК и ИС при перекачивании крови. Для реализации последней задачи можно выделить два пути решения:

- ✓ применение стендов для определения эффективности насосной функции систем ИС и ВК;
- ✓ применение специализированных конструкций для имитации силовых воздействий, которым подвергаются системы ИС и ВК при работе.

Методика проведения эксперимента является общей для обоих подходов и заключается в определении температуры (либо поля температуры) приводов систем ИС и ВК (либо их составных частей, обеспечивающих максимальный тепловой поток). Примером стендов выполненного с применением второго подхода может служить стенд для испытания имплантируемых систем ВК и ИС разработанный во ВлГУ рисунок 5 [5].

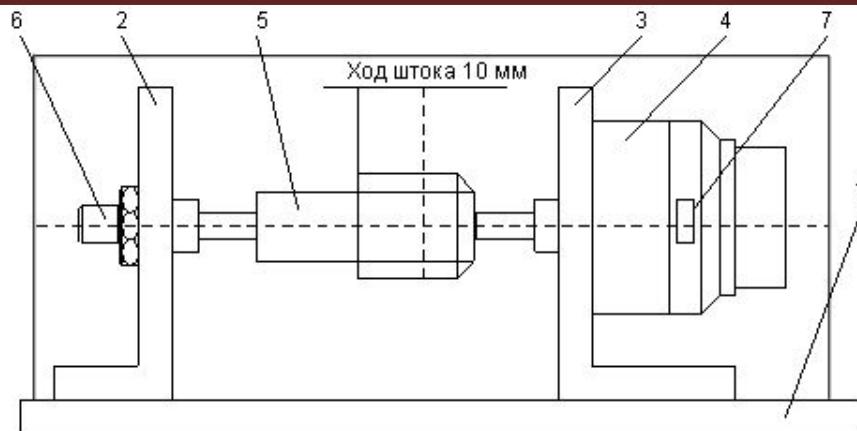


Рисунок 5 - Схема экспериментального стенда: 1 – рама; 2, 3 – опоры; 4 – моноблочный привод; 5 – нагружочное устройство; 6 – регулировочный винт; 7 – металлополимерный термочувствительный датчик

Таким образом, базовым компонентом для всех стендовых установок является стенд для оценки эффективности насосной функции. В таблице 1 указаны название группы стендовых установок, определяемые параметры при проведении испытаний, устройства и датчики, применяемые для регистрации необходимых параметров, а так же метод измерения.

Таблица 1 - Группы стендовых установок для определения основных характеристик систем ИС и ВК

Название группы стендовых установок	Определяемая величина	Устройства, применяемые для регистрации данных	Метод измерения
1. Стенды для оценки эффективности насосной функции систем ИС и ВК	производительность, Q (л/мин)	расходомеры, на основе различных физических явлений	прямой, косвенный
2. Стенды для изучения гидродинамических характеристик потока крови	наличие и размер застойных зон, положение точек отрыва потока, характер реверсивного течения, структуру сдвигового слоя, области смешения между основными и рециркуляторными потоками	скоростные видео камеры	прямой
3. Стенды для оценки гемолиза и тромбообразования	уровень гемолиза		косвенный с применением МИН, НИ
4. Стенды для исследования тепловых характеристик приводов ИС и ВК	определение температуры работы приводов систем ИС и ВК, $^{\circ}\text{C}$	термодатчики и термопары	прямой, косвенный

Автором предлагается конструкция стенд для проведения комплексных лабораторных испытаний, включающих оценку эффективности насосной функции систем ИС и ВК [6], исследование тепловых характеристик приводов ИС и ВК, а также изучение гидродинамических характеристик потока крови. Такую конструкцию можно реализовать на базе систем для сбора данных фирмы National Instruments (США).

Определение производительности систем ИС и ВК предлагается проводить на двухконтурном гидродинамическом стенде, имитирующем большой и малый круги кровообращения. Каждый контур которого состоит из двух резервуаров, один из которых заполняется дистиллированной водой (либо водно-глицериновой смесью). В другом – создается вакуум с целью обеспечения начального противодавления. Для визуального контроля процесса стенд выполнен из прозрачного материала (оргстекла). Также в состав стенд входят входная и выходная магистрали, переменного гидравлического сопротивления, регистрирующая аппаратура (датчики давления, электромагнитные расходомеры) и система сбора данных с применением программного и аппаратного обеспечения

фирмы National Instruments (США). Для анализа температурных режимов работы системы на нее устанавливаются термодатчики. При необходимости исследования наличия и размера застойных зон, положения точек отрыва потока, характера реверсивного течения, структуры сдвигового слоя, области смешения между основными и рециркуляторными потоками предлагается применять лазерную установку на парах меди модели CVL – 10 ($\lambda = 510$ нм, Россия) и высокоскоростную видео камеру модели CCD – SMOS VS – FAST (скорость съемки 5000 к/с, Россия). Основными преимуществами предлагаемой конструкции является:

- ✓ универсальность конструкции позволяющая исследовать характеристики как систем ВК так и ИС;
- ✓ наличие современных систем сбора данных, позволяющих регистрировать данные как в режиме «on-line», так и записывать их для последующего анализа.

Библиографический список

1. P. B. Kwant. Implantable electromechanical displacement blood pumps: systematic design and validation methods., 2007. – 157p. – (http://darwin.bth.rwth-aachen.de/opus3/volltexte/2008/2380/pdf/Kwant_Paul.pdf).
2. T. A. Snyder. Preclinical biocompatibility assessment of cardiovascular devices., 2006. – 169p. (http://etd.library.pitt.edu/ETD/available/etd-04062006-102142/unrestricted/snyderta_etd2006_v2.pdf).
3. В. И. Шумаков. Атлас вспомогательного кровообращения / В. И. Шумаков, В. Е. Толпекин, Т. А. Попов. – Алма-Ата: Гылым, 1992. – 208 с.
4. В. И. Шумаков. Искусственное сердце и вспомогательное кровообращение / В. И. Шумаков, В. Е. Толпекин, Д. В. Шумаков. – М.: Янус-К, 2003. – 376 с. – ISBN 5-8037-0119-X.
5. В. В. Морозов, Имплантируемая система вспомогательного кровообращения на базе мехатронных модулей / В.В. Морозов [и др.] ; Влад. гос. ун-т. – Владимир : Изд-во Влад. гос. ун-та, 2006. – 134 с. – ISBN 5-89368-721-3.
6. В. В. Морозов. Разработка мехатронного модуля имплантируемой системы искусственного сердца и его лабораторно-стендовые испытания. / В. В. Морозов, А. В. Жданов, Л. В. Беляев // Мехатроника, автоматизация, управление. – 2009. – № 5. – С. 58 – 61. – ISSN 1684-6427.

LABORATORY-STAND GUIDELINES FOR THE COMPLEX EVALUATION OF HYDRODYNAMICS OF THE SUBSIDIARY CARDIOVASCULAR AND ARTIFICIAL HEART

Belyaev L.S.

Vladimir State University named after A.G. and N.G. Stoletovs

In this paper, reviewed the design laboratory and bench equipment for integrated assessment of the characteristics of auxiliary aids blood circulation and artificial heart at the base of mechatronic modules. Shows the relationship between the basic elements that make up the circulatory support systems and artificial hearts and bench facilities for the study of their properties. The design of the stand for a complex laboratory test bench.

Keywords: implantable systems support blood circulation, artificial heart, mechatronic module, integrated laboratory and bench tests.



ОБЕСПЕЧЕНИЕ НАДЕЖНОСТИ РЕАБИЛИТАЦИОННЫХ БИОМЕХАНИЧЕСКИХ СИСТЕМ НА ОСНОВЕ РЕВЕРСИВНЫХ И НЕРЕВЕРСИВНЫХ ПРИВОДОВ

Трефилов М.А., Жданов А.В.

Владимирский государственный университет имени Александра Григорьевича и Николая Григорьевича Столетовых

Надежность ММ описывается следующими уравнениями:

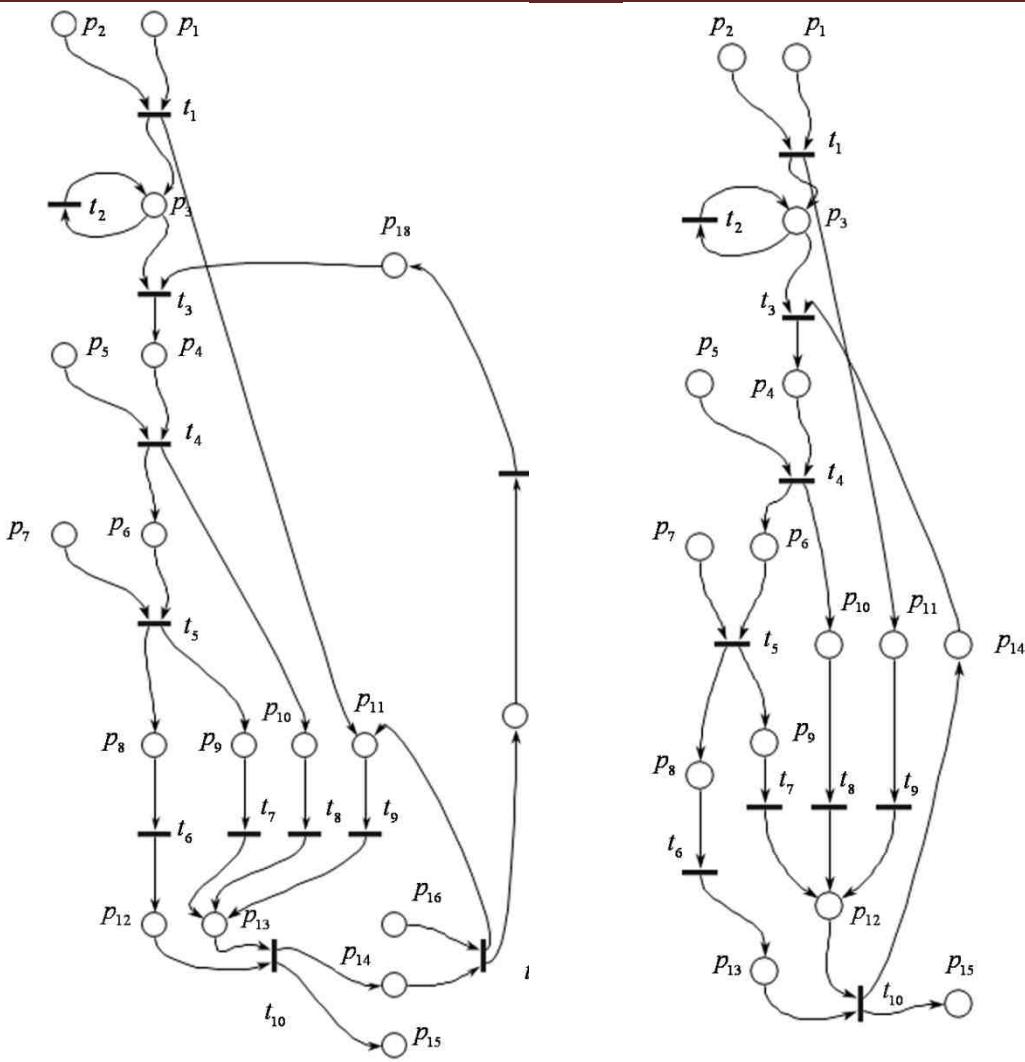
$$\begin{cases}
 T_c T_\gamma \ddot{x}_1 + T_c \dot{x}_1 + x_1 = \\
 \left[v_{sys}^U - v_{dia}^F - v_{TP}(\dot{x}_1) \right] T_c, \\
 0 < t \leq t_c; \\
 T_\gamma \ddot{x}_2 + \dot{x}_2 = \left[v_{sys}^U - v_{sys}^F - v_{TP}(\dot{x}_2) \right], \\
 t_c \leq t \leq t_s; \\
 T_\gamma \ddot{x}_3 + \dot{x}_3 = - \left[v_{dia}^U + v_{sys}^F - v_{TP}(\dot{x}_3) \right], \\
 t_s < t \leq t_{sys}; \\
 T_\gamma \ddot{x}_4 + \dot{x}_4 = -v_{dia}^U, t_{sys} \leq t \leq t_d; \\
 T_\gamma \ddot{x}_5 + \dot{x}_5 = v_{sys}^U, t_d < t \leq t_u;
 \end{cases} \quad (3)$$

с начальными и краевыми условиями

$$\begin{aligned}
 x_1(0) &= \dot{x}_1(0) = 0; x_1(t_c) = x_2(t_c) = H_c; \dot{x}_1(t_c) = \dot{x}_2(t_c); x_2(t_s) = x_3(t_s); \\
 \dot{x}_2(t_s) &= \dot{x}_3(t_s); x_3(t_{sys}) = x_4(t_{sys}) = H; \dot{x}_3(t_{sys}) = \dot{x}_4(t_{sys}) = 0; \\
 x_4(t_d) &= x_5(t_d); \dot{x}_4(t_d) = \dot{x}_5(t_d); x_5(t_u) = 0; \dot{x}_5(t_u) = 0,
 \end{aligned}$$

где x_1 - выходное перемещение в изоволюметрическую стадию систолы, x_2, x_3 - выходные перемещения в фазу изгнания (2 и 3 фазы), x_4, x_5 - выходные перемещения в фазу диастолы (4 и 5 фазы), $T_c = \eta M_{\Pi} / \omega_{xx} S_x^2 c$ - постоянная времени, вызванная растяжимостью камеры ИЖС, η - КПД исполнительного механизма, ω_{xx} - угловая передача холостого хода двигателя, $S_x = v/\omega$ - передаточная функция исполнительного механизма (ИМ), c - коэффициент упругости стенок камеры ИЖС, M_{Π} - пусковой момент двигателя, T_γ - электромеханическая постоянная времени ММ, $v^U = v_{xx} u$ - идеальная скорость нагрузки, $v^F = v_{xx} S_x F_p / \eta M_{\Pi}$ - эквивалентная скорость нормального давления p , $v_{TP}(\dot{x}) = v_{xx} S_x F_{TP}(\dot{x}) / \eta M_{\Pi}$ - эквивалентная скорость сил вязкого трения, H - полный ход штока, H_c - перемещение, затрачиваемое на нагнетание давления.

Сеть Петри для указанного модуля, включая факторы, которые могут привести к отказу, приведена на рисунок 1 а).



a) с реверсивным приводом

б) с нереверсивным приводом

Рисунок 1 - Сеть Петри для ММ имплантируемой системы ИС и ВК

В рассматриваемой сети отказ фиксируется при возникновении состояния P_{12} через переходы t_7 и t_8 в момент времени t . Для расчета вероятности безотказной работы использовался метод счетчиков для переходов с ИЛИ-структурой.

Для рассматриваемого случая

$$R(t) = 1 - \prod_{l \in \Omega_{top}} [1 - f_l(t - \phi_l)], \text{ где } f_l(t) = X_l(t - \phi_l) / \sum_{k \in \Phi_l} X_k(t - \phi_k). \quad (1)$$

Таким образом, итоговая формула вероятности безотказной работы имеет вид

$$R(t) = 1 - \left[1 - \frac{(t - \phi_{21})/\phi_{21}}{t/\phi_{11} + t/\phi_{12} + t/\phi_{13} + t/\phi_{14} - 4} \right] \left[1 - \frac{(t - \phi_{22})/\phi_{22}}{t/\phi_{11} + t/\phi_{12} + t/\phi_{13} + t/\phi_{14} - 4} \right], \quad (2)$$

где ϕ_{11} - наработка до отказа перехода t_1 (возникновение недопустимого давления в камере ИЖС), ϕ_{12} - наработка до отказа перехода t_5 (возникновение недопустимо высокой температуры), ϕ_{13} - наработка до отказа перехода t_{10} (возникновение недопустимого давления в камере ИЖС), ϕ_{14} - наработка до отказа перехода t_4 (ошибка системы управления), ϕ_{21} - наработка до отказа перехода t_8 , ϕ_{22} - наработка до отказа перехода t_7 , ϕ_{23} - наработка до отказа перехода t_9 (отказ в работе модуля по каждому из случаев).

Данные для расчета были получены в результате пробных запусков модуля системы ВК и ИС. В процессе его работы фиксировались моменты времени, когда в системе возникали критические отказы. После для каждого вида отказа было рассчитано значение наработки до отказа в часах: $\phi_{11} = 385,2$, $\phi_{12} = 354,3$, $\phi_{13} = 326,6$, $\phi_{14} = 374,5$, $\phi_{21} = 374,5$, $\phi_{22} = 354,3$, $\phi_{23} = 360,5$.

Для этих значений получаем вероятности безотказной работы для каждого из 4 случаев $R_{11} = 0,98$, $R_{21} = 0,99$, $R_{13} = 0,98$, $R_{14} = 0,98$, среднее итоговое значение вероятности безотказной работы для них 0,98.

График $F(t)$ вероятности возникновения отказа на промежутке времени в часах $t = (0,500)$ и значении наработки до отказа в часах $\phi_{11} = (0,500)$ приведен на рисунке 2. Похожие графики были получены и для значениях ϕ_{12} , ϕ_{13} , ϕ_{14} . По этим графикам можно оценить при каких парах значений времени работы и наработки до отказа вероятность возникновения отказа будет достаточно велика. На рисунке 3 показаны графики вероятности при полученных средних значениях наработки до отказа.

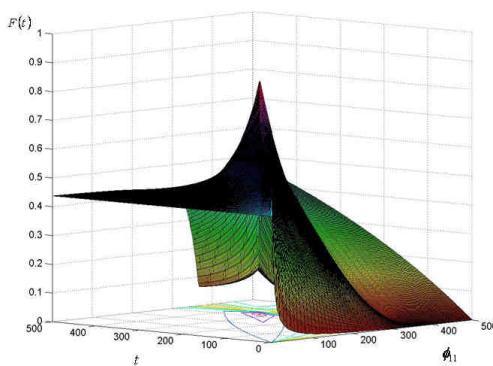


Рисунок 2 - График $F(t)$ вероятности возникновения отказа на промежутке времени в часах $t = (0,500)$ и наработке до отказа в часах $\phi_{11} = (0,500)$

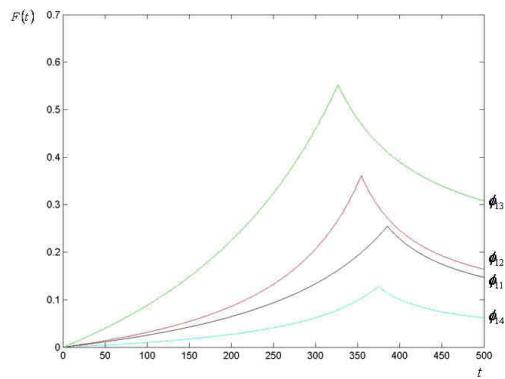


Рисунок 3 - Графики вероятности $F(t)$ возникновения отказа на промежутке времени $t = (0,500)$ и значениях наработки до отказа

RELIABLE OF REHABILITATION BIOMECHANICAL SYSTEMS BASED ON REVERSIBLE AND HEAT DRIVES

Trefilov M.A., Zhdanov A.V.
Vladimir State University

In this paper a mathematical model of the mechatronic module implantable circulatory support system.

Keywords: auxiliary circulation, mechatronic module, implantable systems, reliability, dependability, Petri nets.

ПРИМЕНЕНИЕ ТРЕХОСЕВЫХ АКСЕЛЕРОМЕТРОВ ДЛЯ ОЦЕНКИ ФИЗИЧЕСКОЙ АКТИВНОСТИ ЧЕЛОВЕКА

Логинов С.И., Кинтюхин А.С.
 Сургутский государственный университет ХМАО-Югры, Сургут
 E-mail: logsi@list.ru

Объективно измеренная повседневная физическая активность человека была и остается ключевым показателем для разработки групповых и индивидуальных оздоровительных и реабилитационных программ, составления научно обоснованных пищевых рационов, планирования учебного и тренировочного процессов в образовательных и лечебных учреждениях различного типа [1, 4, 6, 12]. До сих пор наиболее распространенными методами учета физической деятельности являются самоотчет и хронометрирование суточной активности человека. Для определения количества локомоций обычно используется электронный шагомер (рисунок 1). Современный шагомер позволяет измерять не только количество шагов или метров, но и обладает микрочипом, который после введения информации о поле, возрасте и массе тела рассчитывает количество энергии (ккал), затраченной в процессе оздоровительной тренировки.



Рисунок 1 - Внешний вид шагомера

В то же время эти методы имеют возрастные ограничения и обладают целым рядом существенных недостатков. Хорошо зарекомендовавшим себя методом изучения физической активности, связанной со здоровьем является акселерометрия. Акселерометр (рисунок 2, А) представляет собой портативный электронный счетчик количества движений, выполняемых человеком в условиях повседневной жизни в трех взаимно перпендикулярных плоскостях на основе регистрации ускорений, возникающих при смещении органов локомоции. Гироскоп с пьезосопротивлением воспринимает изменения положения тела в трех плоскостях, микропроцессор рассчитывает первую производную скорости изменения движения и записывает сигнал в память для последующей обработки на персональном компьютере.

Конструктивно акселерометры подразделяются на два вида – одноосевые и трехосевые. В качестве примера серийно выпускаемых одноосевых акселерометров можно привести пьезорезистивные акселерометры марки ICS Sensors Model 3145, Milpitas, CA (США), Caltrac производства Computer Science Application (США) и Mini Motionlogger Actigraph (США). Трехосевые акселерометры марки Tritrac-R3D (США), Tracmor (Голландия) и RT3 (США) зарекомендовали себя как более точные [14] (рисунок 2, А).



Рисунок 2 - Внешний вид, используемого нами акселерометра RT3 Research Activity Monitor (США) (А), докстанции (Б) и крепления на пояса испытуемой (В)

Акселерометры по сравнению с шагомерами и другими способами учета физической активности людей разного возраста отличаются высокой точностью и информативностью результатов измерений. Имеется возможность посекундной (в течение нескольких часов) и поминутной (семь и более суток) регистрации физической активности индивида. Регистрируются все типы основных движений человека. В дальнейшем полученные данные обрабатываются на ЭВМ с помощью специальных программ.

В сравнительных исследованиях, проведенных Клаасом Вестертерпом из маастрихтского университета в Голландии [14] не найдено статистически значимых различий между данными косвенной калориметрии и показателями акселерометра в процессе ходьбы как при использовании одноосевого, так и трехосевого приборов, помещенных на запястье, бедро или голень. “Сидячие действия” лучше отражаются с помощью трехосевого акселерометра, по сравнению с одноосевым. Высокая точность акселерометрии была подтверждена в сравнительных исследованиях на здоровых испытуемых при различных режимах ходьбы и бега [13, 2], в сочетании с показаниями холтеровского мониторинга ЭКГ [5], у детей разного возраста и пациентов с заболеваниями артерий нижних конечностей [7]. По сравнению с данными шагомера показатели акселерометрии оказались точнее в 6-13 раз, особенно у тучных людей [9]. Акселерометры «TriTrac R3D» и «Tracmor» были проверены на надежность в процессе исследования энергозатрат в повседневных условиях жизни по сравнению с методом определения метаболизма с помощью дейтериевой воды. Самая высокая корреляция между показаниями акселерометра и физической активностью, сопровождающейся расходом энергии, была найдена именно для голландского акселерометра «Tracmor». Анализ более чем 250 литературных источников, опубликованных в мире за последнее время по акселерометрии свидетельствует, что трехосевой акселерометр для регистрации движения – это объективный инструмент, который может использоваться для оценки различий в физической активности между отдельными людьми и выявления эффектов вмешательств в физическую активность человека с целью ее коррекции на индивидуальном и популяционном уровнях.

На основании анализа этой библиографии, можно выделить несколько областей наиболее интенсивного применения акселерометрии: 1) исследования в области биомеханики и кинезиологии человека и животных, включая коррекцию и реабилитацию при нарушении основных движений (измерение углов и угловых скоростей в суставах); 2) оценка повседневной физической активности, связанной со здоровьем; 3) контроль энергетического обмена, ожирение; 4) фармакология физической активности и спорта; 5) контроль работы кардиостимуляторов в зависимости от уровня и интенсивности физической активности; 6) измерение взаиморасположения кинематических звеньев и построение движений человека при выполнении физических упражнений (в случае использования 6-ти и более акселерометров одновременно).

Мы сосредоточили свое внимание на изучении повседневной физической активности, связанной со здоровьем человека на Севере. При этом необходимо заметить, что в России такого рода исследования с использованием трехосевых акселерометров носят весьма ограниченный характер. В рамках проекта «Активность + : женский вариант», проводимого лабораторией биомеханики и кинезиологии Сургутского госуниверситета, трехосевой акселерометр RT3 Research Activity Monitor (StayHealthy, США) был применен для оценки количества движений и уровня энергозатрат у пяти женщин второго зрелого возраста (45-55 лет) в течение 7-ми суток непрерывно. С помощью докстанции акселерометр был запрограммирован в формате поминутной или посекундной записи движений с учетом возраста, массы и длины тела. Характерные записи счетчика движений и энергозатрат представлены на рисунок 3.

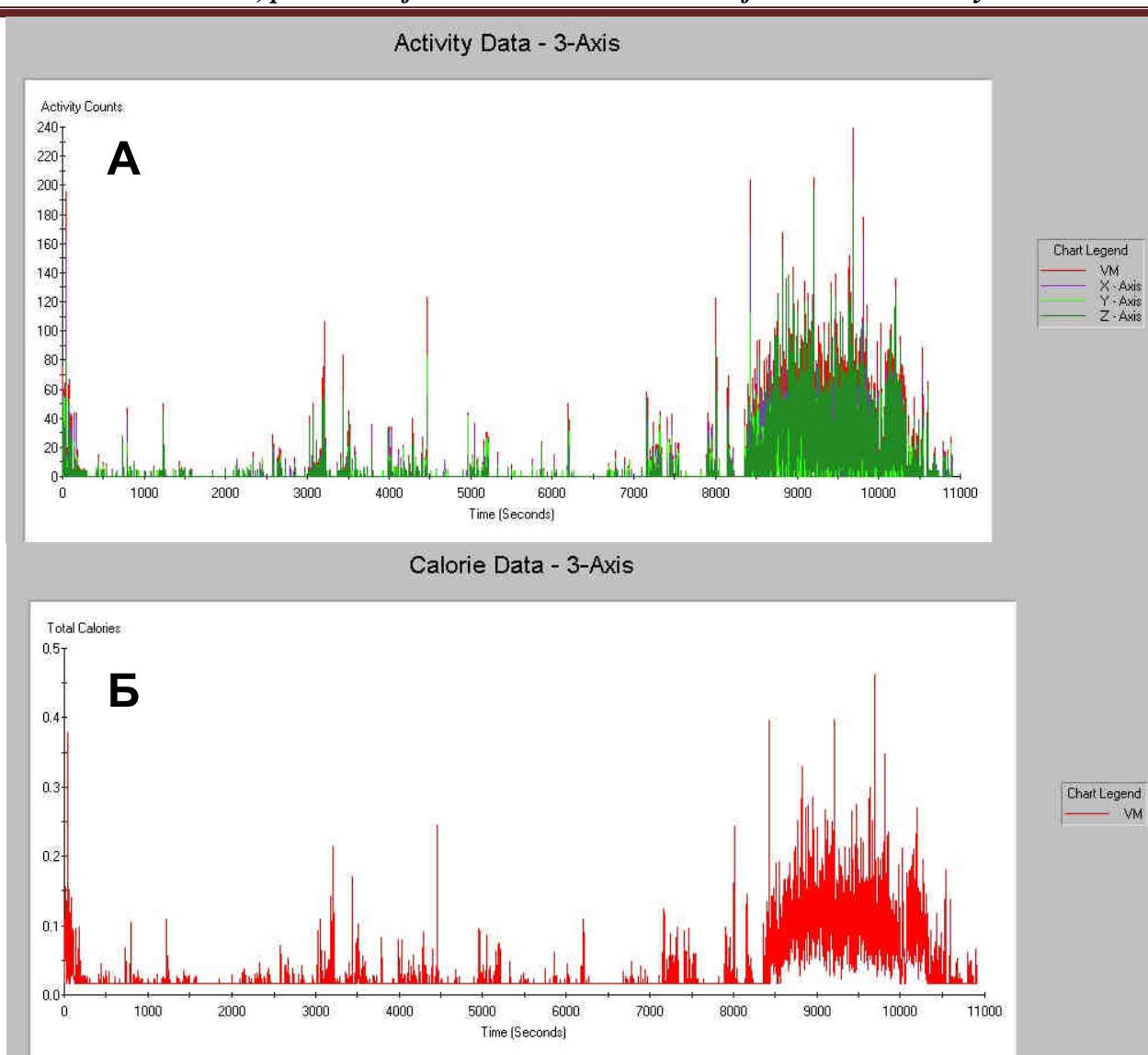


Рисунок 3 - Пример трехчасовой записи акселерометра RT3 у испытуемой А.С. К-вой (48 лет). А – показатели активности, отсчеты, Б – затраты энергии, кал. С 0 по 8299 сек – передвижение по дому, с 8300 по 10600 секунды – ходьба на улице.

В зависимости от цели эксперимента данные 7-ми дневных (и более коротких) записей оцифровывались и записывались в базу данных. Фрагмент результатов в минутном диапазоне представлен в таблице 1.

Таблица 1 - Результаты физической активности и расхода энергии за 10 минут испытуемой В.П. Г-ой (52 года) в минутном диапазоне регистрации данных (произвольно выбранный фрагмент записи от 16.03.2012 г.)

Время, ч : мин : сек	Общие калории	Активные калории	Число отсчетов по оси X	Число отсчетов по оси Y	Число отсчетов по оси Z
12:21:00	5,9192	5,0673	1638	1192	1893
12:22:00	3,3737	2,5218	0,651	682	1008

12:23:00	1,9045	1,0526	478	4	322
12:24:00	0,9616	0,1097	0	0	60
12:25:00	0,9323	0,0804	0	0	44
12:26:00	0,8519	0,0000	0	0	0
12:27:00	0,8519,	0,0000	0	0	0
12:28:00	0,8665	0,0146	7	0	4
12:29:00	1,0840	0,2321	75	75	69
12:30:00	1,0127	0,1608	52	58	42
Итого за 10 мин	16,91	9,24	2251	2011	3442

Фрагмент результатов расхода энергии и вектора движения в секундном диапазоне представлен в таблица 2.

Таблица 2 - Результаты расхода энергии и вектора движения за 10 секунд испытуемой А.П. В-як (52 года) в секундном диапазоне регистрации данных (произвольно выбранный фрагмент записи от 12.27.2011 г.)

Время, ч : мин : сек	Общие калории	Активные калории	Положение вектора
10:40:10	0,0480	0,0249	9
10:40:11	0,0369	0,0138	5
10:40:12	0,1472	0,1241	45
10:40:13	0,0866	0,0635	23
10:40:14	0,0645	0,0414	15
10:40:15	0,0397	0,0166	6
10:40:16	0,0369	0,0138	5
10:40:17	0,0369	0,0138	5
10:40:18	0,0231	0,0000	0
10:40:19	0,0231	0,0000	0
Итого за 10 сек	0,5429	0,3119	

Данные, приведенные в таблицах свидетельствуют, что за 10 мин и за 10 сек потрачено 16,9 и 0,54 калории (соответственно) на поддержание жизнедеятельности в целом, из них 9,2 и 0,3 калории (соответственно) на осуществление двигательных действий.

Расход энергии по каждому из семи дней недели на примере одной испытуемой представлен на рисунке 4.

Представленные на рисунок 4 данные свидетельствуют, что вторник оказался наиболее активным днем. На физическую активность было затрачено более 500 ккал. Наименее активным днем было воскресенье.

Вопросам изучения количественных характеристик физической активности людей разного возраста с помощью акселерометрии во взаимосвязи с определением расхода энергии при избыточной массе тела и различных воздействиях на организм с целью коррекции посвящено значительное число работ. Непрерывное ношение акселерометра на протяжении 1-7 суток с последующим анализом полученных данных, позволяет объективно оценить суточную и недельную динамику физической активности и ее изменение в результате корригирующего воздействия [3]. Весьма важно, что показания акселерометров калибруются в единицах основного обмена (1 MET = 1 ккал/мин) [10] и классифицируются в зависимости от продолжительности суточной физической активности по трем категориям – низкая (2-3,9 MET), умеренная (4-7 MET) и высокая (>7 MET) [8].

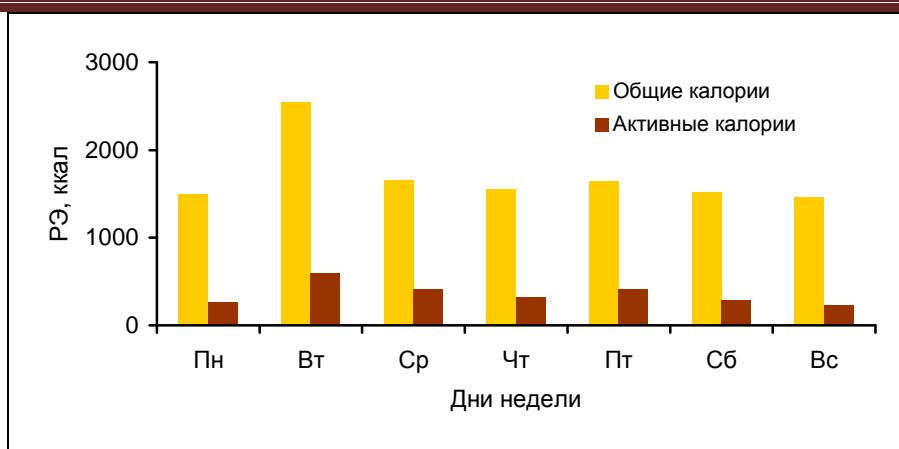


Рисунок 4 - Расход энергии (РЭ) в зависимости от дня недели у испытуемой В.С. К-вой (58 лет). Общие калории – количество энергии, потраченное на процессы жизнедеятельности, активные калории – количество энергии, затраченной на физическую активность.

В последнее время появились ряд работ, в которых авторы вновь призывают вернуться к старым добрым (недорогим усовершенствованным) шагомерам [11]. После критических замечаний о том, недорогие и не очень точные шагомеры (педометры) с электронной начинкой могут снова активно конкурировать с дорогими, но точными акселерометрами, можно высказать мнение о том, что в развитом обществе люди вправе выбирать средства контроля физической активности в зависимости от поставленных задач и уровня доходов. Вместе с тем, для кого-то использование современных миниатюрных устройств, вроде акселерометра или монитора сердечного ритма, может явиться серьезным внешним стимулом для приобщения к регулярным занятиям оздоровительной физической культурой. Для научных лабораторий и комплексных научных групп по видам спорта использование акселерометров для учета и анализа движений следует признать обязательным.

Библиографический список

1. Бородулина, Е.В. Оценка функционального состояния организма и донозологическая диагностика сердечнососудистых заболеваний у военнослужащих плавсостава. Материалы II Съезда терапевтов Юга России. М. ООО "Издательский дом "Бионика", 2011. – С. 50-53.
2. Куракин В.С. Акселерометрический метод "автоконтроля" в беге // Моделирование спортивной деятельности в искусственно созданной среде (стенды, тренажеры, имитаторы): Мат. конф. – М. 1999. – С.59-61.
3. Логинов, С.И. Возможности оценки физической активности человека с помощью датчиков движения – акселерометров (обзор) / С.И. Логинов // Вестник новых медицинских технологий. – 2007. – Т. XIV, N 1. – С. 149-151.
4. Перспективные задачи оптимизации питания на основе современных методов оценки пищевого статуса и энерготрат / А.В. Васильев [и др.] // Вопросы детской диетологии - 2010. – Т. 8, N 3. – С. 44-46.
5. Butte N.F. Assessing physical activity using wearable monitors: measures of physical activity / N.F. Butte, U. Ekelund, K.R. Westerterp // Med. Sci. Sports Exerc. – 2012. – V. 44, N 1 Suppl 1. – S5-12.
6. Hart T.L. Evaluation of low-cost, objective instruments for assessing physical activity in 10-11-year-old children / T.L. Hart [et al.] // Res. Q. Exerc. Sport. – 2011. – V. 82, N 4. – P. 600-609.
7. Measuring physical activity in peripheral arterial disease: a comparison of two physical activity questionnaires with an accelerometer / McDermott M.M. [et all] // Angiology. – 2000. – V. 51, N 2. – P. 91-100.
8. Rowlands A.V. Validation of the RT3 triaxial accelerometer for the assessment of physical activity / A.V. Rowlands, P.W. Thomas, R.G. Eston, R. Topping // Med. Sci. Sports Exerc. – 2004. – V. 36, N 3. – P. 518-524.
9. Shepherd E.F. Step activity monitor: increased accuracy in quantifying ambulatory activity / Shepherd E.F. // J. Orthop. Res. – 1999. – V. 17, N 5. – P. 703-708.
10. Sumukadas D. Using the RT3 accelerometer to measure everyday activity in functionally impaired older people / D. Sumukadas, S. Laidlaw, M.D. Witham // Aging Clin. Exp. Res. – 2008. – V. 20, N 1. – P. 15-18.

11. Tudor-Locke C. Time spent in physical activity and sedentary behaviors on the working day: the American time use survey / C. Tudor-Locke, C. Leonardi, W.D. Johnson, P.T. Katzmarzyk // J. Occup. Environ. Med. – 2011. – V. 53, N 12. – P. 1382-1387.
12. Tudor-Locke C. U.S. population profile of time-stamped accelerometer outputs: impact of wear time / C. Tudor-Locke, W.D. Johnson, P.T. Katzmarzyk // J. Phys. Act. Health. – 2011. – V. 8, N 5. – P. 693-698.
13. Validity, reliability, and calibration of the Tritrac accelerometer as a measure of physical activity. / J.F. Nichols [et all] // Med. Sci. Sports Exerc. – 1999. – V. 31, N 6. – P. 908-912.
14. Westerterp K.R. Assessment of physical activity level in relation to obesity: current evidence and research issues. Med. Sci. Sports Exerc. – 1999. – V. 31. – 11 Suppl. S. 522-555.

THE EVALUATION OF HUMAN PHYSICAL ACTIVITY BY 3-AXIS ACCELEROMETERS

Loginov S.I., Kintyukhin A.S.
 Surgut State University, Surgut, Russia
 logsi@list.ru

The topical information about accelerometry and the results of pilot research of five adult women's physical activity by means of 3-axis accelerometer RT3 (StayHealthy, USA) has been presented in this article. It showed the examples of made permanent records (second by second and minute by minute) during 7 days. Everyday energy expenditure was changed at range of 1500 kkal including 250-320 kkal (17-20 %) for physical activity.



ХАРАКТЕРИСТИКИ ИЗМЕРИТЕЛЯ ПРОФИЛЯ ПОЗВОНОЧНИКА

Мелешко В.В., Романов В.В.
 Национальный технический университет Украины
 "Киевский политехнический институт", mvv44@mail.ru

Важнейшей характеристикой для диагностирования, контроля за лечением является профиль (кривизна) позвоночника, измеряемый в двух плоскостях: сагittalной и фронтальной. Сагиттальная плоскость вертикальна и соответствует плоскости симметрии тела человека. Фронтальная плоскость также вертикальна и перпендикулярна сагиттальной плоскости.

Рассматриваемый измеритель является, по существу, одометрической миниатюрной системой ориентации, в чувствительном элементе (ЧЭ) которой установлены 2 двухосных акселерометра и счетчик пути, аналогичный счетчику компьютерной "мыши". Сигналы чувствительного элемента через плату аналого-цифрового многоканального преобразователя (АЦП) поступают в компьютер, где обрабатываются для получения информации в требуемом визуальном и числовом виде.

Измеритель состоит из чувствительного элемента (рисунок1), компьютера с платой аналого-цифрового преобразования электрических сигналов чувствительного элемента, блока питания и электроники, программного обеспечения для управления процессом измерений и обработки информации.



Рисунок 1 - Блок электроники (слева) и чувствительный элемент

Устройство чувствительного элемента

Чувствительный элемент содержит два двухосных акселерометра, установленных во взаимно перпендикулярных плоскостях и счетчик пройденного по позвоночнику пути. Конструктивно чувствительный элемент выполнен в виде 4-колесной тележки (рисунок 1) с установленным на ней корпусом.

Каждый из акселерометров имеет 2 взаимно перпендикулярные оси чувствительности. Первый акселерометр установлен так, что его оси чувствительности находятся в сагittalной плоскости. Сагittalная плоскость на рисунок 2 обозначена осями XY. Фронтальная плоскость (ZY) вертикальна и перпендикулярна сагittalной плоскости. Угол наклона в сагittalной плоскости α соответствует наклону человека вперед, угол наклона во фронтальной плоскости β соответствует наклону человека влево.

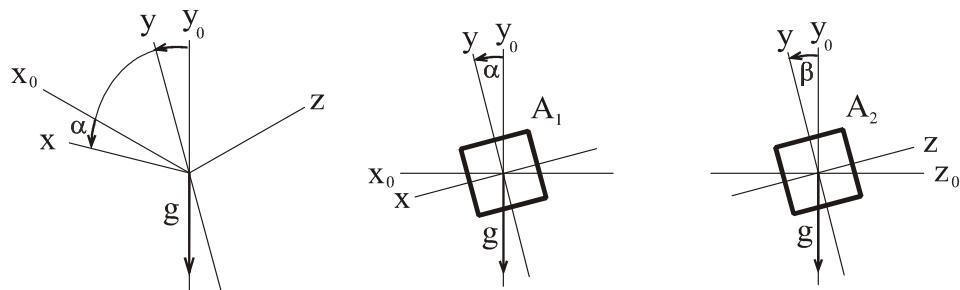


Рисунок 2 - Системы координат и углы наклона:
XY- сагittalная плоскость, YZ – фронтальная плоскость;
A₁, A₂- двухосные акселерометры, g – ускорение силы тяжести

Счетчик пройденного пути имеет растровое колесо с оптоэлектронной парой и электронный счетчик импульсов. Колесо приводится в движение от передних колес ЧЭ через резиновый пас. В качестве корпуса ЧЭ использован корпус стандартной компьютерной «мыши». Начальной точкой измеряемого пути является точка установки передней пары колес. Конструкция ЧЭ позволяет заменять 4-х колесное шасси на другое, если это потребуется.

Принцип работы и алгоритмы обработки сигналов

Акселерометры выдают напряжение, соответствующее углу отклонения оси акселерометра от вертикали. Умножая пройденный путь (отсчитывается счетчиком) на синус угла отклонения ($\sin \alpha$), получаем приращение величины отклонения профиля позвоночника от вертикали, проходящей через начальную точку отсчета. На график профиля результаты выводятся через каждые 3 сантиметра, что примерно соответствует длине позвонка.

Можно сказать, что профиль позвоночника строится методом счисления пути.

Угол α в сагittalной плоскости определяется по сигналам 2-х каналов акселерометра A₁, оси чувствительности которого примерно расположены в этой плоскости, в соответствии с формулой

$$\alpha = \arctg(U_{yc} / U_{xc}),$$

где U_{yc}, U_{xc} - выходные сигналы акселерометра сагittalной плоскости (напряжение).

Угол β фронтальной плоскости определяем из зависимости $\beta = \arcsin U_{zc}$, где U_{zc} - выходной сигнал одного канала акселерометра A₂ фронтальной плоскости.

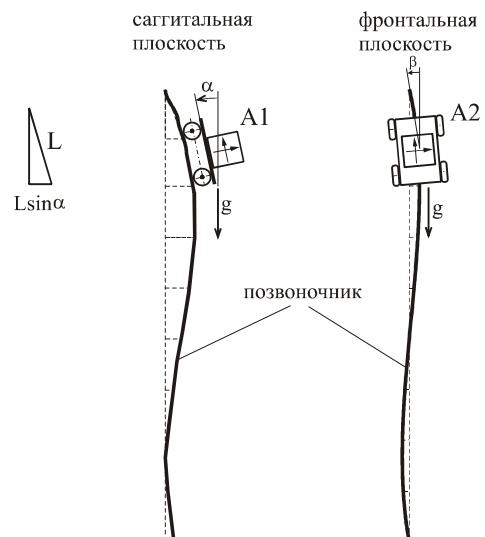


Рисунок 3 - Профиль позвоночника

Максимальная измеряемая длина позвоночника – 75 см. Показания счетчика пути снимаются 63 раза. Результаты всех измерений (счетчика пути, акселерометров) сглаживаются методом скользящего среднего в перемещающемся окне из 3 точек.

Предварительная калибровка

Для обеспечения правильности измерений необходимо определить параметры математической модели, которой достаточно близко соответствует сигнал акселерометра.

Ориентируясь на техническое описание акселерометра, учтем в математической модели выходного сигнала следующие параметры:

амплитуда выходного сигнала по измерительной оси X - U_{mx} ;

амплитуда выходного сигнала по измерительной оси Y - U_{my} ;

постоянные смещения выходных сигналов, обусловленные как внутренними качествами акселерометра, так и смещением нуля АЦП - U_{ox} , U_{oy} ;

начальный угол отклонения осей акселерометра от базовой плоскости, обусловленный как несовершенством конструкции акселерометра, так и погрешностями его установки - α_0 ;

угол отклонения от перпендикулярности измерительных осей акселерометра - α_y ;

коэффициенты перекрестной чувствительности β_x , β_y (ними можно пренебречь).

С учетом введенных параметров выражение для выходного сигнала (математическую модель) можно записать в следующем виде:

$$U_x = U_{0x} + U_{mx} \cos(\alpha + \alpha_y + \alpha_0) + \beta_x U_y, \quad U_y = U_{0y} + U_{my} \sin(\alpha + \alpha_0) + \beta_y U_x.$$

где α - угол поворота головки с акселерометром, который может быть задан в промежутке 0...360°.

Задача калибровки - определения 8 коэффициентов приведенной модели по результатам экспериментальных измерений выходных сигналов акселерометра. Калибровка проводится по методике, изложенной в [1].

Для определения параметров модели (калибровки) можем использовать алгоритм непоследовательного метода наименьших квадратов в векторно-матричной форме:

$$\hat{x} = (N^T N)^{-1} N^T z.$$

Здесь \hat{x} - вектор оценок коэффициентов, N - матрица параметров измерений, $-z$ -вектор измерений.

$$\text{Для первого канала } x_1 = \begin{bmatrix} U_{0x} \\ U_{mx} \\ U_{mx}(\alpha_y + \alpha_0) \end{bmatrix}, \text{ для второго канала } x_2 = \begin{bmatrix} U_{0y} \\ U_{my} \\ U_{my}\alpha_0 \end{bmatrix}.$$

$$\text{для первого канала } N_1 = [1 \quad \cos\alpha_i \quad -\sin\alpha_i], \quad \text{для второго } N_2 = [1 \quad \sin\alpha_i \quad \cos\alpha_i].$$

Коррекция выходных сигналов акселерометра

После определения коэффициентов модели выходного сигнала (калибровки акселерометра) можно получить выходной сигнал с учетом калибровки. Так как акселерометры на поворотном столе служат для измерения угла поворота основы (точнее, синуса и косинуса угла поворота), получим выходной сигнал в следующем виде:

$$\cos\alpha = \frac{U_x - U_{0x}}{U_{mx}} + (\alpha_y + \alpha_0) \sin'\alpha, \quad \text{где} \quad \sin'\alpha = \frac{U_y - U_{0y}}{U_{my}}; \quad \text{и во втором канале}$$

$$\sin\alpha = \frac{U_y - U_{0y}}{U_{my}} - \alpha_0 \cos'\alpha, \quad \text{где} \quad \cos'\alpha = \frac{U_x - U_{0x}}{U_{mx}};$$

Теперь можно определить $\tan\alpha = \frac{\sin\alpha}{\cos\alpha}$, а затем угол $\alpha = \arctg(\tan\alpha)$ - угол наклона акселерометра с учетом поправочных коэффициентов. Использование для определения угла функции \arctg имеет преимущество перед определением угла через \arcsin , поскольку \arctg выполняется при любых значениях аргумента, а \arcsin неработоспособно при случайном отклонении аргумента за пределы 1.

Интерполяция кривой

Отсчет результатов проводится АЦП с дискретизацией во времени (приемлемый интервал дискретизации 0,2 секунды). При этом время измерения профиля позвоночника (движения ЧЭ по позвоночнику) составляет примерно 12 секунд.

Поскольку скорость движения может быть непостоянна, ЧЭ может проходить неравные отрезки пути и результаты измерений не будут соответствовать равновеликим отрезкам 3 см. Для того, чтобы построение профиля позвоночника проводилась в точках вертикали, кратных 3 (начиная с нуля) проведена интерполяция измеренного профиля.

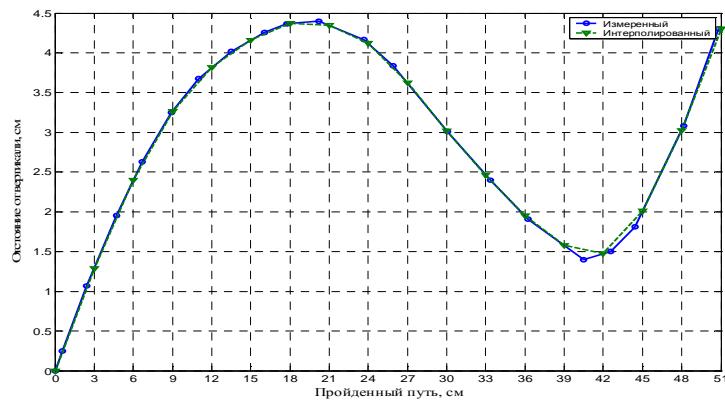


Рисунок 4 - Измеренный и интерполированный профили

Определение радиуса кривизны заданного участка

Определение радиуса кривизны заданного участка производится по 3 выбранным точкам профиля как точкам окружности. Оператор щелкает мышью на интересующих его точках и программа вычисляет радиус окружности, проходящей через эти точки.

Координаты точек и радиус появляются в соответствующих окнах (рисунок 5).

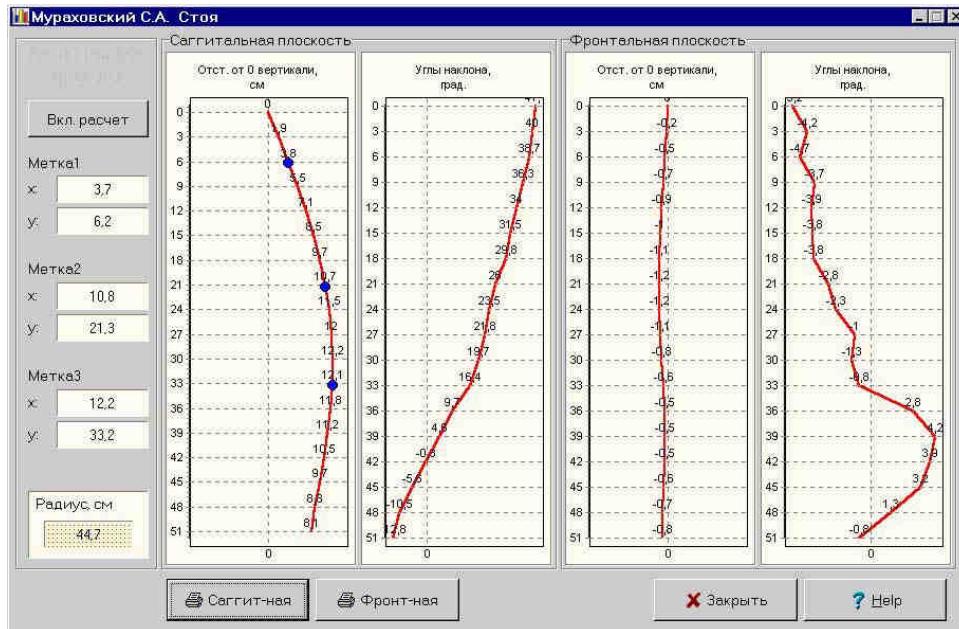


Рисунок 5 - Результаты измерений

Прибор позволяет получить профиль позвоночника, рассчитать углы отклонения от вертикальной оси на каждом уровне позвоночника, величину лордоза, кифоза, сколиоза, радиус кривизны выбранного участка в визуальном виде, длину позвоночника. Результаты измерений вносятся в базу данных.

Проведенные испытания показали следующие характеристики измерителя.

Характеристики измерителя профиля позвоночника:

Диапазон изменений углов во фронтальной плоскости - + 180°...- 180°

Диапазон изменений углов в сагиттальной плоскости - + 80°...- 80°

Среднеквадратическая ошибка измерения угла – 0,25° (приводит к нарастанию ошибки измерения профиля до 3 мм)

Время измерения – устанавливаемое (приемлемо 10 секунд для перемещения чувствительного элемента вдоль позвоночника)

Максимальная длина позвоночника – 0,75 м

Дискретность отсчетов по длине позвоночника – 3 мм

Масса чувствительного элемента – 100 г

Библиографический список

1. Мелешко В.В., Нестеренко О.И. Бесплатформенные инерциальные навигационные системы. Учебное пособие. – Кировоград: ПОЛИМЕД - Сервис, 2011. – 172с.

METER DATA STRUCTURE SPINE

Meleshko V.V., Romanov V.V.

National Technical University of Ukraine

"Kiev Polytechnic Institute"

mvv44@mail.ru

The meter provides a profile of the spine in the frontal and sagittal planes to calculate the angles from the vertical axis at each level of the spine, the magnitude of lordosis, kyphosis, scoliosis, curvature radius of the selected area in a visual form, the length of the spine. The results of the measurements are entered into the database.

Viewed meter is essentially a miniature odometer system orientation, in the sensitive element (SE) which are installed two biaxial accelerometers and the counter path, similar to counter computer "mouse." Sensor signals through the payment of multi-channel analog-digital converter (ADC) enter into a computer, where they are processed for the obtaining the required information in a visual and numeric form. The meter consists of a sensing element, the computer board analog-to-digital conversion of electrical signals sensor, power supply and electronics, by the software to manage the process of measurement and data processing.

Characteristics of measuring the profile of spine:

The range of changes in the frontal plane angles - 180 degrees ... + 180 degrees

The range of changes in the sagittal plane angles - 80 ° ...+ 80 °

Standard error of measurement of the angle - 0.25° (leading to increased measurement error profile of up to 3 mm)

Measurement time - installed (acceptable 10 seconds to move the sensor of an element along the spine)

The maximum length of the spine - 0.75 m

Discrete samples along the length of the spine - 3 mm

Weight sensor - 100 g



КОМПЛЕКСНАЯ РЕАБИЛИТАЦИЯ ФУТБОЛИСТОВ ПОСЛЕ АРТРОСКОПИЧЕСКОЙ АУТОПЛАСТИКИ ПЕРЕДНЕЙ КРЕСТООБРАЗНОЙ СВЯЗКИ

Кодин А.В.¹, Валеев Н.М.¹, Иванова Н.Л.², Мохаммед Хосейн³

1 - Владимирский государственный университет им. А.Г. и Н.Г. Столетовых

2 - Российский государственный университет физической культуры, спорта, молодежи и туризма (ГЦОЛИФК), Москва, Россия,

3 - Ирак

Введение

Многолетнее изучение локализаций и характера травм у спортсменов выявило, что более уязвимым звеном остается коленный сустав (КС), на долю которого у футболистов его травмы наиболее значительны (69,8 %), а передняя крестообразная связка (ПКС) из них - самая травмируемая. При ее разрыве рекомендуется операция - реконструкция ПКС несколькими способами ее замещения из связки надколенника, из подколенных сухожилий, аллотрансплантатов. Для полного восстановления функции КС требуется устранение его нестабильности.

В этой связи **целью** нашей работы явились разработка и внедрение комплексной поэтапной программы физической реабилитации футболистов после артроскопической аутопластики ПКС.

Задачи исследования

1. Разработать методику проведения занятий лечебной гимнастикой с включением в неё специальных проприоцептивных упражнений.
2. Применить методы электромиографии и стабилометрии для оценки состояния спортсменов и коррекции методики физической реабилитации.
3. Оценить эффективность воздействия разработанной комплексной программы физической реабилитации на состояние спортсменов.

Использованы следующие методы:

- анализ литературных источников,
- педагогический эксперимент,
- педагогические наблюдения;
- гониометрия, антропометрическое измерение окружности бедер на симметричном уровне;
- двигательные тесты; компьютерное исследование скорости двигательной реакции;
- стабилометрия; электромиография (ЭМГ);
- психологические тестирование по Г. Айзенку.
- статистика.

Исследования проводились на базе Московского научного практического центра спортивной медицины и в НИИ спорта РГУФКСМиТ (ГЦОЛИФК) в 2010-2011гг у 22 футболистов. Экспериментальная группа – 12 человек, контрольная – 10.

Опираясь на рекомендации отечественных и зарубежных специалистов в области ФР (З.Г.Орджоникидзе, М.И. Гершбурга, 2008, Неijne A., 2008 и др.), а также собственный опыт были сформулированы следующие основные методические особенности реабилитации спортсменов после артроскопической аутопластики ПКС:

1. Отсутствие иммобилизации после операции или фиксация КС с помощью функционального коленного брейса.
 2. Необходимо ранее начало реабилитационных мероприятий.
 3. Комплексный характер реабилитации (разнообразие средств, форм и методов восстановления).
 4. Строгая периодизация процесса реабилитации.
 5. Рекомендуется системное дозирование нагрузки, оперативный контроль и коррекция физической нагрузки.
 6. Обязательным включение проприоцептивных упражнений (изометрических, статических и динамических на равновесие и балансировку и др.) в программу ФР.
 7. Проведение заключительной экспертной оценки степени клинико-функционального состояния спортсменов и возможности возобновления нормальной тренировочной деятельности.
- Выделяются следующие периоды послеоперационной реабилитации:
- ранний послеоперационный период (1-3 недели после операции);

- период восстановления функции коленного сустава (4-я неделя - конец 2-го месяца после операции);
- восстановительно-тренировочный период (начало 3-го - середина 5-го месяца после операции);
- тренировочно-восстановительный период (середина 5-го - середина 6-го месяца после операции).

С 1-го дня после операции использовались изометрические напряжения мышц бедра по 1-2 мин 3-5 раз в день, упражнения в тазобедренном суставе оперированной ноги, пассивные упражнения для КС с помощью аппарата «Continuous Passive Motion (CPM)», укладка на разгибание, общеразвивающие упражнения для здоровой части тела. Ходьба с костылем.

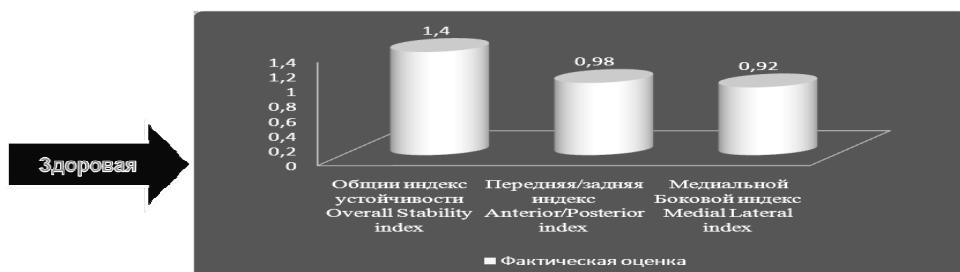
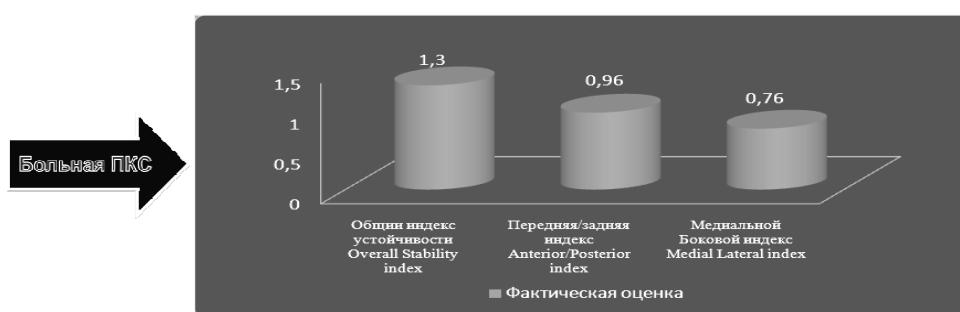
Во 2-ом периоде: занятия ЛГ в зале, включая на велоэргометре, эллипсоидном степпере, силовых тренажерах, акватерапия, тренировка в ходьбе, ручной, вибро- и гидромассаж, электростимуляция мышц бедра, рефлексотерапия.

В 3-ем периоде: общеразвивающие упражнения на тренажерах, циклические упражнения в аэробном режиме (бег, плавание, велоэргометрические нагрузки), имитация, проприоцептивные, силовые упражнения для мышц зоны операции. Упражнения в подскоках в бассейне и на сушке, массаж. Ежедневная продолжительность занятий - 5 ч.

4-й период осуществляется под руководством тренера и врача команды. В первой половине средства реабилитации (те же, что и в 3 периоде) составляют 75% всего объема, а элементы спортивной тренировки - 25%. Во второй половине соотношение обратное.

Проприоцепция играет исключительную роль в спорте: значительная часть технических действий (финты и удары) выполняется спортсменами без зрительного контроля мяча и при балансировании на одной ноге; спортсмен должен быть устойчивым и противостоять попыткам соперника сбить его с ног. Именно в ПКС находится большое количество рецепторов, обеспечивающих динамический контроль стабильности КС.

Проприоцептивная терапия (ПТ) начиналась в ближайшие дни после операции в виде изометрической тренировки мышц, стимулирующих нервно-мышечный анализатор. Использовались статические упражнения. В начале 2-го периода, когда сохраняется измененная походка, спортсмены, сидя на фитболе, выполняют шагательные упражнения, а также отбивание ногой мяча. Наряду с тренировкой баланса это упражнение восстанавливает «чувство мяча». Особое место занимают упражнения на равновесие и балансировку: а-отбивание мяча, стоя на балансировочной платформе, б-равновесие, стоя на пальцах стопы и тягой амортизатора, нарушающей баланс, в-баланс на эластичной полусфере Боса. После полного восстановления нормальной походки и техники медленного бега мы использовали динамическую ПТ с эластичным сопротивлением с контролируемым динамичным растяжением (стретчинг).



При динамическом объективном исследовании с помощью ЭМГ и стабилометрии после курса ФР на оперированной ноге общий индекс устойчивости (ОИУ) в среднем составил $1,3 \pm 0,15$, не достоверно отличаясь от ОИУ ($1,4 \pm 0,17$) на здоровой. Это позволило объективно подтвердить эффективность предложенной авторской программы ФР. Однако сохраняемая медиально-боковая проприоцептивная асимметрия в 82,6 % на оперированной конечности (медиально-боковой индекс устойчивости - 0,76) позволила рекомендовать дальнейшие спортивные тренировки с наколенником.

Выводы

1. Комплексная реабилитация с применением разработанной программы на основе проприоцептивной тренировки позволяет быстрее, качественнее и наиболее полно восстановить спортивную работоспособность футболистов после травм.

2. Объективный контроль с помощью ЭМГ и стабилометрии позволяет достоверно оценить степень восстановления нарушенных функций после травм коленного сустава на всех этапах ФР.

COMPREHENSIVE REHABILITATION OF FOOTBALL PLAYERS AFTER ARTHROSCOPIC AUTOPLASTY ANTERIOR CRUCIATE LIGAMENT

Codina A.V.¹, Valeev N.M.¹, Ivanova N.L.², Mohammed Hussein³

1 - Vladimir State University

2 - Russian State University of Physical Culture, Sport, Youth and Tourism, Moscow, Russia

3 - Iraq

Proprioceptive therapy – the new method of the successful rehabilitation after the arthroscopy's surgery treatment knee traumas of the 22 football's sportsmen is present in the article.



МОДЕРНИЗАЦИЯ КОНСТРУКЦИИ ОРТОПЕДИЧЕСКОГО АППАРАТА АВТОМАТИЗИРОВАННОГО ОСТЕОСИНТЕЗА

Федотов О.В., Филимонов В.Н., Мамаев И.М., Крылов А.В., Кириллов А.В.

Владимирский государственный университет

tpm@vlsu.ru; oleg72f@yahoo.com

Ортопедический аппарат автоматизированного остеосинтеза (далее - автоматизированный аппарат) (рисунок 1), разработанный научным коллективом кафедры «Теоретическая и прикладная механика» Владимирского государственного университета, реализует широкий круг травматологических и ортопедических задач по методу чрескостного остеосинтеза проф. Г.А. Илизарова [1] применительно к индивидуальным особенностям пациента за счет автоматизации процесса лечения.

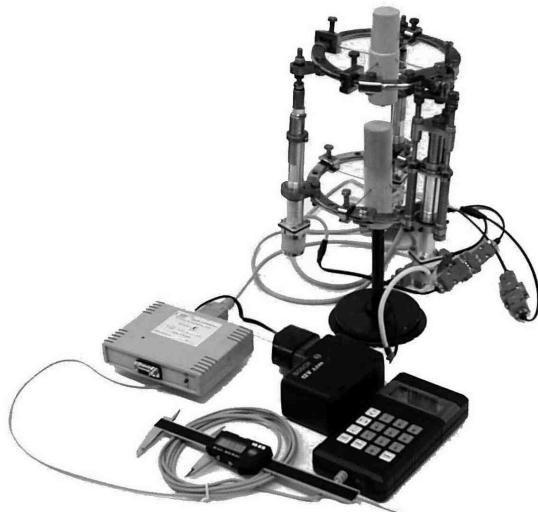


Рисунок 1 - Общий вид ортопедического аппарата автоматизированного остеосинтеза

Автоматизированный аппарат представляет собой шарнирно-стержневую конструкцию, состоящую из трех электромеханических приводов (ЭМП) на базе планетарных роликовинтовых передач с резьбовыми роликами (ПРВП). Связь между приводами (стержнями) и кольцами (подвижным и неподвижным кольцом) автоматизированного аппарата осуществляется посредством четырех трехступенчатых шарниров, одного двухступенчатого и жесткой заделки основного стержня.

В конструкции ЭМП используется шаговый микроэлектродвигатель ДШ-25-0.001-45УХЛ4 производства фирмы «Микмар» (г. Санкт-Петербург). Шаговый микроэлектродвигатель и ПРВП соединяются между собой промежуточным планетарным редуктором, в том числе осуществляющим функцию дополнительной редукции.

Автоматизация процесса лечения обеспечивается входящей в состав автоматизированного аппарата высокointегрированной микропроцессорной системой управления (МПСУ) [2].

Проведенные сертификационные медицинские испытания автоматизированного аппарата [3] показали, что осевая нагрузка, действующая на приводы автоматизированного аппарата во время процесса лечения, составляет порядка 600 Н, что гораздо меньше заложенного проектного значения в 1000-1200 Н.

С целью оптимизации массогабаритных и энергетических показателей автоматизированного аппарата, на основе полученных медико-технических данных о требуемых усилиях, был спроектирована новая конструкция ЭМП [4], включающий в себя ПРВП и шаговый микроэлектродвигатель, соединенные между собой сильфонной муфтой R+W серии MK. Модель разработанного ЭМП представлена на рисунке 2.

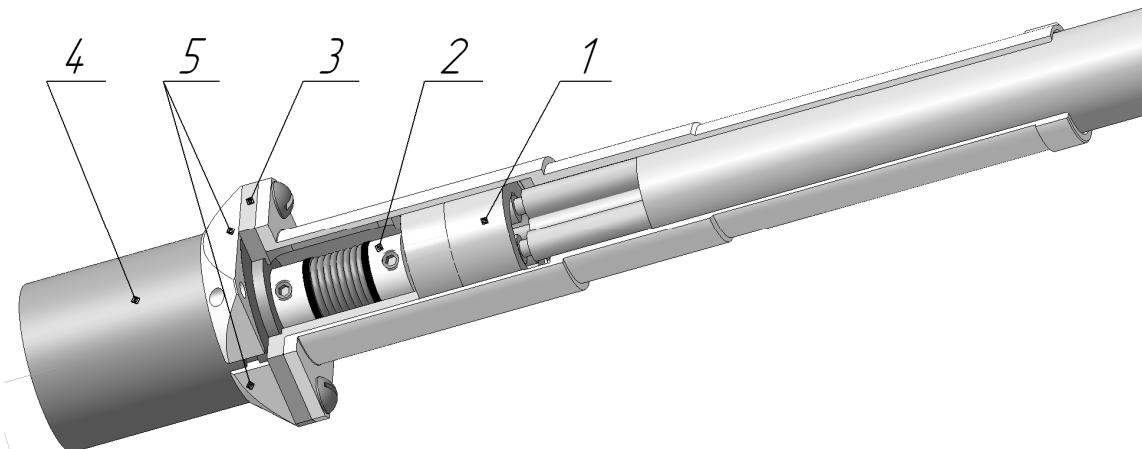


Рисунок 2 – Модель электромеханического привода

1 - Планетарная роликовинтовая передача; 2 - Сильфонная муфта R+W; 3 - Упорная втулка; 4 - Шаговый микроэлектродвигатель ДШ-25-0.001-45УХЛ4; 5 - Сухарь

Использование муфты взамен промежуточного планетарного редуктора, сокращает кинематическую цепь привода, повышая тем самым его надежность, чувствительность, жесткость и кинематическую точность, сокращая габаритные размеры и массу привода и, как следствие, аппарата в целом.

Кроме этого, за счет наличия компенсирующих элементов в сильфонной муфте, шаговый микроэлектродвигатель может быть установлен в корпусе привода в положении, при котором его ось будет расположена с небольшим перекосом относительно оси винта ПРВП. В базовой конструкции ЭМП с промежуточным планетарным редуктором небольшой перекос вала шагового микроэлектродвигателя с расположенным на нем солнечным колесом относительно блока сателлитов приводил к заклиниванию механизма. Это обстоятельство являлось следствием небольшой мощности применяемого шагового микроэлектродвигателя.

Моделирование динамики новой конструкции ЭМП показало, что в сочетании с коэффициентом полезного действия ПРВП, равным 0,36, обеспечивается требуемое усилие на штоке одного ЭМП, равное 340 Н, необходимое для осуществления процесса дистракции костной ткани. Так же было выявлено, что использование механизма без промежуточного редуктора, сокращает время переходных процессов на 17%, уменьшает амплитуду кинематических погрешностей на 78,6%, моменты инерции и коэффициенты демпфирования, увеличивает приведенную жесткость.

Одной из важных проблем, выявленных в процессе первых сертификационных медицинских испытаний [5], явилось отсутствие возможности обеспечения фиксированного заданного углового положения основного привода автоматизированного аппарата относительно неподвижного кольца. Величина углового смещения основного привода относительно направления, перпендикулярного плоскости неподвижного кольца, зависит от требуемого лечения.

Базовая конструкция [6] фиксатора углового положения основного привода относительно неподвижного кольца автоматизированного аппарата на базе двух трехстепенных шарниров и трех болтов фиксаторов, связанных с корпусом основного привода и с неподвижным кольцом через кронштейн, обеспечивала надежную фиксацию заданного положения. Но в процессе исследований были выявлены ее недостатки. Среди них - сложность установки необходимого углового положения; наличие радиальных нагрузок на элементах привода, которые могли привести к его заклиниванию в процессе работы и потере работоспособности автоматизированного аппарата.

Предлагаемое техническое решение [7] исключает указанные недостатки базовой конструкции. Разработанное простое устройство угловой фиксации основного стержня, состоящее из двух клиновых шайб, позволяет регулировать угловое положение подвижного кольца относительно двух горизонтальных осей в необходимых пределах от 0° до 10° и надежно фиксировать заданное положение. Модель аппарата с фиксатором углового положения представлена на рисунке 3.

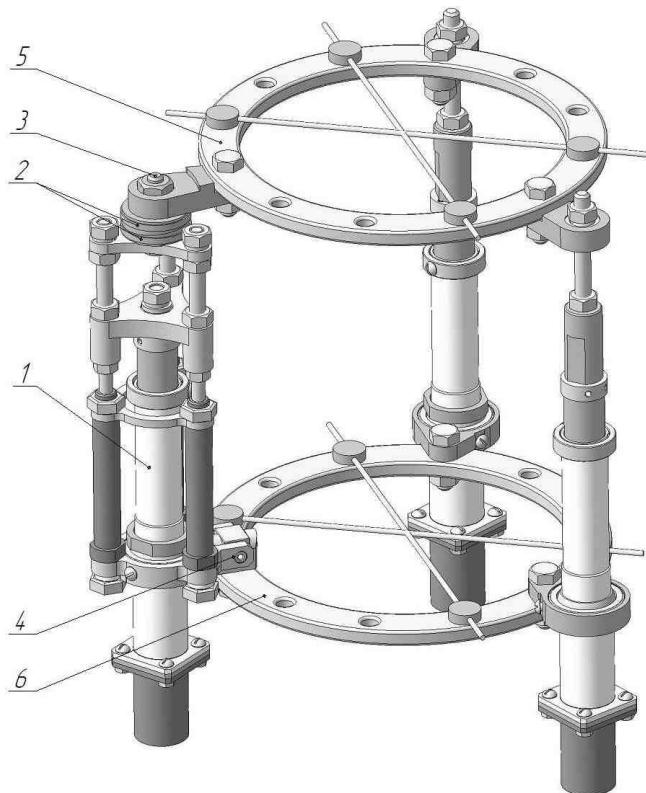


Рисунок 3 – Модель ортопедического аппарата автоматизированного остеосинтеза

1. Основной привод; 2. Клиновые шайбы; 3. Стяжка; 4. Двухстепенной шарнир; 5. Неподвижное кольцо автоматизированного аппарата; 6. Подвижное кольцо автоматизированного аппарата

Данные технические решения повышают функциональные возможности автоматизированного аппарата, улучшают его технические характеристики и т.д. В настоящее время по всем техническим решениям подготовлена и отправлена заявка для получения патента на полезную модель.

Дальнейшее совершенствование автоматизированного аппарата предполагается развивать в следующих направлениях:

во-первых, разработка и исследование принципиально новой конструкции ПРВП, обеспечивающей повышенную грузоподъемность, долговечность и жесткость ЭМП;

во-вторых, разработка и внедрение интеллектуального деления шага микроэлектродвигателя с помощью специально разработанной программы;

в-третьих, поэтапная разработка комплексной системы диагностики.

Все перечисленные технические решения позволяют расширить функциональные возможности автоматизированного аппарата с целью удовлетворения широкому спектру медико-технических требований, предъявляемых к современным аппаратам внешней фиксации.

Библиографический список

1. Козырев В.В. и др. Автономный ортопедический аппарат автоматизированного остеосинтеза / В.В. Козырев, О.И. Алборов, О.В. Федотов, С.М. Воробьев, С.Л. Тихомиров, И.М. Мамаев // Медицинская техника: научно-практический журнал. – М., 2011. - №4. – с. 30-33. – ISSN 0025-8075.
2. Свидетельство о государственной регистрации программы для ЭВМ № 2011610101 Российской Федерации. Управление приводами ортопедического аппарата автоматизированного остеосинтеза / Мишуллин Ю.Е., Федотов О.В., Филимонов В.Н., Мамаев И.М.; заявитель и патентообладатель: Общество с ограниченной ответственностью «Малое инновационное предприятие «Трикарол»; поступл. 8.10.10; зарегистр. 11.01.12, Бюл. №1(П ч.).
3. Козырев В.В. и др. Система измерений осевых усилий автоматизированного ортопедического аппарата / В.В. Козырев, О.В. Федотов, А.В. Крылов, И.М. Мамаев // Физика и радиоэлектроника в медицине и экологии: Труды 9-й межд. науч.-техн. конф. с элем. научн. молод. школы – Владимир – Сузdal: Влад. гос. ун-т, 2010. – с. 274 – 278.
4. Мамаев И.М. и др. Доработка конструкции электромеханического привода ортопедического аппарата автоматизированного остеосинтеза / И.М. Мамаев, О.В. Федотов, А.В. Кириллов // Машиностроение и безопасность жизнедеятельности: журнал. – Муром, 2011. - №2. – с. 62-65. – ISSN 2222-5285.
5. Козырев В.В. и др. Результаты клинических испытаний автономного ортопедического аппарата автоматизированного остеосинтеза / В.В. Козырев, О.В. Федотов, С.М. Паринов, С.Л. Тихомиров // Информационно-измерительные и управляющие системы: журнал. – М., 2006. - №1 – 3, т. 4. – с. 149-155.
6. Пат. 2339332 Российская Федерация, МПК A61B 17/66, F16H 25/22, F16H 1/34. Ортопедический аппарата остеосинтеза / Козырев В.В.; заявитель и патентообладатель: Козырев В.В. – 2006103056/14. заявл. 02.02.2006, опубл. 27.11.2008, Бюл. №33 (П.ч.). – 12 с. : ил.
7. Мамаев И.М. Разработка шарнирно-стержневой конструкции ортопедического аппарата автоматизированного остеосинтеза // Актуальные проблемы машиностроения: материалы Всероссийской молодежной интернет-конференции. Владимир. гос. ун-т; под ред. В.Ф. Коростелева.- Владимир, ПУ «Рост» БООО ВОИ 2011. – с. 24 – 26. – ISBN 978-5-93907-061-4.

UPGRADE THE DESIGN ORTHOPEDIC REHABILITATION DEVICE FOR AUTOMATED OSTEOSYNTHESIS

Fedotov O.V., Filimonov V.N., Mamaev I.M., Krilov A.V., Kirillov A.V.

Vladimir State University named after A.G. and N.G. Stoletovs

tpm@vlsu.ru, oleg72f@yahoo.com

This article presents the results of a comparative analysis of the basic and upgraded design of the orthopedic rehabilitation device for automated osteosynthesis. Among the major first examines the possibility of replacing the planetary gear on the bellows coupling to link the planetary roller screw gear and step motor in the electro-mechanical drive unit, and secondly, the angular fixation system developed on the basis of the main drive of the two wedge washers in the hinge-rod design of the apparatus. It is established that the proposed technical solutions enhance the functionality of the base case of orthopedic device-aided fixation and improve its health characteristics.

ЭЛЕКТРОИМПЕДАНСНЫЙ МЕТОД КОНТРОЛЯ ПРОЦЕССА ОСТЕОРЕПАРАЦИИ

Кожевников Е.С.

Забайкальский государственный университет, evg_12@mail.ru

Лечение переломов - одна из центральных проблем медицины, сопутствующая всей истории человеческого рода. Благодаря усердному труду врачей и ученых, на протяжении долгого времени, мы имеем немало методик по лечению самых различных переломов. Для успешного лечения необходимо не только строгое соблюдение выбранной методики лечения, но и наличие максимально полной и достоверной информации о текущем состоянии костной и прилежащих тканей. В связи с этим большое внимание уделяется и различным способам диагностики и методам сбора информации. Для этого в распоряжении врачей имеются неинвазивные методы, которые позволяют оценивать состояние костной ткани. К этим методам относятся рентгенологические, радионуклидные, ультразвуковые, компьютерная и ядерно-магнитно-резонансная томографии. Однако возможность применения данных методов зачастую бывает весьма ограниченной. Это связано с такими факторами как, оказание на организм человека лучевой нагрузки, высокой стоимости применяемой аппаратуры, относительно низкой чувствительности и информативности. [1]

В связи с этим, одними из основных критерии, которые врачи предъявляют к разработчикам медицинской аппаратуры, необходимой для диагностики состояния костной ткани, можно назвать безопасность, объективность и информативность. [3]

Для решения подобных задач все чаще стали применяться электроимпедансные методы диагностики. Основа этих методов заключается в регистрации значения импеданса биологического объекта. Таким образом, регистрируется суммарное сопротивление, оказываемое биологическим объектом, при прохождении через него переменного электрического тока.

Этот метод является одним из наиболее перспективных в случае лечения переломов и удлинении конечностей аппаратами внешней фиксации, в частности, аппаратом Г. А. Илизарова, при использовании которого, возникают следующие вопросы: как именно должны располагаться сращиваемые части для успешного сращивания, как осуществлять контроль их расположения по отношению к друг другу и аппарату внешней фиксации, время начала дистракции, её темп, время снятия аппарата фиксации. На все эти вопросы поможет ответить применение электроимпедансного метода диагностики. [5 8]

Для биологического объекта импеданс носит составной (комплексный) характер $Z=(R,X)$. Его активная составляющая R связана, в первую очередь, с проводимостью внутренних жидкых сред, являющихся электролитами. Различные процессы в тканях, сопровождающиеся необратимыми потерями энергии, также дают вклад в величину активной составляющей импеданса. Реактивная компонента X определяется емкостными свойствами исследуемой ткани, в частности, емкостью биологических мембран. Кроме того, в емкостную составляющую импеданса дает вклад и область контакта стимулирующих электродов с биологическими тканями. [2]

Наличие активных и реактивных свойств импеданса можно моделировать, используя эквивалентные электрические схемы, являющиеся частным случаем математических моделей, которые представляют собой в общем случае аналитическое описание идеализированных процессов и систем, адекватных реальным.

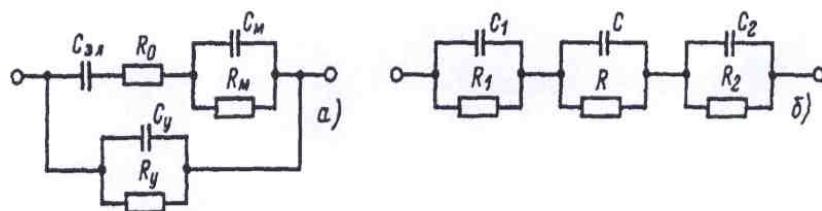


Рисунок 1 - Схемы замещения костной ткани человека

На рисунке 1,а изображена эквивалентная схема замещения костной ткани.

где $C_{\text{эл}}$ — поляризационная емкость электрода;

R_0 — сопротивление костной ткани;

R_y и C_y - сопротивление и емкость утечки; R_m и C_m - сопротивление и емкость кровеносных и лимфатических сосудов костной ткани.

Более полная схема приведена на рисунке 1.6. Здесь полезную информацию несут параметры R_1 и C_1 R_2 , и C_2 - параметры коаксиального датчика (полости, куда помещается исследуемый образец) [6].

Для определения величины параметров импеданса могут быть использованы как приборы уравновешивающего, так и прямого преобразования. К приборам уравновешивающего преобразования относятся мосты переменного и постоянного тока. К приборам прямого преобразования относятся приборы, основанные на аналоговых операциях (интегрирование, дифференцирование, сложение, вычитание), а затем аналого-цифровое преобразование напряжения в цифровую величину.

Применение микропроцессоров для реализации приборов прямого преобразования позволяет значительно улучшить и упростить процесс измерения импеданса.

Лечение переломов аппаратом Илизарова, с использованием электроимпедансного метода диагностики состояния костной ткани, значительно облегчается. Благодаря регистрации импеданса можно: 1. точно установить появление регенерата в зоне контакта отломков – а значит вовремя начать выбранную методику лечения (в настоящее время этот параметр является усредненным); 2. осуществлять дозирование дистракции во избежание заполнения образовывающегося диастаза рубцовой тканью – при слишком высоком темпе дистракции, и во избежание замещения регенерата на зрелую костную ткань – при слишком низком темпе дистракции (в настоящее время этот параметр так же определен как среднее значение); 3. определять текущее состояние регенерата, а значит, и определить время для снятия аппарата внешней фиксации; 4. прогнозировать возможные допустимые функциональные нагрузки на конечность и возможное течение окончательного сращивания, которое, в конечном счете, длится около года.

Для проведения измерений импеданса костной ткани в качестве измерительных электродов предлагается использование спиц, составляющих часть аппарата внешней фиксации - аппарата Илизарова.

Благодаря тому, что спицы проходят сквозь все ткани (мышечная, костная и др.) и использованию многочастотного сигнала появляется возможность диагностировать состояние прилежащих к спицам тканей и наблюдать динамику изменения их состояния, так как предложенный метод не несет таких вредных воздействий, как рентгенографические и радионуклидные методы. Кроме наблюдения за тканями появляется возможность диагностировать состояние кровеносных сосудов и капилляров в зоне восстановления костной ткани. Это является немаловажным показателем в ходе проведения лечения в связи с тем, что для нормального восстановления костной ткани необходимо постоянное и полное обеспечение веществами, доставляющимися к месту регенерации током крови. Помимо этого, диагностирование нарушения кровоснабжения в зоне контакта костных отломков свидетельствует об отсутствии жесткой фиксации и постоянной травматизации костного регенерата и прилежащих кровеносных сетей. И тем самым будет являться одним из показателей правильности фиксации аппарата.

Таким образом, применение электроимпедансного метода, при лечении переломов аппаратом внешней фиксации (аппаратом Илизарова), дает возможность ограничить больного от высокой лучевой нагрузки, и в то же время предоставляет лечащему врачу достаточно полную и достоверную информацию по состоянию восстановления костной ткани в комплексе.

Библиографический список

1. Сборник научных трудов. Вопросы чрескостного остеосинтеза по Илизарову. Выпуск 7.- Курган: 1986 г.
2. В.В. Смолянинов. Математические модели биологических тканей.- М.: Наука, 1980 г.
3. В.И. Стецулa. В.В. Веклич. Основы управляемого чрескостного остеосинтеза.- М.: Медицина, 2003 г.
4. С. С. Ткаченко. В.В. Руцкий. Электростимуляция остеорепарации.- Л.: Медицина, 1989 г.
5. С.С. Ткаченко. Остеосинтез.- Л.: Медицина, 1987 г.
6. Ю.В. Торнуев. Р.Г. Хачатарян. Электрический импеданс биологических тканей.- М.: издательство ВЗПИ, 1990 г.
7. И.П. Чобану. Стимуляция остеосинтеза.- М.: 1989 г.
8. В.И. Хрупкин, А.А. Артемьев. Лечение переломов дистального отдела костей голени. Возможности метода Илизарова.- Петрозаводск: ИнтелТек, 2005 г.

THE PROCESS OF OSTEOREPARATION WITH ELECTRICAL IMPEDANCE CONTROLLING

Kozhevnikov E.S.
Zabaykal State University
evg_12@mail.ru

The process of human bone reparation is stated by measuring complete electrical resistivity in a zone of bone breaking when high frequency current is applied to it. Mechanical parts of the device for outer fixation are used as measuring electrodes. The biological behavior of a bone and human tissue around it is exhibited.



ИЗУЧЕНИЕ ВОЗМОЖНОСТИ ПРОГНОЗА СОСТОЯНИЯ КОСТНО-МЫШЕЧНОЙ СИСТЕМЫ

Яскин Е.Г., Пермяков С.А., Каторгина Г.И., Бойко И.П., Буренков В.Н.
Владимирский государственный университет имени А. Г. и Н. Г. Столетовых

Болезни костно-мышечной системы являются важной медико-социальной проблемой т.к. широко распространены, являются наиболее частой причиной временной нетрудоспособности и инвалидности, в основном лиц трудоспособного возраста, приводя тем самым к значительным экономическим потерям общества. Болезни костно-мышечной системы и соединительной ткани занимают одно из ведущих мест в структуре общей и первичной заболеваемости населения Российской Федерации. На протяжении последних 10 лет сохраняется устойчивая тенденция к росту частоты патологии костно-мышечной системы среди населения России.

В последнее время в медицине огромным потенциалом для исследования обладает область знания о раздельном капиллярном кровотоке и его прогностических качествах. На мировом рынке аппараты для исследования микроциркуляционного русла разрабатывают многие крупные фирмы, связанные с выпуском биомедицинской аппаратуры.

Цель работы - изучить состояние мозгового кровообращения, раздельного капиллярного кровотока и выявить его взаимосвязь с метаболизмом кальция в организме для прогноза заболевания костно-мышечной системы.

Материалы и методы: Выборка наблюдаемых: три возрастные группы: а) 18-25 лет (100 чел., 48 женщин, 52 мужчин); б) 25-40 лет (95 чел., 49 женщин, 46 мужчин); в) 40-60 лет (86 чел., 41 женщина, 45 мужчин); г) контрольная группа (60 человек, 30 женщин, 30 мужчин).

Лазерная доплеровская флюометрия является одним из наиболее удобных, неинвазивных и достоверных методов для измерения уровня раздельного капиллярного кровотока и общего состояния микроциркуляции. Поэтому при выполнении данной работы был использован этот метод [1].

Основной показатель кровотока измерялся с помощью капилляроскопа лазерного анализатора ЛАКК-02 фирмы «Лазма» с программным обеспечением для снятия показаний с прибора. Прибор предназначен для неинвазивного измерения движения крови в капиллярах и диагностики состояния микроциркуляции в тканях и органах при различных патологических процессах. В приборе используется излучение гелий-неонового лазера в красном и инфракрасном диапазонах, позволяющее проникать в поверхностные слои тканей на глубину 3 мм. Аппарат обеспечивает определение показателя капиллярного кровотока в диапазоне скоростей от 0.03 до 6 мм/с.

Возможные нарушения функционирования мозгового кровотока оптимально выявляются с помощью радиоциркулографического обследования. Наиболее информативна методика радиоциркуграфии в тех случаях, когда картина сосудистого поражения не выражена или отсутствует вовсе. 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.

Для анализа данных нами была использована математическая модель и программное обеспечение, что позволило выделить и оценить два вида капиллярного кровотока: артериокапиллярный и капилляровенулярный, каждому из которых соответствовал свой диапазон значений показателя микроциркуляции.

Затем среди наблюдаемых был проведен опрос на предмет наличия в анамнезе костно-мышечных патологий и серьезных травм. При проведении опроса пациентов особое внимание уделялось тому, были ли переломы, трещины, растяжения, а также наследственные предрасположенности.

Исследования пола, роста, веса и возраста не показали надежной корреляции с количеством костно-мышечных патологий.

Статистическая обработка результатов исследования раздельного кровотока показала, что у людей с преобладанием капилляровенулярного оттока количество травм выше, чем у людей с преобладанием артериокапиллярного кровотока (таблица 1)

Таблица 1 - Результаты статистической обработки результатов исследования раздельного кровотока

Возрастная группа	Количество людей с костно-мышечными нарушениями, %	
	Преобладание артериокапиллярного кровопритока	Преобладание капилляровенулярного кровооттока
18-25	7	25
25-40	10	36
40-60	9	68

Наиболее часто встречающимся заболеванием у людей с усиленным венуллярным кровотоком является остеопороз (46% всех случаев), для группы людей с усиленным кровопритоком наиболее частым является остеохондроз (42% случаев).

Результаты исследования мозговой гемодинамики исследуемых групп сопоставляются с результатами контрольной группы в таблице 2.

Таблица 2 - Результаты исследования мозговой гемодинамики

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
Возраст 18-25 лет	28,55 \pm 0,13	29,77 \pm 0,31	6,01	5,96	-0,2	-0,3
Возраст 25-40 лет	32,16 \pm 0,10	33,77 \pm 0,12	6,22	6,40	-0,3	+0,5
Возраст 40-60 лет	37,62 \pm 0,20	38,52 \pm 0,29	6,18	6,29	+0,1	-0,2

Результаты радиоциркуографии говорят о серьёзном нарушении мозговой гемодинамики в исследуемых группах и необходимости коррекции этой физиологической системы.

Обсуждение результатов. Данные результаты можно объяснить, рассмотрев метаболизм кальция в организме человека.

Функционирование микрососудов целесообразно и подчинено основной задаче – поддержанию необходимого уровня метаболических процессов в тканях. Такие обменные процессы происходят в основном в капиллярах, с чем связан тот факт, что стенка капилляра представлена слоем толщиной в одну клетку и наблюдается наименьшая скорость крови в них по сравнению с остальными микрососудами. В результате прохождения крови по капиллярам она отдает питательные вещества, кислород, минеральные элементы и получает продукты распада. По капилляровенулярному оттоку кровь отекает от капилляров, и наблюдается значительное выделение ионов кальция.

В связи с анатомофизиологическими особенностями микроциркуляции обследованные обладают разными адаптационными возможностями как обменных процессов в капиллярах, так и в обоих рассматриваемых видах кровотока.

Жизненно необходимый кальций поступает в человеческий организм с пищей и в последующем метаболизируется для формирования и содержания костного скелета, сокращения гладких и соматических мышечных клеток, возникновения и проведения импульса в нервном окончании, поддержания гемостаза и множества других важных функций клеток и тканей органов человека[2]. Количество ионов кальция (Ca^{2+}), которое должно поступать в сутки — в среднем 1 г, новсеголищьоколо 30% всасывается в желудочно-кишечном тракте. Общее количество кальция во внеклеточных жидкостях организма около 1 г. Поскольку 0,19 г поступает обратно в просвет кишечника с продуктами его секреции, желчью и слущенными эпителиальными клетками, «чистое» всасывание составляет 0,17 г. Именно такое количество экскретируется за сутки с мочой[2,3].

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 [5]. 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 [3,5]. В равновесных условиях количество кальция, откладываемого в костях и резорбируемого 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 [4,6].

С возрастом при уменьшении концентрации ионов кальция в крови повышается секреция PARA-T-гормона, вырабатываемого паращитовидными железами, которые регулируют обмен кальция и фосфора. Это снова приводит к выведению кальция из костей (депо), и происходит дальнейшее ослабление скелета.

Известно, что нарушение обмена кальция может привести к перестройке организма в целом, нарушается функционирование отдельных органов и систем. У обследуемых в группе риска снижены компенсаторные возможности сердечно-сосудистой системы, и могут происходить психоневрологические изменения. Имеют место отклонения в деятельности некоторых органов, в частности печени, сердца, почек, поджелудочной железы и селезенки.

Нарушение капилляро-венулярного кровооттока способствует еще большему выведению ионов кальция из костей, что в свою очередь увеличивает риск развития костно-мышечных патологий и получения травм. Снижение функциональной активности органа 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.

Заключение

Таким образом, исследования раздельного капиллярного кровотока и мозговой гемодинамики на наш взгляд обладают прогностическими качествами, которые необходимо использовать для предупреждения и прогноза заболеваний со стороны костно-мышечной системы, начиная с детского возраста.

Библиографический список

1. Крупин 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. 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.
4. Стенникова О.В., Санникова Н.Е. Патофизиологические и клинические аспекты дефицита кальция у детей. Принципы его профилактики.//Вопр. Совр. педиатр.–2007. –Т.6. – №4. – С.58–65.
5. Котова С.М., Карлова Н.А., Максимцева И.М. и др. Формирование скелета у детей и подростков в норме и патологии.–СПб.–2002.–49с.
6. Андреева, Т.М. Травматизм, ортопедическая заболеваемость, состояние травматолого-ортопедической помощи населению России в 2008 году / Т.М. Андреева, Е.В. Огрызко, М.М. Попова. – М., 2009. – 73 с.

ANALYSIS OF PREDICTION POSSIBILITY OF MUSCULOSKELETAL SYSTEM STATE

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

Pathologies of musculoskeletal system are significant medical-social problem, because they are widespread, and are the most frequent cause of temporary disability and invalidity of able-bodied population. That leads to significant economic losses of society. 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 cerebral hemodynamics, separate capillary blood-flow and to find out their relationship with calcium metabolism for prediction of pathologies of musculoskeletal system.

For analysis we use a mathematic model and software, that provide the highlighting and estimating of two types of capillary blood-flow: artery-capillary and capillary-venule, which has own value range of microcirculation parameter. Among observed people the inquiry was carried out the purpose to find pathologies of musculoskeletal system and critical injuries in anamnesis. In the inquiry the special attention was paid to existence of fractures, scissuras, stretchs, and also hereditary susceptibilities.

The investigation of sex, height, weight and age has no real correlation with value of pathologies of musculoskeletal system. Statistic proceeding of results of separate blood-flow investigation shows that people with capillary-venule blood flow-out prevalence the value of traumas is higher, than one of people with arterial-capillary blood flow-in prevalence. Results of radiocirculography investigation show the significant abnormality of cerebral hemodynamics.

The most frequent pathology of people with capillary-venule blood flow-out prevalence is osteoporosis (46% of all cases). The most frequent pathology of people with arterial-capillary blood flow-in prevalence is osteochondrosis (42% of all cases). Capillary-venule blood flow-out prevalence provides fast excretion of calcium from bones, that leads to increasing of risk of musculoskeletal system pathologies development.

Thereby in our opinion investigations of separate capillary blood-flow and cerebral hemodynamics have prognostic properties, which should be used for prevention and prediction of musculoskeletal system pathologies since childhood.

СЕКЦИЯ 4

НОВЫЕ ИНФОРМАЦИОННЫЕ ТЕХНОЛОГИИ В МЕДИЦИНЕ И ЭКОЛОГИИ

АВТОМАТИЗИРОВАННЫЙ АНАЛИЗ МОРФОЛОГИИ КЛЕТОК В МАЗКАХ КРОВИ И МЕТОД СТАТИСТИЧЕСКИ МОТИВИРОВАННОЙ КЛАСТЕРИЗАЦИИ

Пятницкий А.М., Медовый В.С.

ЗАО «Медицинские компьютерные системы» (МЕКОС), Москва
info@mecos.ru, http://mecos.ru

1. Автоматическая кластеризация и прикладные задачи

В задачах, связанных с распознаванием образов, выделяют так называемые методы классификации с учителем и без учителя. Если существует представительная обучающая выборка со стационарным на момент распознавания распределением значений признаков исследуемых объектов, то имеется много стандартных схем для проведения правильной классификации (правильного распознавания). Это - нейронные сети, SVM (Support Vector Machine), байесовские решающие правила и т.д. Однако использование этих стандартных методов затруднительно, если нет единой обучающей выборки. В дальнейшем рассматривается ситуация, когда известно лишь то, что объекты являются смесью нескольких унимодальных распределений, причем дополнительно может иметься полукаличественная информация о параметрах этих распределений. Для данной выборки случайными оказываются сами параметры этих распределений. В таких случаях требуется автоматическая кластеризация («классификация без учителя»), позволяющая адаптироваться к данному препаратору. Автоматический анализ изображения мазка крови – классический пример подобной задачи, работа над которой длится уже 40 лет. Задача состоит в том, чтобы найти на окрашенном мазке крови разные клетки (эритроциты, разные типы лейкоцитов и тромбоциты) и провести их классификацию. Добиться стандартной окраски клеток одного и того же типа в разных лабораториях и при различных патологиях практически невозможно. Эритроциты, например, могут быть серыми, розовыми, пурпурными, сиреневыми, зеленоватыми и т.д. Поэтому при создании алгоритмов анализа изображений мазков крови необходимо использование методов классификации объектов без учителя. Анализ изображений мазка крови удобен в качестве полигона для разработки и тестирования методов автоматической классификации как минимум по трем причинам:

1) Нет сомнений в реальности существования кластеров на двух уровнях - имеются группы различных типов клеток, изображения которых в свою очередь подразделяются на достаточно отчетливые множества пикселей - ядро, цитоплазма, гранулы;

2) Результат кластеризации обычно нагляден и легко проверяется визуально;

3) Одновременно встречаются оба предельных случая – классификация в ситуации, когда объектов очень много (миллионы пикселей изображения) и когда объектов мало (десятки клеток разного типа). Ясно, что технология кластеризации должна быть разной. Заметим, что решение задачи классификации пикселей изображений на однородные области часто называют “сегментацией изображения”. При анализе мазка происходит две последовательные сегментации - пикселей, и объектов (клеток).

Упомянем родственную задачу, в которой классификация без учителя также оказывается полезной. Это - классификация объектов в проточной цитометрии. В данном случае объектами являются клетки, каждая из которых характеризуется вектором признаком с типичной размерностью от 2 до 10. Количество объектов значительно – обычно это несколько тысяч клеток. Быстрая и

надежная проверка результата кластеризации (правильно или нет проведено разделение) здесь не так проста, как в случае анализа изображений.

Мы не касаемся здесь многочисленных работ по использованию автоматической кластеризации при решении научных задач в области биоинформатики, психометрики, эконометрики и т.д., так как в этих случаях обычно нет надежной независимой информации о правильном разбиении, поэтому тестирование алгоритмов затруднено.

Итак, в настоящий момент автоматическая кластеризация используется на практике для решения задач в области сегментации изображений и классификации клеток. Ясно, что область приложений стремительно расширится, как только алгоритмы будут в достаточной степени отработаны.

2. Автоматическая кластеризация в автоматической методике анализа мазка крови комплекса МЕКОС-Ц2

В комплексе МЕКОС-Ц2 [1,2] используется алгоритм «статистически мотивированной кластеризации».

Ключевым методом здесь является разделение мод на гистограмме частот. Эти частоты могут относиться к пикселям при сегментации изображений или к объектам при классификации клеток. В сложных случаях существует несколько отдельных мод, каждая из которых соответствует отдельному кластеру – группе однотипных объектов. Здесь важно иметь последовательность нескольких возможных делений, каждое из которых статистически совместимо с исходными данными. Введение набора подобных делений является аналогом использования доверительного интервала при оценке параметра. Сопоставление результатов, полученных для разных кадров, позволяет выбрать уже единственный вариант, который считается правильным решением. Распространенные в литературе методы (ядерные оценки плотности распределения, подбор распределения в виде суперпозиции гауссовых кривых) недостаточно устойчивы и эффективны, чтобы использоваться в автоматическом режиме. Нами предложен метод аппроксимации гистограммы в виде кусочно постоянных функций, для построения которых используется динамическое программирование [3]. Это возможно в силу того, что хи-квадрат расстояние Пирсона является аддитивным функционалом. Данный метод численно эффективен и устойчив в том случае, когда число объектов достаточно велико. Если число объектов мало (<30), то эффективными оказываются методы, основанные на промежутках. Здесь приходится использовать дополнительное предположение о том, что унимодальное распределение, используемое при формулировке нулевой гипотезы (наличие единственного кластера) убывает достаточно быстро (например, близко к нормальному).

Применение рассмотренных методов позволяет комплексу МЕКОС-Ц2 адаптироваться к особенностям каждого препарата, что существенно улучшает его точностные и эксплуатационные характеристики в условиях рядовых лабораторий и чем, по-видимому, МЕКОС-Ц2 отличается от известного аналога [4].

3. Статистически мотивированная кластеризация

Один из способов устойчивого решения задачи классификации объектов без учителя, это - использование алгоритмов Статистически Мотивированной Кластеризации (далее сокращенно СМК). Здесь важны слова “статистически мотивированной” или “значимой”, так как Библиографический список перенасыщена формальными методиками кластеризации, которые бесполезны для работы в run time (без постоянного контроля человека). В потоке данных мы ищем некоторые структуры (однородные группы объектов, пики на гистограммах яркости, перепады в уровне сигнала), далее проверяем их значимость и потом относим на основе априорной информации к тем или иным объектам. Специфика задачи проявляется на этом последнем третьем этапе. Первые же два – поиск структуры и проверка ее значимости – универсальны. Важно научиться автоматически формулировать и проверять гипотезы о неоднородности поступающих на вход данных. Соответствующие математические методы в настоящее время еще не оформлены в стандартные схемы. Поэтому разработчикам трудно воспользоваться чем-то готовым – им приходится, руководствуясь общими идеями статистики, создавать собственные решения. Упомянем некоторые устоявшиеся подходы к решению простейших задач СМК.

1) Задача о разладке – change point detection (off line и on line варианты).

Наблюдается временная последовательность некоего сигнала. В какой-то момент, возможно, происходит смена режима (например, увеличение среднего значения, или увеличение дисперсии).

Требуется сегментировать этот одномерный сигнал на разные участки. Известные решения – метод CuSum (cumulative sum), последовательный анализ.

2) Теория множественных сравнений в статистике. Имеется несколько значений случайной величины с известной дисперсией. Требуется найти минимальное число кластеров, которые могут объяснить полученные данные. В предположении нормальности закона распределения имеются различные варианты ее решения – например, методы Шеффе, Тьюки, Дункана.

3) Поиск выбросов (outliers). К методам СМК можно отнести те методы, в которых число выбросов заранее неизвестно и определяется в процессе анализа.

Дополнительный момент в нашей ситуации состоит в том, что мы просматриваем массив данных в надежде найти структуру. Это изменяет закон распределения, который надо использовать при проверке гипотезы о значимости структуры.

Пример. Если H_0 (нулевая гипотеза) состоит в том, что наше распределение равномерно на интервале $[0;1]$, то, получив при первом же опыте значение 0.02, мы должны отвергнуть H_0 (если работаем на уровне значимости 0.05 – то есть считаем “типичными” значения от 0.025 до 0.975). Теперь, пусть программа ищет в данных локальный минимум, и мы спрашиваем – значим ли он. Пусть в точке минимума значение $x=0.02$. Теперь у нас уже нет оснований отклонить H_0 – распределение x в точке минимума уже не будет равномерным.

Перечислим некоторые допущения и приемы, полезные при решении задач СМК.

1. Объекты, относящиеся к одному классу, имеют унимодальные распределения. Наличие нескольких мод свидетельствует о существовании такого же числа кластеров.

2. Анализируемая выборка объектов рассматривается как независимая выборка из распределения случайной величины, параметры которой сами случайны. Так относительные цвета (доли синего и красного - $B/(B+G+R)$, $R/(B+G+R)$) отдельных пикселей каждого эритроцита имеют распределение близкое к двумерному нормальному, но параметры этого распределения не постоянны, а случайны (эритроциты имеют “индивидуальность”).

3. Статистические свойства изучаемых величин приближенно следуют известным асимптотическим законам в типичном случае (случай общего положения). Так для распределения частот, можно использовать нормальную аппроксимацию, а для распределения промежутков между порядковыми статистиками – экспоненциальную.

4. В отсутствие информации о числе кластеров необходимо сканирование по широкому интервалу возможных значений, при этом существен выбор простейших способов описания данных. Исчерпывающий перебор иногда возможен методом динамического программирования. Так при сегментации гистограммы частот необходимо исследовать различные аппроксимации соответствующие разному числу мод. Если ограничиться кусочно постоянными гистограммами, то методом динамического программирования можно найти все возможные варианты, статистически согласующиеся с реальным распределением частот. Заметим, что использование нормальных смесей трудно осуществить автоматически.

5. Методы, используемые при формулировке гипотез, вполне могут быть эвристическими, если получение последующих данных позволяет осуществить их независимую проверку. Двухэтапность анализа упрощает задачу.

6. Желательно сканирование по заранее выбранному набору признаков, которые могут выявить наличие структур. Например, для сегментации ядра клетки последовательно анализируется три одномерных признака – яркость (зеленый канал), доля зеленого, доля синего.

4. Автоматический анализ мазка крови в приборах серии МЕКОС-Ц2.

Анализ изображения мазка крови начинается с того, что в кадре нужно выделить пиксели, отвечающие как минимум трем зонам – пиксели фона (однородные по цвету и самые яркие), пиксели эритроцитов (более темные, чем фон), пиксели ядер лейкоцитов (самые темные). Важно, что заранее неизвестно – существуют ли в данном кадре пиксели всех этих трех групп. Мы поступаем в соответствии с вышеизложенной трех этапной схемой – на гистограмме яркости в диапазоне от 0 до 255 выделяем структуры (пики), проверяем их значимость, наконец, пытаемся приписать их к одной из этих трех групп. Напомним – так приходится делать потому, что никаких жестких количественных критериев у нас нет – есть только качественные или “полуколичественные” (например, пиксели фона могут быть в диапазоне от 100 до 250, пиксели эритроцитов от 50 до 200, пиксели ядер от 0 до 120). Следующий этап – сегментация изображения отдельного лейкоцита – практически эквивалентен первому, но здесь технически сложнее выделить еще одну группу пикселей, относящихся к цитоплазме лейкоцита – приходится пользоваться уже не 3 мерным пространством цветов

(Red,Green,Blue), а 5 мерным – учитывать и координаты пикселей. Важно, что заранее неизвестно какой из признаков, или какая их комбинация окажется оптимальной для сегментации. Последний третий этап – классификация объектов (например, лейкоцитов). Здесь мы пока уклоняемся от той идеологии, которую использовали на предыдущих этапах и применяем нейронную сеть. Это дает неплохой результат для нормальных клеток, но не позволяет обнаружить патологические. Поэтому возможно в будущем здесь также надо действовать в три этапа – сгруппировать объекты в однородные группы, проверить их значимость, в соответствии с априорной информацией классифицировать всю группу.

5. Вывод.

Задача автоматического анализа мазка крови – замечательный объект для приложения и развития методов статистически мотивированной кластеризации. Важно подчеркнуть, что методы СМК универсальны и могут быть использованы в самых разных ситуациях при обнаружении структур.

Библиографический список

1. Медовый В.С., А.А.Парпара, А.М.Пятницкий, Б.З.Соколинский. Роботизированная микроскопия внедряет стандарт качества анализов мазков крови. Клиническая лабораторная диагностика, 2009, №9, стр.40-44.
2. Медовый В.С., Пятницкий А.М., Соколинский Б.З., Маркеллов В.В., Федорова Д.С., Федоров И.В. Разработка и испытания автоматизированного комплекса микроскопии. Оптический журнал, 78,1,2011, стр. 66-73.
3. Pyatnitskiy A.M. Statistically motivated clustering and automated processing of the blood smear images. PRIA 10-2010 Proceedings, vol. 2 p. 339.
4. C.Briggsetal. Can automated blood film analysis replace the manual differential? An evaluation of the Cellavision DM96 automated image analysis system. Int. Jnl. Lab. Hem. 2009, 31, 48–60.

AUTOMATED ANALYSIS OF CELLS MORPHOLOGY IN BLOOD SMEARS AND THE METHOD OF STATISTICALLY REASONED CLUSTERING

Pyatnitsky A., Medovy V.

«Medical computer systems» (MECOS) company, Moscow
info@mecos.ru, http://mecos.ru

АВТОМАТИЗИРОВАННЫЙ АНАЛИЗ ФЛЮОРЕСЦЕНТНЫХ ИЗОБРАЖЕНИЙ МИКРОБИОЛОГИЧЕСКИХ ПРЕПАРАТОВ

Артюхова О.А.

Московский государственный технический университет имени Н.Э. Баумана,
olga.artyukhova@mail.ru

Борьба с инфекционными заболеваниями занимает одно из ведущих мест в медицине. При этом внимание исследователей и врачей уделяется следующим аспектам:

- подбору адекватной антибиотикотерапии;
- борьбе с внутрибольничными инфекциями;
- изучению механизмов антибиотикорезистентности микроорганизмов;
- изучению факторов патогенности и вирулентности микроорганизмов;
- разработке новых, более эффективных методов борьбы с патогенными микроорганизмами, в первую очередь медикаментозных.

Многочисленные клинико-эпидемиологические исследования свидетельствуют о широком распространении хламидий как возбудителя, передающегося преимущественно половым путем. *Chlamydia trachomatis* является грамотрицательной облигатно паразитирующей кокковидной бактерией, инфицирующей эпителий слизистых поверхностей уrogenитального тракта, носоглотки и

конъюнктивы глаз и вызывающей их воспалительные заболевания. Эти заболевания имеют тенденцию к хронизации с развитием многочисленных осложнений [1].

Хламидии неспособны самостоятельно синтезировать высокоэнергетические соединения и обеспечивать собственные потребности в энергии (то есть являются «энергетическими паразитами») [2, 3]. Нормальное развитие хламидий возможно только в условиях внутриклеточного паразитирования. Жизненный цикл хламидий включает образование двух основных форм: элементарного и ретикулярного телец.

Элементарное тельце хламидии (ЭТ) – мелкая (0,2 – 0,5 мкм) сферическая внеклеточная структура с трёхслойной клеточной стенкой. ЭТ метаболически малоактивно и адаптировано к внеклеточному выживанию. ЭТ хламидий – инфекционные единицы, заражающие клетки. Ретикулярное тельце хламидии (РТ) – репродукционная внутриклеточная форма. РТ представлено более крупным образованием (до 1 мкм), имеющим сетчатую структуру с тонкой клеточной стенкой. РТ развивается в течение 5 – 6 ч из ЭТ, проникшего в цитоплазму и претерпевшего структурные изменения. Первоначально из ЭТ образуется инициальное тельце (вегетативная форма), которое затем превращается в РТ. После образования РТ хламидийная клетка начинает бинарно делиться, образуя тельца включений в виде вакуолей в цитоплазме инфицированной клетки. Тельца включений хламидий обычно располагаются окколоядерно; их можно обнаружить методом световой микроскопии. В тельцах включений находятся делящиеся РТ. Вследствие конденсации РТ образуется промежуточное тельце. Промежуточные тельца хламидий трансформируются в ЭТ, готовые покинуть клетку. Выход ЭТ сопровождается гибелью инфицированной клетки. Следует отметить, что лечение антибиотиками эффективно только во время репродуктивной фазы хламидийной инфекции (на стадии ретикулярных телец) [1, 4], что затрудняет медикаментозную борьбу с этими микроорганизмами.

Для лабораторной диагностики хламидиозов используются методы, направленные на выявление возбудителя, его агентов или антихламидийных антител. «Золотым стандартом» диагностики хламидий является культуральный метод, заключающийся в изоляции возбудителя на культуре клеток (КК), обработанных различными антиметаболитами. При этом для определения включений возбудителя препарат окрашивается флуоресцирующими антителами против главного белка внешней мембранных хламидий. При просмотре мазков в флюоресцентном микроскопе видны ярко-зеленые элементарные или ретикулярные тельца на красновато-коричневом фоне окрашенных клеток. Достоинством культурального метода является его высокая чувствительность (70 – 80 %) и почти 100 % специфичность. Однако этот метод обладает некоторыми недостатками, сдерживающими его широкое применение в практике диагностической лаборатории, к которым относятся:

- трудоемкий процесс обработки проб,
- субъективное и утомительное чтение результатов,
- зависимость результата от опыта микроскописта.

В настоящее время анализ препаратов клеточных культур осуществляется визуально лаборантом-микроскопистом [5]. При этом либо препарат оценивается только качественно (анализируется наличие или отсутствие ретикулярных телец в поле зрения) либо рассчитываются примитивные характеристики (такие как количество РТ в поле зрения и отношение их числа к общему числу клеток). Таким образом, автоматизация анализа микроскопических изображений хламидий, посаженных на КК и окрашенных флуоресцирующими антителами, является, несомненно, актуальной задачей.

Основным этапом автоматизированного анализа флюоресцентных изображений хламидий в КК является сегментация телец хламидий, а также клеток из КК. Для ускорения процесса анализа изображений флюоресцентные изображения регистрировались цветной камерой без фильтров. При этом свечение от телец хламидий и свечение от клеток из КК отличаются по цвету. В результате исследования свойств различных цветовых пространств и методов цветовой сегментации был выбран метод цветовой деконволюции, предложенный в [6]. Данный метод, изначально разработанный для анализа изображений окрашенных препаратов, полученных методом обычной световой микроскопии, был адаптирован для исследования флюоресцентных изображений. Пример исходного изображения и результаты выделения областей клеток из КК, а также телец хламидий приведены на рисунке 1. Изображения препаратов были зарегистрированы в лаборатории анатомии микроорганизмов НИИЭиМ им. Н.Ф. Гамалеи.

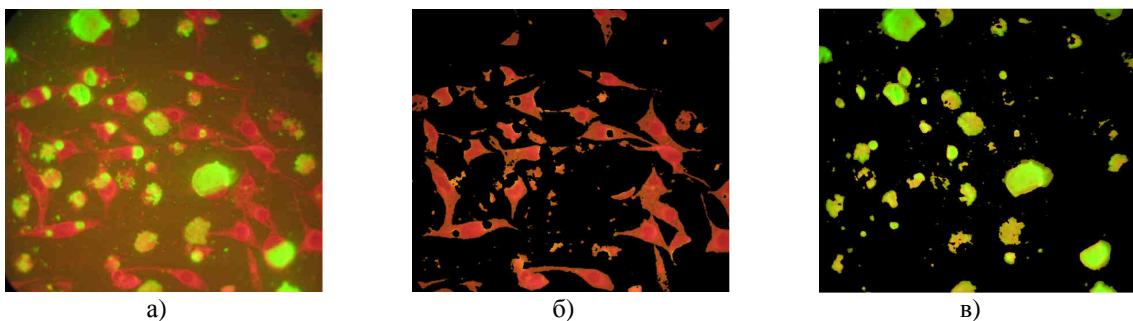


Рисунок 1 – Сегментация флюоресцентных изображений: а) исходное изображение ЭТ и РТ в КК; б) результаты выделения КК; в) результат выделения телец хламидий

Таким образом, разработаны и реализованы алгоритмы анализа флюоресцентных изображений микробиологических препаратов клеточных культур с изолированными хламидиями. Дальнейшие исследования будут направлены на разработку комплекса морфологических характеристик ЭТ и РТ хламидий и алгоритмов вычислительной диагностики в данной области.

Библиографический список

1. Хламидиоз. Современные подходы к диагностике и лечению. Пособие для врачей. Бочкарев Е.Г., Башмакова М.А., Савичева А.М. и др. Электронная версия.
2. Атлас по медицинской микробиологии, вирусологии и иммунологии: Учебное пособие для студентов медицинских вузов / Под ред. А.А. Воробьева, А.С. Быкова – М.: Медицинское информационное агентство, 2003. – 236 с.
3. Поздеев О.К. Медицинская микробиология: Учебное пособие / Под ред. В.И. Покровского. – 4-е изд., стереот. – М.: ГЭОТАР-Медиа, 2010. – 768 с.
4. Гранитов В. М. Хламидиозы. М.: Медицинская книга; Н. Новгород: Изд-во НГМА, 2002. 192 с.
5. Устойчивость *Chlamydia trachomatis* к антибиотикам *in vitro*: методологические аспекты и клиническое значение / Е.В. Шипицина и соавт. // Клиническая микробиология и антимикробная терапия. – 2004. – Том 6, №1.
6. Ruifrok A.C., Johnston D.A. Quantification of histochemical staining by color deconvolution. //Anal Quant Cytol Histol. – 2001. – Vol.23. – P.291-299.

AUTOMATED ANALYSIS OF FLUORESCENT IMAGES OF MICROBIOLOGICAL PREPARATIONS

Artyukhova O.A.

Bauman Moscow State Technical University, olga.artukhova@mail.ru

The problem of automation of chlamydia analysis in bacteriological preparations is considered. Algorithms of segmentation of cells and chlamydia bodies on fluorescent images are elaborated.



КОМПЬЮТЕРНЫЕ ТЕХНОЛОГИИ В НЕЙРОФИЗИОЛОГИИ

Омельченко В.П., Короткиева Н.Г.

Ростовский государственный медицинский университет Министерства здравоохранения и социального развития Российской Федерации
vitaliy.omelchenko@mail.ru

Нейрофизиологические исследования в клинической медицине включают в себя запись и анализ электроэнцефалограммы (ЭЭГ) и вызванных потенциалов (ВП) мозга. Электроэнцефалограмма отражает электрическую активность огромного количества нервных клеток

мозга и объективно характеризует функциональное состояние головного мозга. Поэтому одним из основных методов инструментальной диагностики больных с психоневрологическими нарушениями является запись биоэлектрической активности мозга. Запись ЭЭГ представляет сложную кривую, поэтому визуально анализ биопотенциалов мозга малоинформативен и в настоящее время используются специализированные анализаторы для математической обработки сигналов.

В наших исследованиях принимали участие больные с рассеянным склерозом (33 человека) и 32 пациента с неврологией тройничного нерва. Кроме того были обследованы 35 здоровых испытуемых. Больные находились на лечении в отделении нервных болезней и нейрохирургии Ростовского государственного медицинского университета.

Всем обследуемым было проведено комплексное исследование функционального состояния головного мозга включающее: регистрацию электроэнцефалограммы, когнитивных вызванных потенциалов, психологическое тестирование, тестирование кратковременной памяти по методу Лурия (тест десяти слов). Исследование всех перечисленных показателей проводилось в динамике лечения. Дополнительно пациентам с рассеянным склерозом делали магнитно-резонансную томограмму на базе ЯМР-лаборатории Ростовского государственного медицинского университета. Клинико-неврологическая аттестация и лечение всех пациентов с рассеянным склерозом осуществлялось врачом-неврологом высшей категории, кандидатом медицинских наук Гончаровой З.А. Операция по микроваскулярной декомпрессии тройничного нерва у пациентов с невралгией тройничного нерва проводилась заслуженным врачом Российской Федерации, доктором медицинских наук, профессором Балязиным В.А.

Электроэнцефалограмма и вызванные потенциалы регистрировались от 16 монополярных отведений, расположенных по международной схеме 10-20% с помощью аппаратно-программного комплекса «Энцефалан 131-03». Первичная обработка для ЭЭГ включала автоматическое удаление артефактов от электроокулограммы (ЭОГ), вычисление НСМ и значений функций когерентности в диапазоне от 1 до 24 Гц; для компонента Р₃₀₀ когнитивного ВП вычисляли амплитуду и латентность.

При предварительном сравнении нормированных спектров мощности (НСМ) у больных с рассеянным склерозом по сравнению со здоровыми испытуемыми было выявлено увеличение этого показателя в пределах 1-2 Гц практически во всех отведениях, уменьшение 3 Гц частотной составляющей. Отмечались достоверно более высокие значения НСМ в пределах частот 8-10 Гц на фоне уменьшения мощности 13 Гц составляющей. Происходило смещение фокуса 11 Гц частотной составляющей в центральные и височные отделы (С4, С3, Т3, Т4). При рассеянном склерозе в картине ЭЭГ наблюдалось значительное ослабление диффузной бета-активности (частотой 14-18 или 21-23 Гц) практически во всех отведениях. Обращала на себя внимание реципрокность поведения бета1-активности по отношению к другим (например, альфа) частотным диапазонам, что можно рассматривать как отражение состояния компенсаторных механизмов в условиях церебральной патологии.

Анализ межцентральных отношений электрических процессов мозга больных РС показал значимые уменьшения уровней внутриполушарных и межполушарных когерентностей ЭЭГ на частоте 11 Гц и значимые увеличения когерентностей по частотам 2-3 Гц, 6-7 Гц, 9 Гц, 12-20 Гц. Имело место усиление функции когерентности между затылочной и лобной областями головного мозга (01-P7, 01-Pp1, 02-P8, 02-Pp2) в диапазоне частот а-ритма и низкочастотного β-ритма. Значительные отклонения когерентности были обнаружены между симметричными центральными, затылочными, лобными областями. Этот факт совпадает со снижением синхронизации биопотенциалов между симметричными корковыми зонами, что можно рассматривать в качестве признака их функционального разобщения, препятствующего сочетанной работе полушарий.

При исследовании мnestической деятельности у пациентов с рассеянным склерозом по сравнению с группой здоровых испытуемых выявлено достоверное снижение кратковременной и долговременной памяти. У некоторых больных кривые запоминания имели зигзагообразную форму, что говорит о неустойчивости, истощаемости мnestических процессов. При сопоставлении параметров Р₃₀₀ когнитивных вызванных потенциалов у больных рассеянным склерозом и у здоровых испытуемых выявлено удлинение латентного периода усредненных пиков на 12,8±0,8 мс. Преимущественно удлинение латентных периодов Р₃₀₀ происходило в теменных и центральных отведениях.

При исследовании психологических характеристик больных РС, было выявлено достоверное увеличение реактивной и личностной тревожности, депрессивности и суммарного отклонения цветового восприятия от аутогенной нормы Вальнеффера. У больных РС уровень личностной и реактивной тревоги в соответствии со шкалой Спилбергера-Ханина носил выраженный характер,

преобладал умеренный уровень депрессии. Увеличение показателя суммарного отклонения от аутогенной нормы Вальнеффера свидетельствовало о выраженному нервно-психическом напряжении, расходуемом на поддержание собственной психической целостности, борьбу с внутриличностными проблемами в ущерб достижению субъективно значимых целей, тревожном ожидании неприятностей и неуверенности в своих силах. Описанные личностные тенденции возможно и определяли уязвимость пациентов РС к стрессовым факторам, затрудняли адекватную адаптацию к физическому дефициту и социальным ограничениям.

После лечения отмечалось статистически значимое снижение реактивной и личностной тревожности, депрессивности, алекситимии, снижалось суммарное отклонение цветового восприятия от аутогенной нормы Вальнеффера.

С целью уточнения, какие именно электрофизиологические показатели, являются наиболее чувствительными к изменению общего функционального состояния обследуемых, была установлена взаимосвязь между сдвигами психологических характеристик и динамикой электрофизиологических.

Интегральное изменение амплитуды α -, β -ритма, и укорочение латентных периодов P_{300} коррелировало со снижением реактивной, личностной тревожностью и депрессивностью. При изучении динамики когнитивных потенциалов P_{300} было установлено, что у больных РС в процессе лечения происходило укорочение латентного периода в центральных, лобно-центральных и теменных отведениях. Таким образом, у данной группы обследуемых выявлены значимые изменения биоэлектрической активности головного мозга, которые находятся в тесной взаимосвязи с психологическим состоянием пациентов и отражают даже незначительные сдвиги в функциональном состоянии.

При изучении биоэлектрической активности головного мозга пациентов с невралгией тройничного нерва было выявлено: увеличение нормированных спектров мощности 1-2 Гц частотных составляющих дельта-ритма, уменьшение мощности 3 Гц составляющей практически во всех отведениях, увеличение НСМ частотных составляющих тета-ритма в затылочных отведениях, уменьшение мощности альфа-ритма (9, 11 Гц и 12 Гц) практически во всех отведениях. Исходно мощности частотного диапазона от 20 до 24 Гц у больных с НТН были значимо меньше по сравнению с группой здоровых испытуемых.

Изменения функционального состояния головного мозга у пациентов с невралгией тройничного нерва после микроваскулярной декомпрессии было отражено в изменении биоэлектрической активности: снизились НСМ δ -ритма (1-2 Гц), θ -ритма (5-6 Гц) в лобной и височной областях; отмечено усиление мощности 11-12 Гц составляющих и смещение фокуса альфа активности в центральные и лобные отделы мозга; НСМ Р-диапазона в основном приближались к значениям характерным для практически здоровых испытуемых, однако эти изменения были характерны преимущественно для правого полушария.

При применении метода многомерного шкалирования показателей ЭЭГ у больных с НТН не во всем отведениям было выявлено четкое пространственное разделение на группы до и после операции, однако во всех областях присутствовало разделение пространства на проекции здоровых и больных невралгией тройничного нерва (рисунок 1).

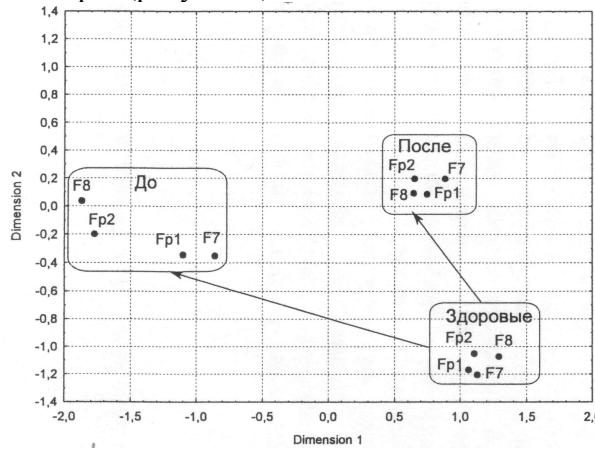


Рисунок 1 – Пространство расстояний между показателями ЭЭГ в лобных отведениях для групп здоровых испытуемых и больных НТН до и после микроваскулярной декомпрессии

Применение метода многомерного шкалирования позволило сформировать некоторое теоретическое пространство, характеризующее «похожесть» нескольких объектов. В данной работе

объектами анализа на «похожесть» являются ЭЭГ сигналы здоровых и больных людей, записанные в моменты времени. В результате исследования эти данные представлялись в виде совокупности точек в некотором теоретическом пространстве на графике. Совокупность точек, характеризующих состояние пациента, последовательно «перемещается» в процессе лечения от момента первой записи к совокупности точек, характеризующих состояние здоровых людей. В соответствии с этим можно говорить об эффективности проводимого лечения (точки выздоравливающих пациентов расположены ближе к точкам здоровых людей, чем точки больных до начала лечения). Таким образом, применение метода многомерного шкалирования при анализе электроэнцефалографических данных позволяет повысить информативность данного метода при оценке и мониторинге функционального состояния головного мозга пациентов с различными формами неврологических заболеваний.

С целью повышения информативной значимости параметров P_{300} когнитивного вызванного потенциала для пациентов с очаговой церебральной патологией проводили сопоставление показателей P_{300} с данными магнитно-резонансной томограммы (площадью поражения белого вещества головного мозга). В результате применения корреляционно-регрессионного анализа у больных РС была установлена умеренная связь между площадью поражения белого вещества, установленного на МРТ и латентным периодом P_{300} . Связь между площадью поражения белого вещества мозга и латентным периодом потенциала P_{300} была более выраженной для теменных и центральных отведений (коэффициент корреляции 0,74, $\alpha=0,001$). Удлинение латентных периодов когнитивных вызванных потенциалов в большей мере зависело не столько от площади поражения белого вещества головного мозга, сколько от величины прироста площади структурного поражения в динамике наблюдения за больными (рисунок 2). Так, коэффициент корреляции между соответствующими величинами составил 0,82 ($\alpha=0,0003$), точки корреляционного поля были распределены в основном в пределах доверительного интервала.

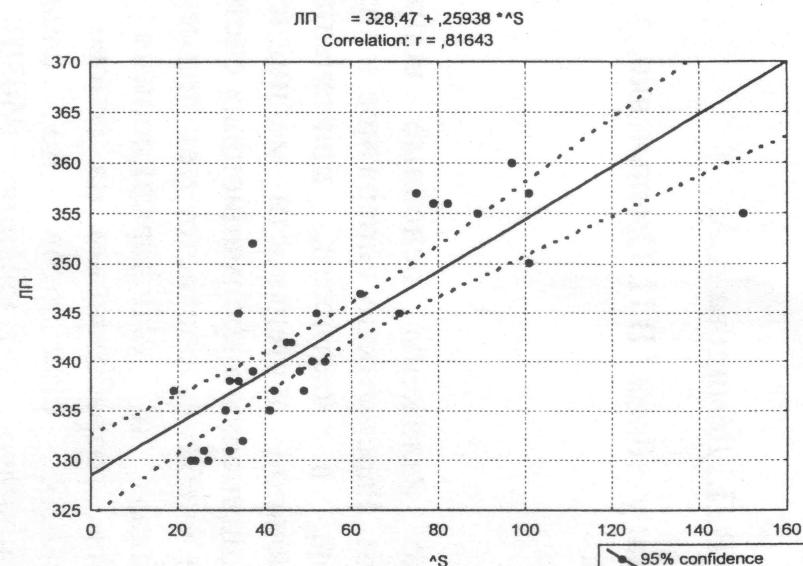


Рисунок 2 – Зависимость латентного периода (ЛП) вызванных потенциалов P_{300} от прироста площади очагов поражения белого вещества (ΔS) у больных РС

Та же тенденция была выявлена и при анализе связи между площадью поражения белого вещества мозга, ее приростом и амплитудой когнитивных вызванных потенциалов P_{300} . Так, связь между изменением площади поражения белого вещества головного мозга и амплитудой потенциалов P_{300} была обратной и умеренной (коэффициент корреляции -0,67, $\alpha=0,0001$), а между приростом площади поражения в динамике и амплитудой вызванных потенциалов - уже сильной (коэффициент корреляции -0,85, $\alpha=0,00001$) (рисунок 3).

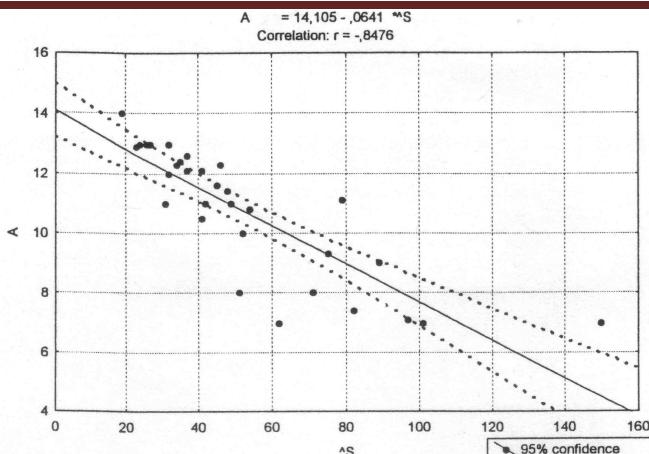


Рисунок 3 – Зависимость амплитуды (A) вызванных потенциалов P_{300} от прироста площади очагов поражения белого вещества (ΔS) у больных РС

Таким образом, проведенное исследование позволяет повысить информативность электрофизиологических методов в оценке функционального состояния головного мозга при различных формах неврологических заболеваний.

Библиографический список

1. Омельченко В.П., Короткиева Н.Г., Гончарова З.А., Мороз К.А. Использование метода многомерного шкалирования для анализа электроэнцефалографических данных // Фундаментальные исследования. – М., 2007. – №2. – С. 117-118.
2. Омельченко В.П. Комплексный анализ функционального состояния головного мозга психоневрологических больных // Известия ЮФУ. Технические науки. Тематический выпуск «Медицинские информационные системы» - Таганрог, 2010 - №8 (109) – С.143-148.

COMPUTER TECHNOLOGIES IN NEUROPHYSIOLOGY

Omelchenko V.P., Korotkiewa N.G.

Rostov state medical university of Ministry of health and social development of Russian Federation,
vitaly.omelchenko@mail.ru

Bioelectric activity of a brain of patients with multiple sclerosis and neuralgia of a trigeminal nerve was investigated. Features of the organization of bioelectric activity of a brain at patients with various neurologic diseases are revealed. For patients with multiple sclerosis the increase in relative capacity of δ - and α -activity in the central and temporal departments of a brain, considerable easing β - activity is characteristic. Reduction of levels insidehemisphere and between hemisphere by kogerentnosty EEG on frequency of 11 Hz and increase on frequencies of 2-3 Hz, 6-7 Hz, 9 Hz, 12-20 Hz was noted. For patients with neuralgia of a trigeminal nerve the increase in capacities of α -and a β -rhythm along with capacity reduction α -and β -ритма in a range of frequencies from 20 to 24 Hz was observed.

Integrated change of amplitude α -, β -, δ -and a θ -rhythm and latency of a P_{300} component at patients with multiple sclerosis correlated with decrease in level of jet, personal uneasiness and depression.

After a mikrovaskulyarny decompression of a trigeminal nerve at patients with neuralgia of a trigeminal nerve decrease in relative weight of slow-wave fluctuations is revealed, capacity strengthening α -rhythm in the central and frontal departments, capacity strengthening β -rhythm are mainly in the right hemisphere.



**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.

Астраханский государственный университет, г.Астрахань, e-mail: brum2003@mail.ru

Развитие информационных технологий (ИТ) ведет к изменениям в методологии исследований и тренинга организма человека, включая психофизиологическое тестирования (ПФТ) и тренинг (ПФТиТ). Поэтому в данной статье ставились следующие цели: изучить основные направления и задачи использования ПФТиТ; проанализировать направления применения ИТ в рамках ПФТиТ; на примере рассмотрения конкретных задач ПФТиТ показать влияние ИТ на расширение функциональных и методических возможностей.

В настоящее время основные направления использования ПФТ это: функциональная диагностика организма и выявление некоторых заболеваний; оценка профпригодности кандидатов при приеме на некоторые должности, при периодических аттестациях, предрейсовый и предсменный контроль персонала и пр.; оценка психофизиологической совместимости персонала внутри групп. Типичные задачи, решаемые в рамках ПФТ: оценка скорости и точности выполнения заданий, в т.ч. двигательных реакций на внешние стимулы и их сочетания; оценка точности управления своим телом и отдельными конечностями (в т.ч. координация движений). При этом инструментальные методы контроля параметров физиологического состояния (ФС) организма могут использоваться для оценки «степени мобилизации» ресурсов организма, выявления скрытых реакций и пр.

Основные направления применения психофизиологического тренинга: реабилитация после перенесенных заболеваний и травм различного характера, в т.ч. психологических травм; повышение психофизиологической устойчивости к неблагоприятным внешним воздействиям); снижение утомляемости от таких воздействий. Типичные задачи, решаемые в рамках тренинга: обеспечение адекватности, скорости и точности реакций на внешние воздействия (стимулы); улучшение качества процессов управления телом в целом и отдельными конечностями, в т.ч. координации движений; улучшение возможностей (уровня) самоконтроля процессов «воздуждения-торможения» центральной нервной системы, двигательных реакций на внешние воздействия и пр. Психофизиологический тренинг может осуществляться под «внешним управлением» (в т.ч. и автоматизированным) или внутренним (последнее обычно трактуется как «аутотренинг»).

Применение ИТ в рамках ПФТиТ возможно по некоторым «направлениям»: автоматизированный съем информации с тестируемых (тренирующихся); обработка данных в реальном времени; использование результатов такой обработки для управления процессом ПФТиТ в реальном масштабе времени; наглядное «воспроизведение» результатов ПФТиТ (в т.ч. и как информации «обратной связи» для тестируемых/тренирующихся); ретроспективный анализ данных, в т.ч. с выявлением скрытых зависимостей.

В процессе ПФТиТ возможно получение информации двух групп: связанной с «контролируемыми» действиями тестируемых (тренирующихся); параметров их ФС. Для первой группы типичны действия: перемещения тела, конечностей, кистей и пальцев рук, ступней ног; удержание этих частей тела в определенном положении, в т.ч. на весу; нажатия на кнопок, клавиш; вращения «колесиков» и пр. Параметры ФС - это динамика во времени: частоты пульса; частоты и глубины дыхания; электрического сопротивления отдельных участков тела; локальных температур участков тела и др. Для съема информации о ФС используются различные типы датчиков, обычно преобразующих «неэлектрические величины» в «электрические».

Далее «электрические» сигналы могут усиливаться, оцифровываться и обрабатываться уже в цифровой форме. Съем информации обычно осуществляется с использованием микропроцессоров, причем аналогово-цифровые преобразователи часто «встроены» в них. При необходимости «опроса» большого числа датчиков применяются мультиплексоры. Частота дискретизации при съеме сигналов с датчиков должна быть выше, чем частота изменения параметров исследуемых объектов. Связь между датчиками и устройствами обработки информации возможна «по проводам» или с применением беспроводных технологий (в т.ч. BlueTooth).

Обработка данных ПФТиТ может быть организована: целиком микропроцессором (типично для автономных устройств ПФТиТ); микропроцессор используется только для опроса датчиков и передачи информации в ПЭВМ (где и проводится ее основная обработка); ПЭВМ управляет съемом

информации с датчиков и осуществляет ее обработку (анализ) [2]. При необходимости возможна дальнейшая передача данных с ПЭВМ через Интернет – например, в рамках использования телемедицинских технологий.

Управление ПФТИТ с использованием ПЭВМ и/или микропроцессоров может быть: предопределенным (в соответствие с режимом, установленным до начала ПФТИТ); динамическим (режим меняется по ходу ПФТИТ, но без учета информации «обратной связи»); адаптивным (управление «приспосабливается» к объекту управления с учетом его реакций на управляющие воздействия); интеллектуальным (связано с использованием «знаний и зависимостей» по объекту, в т.ч. полученных в предыдущих сеансах ПФТИТ).

Управление действиями тестируемого/тренирующегося по ходу ПФТИТ (в т.ч. динамическое и адаптивное) возможно в таких формах: визуальное (в т.ч. путем отображения «заданий для выполнения» и «указаний» на мониторе ПЭВМ, на большом экране с помощью проектора и пр.); «вербальное» (звуковое), в т.ч. с использованием компьютерных звукосинтезирующих программ; смешанное (визуальное + звуковое); тактильное (например, для лиц с ограниченными физическими возможностями); смешанное.

Воспроизведение результатов ПФТИТ возможно: оперативное (по ходу сеанса ПФТИТ); заключительное – по его окончании; ретроспективное (с использованием данных предыдущих сеансов ПФТИТ). При воспроизведении, могут преследоваться аналитические цели, в т.ч. выявление неявных зависимостей (методы DataMining) [1]. Типично визуальное воспроизведение первичных результатов ПФТИТ в виде диаграмм, графиков и пр. Однако содержательная интерпретация результатов обычно осуществляется в текстовой форме. Для перехода к содержательным интерпретациям могут использоваться компьютеризованные «базы знаний».

Переходим к исследованию применения ИТ к конкретным задачам ПФТИТ. Для определенности мы будем рассматривать только задачи, связанные с использованием кистей и пальцев рук.

(1) Оценка скорости и правильности реакций тестируемых (тренирующихся) на внешние стимулы (воздействия, раздражители) включая: световые; звуковые; тактильные; смешанные.

В автономных устройствах ПФТИТ для световых воздействий ранее использовались лампочки, а сейчас часто применяются светодиоды. При одном или нескольких светодиодах (в т.ч. различных цветов) параметры управления ими (моменты включения, продолжительности свечения, яркости, режимы свечения – непрерывный, мигающий, плавное изменение яркости) могут быть предопределены выбранной методикой ПФТИТ или быть стохастическими (полностью или частично), а необходимые алгоритмы управления могут быть реализованы практически на всех типах микропроцессоров. При использовании ПЭВМ кроме указанных параметров управление возможно еще: «местами» (позициями) появления «источников» на мониторе (они могут изменяться по заданному алгоритму или выбираться программой случайно); цветом и яркостью фона и пр.

Для звуковых воздействий на тестируемых в автономных устройствах ПФТИТ используются небольшие динамики, реже – наушники. В простейшем случае звуковые сигналы (ЗС) это «пачки» колебаний постоянной амплитуды и громкости. Управляемыми параметрами ЗС могут быть: громкость; продолжительность звучания; частота колебаний (изменение громкости и частоты может использоваться для тональной аудиометрии). Применение двух или более источников звука, скрытых от тестируемого оптически непрозрачной ширмой (пропускающей звук), позволяет решать задачи оценки направления на «виртуальный источник звука», имитируемый разной громкостью звучания динамиков. Аналогичные возможности дает и использование стереонаушников – если к каждому из них сигнал подводится отдельно. Для тестирования могут применяться также ЗС, у которых частота: монотонно возрастает; монотонно уменьшается; колеблется – периодически или не периодически.

При использовании ПЭВМ для ПФТИТ управление параметрами ЗС возможно по тем же параметрам, что и для автономных устройств тестирования. При этом внутренние динамики настольных ПЭВМ в ряде случаев вполне достаточны для целей ПФТИТ, но звуковые колонки и наушники конечно предпочтительны. В общем случае управление ЗС возможно на основе детерминированных или стохастических алгоритмов.

Комбинированные воздействия при ПФТИТ обычно связаны с использованием световых и звуковых воздействий – при этом действуются два сенсорных канала человека. Как для одного вида воздействий, так и для комбинированных предусмотренные заданиями реакции тестируемого на внешние стимулы могут быть двух типов: в зависимости только от воздействий на текущем задании (соответствует «марковскому процессу»); реакции с учетом предыдущих воздействий, т.е. предыстории. Последний вариант сложнее, т.к. дополнительно проверяется не только логическое

мышление тестируемых/тренирующихся, но и их «оперативная» (кратковременная) память. Пример такого задания: «Если на трех последних шагах тестирования последовательно загорались красный, желтый и зеленый светодиоды, то нажать левую кнопку. Иначе, нажать правую кнопку». Использование в заданиях информации для изменяющегося количества «шагов тестирования», воздействия на которых необходимо помнить для выполнения текущего задания, может рассматриваться как эффективный способ проверки именно оперативной памяти тестируемых. При этом программа (на ПЭВМ или микропроцессоре) должна последовательно «сдвигать» предыдущие воздействия в «скользящем окне».

Наиболее простым вариантом получения реакций тестируемого (тренирующегося) на внешние воздействия являются «пульты», содержащие одну или несколько подпружиненных клавиш, работающих на замыкание. Тестируемый должен нажимать их в ответ на внешние стимулы (соответственно условию задания). При этом, если ставится задача определения не только правильности реакций, но и их времени, то частота дискретизации сигналов с таких клавиш должна быть достаточно высокой.

В общем случае при ПФТИ целесообразно отслеживать моменты не только «нажатия», но и «отпускания» клавиш, а также одновременного нахождения в нажатом состоянии более чем одной клавиши (в некоторых видах ПФТИ-заданий это может прямо запрещаться). Для заданий типа «нажмите максимально быстро определенную клавишу (клавишу)» важен также контроль самого факта полного отпускания клавиш.

При использовании ПЭВМ, в качестве устройства с набором клавиш можно использовать обычную клавиатуру. Однако в силу устоявшейся привычки нажимать конкретные клавиши с определенными целями это может быть неудобным. Значительное расширение функциональных возможностей пультов с клавишами (клавишами) может быть достигнуто за счет регистрации «сил нажатий» (или перемещений клавиш) и динамики их изменения во времени. Это требует не только высокой частоты дискретизации при съеме сигналов, но и адекватной точности данных. Если использовать клавиши с достаточно большим «ходом», то для съема сигналов в процессе «сжатия-отпускания» могут применяться датчики давления, перемещений и пр.

Ранее кистевые «силомеры» были чисто механическими устройствами – например, в виде металлических эллипсовидных конструкций, обладающих собственной жесткостью. Сейчас есть и «электронные силомеры» с индикацией достигнутой максимальной силы сжатия на жидкокристаллическом дисплее. В некоторых из них есть «память» на несколько измерений – этим их информационно-аналитические функции и исчерпываются.

На рынке предлагается достаточно много устройств, предназначенных для силового тренинга сжатий кистей рук человека и значительно меньше – для силового тренинга сжатий отдельных пальцев. В последнем случае подпружиненные клавиши используются обычно только для четырех пальцев (большой палец не задействуется). Описываемые устройства – чисто механические и не включают в себя каких-либо средств «информатизации», предназначенных для съема информации или хотя бы подсчета количества нажатий отдельными пальцами (не говоря уже о силах нажатий). Вероятно, это является следствием ориентации производителей на чисто бытовое использование устройств и, как следствие, необходимость низких цен.

Важно отметить, что даже при большом ходе клавиш они могут «упираться» в «ограничители» и дальнейшее увеличение усилий прикладываемых к клавишам, они не будет перемещаться. Следовательно, пружины для клавиш должны быть достаточно жесткие – чтобы исключить возможности такого «упирания». В случае использования «датчиков давления» для оценки силы нажатия такой проблемы может не быть.

Для иллюстрации преимуществ применения ИТ для «клавишных тренажеров» рассмотрим некоторые возможные типы заданий, использующих учет/анализ усилий. (А) Нажатие клавиш, определяемых видом внешнего воздействия (например, цветом вспыхивающего светодиода – он выбирается программой для ЭВМ случайно). При этом важны: запаздывание начала нажатия по отношению к началу свечения; время от начала нажатия до выхода усилия нажатия на максимальное значение; время удержания клавиши на максимальном усилии нажатия; время отпускания (обратный ход) клавиши; полнота отпускания клавиши. (Б) Последовательное нажатие клавиш в заданном порядке (простейший вариант – клавиши нажимаются «в порядке следования пальцев на руке»). При этом важен контроль: последовательности нажатий; того, что две клавиши не нажимаются одновременно (иными словами, что управление пальцами рук – «дифференцированное»). (В) Если клавишные тренажеры используются для двух рук, то возможны задания на синхронные нажатия клавиш пальцами разных рук – одними и теми же или разными пальцами. (Г) Нажатие клавиш

отдельными пальцами и их удержание в некотором «среднем» положении. При этом информативны: точность сохранения во времени постоянного усилия нажатия; «правильная» длительность времени выдерживания нажатия - если она задается в составе задания (например «10 сек.»). (Д) Ступенчатое возрастание усилия нажатия пальцем с сохранением на заданное время постоянного усилия на каждой «ступеньке» (количество «ступенек» может указываться в задании). При этом, помимо скорости реакции на стимул, может оцениваться насколько хорошо тестируемый выдерживает «разницу» между «усилиями нажатия» между ступеньками. (Е) Переход на заданную «ступеньку» управляет «загоранием» светодиода соответствующего цвета - последовательность может быть случайной. (Ж) Линейные возрастание усилия нажатия до максимального и спад усилия (оцениваются отклонения от линейности).

(2) Тестирование точности перемещения реальных или виртуальных объектов в заданную точку (ЗТ). В [3,4] нами были предложены варианты такого тестирования с использованием ПЭВМ и обычной «мыши». При этом ЗТ, в которую надо переместить курсор, на каждом шаге тестирования выбирается программой для ЭВМ случайно, а окончание перемещения курсора фиксируется щелчком клавиши мыши. При этом информативны: длительность выполнения задания; оценки точности позиционирования курсора в ЗТ (например, в виде отклонений от ЗТ в евклидовой метрике); форма траектории перемещения курсора в ЗТ точку (она хорошо отслеживается при достаточной частоте дискретизации); динамика изменения указанных характеристик от одного задания к другому при прохождении теста и пр. Интересной разновидностью таких заданий является случай, когда ЗТ указывается не в явной форме, а является воображаемой точкой пересечения каких-то линий (например, двух отрезков или дуг) [7]. Такой вариант позволяет оценить еще и точность «глазомера» тестируемых.

(3) Ручное «сопровождение» плавных перемещений ЗТ (например, перекрестья) на мониторе ПЭВМ с помощью курсора, управляемого мышью (задача «погони») [3]. При этом для перемещений ЗТ целесообразно использование как детерминированных шаблонов, так и случайных траекторий. При этом информативны: среднее за период тестового задания расстояние между ЗТ и положением курсора; запаздывание реакций тестируемого при сменах направлений движения ЗТ (вместо «точек» могут использоваться цветные кружки и пр.).

(4) Тестирование точности манипулирования с помощью пальцев (кистей) рук реальными или виртуальными объектами. Один из вариантов - проведение металлическим «щупом» (в виде стержня малого диаметра) вдоль некоторой щели так, чтобы не коснуться ее стенок. Для автоматической сигнализации касаний щупов о стенки уже более 45 лет назад радиолюбителями были разработаны автоматические звуковые сигнализаторы (впоследствии они были дополнены счетчиками количества касаний). Нами для решения этой задачи было предложено [6] использование формируемых на экране монитора «щелей» (шаблонов перемещений) различной формы, вдоль которых необходимо проводить курсор мыши. В простейших случаях: курсор является стрелкой-указателем (т.е. фактически «точечным»); ширина щели – постоянна; средняя линия «щели» задается в явной форме в виде контрастного пунктира. Отображаемая на мониторе «щель» может иметь достаточно сложную форму, в т.ч. отличающуюся от традиционных форм шаблонов перемещений, соответствующих «периодическим функциям»; отклонения фактической траектории движения курсора от «средней линии» «щели», а также выходы его за границы «щели» могут программно отслеживаться и учитываться с помощью «штрафных» функций. При этом информативны не только величины выхода за границы «щели», но и продолжительность пребывания курсора за этими границами - поэтому штрафная функция должна учитывать оба эти фактора.

Для усложнения рассмотренных заданий могут использоваться [6]: формирование «щелей» переменной ширины (с сужениями на отдельных участках); «скрытие» средней линии щели; применение курсора в виде кружка конечно размера (чем он больше по сравнению с шириной «щели», тем сложнее провести курсор не выходя за ее границы). Кроме того, саму «щель» программно можно сделать плавно перемещающейся по экрану (с сохранением ее формы) – имеются в виду не только плоско-параллельные перемещения, но и вращения.

Основным недостатком применения обычных «мышей» в рассмотренных тестовых заданиях является то, что они могут перемещаться только по плоскости, но не в пространстве. Следовательно, управление моторикой кистей и пальцев рук тестируется «не полностью». Поэтому представляют интерес некоторые другие решения, связанные с перемещением манипуляторов в трехмерном пространстве: «мыши», которые крепятся на пальце руки и используют «автофокусировку» луча на препятствие; устройства типа Logitex MX Air, отслеживающие движения «мышей» с помощью встроенных в них датчиков-акселераторов; программно-аппаратные устройства, оптическим путем

отслеживающие перемещения конечностей (такие алгоритмы уже применены в игровых приставках Kinect). Для первого и второго элементов списка в манипуляторах обычно не нужны кнопки и колесики, что позволяет сделать их достаточно простыми и компактными. В [8] нами были рассмотрены также возможности использования для ПФТ ПЭВМ с «сенсорными экранами» и «планшетных компьютеров» – в этих случаях движение по «отображаемым шаблонам» осуществляется непосредственно пальцами (в т.ч. и сразу несколькими) - без применения манипуляторов.

(5) Управление с помощью пальцев рук «лазерными указками» (достаточно легкие указки имеют мощность излучения до 10-50 МВт). Для определенности будем иметь в виду методику тестирования, связанную с последовательными «управляемыми» перемещениями лазерного луча в задаваемые точки.

Пусть на достаточно большом расстоянии от испытуемого лица вертикально расположена «магнитная доска», в произвольных местах которой могут крепиться блоки со светодиодами и фотоприемниками, например, фотодиодами (магнитная доска нужна, чтобы блоки можно было размещать в произвольных местах на ее поверхности). В этих блоках в простейшем случае может быть только один светодиод, в более сложных – несколько светодиодов разных цветов; фотоприемники защищаются от излучения светодиодов небольшими блендами. Зажигание светодиодов и съем информации с фотоприемников осуществляются по проводам, пропускаемым через регулярно размещенные в магнитной доске небольшие отверстия. Порядок включения светодиодов определяется программно, причем в одном сеансе тестирования могут «зажигаться» светодиоды только одного цвета или разных цветов. После зажигания светодиода в очередном блоке тестируемый должен максимально быстро «подсветить» лучом лазерной указки фотоприемник в этом блоке. При этом продолжительность «подсветки» должна быть выше заданной «критической». Это условие вводится для исключения «срабатываний» других фотоприемников при случайной кратковременной «подсветке» их лазерным лучом в процессе его движения к необходимому блоку. После программной фиксации факта подсветки фотоприемника в заданном блоке светодиод в нем гасится, и осуществляется зажигание светодиода в следующем блоке и т.д.

Модификации задания - тестируемый должен реагировать на загорание светодиодов только заданного цвета (этот цвет может задаваться и вербально). При этом возможные ошибки 1-го рода (отсутствие «подсветки») и 2-го рода («непредусмотренная подсветка») подсчитываются программно. Ошибка 1-го рода определяется по «отсутствию подсветки», например, в течение 4 сек. Для рассматриваемой модификации также возможна формулировка тестовых заданий с реакций не только на текущее воздействие, но и на предыдущие.

Преимущества методики: указка находится «на весу»; необходимо достаточно точное управление ею. При этом для управления могут быть использованы: разное число пальцев; правая или левая рука; обе руки.

Возможные модификации (дополнения) методики: оценка запаздывания «ухода» луча с фотоприемника после загорания светодиода в следующем блоке; при передвижении луча к заданному блоку остальные блоки необходимо «обходить» во избежание «засветки» фотоприемников (при этом требуется определенный уровень освещенности комнаты); использование специальных «отягощений» для рук, например, соответствующих весу огнестрельного оружия; длительная фиксация луча на определенном фотоприемнике при наличии отягощения (в т.ч. для оценки появления момента tremора) и пр.

Итак, сделаем **выводы**. 1. Развитие ИТ позволяет значительно расширить функциональные возможности ПФТиТ, в т.ч. с использованием только настольной ПЭВМ и мыши. 2. В отношении ПФТиТ представляется перспективным использование новых аппаратных решений для ручных манипуляторов к ПЭВМ, в т.ч. и специально созданных для ПФТ. 3. Для проведения ПФТиТ на ПЭВМ необходима разработка и практическая проверка специального программного обеспечения, формирование каналов его распространения.

Библиографический список

1. Барсегян А.А., Куприянов М.С. Степаненко В.В., Холод И.И. Технологии анализа данных: Data Mining, Text Mining, OLAP – СПб.:БХВ-Петербург, 2007.-384с.
2. Бернродт Г.-Й., Каинка Б. Измерение, управление и регулирование с помощью макросов VBA в Word и Excel.- К.: «МК-Пресс»; СПб.: «КОРОНА-ВЕК».-2008.-256с.
3. Брумштейн Ю.М., Аксенова Ю.Ю., Аксенов В.Ю. Анализ некоторых перспективных

направлений психофизиологического тестирования с использованием ЭВМ /Инноватика-2010. Том 1. [Текст]: Труды международной конференции. Под ред. Булярского С.В.-Ульяновск: УлГУ,2010.-с.262-263

4. Аксенова Ю.Ю., Брумштейн Ю.М., Аксенов В.Ю. Разработка методологии и программных средств для исследования особенностей/тренинга работы испытуемых с манипуляторами типа мышь на ПЭВМ /Материалы международной научной конференции «Инновационные технологии в управлении, образовании, промышленности» Астинтех-2010: .-Астрахань: Изд.дом «Астраханский университет», 2010.-с.131-132

5. Аксенова Ю.Ю., Брумштейн Ю.М., Аксенов В.Ю. Диагностика и тренинг мелкой моторики кистей и пальцев рук человека на задаваемых шаблонах перемещений /Инновационные технологии в управлении, образовании, промышленности «Астинтех-2011» - Астрахань,:Астраханский госуниверситет, изд. Дом. «Астраханский университет»- с. 90-93

6. Брумштейн Ю.М., Аксенова Ю.Ю., Аксенов В.Ю. Тестирование и тренинг мелкой моторики пальцев рук на задаваемых шаблонах перемещения с использованием манипулятора мышь или джойстика /Методы компьютерной диагностики в биологии и медицине-2010: Материалы ежегодн. Всерос. Школы-семинара / Под ред. Проф. Д.А.Усанова.-Саратов: Изд-во Сарат. Ун-та, 2010.- с.133-136

7. Брумштейн Ю.М., Аксенова Ю.Ю., Аксенов В.Ю., Вдовина Е.С. О некоторых направлениях использования манипулятора типа мышь и статических геометрических объектов для психофизиологического тестирования /Инноватика-2011, т.1, Ульяновск:изд.центр Ульяновского госуниверситета, 2011.-с.281-282

8. Брумштейн Ю.М., Аксенова Ю.Ю., Цырульников Е.С. Анализ некоторых возможностей сотовых телефонов и компьютеров с сенсорными экранами для тестирования и тренинга мелкой моторики пальцев рук. - Методы компьютерной диагностики в биологии и медицине-2011:Материалы ежегодн. Всерос. Науч. школы-семинара /Под ред. Проф. Д.А.Усанова.-Саратов:Изд-во «Саратовский источник»,2011.-с.226-229

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.
Astrakhan state university, Astrakhan, e-mail: brum2003@mail.ru

The general review of information technologies (IT) usage directions for solution of psychophysiological testing and training problems is given. It is shown, that IT application considerably expands functional and methodical possibilities. Realization on PC for problems of hands brushes and fingers motility testing/training is considered, including: cursor moving to the given or imagined point on the monitor; «tracking» by the cursor of cross-hairs movement on the monitor screen; carrying out the cursor along the template of moving. IT application for testing/training of hands brushes and separate fingers compression is analyzed. Some options of brushes and fingers testing/training with application of laser pointers are investigated.



РАЗРАБОТКА АЛГОРИТМОВ АВТОМАТИЗИРОВАННОГО АНАЛИЗА МИКРОСКОПИЧЕСКИХ ИЗОБРАЖЕНИЙ ЦИТОЛОГИЧЕСКИХ ПРЕПАРАТОВ ШЕЙКИ МАТКИ

Валюк Я.О., Артюхова О.А.
Московский государственный технический университет имени Н.Э. Баумана,
yana.valyuk@gmail.com, olga.artukhova@mail.ru

Рак шейки матки и тела матки – тяжелые онкологические заболевания, встречающиеся у женщин разного возраста, одним из последствий которых может быть летальный исход. Эффективность лечения в существенной степени зависит от того, на какой стадии было диагностировано заболевание. Поэтому для каждой женщины важно ежегодно проводить скрининг-

обследование. Несмотря на прогресс в диагностике заболеваний шейки матки, цитологический метод остается одним из основных и самых распространенных. Данный метод позволяет выявлять вирусные инфекции, наличие патогенной флоры, воспаление, неоплазию шейки матки, злокачественные опухоли и другие заболевания.

В настоящей работе использовались цитологические препараты клеток шейки матки пациенток различных возрастов, окрашенных двумя разными методами. Метод окрашивания по Папаниколау является наилучшим для гинекологических мазков, так как этот метод позволяет оценить степень созревания цитоплазмы, хорошо сохраняются ядра, клеточная мембрана и структура хроматина. Преимуществом метода окрашивания по Романовскому (азур-эозиновой смесью) является чёткое прокрашивание ядерной субстанции, вследствие чего хорошо просматривается структура хроматина, а также бактериальная флора простейших [Ошибка! Источник ссылки не найден.].

В норме в препарате из шейки матки (рисунок 1), должны содержаться клетки плоского эпителия. Лейкоциты единичные, со светлой цитоплазмой, без признаков фагоцитоза [Ошибка! Источник ссылки не найден.].

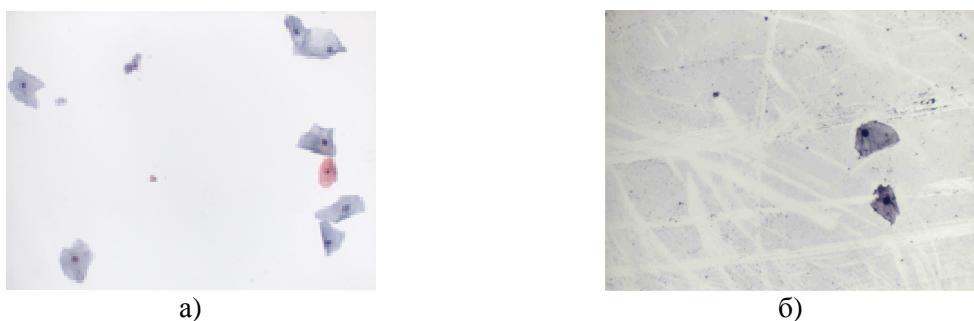


Рисунок 1 – Цитологические препараты шейки матки в норме: а) окрашивание по Папаниколау; б) окрашивание по Романовскому

Клетка злокачественного новообразования не имеет строго специфических морфологических и цитохимических признаков. На рисунке 2 представлены примеры цитологических препаратов шейки матки с патологией.

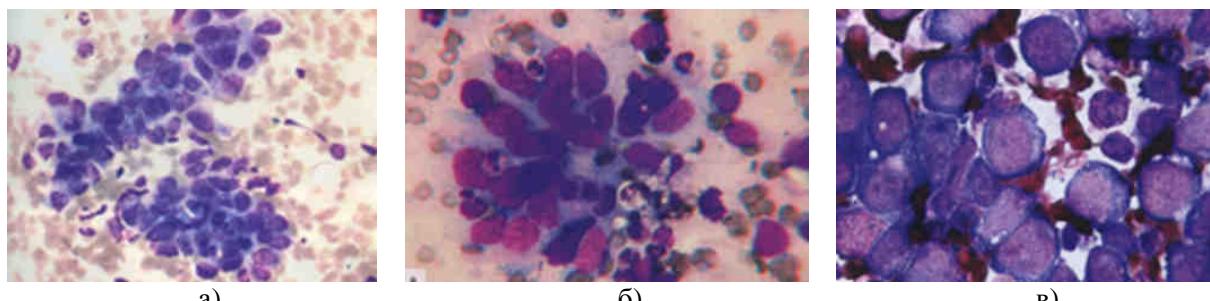


Рисунок 2 – Цитологические препараты шейки матки с патологией: а) плоскоклеточный рак; б) аденокарцинома; в) лимфома

Скрининг данных препаратов заключается в определении нормы и патологии, в первую очередь, на основе расчёта ядерно-цитоплазматического отношения клеток. Задачей работы являлась автоматизация оценки данного параметра, что подразумевает решение задачи сегментации микроскопических изображений цитопрепаратов.

В результате литературного обзора методы сегментации изображений были разделены на три группы: методы, основанные на выделении областей; методы, основанные на выделении границ; гибридные методы. Для выбранных методов были разработаны и реализованы алгоритмы сегментации в среде MatLab. Основными этапами обработки изображения (рисунок 3) являются:

- предобработка изображения;
- сегментация клеток и ядер с помощью выбранного метода и дальнейшая морфологическая обработка;
- расчёт ядерно-цитоплазматического соотношения.

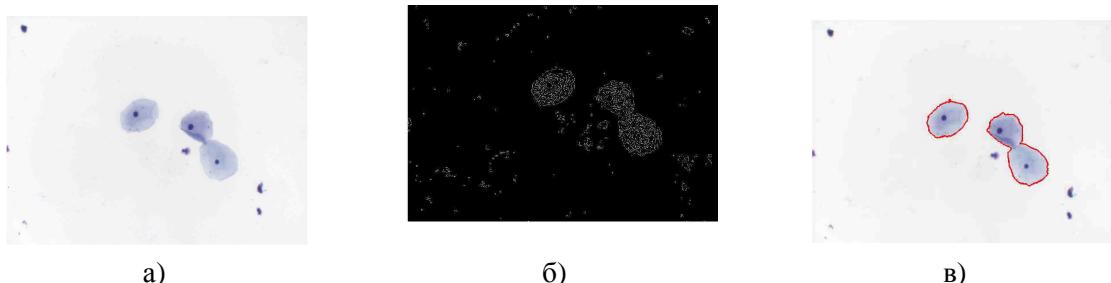


Рисунок 3 – Этапы сегментации изображения цитологического препарата: а) исходное изображение; б) результат бинаризации; в) итоговая сегментация

На этапе предобработки изображения производится медианная фильтрация и/или фильтрация с помощью фильтра Гаусса и переход к полутоновому изображению. В ходе сравнительного анализа нескольких методов получения полутоновых изображений было выяснено, что использование метода главных компонент позволяет получить наиболее контрастное изображение.

После предобработки изображения следует второй этап – морфологическая обработка. Выполняется фильтрация бинарного изображения элементов по площадям, по форме, а также проверяется принадлежность ядер области клеток. Далее осуществляется оценка среднего значения ядерно-цитоплазматического отношения для цитологического препарата. Также предусмотрена возможность оценки качества сегментации, для чего требуется выделение контуров клеток вручную.

В процессе экспериментальных исследований качества сегментации сравнивалась площадь автоматически сегментированного объекта с площадью объекта, сегментированного вручную. Лучшие результаты сегментации клеток цитологических препаратов шейки матки (рисунок 4) получаются при использовании:

- бинаризации по глобальному порогу (применяя метод главных компонент к изображению в цветовом пространстве RGB), относительная погрешность определения площади составляет 5,3 %;
- детектора границ Канни, относительная погрешность определения площади составляет 7,1 %;
- кластеризации по методу k-means (используя 1 и 3 координаты цветового пространства YCbCr), относительная погрешность определения площади составляет 4,9 %.

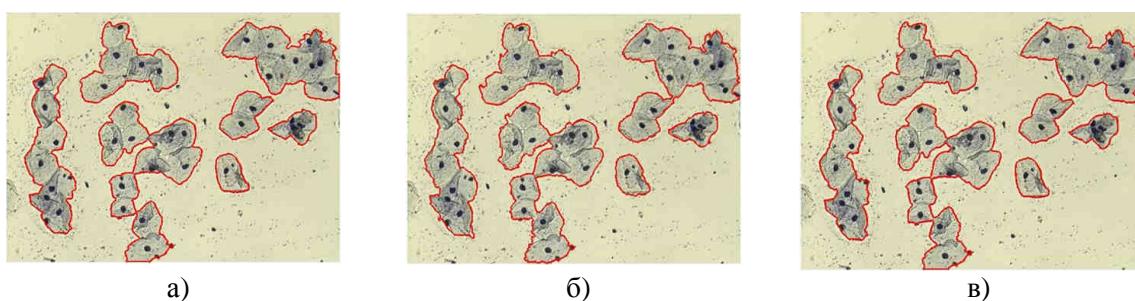


Рисунок 4 – Результаты сегментации клеток на изображениях: а) бинаризация по глобальному порогу; б) сегментация с помощью детектора границ Канни; в) кластеризация

Лучшие результаты сегментации ядер (рисунок 5) цитологических препаратов шейки матки получаются при использовании:

- бинаризации по глобальному порогу (применяя метод главных компонент к изображению в цветовом пространстве RGB);
- кластеризации по методу k-means (с использованием 1-ой и 3-ей координат цветового пространства Lab);
- кластеризации по методу k-means (с использованием 1-ой координаты цветового пространства HSV);

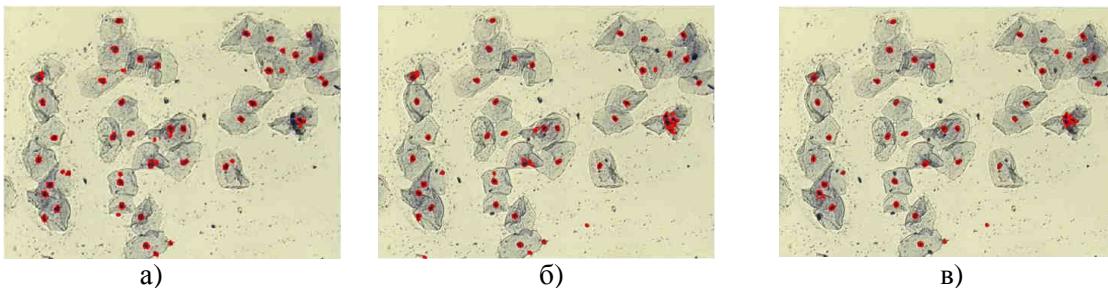


Рисунок 5 – Результаты сегментации ядер на изображениях: а) бинаризация по глобальному порогу; б) кластеризация (LAB); в) кластеризация (HSV)

Таким образом, разработаны и реализованы алгоритмы анализа микроскопических изображений цитологических препаратов шейки матки, проведены экспериментальные исследования алгоритмов. Среди направлений дальнейших исследований: разработка критериев качества приготовления цитологических препаратов шейки матки и алгоритма автоматизированного определения пригодности изображений цитопрепаратов для анализа, определение интервалов ядерно-цитоплазматического отношения для случаев нормы и патологии, разработка алгоритма автоматизированной классификации препаратов на классы норма/патология с учетом возраста обследуемых.

Библиографический список

1. Семиглазов В.В., Гермфельд Э.Д., [Электронный ресурс] // Рак шейки матки (http://www.opuhol.ru/catalogue.php?cat_part=13). Проверено 27.06.2011.
2. [Электронный ресурс] // Цитологическое исследование соскоба с шейки матки (<http://www.andros.ru/gdiagn/cytology.html>). Проверено 27.06.2011.
3. Гонсалес Р., Вудс Р., Эддинс С. Цифровая обработка изображений в среде MATLAB. – М.: Техносфера, 2006. – 616 с.
4. Журавель И.М. Краткий курс теории обработки изображений, электронное издание, <http://matlab.exponenta.ru/imageprocess/book2/index.php>

ALGORITHMS ELABORATION FOR AUTOMATED MICROSCOPIC IMAGE ANALYSIS OF CERVICAL SMEARS

Valiuk I.O., Artyukhova O.A.
 Bauman Moscow State Technical University
yana.valyuk@gmail.com, olga.artukhova@mail.ru

The problem of automated cervical smears analysis is considered. Algorithms of automated cells and nuclei segmentation on smear's images were elaborated and their comparative study was conducted.



INDOOR POSITIONING SYSTEM WITH ANDROID SMART PHONE USING UHF-RFID TECHNOLOGY

Ekaterina Lyavinskova, Yuriy Kulikov, Andreas Loeffler
 Friedrich-Alexander-University of Erlangen-Nuremberg, Erlangen, Germany
 {lyavinskova, kulikov, loeffler}@like.eei.uni-erlangen.de

In modern world a lot of people use various mobile Internet devices (MID), such as smart phones or tablets. Nowadays, it is easy to get directions from the current location to anywhere in the world, using GPS or another outdoor positioning system. But these systems cannot work inside buildings. In fact, most of the existing indoor positioning systems are either too expensive and difficult to implement or too slow to work in

real-time. All these reasons make the task of creating an effective and inexpensive indoor positioning system more and more important.

This paper describes the design and early development of a real-time low cost indoor navigation system, based on the ultra-high frequency (UHF) radio frequency identification (RFID) technology, using a smart phone with Android operating system. One of the main ideas is to develop a compact UHF RFID reader and integrate it into the smart phone. Another goal is a development of an Android application with a user-friendly graphical interface, which will control the RFID module and will be able to guide a user to the desired location in any indoor environment, where this system is implemented.

1. Introduction

Today's amazing progress in hardware miniaturization and wireless technologies allows us to develop new systems and to make them more efficient. The idea of this project is partially based on the concept presented in [3], where a proposal of integrating RFID technology into the hospital information system is described, and [2], where a multi-purpose RFID reader supporting indoor navigation systems was presented. Advances in RFID reader chip technology allowed to further minimize the size of the reader, like it was achieved in [1].

There are a lot of different indoor positioning systems (IPS), using different wireless technologies [4]. Many of the existing RFID-based IPS use active RFID tags and the readers, placed in known positions throughout a facility. If three or more readers receive the signal from one particular tag, the tag's position can be calculated by triangulation of the signal to the different readers. Each tag position is calculated in the central computer (server) [9]. The main drawback of such kind of system is the relatively high cost for multiple scanners per room or area and for using active tags instead of passive to increase the communication distance. Another major problem is the often reinstalling of RFID readers in frequently changing environments [10].

An indoor navigation UHF-RFID-based system is presented in [5]. This system is designed for visually impaired people, in which the prototype of the navigation device is equipped with a headphone. Unfortunately, the size of this navigation device is still too huge. Using the smart phone as the interface module makes the system universal, and implementing new small IC of UHF RFID reader helps to develop the hardware, which fits into the smart phone.

A similar indoor positioning system is described in [6]. It is based on NFC technology, which makes this system easy for implementation, because almost all modern smart phones contain integrated NFC RFID readers. The main disadvantage of this system is the limited reading range (only a few centimeters), which means, that the system cannot provide real-time tracking of objects.

The system, presented in this paper, aims to avoid drawbacks and to combine advantages of the existing RFID-based IPS. Nowadays, dominant RFID technology is in the ultra-high frequency (UHF) band, i.e., 860MHz – 960MHz [7]. The reading range of the RFID reader, supporting the UHF band, is much higher, than in the LF and HF band. It can be up to 25 meters [9], using active tags, and up to 7 meters with passive tags. It is one of the reasons, making the UHF RFID a base technology of our system.

This system uses passive RFID tags, which operate without a battery. They reflect the RF signal from the reader and modulate the reflected signal with additional information (e.g., EPC). Passive tags are much lighter, smaller in volume, and less expensive than active tags. Prices for passive UHF tags are constantly decreasing [4]. While using passive tags allows to decrease the expenses in most cases, in large areas, such as conference halls, active tags may be used to provide more stable positioning.

The remainder of the paper is organized as follows: Section 2 describes briefly the system's structure, whereas Section 3 highlights the hardware and firmware. Section 4 describes the software used. Finally, Section 5 shows the current status of the project, whereas Section 6 rounds off the paper providing a summary and a conclusion.

2. System Structure

At this stage, the system as shown in Fig. 1, consists of the following modules:

- *RFID module* with UHF RFID Reader IC IDS-R900G-R901G and an embedded amplifier
- *Control module* with AVR XMEGA 128D3 microcontroller
- Neo FreeRunner Openmoko GTA02 Smartphone with an *Android application*
- multiple *RFID Tags* (Transponders).

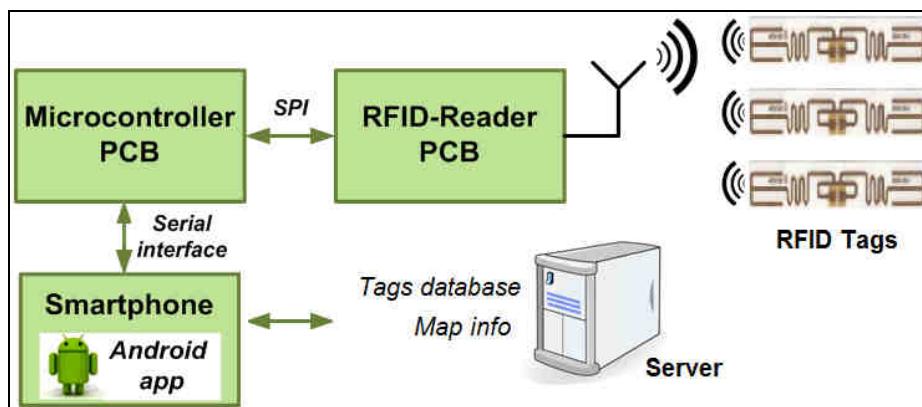


Figure 1 – System structure

The prototype of the system is presented in Fig. 3. To evaluate the concept and to provide a demonstration, it was decided to use the Openmoko Neo FreeRunner smart phone as a development platform. Both, hardware and software stack for this device are released under open-source licenses, which allows to implement modifications required by the project. In this system a microcontroller PCB is connected to the phone's CPU using a standard serial UART interface and an SPI interface to the reader's PCB. The system works as follows: For the indoor navigation a user needs a smart phone with Android OS, a pre-installed application, and the UHF RFID reader. The application and the map of the building should be Over-the-Air pre-loaded to the phone. Currently, the map is stored as a file on the memory card of the phone. The screen displays the user's estimated location and the map of the surrounding area. The user can also select a point of destination, and, subsequently, the optimal route is calculated and displayed on the screen.

3. System Hardware and Firmware

Apart from the smart phone, the evaluation system includes two additional modules - a compact RFID reader and a host microcontroller board. The reader board contains the IDS-R900G/-R901G reader chip, a power amplifier and all necessary passive components. The reader chip integrates an analog front end, protocol handling, voltage controlled oscillator (VCO), PLL and supply voltage regulators, which allows to reduce the board size to be small enough to fit into a smart phone. The reader board interacts with the host system using an SPI bus.

The host system for the reader is a microcontroller board. Firmware is based on a real-time OS. The driver for the reader was written according to the EPC Global Class-1 Generation-2 UHF RFID Protocol [13]. The program contains a command line interpreter listening to the serial port connected to the smart phone and a module, which implements a mapping between high-level commands sent by the smart phone and low-level command sequences to configure the reader and perform inventory rounds. After a request from the smart phone, the microcontroller board sends commands required to perform an inventory round to the reader. The reader retrieves the information from the tags (amount of tags, their electronic product codes (EPC), and RSSI values) and transfers it to the control module for further processing. Results are bundled into a formatted string and sent to the smart phone via the serial port. Software on the microcontroller board in this application is an interface layer and does not do any processing related to localization or navigation.

In future, the reader can be completely integrated into the MID, and the dedicated microcontroller can be replaced with a software module in the main CPU of the smart phone. As an alternative, the reader may be an external module, connected to a smart phone, e.g., via Bluetooth.

4. System Software

This section describes the software part, i.e., the Android application of the smart phone

4.1 Application GUI Structure

To provide a feasible user interface, an Android application was developed. This application contains the main navigation screen and numerous auxiliary screens accessible through a menu (see Fig. 2.b).

The GUI interface of the application is presented in Fig. 2. Fig. 2.a. shows a part of the building plan with the current location of the reader and the calculated optimal route to room number 3C2.01. Fig. 2.b.

shows the changed location of the reader and the route to another point of destination, as well as the Options Menu.

The main screen contains a map view, which shows an area map with the estimated location and additional information, such as nearby tags or room numbers. If requested by the user, the route to the destination is displayed on the map as well. Additional details about map particular objects are displayed when the user taps the map. After the object is selected, the user can navigate to it using a context menu. Another way to enter the navigation mode is to use the search button in the application menu. An omni-box is used to search for the desired location. The user is able to search rooms under several criteria: number of the room, name of the room (Laboratory, Meeting room, etc.) and name of a person, who works in the room. Once the destination is confirmed, the shortest route from current location to the destination is calculated and drawn on the screen. While the user moves, location and route are constantly updated. The movement from the old location to a new one is performed smoothly. If the new area of the read tags is bigger (or smaller) than the old one, the view automatically zooms out (or in). The speed of the movement is adjustable. The user is able to scroll and zoom into the map. Auxiliary screens are the preferences screen, the reader configuration screen, the manual mode terminal and the database tool (not yet implemented).

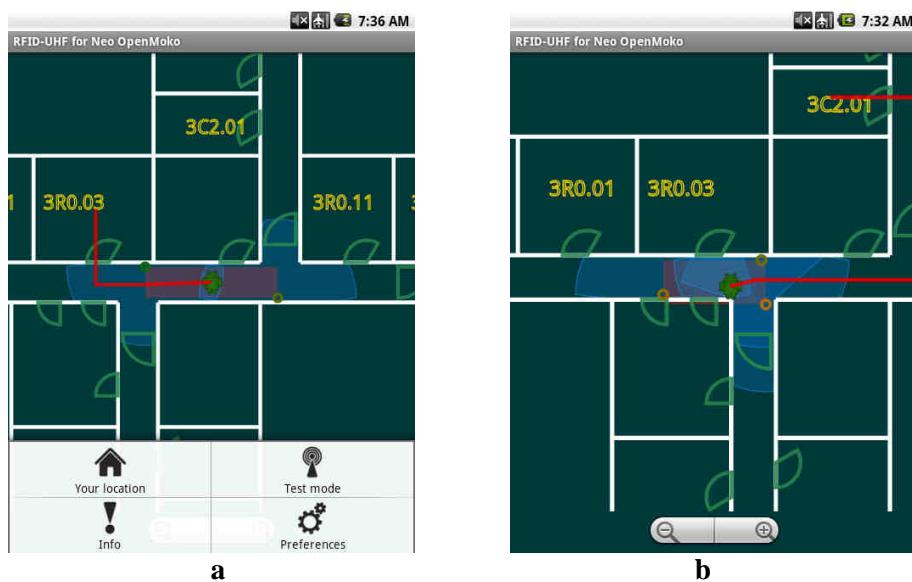


Figure 2 – GUI interface of the application

4.2 Database and Map

Maps are stored as vector maps. Each map contains information about obstacles (walls and doors), RFID tags, map specific points, waypoints and additional information. Obstacles are the map skeleton. Each obstacle is represented by an array of points. Objects tags contain a unique ID number, their geographical coordinates and information about the surface they are located on (wall, floor, etc.). Map specific points are points of interest for a user. These objects contain geographical coordinates and an object description, such as a room number, category or contact data of responsible persons. This information is used in the omni-box search, allowing users to search and select in categories, among personnel or room numbers. Waypoints represent a graph of possible walking routes and are used for navigation.

4.3 Localization

The localization algorithm works in several steps. The first step includes a coarse localization. Given the information about how many tags were read and where these tags are located, the algorithm calculates an area where the reader can possibly be, considering the obstacles. A round zone is drawn around each tag on the view according to the obstacles (see Fig. 3). The radius of the zone is equal to the reading radius of the reader. When several tags are read, there are several zones, which intersect each other. Currently, the most probable location of the reader is defined as the gravity center of the intersection area. If there are two or more tags read within a small time period, this area is typically 2-3 square meters, depending on the reading range. In future, this area will be narrowed down using the tags RSSI values and dead reckoning (information about recent location and speed).

4.4 Routing

Possible walking locations are stored in a graph. Edges of this graph represent route forks and points of interest (POI). To calculate the shortest path in the graph, the Dijkstra algorithm [8] is used to calculate distances and, subsequently, the route is reconstructed using the calculated results. Intermediate results are cached for future use, which means that the Dijkstra algorithm has to be run only once for each point. The optimal route is displayed on the screen. If there are several nearly equal routes, all of them will be displayed, so that the user will be able to choose one of them.

5. Current Status of Work

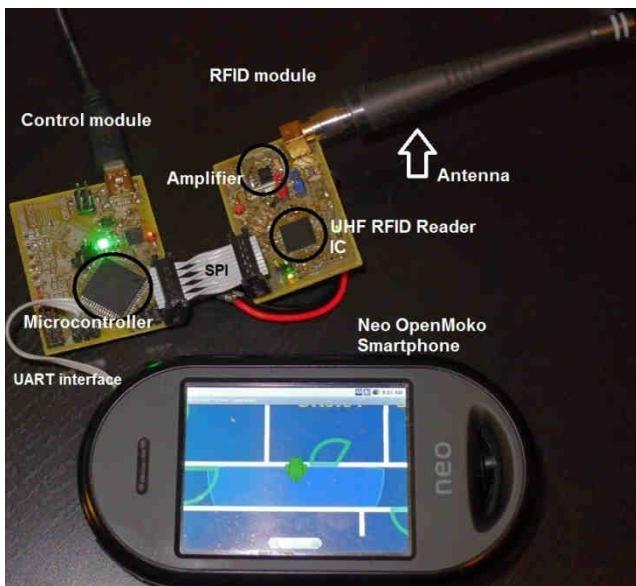


Figure 3 – System prototype

6. Summary and Conclusion

In the context of this project a prototype of an RFID-based IPS, including hardware, firmware and software, was developed. The size of the hardware is sufficient to be embedded into a smart phone. The system's software is in an early fully functional version. The Android application provides localization and navigation capabilities using information about found tags and the surrounding environment of the building. The chosen system structure gives flexibility for future modifications and has the following advantages: The mobile RFID reader in combination with passive tags allows relatively easy and cost-effective implementation compared to the installation of multiple expensive and bulky readers throughout a facility [7] or using active tags exclusively. The sufficient communication distance between reader and passive tag allows real-time tracking and the combination of coarse and fine localization methods (complex mathematical calculations applied to a small area) avoids extensive calculations for the whole map, which preserves battery, while giving good accuracy.

In most cases it is sufficient to determine a coarse location and which rooms are located nearby. Further modifications include the possibility of using active tags in critical areas and additional localization algorithms, such as the physico-mathematical approach, proposed in [11], dead reckoning methods or data from the smart phone sensors [12]. The combination of several positioning technologies, as well as using an RFID reader, adapted for multiple RFID protocols (for instance, UHF and NFC), will provide more stable and accurate positioning.

Future work includes such modifications, as the selection of a well-adjusted antenna. Embedded into a tablet lid, a patch antenna would provide a maximum range. On the software part, the addition of verbal guiding instructions, such as textual and voice guidance, and an adaptation of the application for other platforms (such as iOS) would create extra benefits for the user.

References

1. A. Loeffler, S. Heisler. "An UHF RFID Reader for Cell Phones". IEEE International Conference on Wireless Information Technologies and Systems, 2010.
2. A. Loeffler, U. Wissendheit, H. Gerhaeuser, D. Kuznetsova. "A Multi-Purpose RFID Reader Supporting Indoor Navigation Systems". IEEE International Conference on RFID-Technology and Applications, Guangzhou, China, 17 - 19 June 2010.
3. D. Kuznetsova, U. Wissendheit, A. Loeffler. "Integration of RFID-technologies into the hospital information system". Chair of Information Technologies, Friedrich-Alexander-University of Erlangen-Nuremberg, Erlangen, Germany, 2009.
4. H. Liu, H. Darabi, P. Banerjee, J. Liu. "Survey of Wireless Indoor Positioning Techniques and Systems". Part C: Applications and Reviews, IEEE Transactions on, vol. 37, no. 6, Nov 2007.
5. S. Chumkamon, P. Tuvaphanthaphiphat, P. Keeratiwintakorn. "A blind navigation system using RFID for indoor environments". Dept. of Electr. Eng., King Mongkut's Univ. of Technol. North Bangkok, Bangkok. 5th International Conference ECTI-CON 2008.
6. B. Ozdenizci, K. Ok, V. Coskun, M.N. Aydin. "Development of an Indoor Navigation System Using NFC Technology". Department of Information Technologies, ISIK University, Istanbul, Turkey. The Fourth International Conference on Information and Computing Science, 25-27 April 2011.
7. J.T. Savolainen, H. Hirvola, S. Iraji. "EPC UHF RFID Reader - Mobile Phone Integration and Services". Nokia Research Center, 6th IEEE, 2009.
8. Cormen, H. Thomas ; Leiserson, E. Charles; Rivest, L. Ronald; Stein, Clifford. "Section 24.3. Dijkstra's algorithm". *Introduction to Algorithms* (Second ed.) - MIT Press and McGraw-Hill, 2001.
9. GPS-Practice-and-Fun. "Does this mean that you can be tracked with RFID?", July 15, 2005 [Online]. Available: <http://www.gps-practice-and-fun.com/200507.html#e3>
10. Ekahau Inc. "Comparison of Wireless Indoor Positioning Technologies", 2006.
11. A. Loeffler, "UHF-RFID-Based Localization Using Spread-Spectrum Signals", ICN 2011.
12. A. Serra, T. Dessì, D. Carboni, V. Popescu, L. Atzori. "Inertial Navigation Systems for User-Centric Indoor Applications". GeoWeb Lab., Sardegna Ricerche, University of Cagliari, Cagliari, Italy; CRS4, Pula, Italy.
13. EPC Global, Inc., EPC Radio-Frequency Identity Protocols Class-1 Generation-2 UHF RFID Protocol for Communications at 860 MHz - 960 MHz, 1st ed., Oct 2008. [Online]. Available: http://www.epcglobalinc.org/standards/uhfc1g2/uhfc1g2_1_2_0-standard-20080511.pdf

**АЛГОРИТМЫ И КРИТЕРИИ ПОМЕХОУСТОЙЧИВОЙ ОБРАБОТКИ
РАДИОТЕРМОМЕТРИЧЕСКОЙ ИНФОРМАЦИИ
НА ОСНОВЕ ВЕЙВЛЕТ-ПРЕОБРАЗОВАНИЯ**

Т.В. Истомина, Л.В. Кут

Пензенская государственная технологическая академия
istom@mail.ru, kuts_leonid@mail.ru

В работе предлагается алгоритм выбора оптимальных параметров помехоустойчивой обработки радиотермометрической информации, обеспечивающий повышение качества принятия диагностических решений, и обобщенный критерий для сравнительной оценки качества результатов радиотермографических измерений.

Микроволновая радиотермометрия (РТМ) – метод диагностики, основанный на измерении излучения тканей в микроволновом диапазоне. В основе использования РТМ технологии для диагностики новообразований лежит тот факт, что области патологии имеют повышенное тепловыделение и, как следствие, более высокую температуру по сравнению с окружающими тканями. Причем, чем выше темп роста опухоли, тем выше ее температура.

Уровень собственного излучения тканей пациента в микроволновом диапазоне составляет порядка 10^{-16} Вт/м², в тоже время, мощность электромагнитного излучения сотовых телефонов, компьютеров и т.д. гораздо выше этого уровня. Поэтому все измерения в микроволновом диапазоне обычно проводятся в специальных экранированных помещениях, но такие условия не всегда можно обеспечить. Таким образом, очевидна актуальность решения задачи уменьшения влияния на информативную составляющую (ИС) радиотермометрических измерений помех различного вида.

Основными источниками электромагнитных помех являются: персональные компьютеры, сотовые телефоны, медицинская техника, осветительные приборы, лифты. От влияния на ИС помех от лифтов и медицинской техники можно избавиться административным способом, а от влияния помех от персональных компьютеров и сотовых телефонов можно лишь при использовании алгоритмов шумоподавления.

В качестве алгоритма шумоподавления предлагается использовать вейвлет-преобразование (ВП), так как оно позволяет оценить не только вклад какой-либо составляющей сигнала, но и её пространственно-временную локализацию. Благодаря свойству частотно-временной локализации коэффициенты ВП несут значительно больше независимой информации о свойствах сигнала, чем частотные преобразования. Недостатком ВП является относительная сложность, выбор конкретного вида и типа вейвлетов во многом зависит от анализируемых сигналов и задач анализа. Таким образом, необходимо решить задачу выбора оптимального сочетания вейвлет-параметров, обеспечивающее максимальное выделение ИС в радиотермометрических изображениях.

Аналитический обзор вейвлет-базисов позволил предположить, что для выделения ИС радиотермометрического изображения на фоне помех, по форме наиболее подходят базисы Добеши и Мейера. Предлагается также использовать базис Хаара, так как он наиболее прост в реализации.

Для сравнительной оценки качества радиотермометрического изображения, полученного после ВП, используются следующие критерии: среднеквадратичная погрешность (MSE) и отношение сигнал/шум (SNR) [1]. Эти оценки используют большинство исследователей, например, Donoho [2] и Chui [3]. Точность восстановления максимальна при $MSE \rightarrow 0, SNR \rightarrow \infty$. Основным критерием является MSE , дополнительным – SNR . Однако их использовать недостаточно, поэтому необходимо использовать и субъективную оценку качества. Предлагается использовать пятибалльную шкалу качества как интеллектуальную оценку. Пятибалльная шкала качества совместно с объективными оценками качества MSE и SNR позволяет учитывать не только техническую составляющую, но и учет интеллектуальной составляющей врача-специалиста.

Обозначим оценку качества РТМ изображения предикатом K_{RTM} . Обозначим в виде баллов B_z по пятибалльной шкале качества, $z = 1..5$:

$$B_z = \{ \begin{cases} B_1 & \text{если } K_{RTM} = \text{"отлично"}; \\ B_2 & \text{если } K_{RTM} = \text{"хорошо"}; \\ B_3 & \text{если } K_{RTM} = \text{"удовлетворительно"}; \\ B_4 & \text{если } K_{RTM} = \text{"неудовлетворительно"}; \\ B_5 & \text{если } K_{RTM} = \text{"плохо"}; \end{cases} \quad (1)$$

1. Среднеквадратичная погрешность – MSE (mean square error) восстановленного сигнала $r'(i,j)$ размерностью $X \times Y$ определяется как

$$MSE_{i,j} = \frac{1}{XY} \sum_{i=1}^X \sum_{j=1}^Y [r(i,j) - r'(i,j)]^2, \quad (2)$$

где $r(i,j)$ – эталонный сигнал без искажений.

При $r(i,j) = r'(i,j)$, $MSE_{i,j} = 0$.

2. Соотношение сигнал/шум – SNR (signal to noise relation) восстановленного сигнала $r'(i,j)$ размерностью $X \times Y$ определяется как

$$SNR_{i,j} = 10 \log_{10} \left(\sum_{i=1}^X \sum_{j=1}^Y \left[\frac{[r(i,j)]^2}{[r(i,j) - r'(i,j)]^2} \right] \right), \quad (3)$$

где $r(i,j)$ – эталонный сигнал без искажений.

При $r(i,j) = r'(i,j)$, $SNR_{i,j} \rightarrow \infty$.

Предложенный дополнительный критерий оценки качества радиотермометрического изображения K_{RTM} учитывает как объективные, так и субъективные критерии качества, и определяется как:

$$K_{RTM} = \frac{MSE * SNR}{B_z} \quad (4)$$

или:

$$K_{RTM} = \frac{\frac{1}{XY} \sum_{i=1}^X \sum_{j=1}^Y [r(i,j) - r'(i,j)]^2 * 10 \log_{10} \left(\sum_{i=1}^X \sum_{j=1}^Y \left[\frac{[r(i,j)]^2}{[r(i,j) - r'(i,j)]^2} \right] \right)}{B_z} \quad (5)$$

Качество радиотермометрического изображения максимально при:

$$K_{RTM \max} = \begin{cases} MSE \rightarrow 0; \\ SNR \rightarrow \infty; \\ B_z \rightarrow 5. \end{cases} \quad (6)$$

Таким образом, можно сделать вывод о том, что предложенный обобщенный критерий качества выделения ИС радиотермометрической информации на фоне НИС дает более адекватную оценку по выбору оптимального сочетания вейвлет-параметров при разработке алгоритма помехоустойчивой обработки РТМ-изображений.

Для повышения качества выделения ИС результатов РТМ измерений, необходимо решить задачу оптимального выбора следующих вейвлет-параметров: вид базисного вейвлета, уровень разложения, функцию расчета пороговой обработки, способ пороговой обработки.

При этом необходима разработка информационной модели, в которой на ИС $r(i,j)$ радиотермометрического изображения накладывается неинформативная составляющая (НИС), в виде одной из моделей шума: белый гауссов $n_g(i,j)$, импульсный $n_{imp}(i,j)$, их сочетания (рисунок 1). Проведение ВП состоит из четырех этапов: прямого преобразования, пороговой обработки, включающей расчет порога и вычисление пороговой функции, и обратного преобразования [4, 5].

Хорошо формализованные процедуры выбора базисов в настоящее время неизвестны, обычно используется эмпирическое правило: форма вейвлет-базиса должна быть схожей с формой исследуемого сигнала [6].

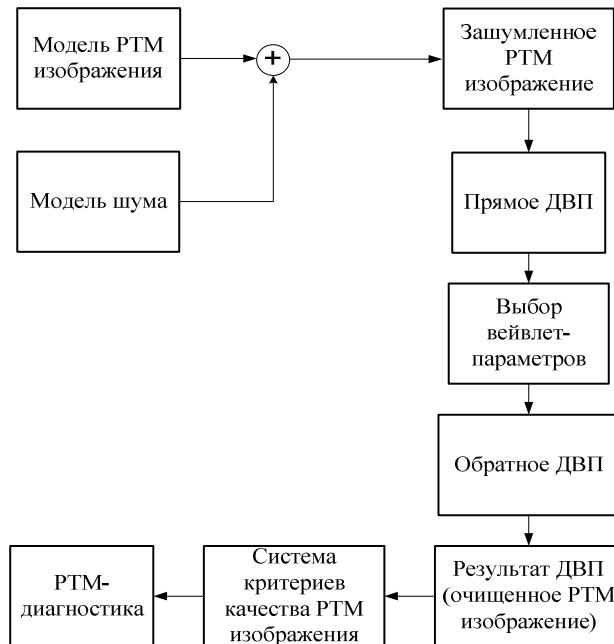


Рисунок 1 – Процедура выделения ИС на фоне НИС радиотермометрического изображения

От решения задачи выбора вейвлет-параметров зависит результат выделения ИС на фоне НИС. Следовательно, необходимо разработать алгоритм выбора оптимального сочетания вейвлет-параметров для радиотермометрического изображения (рисунок 2).

Для выбора оптимального сочетания вейвлет-параметров при выделении ИС на фоне НИС радиотермометрического изображения, необходимо рассмотреть несколько вариантов ИС. Для этого предусмотрено в алгоритме блок выбора параметров ИС РТМ модели (блок 1). Так же есть возможность выбора параметров НИС, используя систему критериев качества радиотермометрического изображения.

Рассмотрим влияние шумов от перечисленных выше источников на информативность результатов. Для этого в системе *MatLab* были смоделированы температурные поля с наличием патологии в молочной железе (МЖ) и без патологий. В качестве моделей шума будем использовать белый гауссовский шум $n_g(i,j)$, импульсный шум $n_{imp}(i,j)$ и их сочетание $n_g(i,j) + n_{imp}(i,j)$.

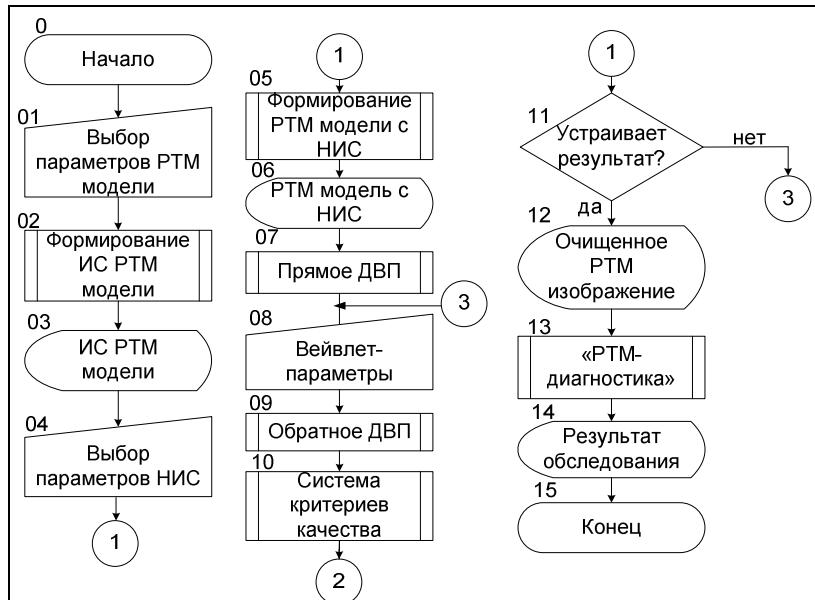


Рисунок 2 – Алгоритм выбора оптимального сочетания вейвлет-параметров

Исходное радиотермометрическое изображение $t(i,j)$ представляется в виде суммы ИС $r(i,j)$ и НИС $n(i,j)$. Таким образом, радиотермометрическое изображение с влиянием на нее НИС, можно представить в следующем виде:

$$t(i,j) = r(i,j) + n(i,j), \quad (7)$$

где НИС $n(i,j)$ может выступать в виде $n_g(i,j)$, или сочетания $n_g(i,j) + n_{imp}(i,j)$.

Моделирование производилось в системе *MatLab*. Результаты подтверждены экспериментами на основе применения оборудования организации ООО «Фирма РЭС» в виде прибора РТМ-01-РЭС и программного обеспечения для радиотермометрической диагностики.

Результаты по выделению ИС радиотермометрической информации на фоне НИС в виде шумов разного вида представлены в таблице 1.

Таблица 1 – Результаты по выделению ИС радиотермометрической информации на фоне НИС

Вид шума	MSE	SNR (Дб.)	Шкала качества (пятибалльная)	Предложенный критерий K_{RTM}
Белый гауссовый шум (SNR 25 Дб.)	0,1	41,6	5	0,83
Белый гауссовый шум (SNR 20 Дб.)	0,2	36,3	5	1,45
Импульсный шум	0,1	43	5	0,86
Импульсный шум и белый гауссовый шум (SNR 20 Дб.)	0,2	34,6	4	1,73

Полученные результаты показывают, что предложенный алгоритм помехоустойчивой обработки информации позволяет уменьшить влияние НИС в виде шумов разного вида при выделении ИС из РТМ-изображений. Таким образом, можно сделать вывод о том, что предложенный критерий качества выделения ИС радиотермометрической информации на фоне НИС дает адекватную оценку по выбору оптимального сочетания вейвлет-параметров.

Библиографический список

1. Cosman P.C., Gray R.M., Olshe R.A. Evaluating Quality of Compressed Medical Images //Proceedings of the IEEE "SNR, Subjective Rating, and Diagnostic Accuracy". – 1994. Vol. 82 No. 6. –P. 919-932.
2. Donoho D.L., Johnstone I.M., Kerkyacharian G. and Picard D. Density estimation by wavelet thresholding, // Ann. Statistics. vol. 24, 1996, – P. 508-539.
3. Чуи Ч. Введение в вейвлеты: Пер. с англ. – М.: Мир, 2001. – 412 с.
4. Куц Л.В. Использование вейвлет-преобразования в диагностике рака молочной железы/Л.В. Куц// Международная научно-практическая конференция «Современные проблемы отечественной медико-биологической и фармацевтической промышленности. Развитие инновационного и кадрового потенциала Пензенской области». Научн. издание. – ФГУП НТЦ «Информрегистр». Пенза 2011 – С.: 586–588.
5. Куц Л.В. Подход к идентификации распределенных сигналов на основе их структурного представления. / А.В. Куц, Л.В. Куц, А.Б. Щербань// Вопросы радиоэлектроники. Серия ОТ. Изд-во: ОАО «ЦНИИ «Электроника». Москва. 2011. - С. 20-29.
6. Астафьева Н.М. Вейвлет-анализ: основы теории и примеры применения // Успехи физических наук – М.: 1996, Т. 166. № 11. –С. 1145-1170.

ALGORITHMS AND CRITERIA FOR PROCESSING OF NOISE IMMUNITY RADIOMETRY INFORMATION ON THE BASIS OF WAVELET TRANSFORM

Istomina T., Kuts L.

Penza State Technological Academy, istom@mail.ru, kuts_leonid@mail.ru.

The work involves the creation of algorithms for radiometry image processing in intense noise based on wavelet transform, providing the quality of diagnostic decision-making. Proposed information model, in which the informative component of the superimposed image radiometry unhelpful component in the form of a model of noise: white Gaussian, impulse, and combinations thereof. Solve the problem of choosing the optimal combination of wavelet parameters, providing a maximum allocation of the informative component of the radiometry images based on the criterion of image quality.



РАЗРАБОТКА АЛГОРИТМА СЕГМЕНТАЦИИ ИЗОБРАЖЕНИЙ ИММУНОЦИТОХИМИЧЕСКИХ ПРЕПАРАТОВ С ИСПОЛЬЗОВАНИЕМ ЦВЕТОВОЙ ИНФОРМАЦИИ

Клименко Н.С., Артюхова О.А.

Московский государственный технический университет имени Н.Э. Баумана,
natasha.klmnk@gmail.com, olga.artukhova@mail.ru

Различные формы новообразований в молочной железе встречаются у каждой второй женщины в возрасте после 30 лет. Большинство из них – доброкачественные и не представляющие угрозы здоровью и жизни. Злокачественные опухоли, и в частности рак молочной железы (РМЖ), распространены в десятки раз реже, но все равно являются одним из ведущих онкологических заболеваний у женщин после 40 лет и составляют около 19 % от всех злокачественных опухолей [5]. Пятилетняя выживаемость больных колеблется от 30 до 61 % [3].

Нарушения гормонального баланса являются одной из причин развития патологических процессов в молочных железах и служат основой для многих теорий, пытающихся объяснить причину возникновения рака. Наличие рецепторов различных гормонов у опухолевых клеток дает возможность оценить гормоночувствительность опухоли и, следовательно, эффективность гормонотерапии. Для оценки гормональной чувствительности при раке молочной железы предложены методики определения в ткани опухоли рецепторов эстрогенов (РЭ), прогестерона (РП) и некоторых других гормонов. У больных с распространенным РМЖ гормональная терапия оказывается эффективной в 30 % случаев среди не отобранных пациентов, в 50 % случаев у женщин с положительными эстрогенными рецепторами и в 80 % – с положительными рецепторами прогестерона. При этом только в 5–10 % случаев у больных с рецепторнегативными опухолями отмечена положительная реакция на гормональные воздействия [4].

Оценку гормоночувствительности опухоли проводят с помощью методов иммуноцитохимического (ИЦХ) анализа. ИЦХ-методы позволяют локализовать и идентифицировать клеточные и тканевые антигены, основываясь на их связывании с антителами. В качестве связанного с клеткой антигена могут выступать различные клеточные структуры, в том числе рецепторы гормонов [6].

Для вынесения решения о гормональном статусе рака проводится микроскопическое исследование иммуноцитохимического препарата, приготовленного таким образом, что окрашиваются опухолевые клетки, содержащие рецепторы определенных гормонов. В ходе исследования определяются баллы, характеризующие интенсивность окрашивания и долю окрашенных клеток. По значению итогового суммарного балла делается вывод о статусе РМЖ.

В настоящее время в клинической практике используется традиционный анализ ИЦХ препаратов, когда лаборант вручную просматривает исследуемые образцы, на основании чего выносит своё заключение. Существенными недостатками данного метода являются субъективность и низкая скорость, так как при анализе лаборанту необходимо изучить все возможные поля зрения.

Таким образом, создание автоматизированной системы анализа ИЦХ препаратов по их микроскопическим изображениям, позволяющей ускорить и объективизировать постановку диагноза, является актуальной задачей.

Целью данной работы является разработка алгоритма сегментации микроскопических изображений иммуноцитохимических препаратов (рисунок 1). В работе использовались цитологические препараты клеток молочной железы.

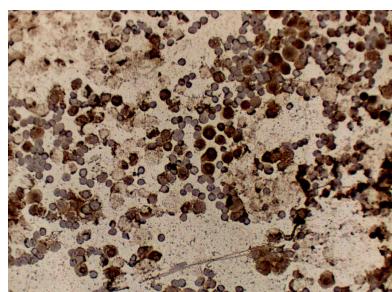
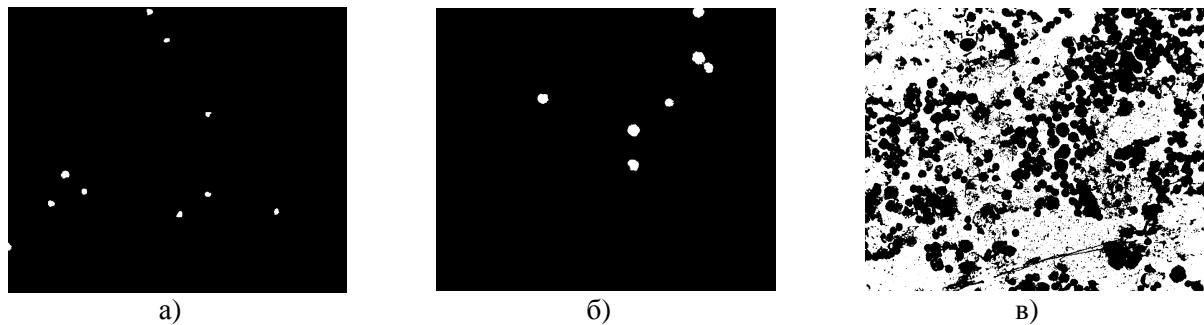


Рисунок 1 – Микроскопическое изображение ИЦХ препарата

Основной признак, использующийся для сегментации – цветовые характеристики клеток. Обработка изображений осуществляется в два этапа. На первом этапе происходит создание бинарных масок, по которым вычисляются средние значения цветовых характеристик трех групп объектов на изображении: неокрашенных клеток, окрашенных клеток и фона. На втором этапе по имеющейся общей информации о цвете объектов происходит классификация всех пикселей изображения на три класса, после чего производится морфологическая обработка полученных изображений.

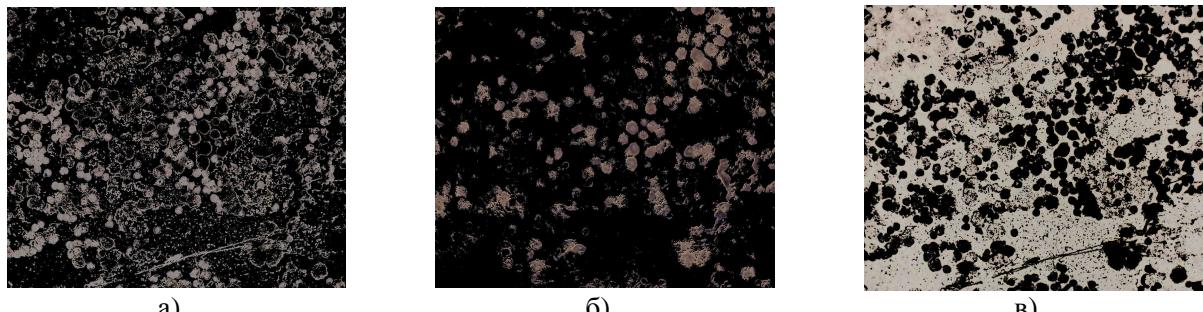
Маски для определения средних значений по областям находятся автоматически. Алгоритм заключается в пороговой обработке полуточнового изображения – цветовой координаты светлоты (L) пространства Lab, с последующей морфологической обработкой. На рисунке 2 приведены результаты автоматического нахождения масок для трех групп объектов: окрашенных клеток, неокрашенных клеток и фона.



а) маска для окрашенных клеток, б) маска для неокрашенных клеток, в) маска для фона

Рисунок 2 – Результаты автоматического нахождения масок для микроскопического изображения иммуноцитохимического препарата

Для классификации всех пикселей изображения на три класса с помощью масок использовались три цветовые координаты - светлота в цветовом пространстве NTSC, оттенок и сила тона в цветовом пространстве HSV. Были найдены средние значения интенсивности m_{ij} для каждой области j по каждой цветовой координате i . Затем для каждого пикселя изображения вычислялось три евклидовых расстояния – меры близости пикселя к окрашенным клеткам, неокрашенным клеткам и фону. Впоследствии пиксель относится к той области, для которой вычисленное расстояние минимально. Результаты классификации пикселей изображения на области приведены на рисунке 3. Полученные изображения подвергаются морфологической обработке, в результате которой удаляются мелкие объекты, объекты неправильной формы и сглаживаются края областей.



а) область неокрашенных клеток, б) область окрашенных клеток, в) область фона

Рисунок 3 – Результаты классификации пикселей микроскопического изображения ИЦХ препарата на области неокрашенных клеток, окрашенных клеток и фона

В ходе данной работы был разработан и реализован алгоритм сегментации клеток на изображениях ИЦХ препаратов молочной железы. В дальнейшем предполагается на основе полученных результатов разработать алгоритм количественной оценки гормонального статуса опухоли.

Библиографический список

1. Берштейн Л. М. Гормональный канцерогенез – Наука – 2000 – 201.
2. Гонсалес Р., Вудс Р., Эддинс С. Цифровая обработка изображений в среде MATLAB. – М.: Техносфера, 2006. – 616 с.
3. Куликов Б. П. Варенов В.М., Курс онкологии – Рязань – 2002 – 75 с.
4. Романчишен А.Ф., Жаринов Г.М. - Курс онкологии – СПбГПМА – 1999.-250 с.
5. [Электронный ресурс] // Рак молочной железы (<http://www.medzhencentre.ru/mammologiya/rak-grudi/>). Проверено 7.03.2012.
6. [Электронный ресурс] // Самарский областной технический онкологический центр (<http://samaraonko.ru/index.php?n=12&n2=1&n3=3>). Проверено 7.03.2012.

ELABORATION OF IMAGE SEGMENTATION ALGORITHM FOR IMMUNOCYTOCHEMICAL PREPARATIONS USING COLOR INFORMATION

Klimentko N.S., Artyukhova O.A.
 Bauman Moscow State Technical University
 natasha.klmnk@gmail.com, olga.artukhova@mail.ru

The problem of automated image analysis of immunocytochemical preparations is considered. Two stage color segmentation algorithm in different color spaces is elaborated.



**ПРОГРАММНОЕ ОБЕСПЕЧЕНИЕ ТЕЛЕМЕДИЦИНСКОГО КОМПЛЕКСА
ДЛЯ КОНТРОЛЯ СОСТОЯНИЯ ПАЦИЕНТА
НА ОСНОВЕ МЕТОДА ПУЛЬСОКСИМЕТРИИ**

Комушкин Д.А.

Владимирский государственный университет им. А.Г. и Н.Г. Столетовы
dimrklub@rambler.ru

Одним из методов для диагностики состояния пациента – это пульсоксиметрия, являющийся наиболее доступным во многих условиях, особенно при ограниченном финансировании. Она позволяет при определенном навыке оценивать несколько параметров состояния больного. Однако разовые показания мало информативны, более полезный вид исследования – длительный мониторинг с передачей данных на расстояние.

Существует телемедицинская "мини-лаборатория" для домашнего контроля пульсоксиметрии Spirotel SpO2 (пр-во Италия). Для передачи данных используется телефонная связь, при этом необходимо набрать номер и прислонить спирометр Spirotel к телефонной трубке. К недостаткам данного прибора относятся: технология передачи данных с помощью акустического модема, неудобство в использовании и низкая автоматизация.

Объект внимания данной статьи - разрабатываемый автоматизированный телемедицинский программно-аппаратного комплекса для контроля состояния пациента на основе метода пульсоксиметрии с использованием IP-сетей, беспроводных соединений и информационных технологий. Комплекс состоит из двух взаимодействующих частей: регистратора (регистраторов) и сервера-анализатора.

Регистратор - устройство информационно-измерительной системы, предназначенный для регистрации (суточного мониторирования) и передачи функционально-диагностической информации (SpO2 и пульса) удаленному серверу-анализатору по Интернет протоколу. То есть, это пульсоксиметр со встроенным GSM/GPRS модулем, который будет находиться у пациента (рисунок 1).

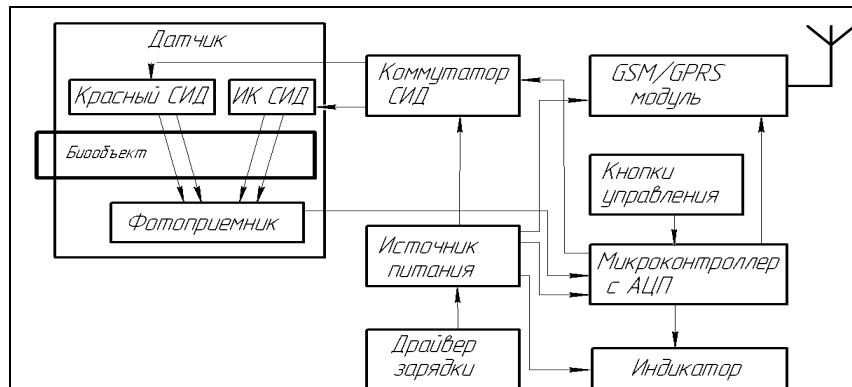


Рисунок 1 – Структурная схема регистратора

Функционирование устройства как единого целого осуществляется под управлением микроконтроллера MSP430FG437PN (Texas Instruments). Микроконтроллер взаимодействует с GSM/GPRS модулем SIM900 (Simcom). Этот модуль имеет встроенный стек TCP/IP, который используется для обмена информацией. Он подключается при помощи UART и взаимодействие с ним происходит при помощи AT-команд. ПО микроконтроллера проводит аналоговые измерения и формирует AT-команды для отправки данных на веб-сервер по GPRS протоколу. Напряжение питания модуля и микроконтроллера составляет 3.6В, питание от аккумулятора. Сразу после подачи питания устройство работает в режиме измерения и отправки сообщений.

Главной особенностью технологии GPRS является возможность постоянного подключения абонента к сети, т. е. наличие активного виртуального канала связи. На время передачи пакета данных абоненту предоставляется реальный (физический) радиоканал, который в остальное время используется для передачи пакетов других пользователей сети. Таким образом, абонент не занимает физический канал постоянно, как при режимах CSD и HSCSD, и поэтому платит только за трафик, а не за все время сеанса связи. В результате существенно снижается стоимость передачи мегабайта

информации. Максимально возможная скорость обмена данными с помощью технологии GPRS теоретически может достигать 170 Кбит/с.

Алгоритм работы микроконтроллера регистратора показан на рисунке 2. После включения прибора считываются из энергонезависимой памяти контроллера значения двух переменных: короткое обозначение интервала, которое будет передаваться на сервер вместе с данными, и само значение периода измерений. Кнопкой «ИНТЕРВАЛ» на приборе можно выставить значение этих двух переменных и соответственно необходимый период измерений. После нажатия кнопки «СТАРТ» включается таймер с интервалом **vat_T** и происходит первое измерение. Дальнейшие измерения будут происходить по прерыванию таймера. При накоплении 40 измерений (ограничение длины строки GET запроса в 256 символов) происходит отправка и удаление накопленных данных.

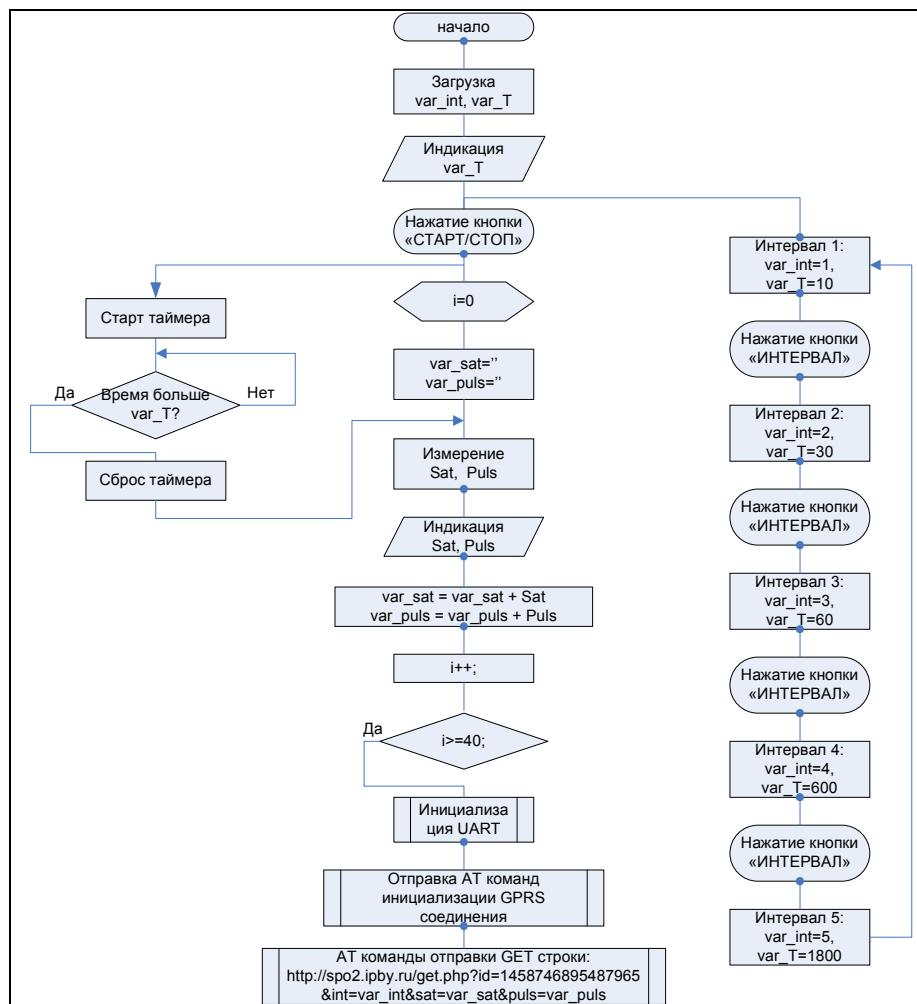


Рисунок 2 – Алгоритм работы микроконтроллера

Сервер-анализатор – веб-сервер с установленными программным обеспечением (скриптами), предназначенным для сбора, хранения, обработки и анализа функционально-диагностической информации, получаемой от удаленных регистраторов. Компьютер врача должен быть с выходом в Интернет, для обеспечения доступа к административной части серверного программного обеспечения через любой браузер. Программное обеспечение сайта, написанное на языке PHP, состоит из обработчика GET-запросов и администраторской панели сайта, обе части взаимодействуют с базой данных MySQL. Код программы обеспечивает следующие функции:

- регистрация и авторизация пользователя – врача (в дальнейшем просто пользователя) на сайте;
- регистрация пользователем пациентов, запись данных о пациенте. Закрепление за пациентом прибора с индивидуальным серийным номером;
- выдача врачу данных измерений SPO2 и пульса, предварительная обработка данных;
- обработка GET запросов регистраторов и сохранение данных измерений.

Описание структуры таблиц БД MySQL

БД MySQL состоит из четырех таблиц (рисунок 3). Первая таблица **users** содержит информацию о зарегистрированных пользователях системы и состоит из следующих полей. Первое поле **id_user** – идентификатор пользователя, присваивается автоматически и инкрементируется. Тип у этого идентификатора будет цифровой (т.е. целое число) - тип INT. Это поле отмечено как первичное. Следующие поля: **e-mail** – почтовый ящик пользователя; **password** – зашифрованный в MD5 хэш строки пароля; **surname** – фамилия; **name** – имя; **databirth** – дата рождения; **datareg** – дата регистрации пользователя. Вторая таблица **patient** содержит информацию о пациентах. Таблица содержит следующие поля: **id_patient** – идентификационный номер пациента, присваивается автоматически и инкрементируется; **id_user** – идентификационный номер пользователя, который зарегистрировал данного пациента и которому будут доступны данные этого пациента, **idn** – идентификационный номер прибора. Также эта таблица содержит поля, содержащие личную информацию о пациенте и дате регистрации. Третья таблица **serial** содержит информацию о регистрациях: **sn** – уникальный серийный номер прибора, **idn** – уникальный идентификационный номер прибора, соответствующий определенному серийному номеру. Серийный номер будет известен пользователю, а идентификационный номер не будет никому известен, а только передаваться в GET запросе совместно с другими данными. Четвертая таблица **data** содержит данные измерений и содержит следующие поля: **id_patient** – идентификационный номер пациента, **date** – дата и время каждого измерения, **sat** – данные о сатурации кислородом крови, **puls** – данные о частоте пульса.

Поле	Тип	Поле	Тип	Поле	Тип	Поле	Тип
id_user	int(11)	id_patient	int(11)	tel_dom	varchar(50)	id_patient	int(11)
hash_user	varchar(255)	id_user	int(11)	tel_mob	varchar(50)	date	date
email	varchar(255)	idn	bigint(30)	city	varchar(50)	time	time
name	varchar(100)	surname	varchar(100)	street	varchar(50)	sat	int(2)
firstname	varchar(100)	name	varchar(100)	home	varchar(50)	puls	int(3)
password	varchar(255)	mname	varchar(100)	kvart	varchar(50)	diagnoz	text
me	text	gender	varchar(50)	datareg	date	sn	bigint(16)
date	date	databirth	date	idn	bigint(16)	idn	bigint(16)

a) users

б) patient

в) serial

г) data

Рисунок 3 – Структура таблиц БД MySQL

Описание программы обработчика GET-запросов URL строки, поступающей с регистратора

GET строка содержит пять переменных. Первая переменная **id** – идентификационный номер прибора, вторая переменная **int** – короткое обозначение интервала времени, через которые были сняты измерения, третья переменная **sat** – строка, содержащая данные измерений сатурации крови кислородом, четвертая переменная **puls** – строка, содержащая данные измерений частоты пульса. Стока **sat** формируется из двухзначных чисел сатурации, снятых через одинаковые интервалы времени **int**. Таким же образом формируется строка **puls** из трехзначных чисел частот пульса, снятых через одинаковые интервалы времени **int**. Формат URL строки имеет следующий вид:

www.spo2.ipby.ru?idn=XXXXXXXXXXXXXXXXXXXX&int=05&sat=9889998090&puls=090075120095100.

Программный код-обработчик, приняв URL строку, ищет в таблице **patient**, какому идентификатору пациента соответствует идентификационный номер прибора **idn** принятый в строке. Если ни за кем из пациентов не закреплен прибор, то сообщение будет проигнорировано. Если же в каком либо поле **idn** таблицы **patient** есть данный серийный номер, то из этой таблицы берется значение идентификатора (**id_patient**), и принятые данные после некоторой обработки, описанной ниже, будут заноситься в таблицу **data** вместе со значением идентификатора этого пациента. Далее обработка принятых данных идет по следующему алгоритму: короткому обозначению интервала времени ставится в соответствие само значение интервала; данные из строк **sat** и **puls** преобразуются в ассоциативные массивы, содержащие части исходных строк длиной 2 и 3 каждая; вычисляется количество элементов в массиве **sat**; вычисляется время первого измерения для массивов данных **sat** и **puls**, для этого от времени поступления GET запроса вычитается время сдвига, вычисленное как значение интервала, умноженное на количество элементов в массиве **sat** минус один; вычисленное время округляется по значению интервала измерений. Далее в цикле вычисляются дата и время для

каждых отдельных элементов массивов данных, и все значения заносятся в соответствующие поля **date**, **time**, **sat** и **puls** таблицы **data**.

Описание программы администраторской панели сайта

Данная программа обеспечивает регистрацию и авторизацию врача-пользователя. Регистрация пользователя происходит после предварительной проверки, не зарегистрирован ли с таким e-mail кто-то ещё. Данные пользователя запоминаются в куках. Если куки не найдены, то пользователь может авторизоваться. Авторизация происходит по E-mail и паролю. Пароль хранится в таблице **users** базы данных в зашифрованном виде. Для дополнительной защиты аккаунта в ПО используется алгоритм проверки динамично меняющегося значения поля **hash_user**. После успешной авторизации пользователю открывается главная панель для работы с данными пациентов. Также пользователь может зайти в личный кабинет, где он может редактировать профиль, изменять данные или удалить аккаунт по запросу. Для каждого конкретного пользователя системой доступен только свой список пациентов, которые были зарегистрированы из его аккаунта. Это происходит благодаря тому, что выборка из таблицы **patient** происходит только для значений поля **id_user** соответствующих идентификатору авторизованного пользователя. При регистрации пациентов в это поле также заносится идентификатор пользователя. В панелях регистрации пациента, редактирования данных и карта пациента находится поле ввода SN пульсоксиметра. При введении серийного номера в это поле программа проверяет наличие такого номера в таблице **serial** поля **sn**, если в ней есть такой номер, то берется из этой же таблицы из поля **idn** идентификационный номер прибора. Затем следует проверка в таблице **patient** по полю **idn**, не закреплен ли за кем-либо данный прибор, и если данный прибор не был найден у других пациентов, его идентификационный номер заносится в таблицу вновь регистрируемого пациента или при редактировании данных.

Программой предусмотрен поиск пациентов по фамилии, также можно в строку поиска ввести серийный номер прибора, при этом будет найден пациент, за которым закреплен данный прибор. При необходимости прибор можно отключить у данного пациента, при этом появится возможность закрепить данный прибор за другим пациентом.

В программе присутствует возможность вывода результатов измерений в виде масштабируемого графика для выбранной даты. Для построения графика используется библиотека **highcharts** на JavaScript. Дальнейшая компьютерная обработка данных позволяет оценивать максимальные, минимальные и средние параметры сатурации и частоты пульса, а также распределение показателя сатурации в течении суток.

Актуальность настоящего исследования заключается в том, что создание телемедицинских систем и сетей является составным элементом общего направления информатизации здравоохранения в настоящее время. Телемедицинские системы решают множество задач, повышающих качество медицинского обслуживания, в том числе сокращение ненужных посещений больницы и снижение стоимости медицинских услуг. Телемедицина получила развитие во многих странах мира, доказав на практике свою высокую эффективность и комплексное позитивное влияние на структуру здравоохранения, тем самым расширив возможности врачей общей практики.

Библиографический список

1. Брежнев А.Ф., Смелянский Р.Л. Семейство протоколов TCP/IP. URL: <http://www.mark-itt.ru/FWO/tcpip/index.html> (Дата обращения 23.04.2012).
2. Бузунов Р.В. Пульсоксиметрия, сатурация: возможности компьютерной пульсоксиметрии в диагностике обструктивного апноэ сна и дыхательной недостаточности. URL: <http://www.ukrtelemed.com/pulsoksimetriya.php> (Дата обращения 23.04.2012).
3. Буравков С.В., Григорьев А.И. Основы телемедицины. - М.: Фирма «Слово», 2001. - 112 с.
4. Григорьев А.И., Орлов О.И., Логинов В.А. и др. Клиническая телемедицина. - М.: Фирма «Слово», 2001. - 112 с.
5. Документация по MySQL URL: <http://www.mysql.ru/docs> (Дата обращения 23.04.2012).
6. КАРДЕКС дочерняя компания фирмы ОМИД. OEM-модули. URL: <http://www.cardex.ru/?id=275> (Дата обращения 23.04.2012).
7. Метод пульсоксиметрии, пульсоксиметрические датчики и аксессуары. URL: <http://www.sensitec.ru/articles/metod-pulsoksimetrii-pulsoksimetricheskie-datchiki-i-aksessuary.html> (Дата обращения 23.04.2012).

8. Научно-производственное предприятие "Волготех". URL: <http://www.volgotec.ru/product.html> (Дата обращения 23.04.2012).
9. Портал по PHP, MySQL и другим веб-технологиям. URL: <http://www.php.su> (Дата обращения 23.04.2012).
10. Реализация каналов GSM/GPRS в беспроводных системах сбора и передачи информации. URL: http://www.ccc.ru/magazine/depot/06_06/read.html?0302.htm (Дата обращения 23.04.2012).
11. Руководство по PHP. URL: <http://www.php.net/manual/ru/index.php> (Дата обращения 23.04.2012).
12. Справочник HTML и CSS. URL: <http://htmlbook.ru> (Дата обращения 23.04.2012).
13. GSM/GPRS модуль SIM900. URL1: <http://we.easyelectronics.ru/part/gsm-gprs-modul-sim900.html> (Дата обращения 23.04.2012). URL2: <http://we.easyelectronics.ru/part/gsm-gprs-modul-sim900-chast-vtoraya.html> (Дата обращения 23.04.2012).

THE ALGORITHM OF THE SOFTWARE TELEMEDICAL COMPLEX FOR MONITORING OF THE PATIENT ON THE BASIS OF A PULSIOXYMETRY METHOD

Komushkin D.A.

Vladimir State University named after A.G. and N.G. Stoletovs
dimrklub@rambler.ru

The description of a telemedical hardware-software complex is provided in this publication for monitoring of a condition of the patient on the basis of a pulsioxymetry method. The complex consists of the registrar and the server analyzer. The client registrar is a device taking off physiological parameters of the patient and transferring these data by means of communication GSM/GPRS on the server analyzer. The server analyzer is a web server with the established software necessary for data processing of entering from the registrar and ensuring of interaction of the doctor with these data.



СОВРЕМЕННЫЕ ЗАДАЧИ МАТЕМАТИЧЕСКОГО АНАЛИЗА ВСР

Семенов Ю.Н.

ООО «Институт внедрения новых медицинских технологий «Рамена», Рязань
semenov@ramena.ru

Согласно фундаментальным закономерностям теории адаптации резервные возможности организма должны быть достаточны для того, чтобы поддерживать основные жизненно важные константы в нормальных пределах. Приспособление к новым условиям происходит благодаря мобилизации функциональных резервов и требует определенного напряжения регуляторных систем. Адаптация происходит успешно, если ее «цена» не превышает пределов индивидуального «лимита» и не приводит к перенапряжению и истощению механизмов регуляции.

Соответственно, оценка пределов этого «лимита» базируется на решении одной из важнейших проблем в современной физиологии и медицине – определении оптимальных границ деятельности функциональных систем.

Цена адаптации, оценки эффективности деятельности функциональных систем могут быть определены методом анализа вариабельности сердечного ритма (ВСР), обеспечивающим получение информации о степени напряжения регуляторных систем, что, в свою очередь, позволяет судить об адаптационных возможностях организма. Этот метод прост, информативен и достаточно хорошо разработан.

Предлагаемый метод может применяться пользователями, не имеющими специального медицинского образования, с целью сохранения здоровья, уменьшения отрицательных воздействий стресса и динамического контроля функционального состояния организма. Наиболее полно, на наш взгляд, этот метод реализован в комплексе Варикард, который не является диагностическим устройством, но получаемые с его помощью результаты могут рассматриваться с точки зрения повышения уровня здоровья или сокращения отрицательных воздействий стресса. Варикард не

предназначен для диагноза болезни, но он может успешно применяться для оценки функциональных резервов и качества здоровья в различных областях жизнедеятельности человека. В частности:

- в профилактической медицине – для оценки способности противостоять болезням;
- в клинике – для определения шансов качественно и своевременно выздороветь, а также для предупреждения обострений хронических болезней, для подбора лекарств, дозировок, схем использования; контроля, оптимизации и прогнозирования результатов лечения, для предупреждения угрозы катастрофических нарушений здоровья, поиска эффективных методов их профилактики и предупреждения;
- в быту и спорте – для планирования и контроля ментальных и физических нагрузок;
- на производстве – для профессионального отбора и для оценки влияния на состояние здоровья окружающей среды (**Ошибка! Источник ссылки не найден.**).

Принцип действия Вари карда основан на регистрации электрокардиосигнала, выделения из него динамического ряда кардиоинтервалов и математического анализа этого ряда во временной и в частотной областях. В результате анализа формируется заключение о функциональном состоянии организма, дается оценка уровня стресса и его влияния на состояние здоровья.

Основные элементы математической обработки кардиоинтервалограмм рассмотрены в методических рекомендациях по анализу ВСР (Семенов Ю.Н., Баевский Р.М., 2001), подготовленных 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) группой авторов в следующем составе: Р.М. Баевский (председатель), Ю.Н. Семенов и др. Однако многие актуальные моменты современной прикладной математики, без которых немыслима правильная интерпретация результатов анализа, остались за пределами внимания авторов.

В частности, авторы многих работ не учитывают характера распределения показателей ВСР и применяют к ним недопустимые методы статистических оценок, что, в конечном счете, приводит к ложным заключениям по определению оптимальных границ функционирования вегетативной регуляции кровообращения.

Отличительная черта программного обеспечения (ПО) комплекса Вари кард – интегрированной среды кардиоинтервалометрии (ИСКИМ 6.2) заключается в том, что оно позволяет получать оценки показателей ВСР не только в интервальной, но и в относительной шкале. Это достигается путем изучения функций распределения показателей ВСР с учетом возраста и пола.

В данной работе приведены основные приемы построения графиков распределения показателей ВСР, их приведение к нормальному закону, что позволяет определить зоны оптимума, пессимума и запредельных зон в динамике возрастных изменений и с учетом гендерных отличий.

Для построения нормативных диапазонов использовались базы данных содержащие, в общей сложности, более 17 тысяч обследований лиц, различного пола и возраста. Учитывались только обследования здоровых людей в состоянии покоя в положении сидя или лежа. Специальными средствами каждая кардиограмма была тщательно проверена на корректность распознавания R-зубцов.

В результате перевода показателей ВСР из шкалы интервалов в шкалу отношений в состав ПО ИСКИМ 6.2 были включены следующие функции: построение графика динамической статистики вариабельности показателей ВСР, построение «Розы ветров» по популяционным нормативам параметров ВСР для всей территории России. Внутри этой «Розы ветров» возможно построение типичной «колеи» для референтных выборок. Возможно, также, построение индивидуальной колеи, что позволяет осуществлять индивидуальное нормирование.

Появилась возможность строить графики динамики параметров ВСР в процессе регистрации в режиме реального времени, сопоставлять вариабельность показателей ВСР между собой и анализировать характер их взаимосвязей. В частности, нами было замечено, что динамика показателей HF и VLF носит взаимосвязанный колебательный характер, причем, в процессе колебаний их отношения непременно остаются реципрокными, что, по-видимому, объясняется тесной взаимосвязью волновых процессов с эндокринными функциями и демонстрирует метаболические «качели» углеводно-жирового обмена, а также соотношение эрготропных и трофотропных процессов в организме. Таким образом, VLF-компоненты, по всей видимости, отражает динамику уровня концентрации в сыворотке крови гормона жировых клеток – лептина (Takabatake N., Nakamura H., Abe S., et al., 2001), а HF-компонента – регуляцию глюкозы в организме (Havel P., 2002; Gavril A., Peng C., et al., 2003).

UP-TO-DATE TASKS OF HEART RATE VARIABILITY MATHEMATICAL ANALYSIS

Semenov Yu.

«New medical technologies implementation institute «Ramena» Co Ltd, Ryazan, Russia,
semenov@ramena.ru

In work mathematical aspects of construction of schedules of probability distribution of heart rate variability (HRV) indicators and their transformation from a scale of intervals in a scale of relations are considered. Zones of an optimum of HRV indicators taking into account age and a floor are defined.

ПРИМЕНЕНИЕ МЕТОДКИ АССОЦИАТИВНОГО ГИС-АНАЛИЗА ДЛЯ ПРОГНОЗИРОВАНИЯ РИСКА ВОЗНИКНОВЕНИЯ ОСОБО ОПАСНЫХ ЗАБОЛЕВАНИЙ ЖИВОТНЫХ

Коренной Ф.И., Гуленкин В.М.
ФГБУ Федеральный центр охраны здоровья животных (ФГБУ «ВНИИЗЖ»)
korennoy@arriah.ru, gulenkin@arriah.ru

Резюме

В работе рассматривается применение методов геопространственного анализа для моделирования и прогнозирования риска заноса особо опасных заболеваний животных (на примере африканской чумы свиней). Показано использование стандартных инструментов геопространственной статистики для отображения тенденций распространения заболевания, а также применение модели линейной регрессии для определения факторов риска. На основе созданной модели составлена карта риска, отображающая вероятность возникновения заболевания в каждом пункте исследуемого региона в зависимости от факторов окружающей среды и социально-экономических факторов.

Введение

Географические информационные системы (ГИС) в эпизоотологии – это совершенно новые компьютерные технологии, которые позволяют автоматизировать процесс сбора, хранения, обработки и анализа эпизоотологической информации и её визуализации на электронных картах с учётом причинно-следственных связей развития динамики распространения особо опасных инфекций (ООИ) животных [1].

Прикладное использование ГИС в эпизоотологии связано с отображением информации о развитии эпизоотической ситуации на конкретной территории в виде набора тематических слоёв (популяция животных, населения, фауны; плотности дорог, водоёмов, растительности; характеристик ветеринарной и санитарно-эпидемиологической служб и др.), которые могут визуализироваться отдельно, последовательно, комплексно. Наличие геопространственной информации помогает решить одну из главных задач эпизоотологии – выявить причины, способствующие возникновению и распространению ООИ в популяции, поскольку такие причины могут быть тесно связаны с факторами окружающей среды, а также социально-экономическими факторами, имеющими определенную локализацию.

В данной работе рассматривается использование геоинформационных технологий и методов математического анализа для выявления факторов риска и прогнозирования распространения особо опасных заболеваний животных на примере африканской чумы свиней. Африканская чума свиней (АЧС) – вирусное заболевание домашних и диких свиней, приводящее к почти 100% смертности среди пораженных животных и вызывающее колоссальный экономический ущерб. Будучи занесенным на территорию России в 2007 году, заболевание широко распространилось в южном регионе, и проявляет тенденцию к распространению в европейской части страны [2].

Материалы и методы

Источники данных:

Использовались данные о вспышках АЧС, представленные на официальном интернет-сайте всемирной организации здравоохранения животных [3]. Для отображения в ГИС данные были представлены в виде шейп-файла точечного типа. Данные об автодорожной сети, расположении населенных пунктов, водных объектов и прочая геопространственная информация, представленные в виде шейп-файлов, взяты из базы данных «Модель территории Российской Федерации в масштабе 1:1000000», предоставленной компанией ESRI-CIS [4]. Информация о свинопоголовье в хозяйствах на территории РФ и населении была получена с официального интернет-сайта Федеральной службы государственной статистики [5].

Программное обеспечение

Для геопространственного анализа данных использовалась геоинформационная система ArcView 10 (ESRI, США) с дополнительным модулем Spatial Analyst.

Методы математического и геопространственного моделирования

Для выявления направленности распространения заболевания по территории страны и предварительных выводов о возможных факторах риска использовался метод «Эллипс стандартного отклонения» (Standard deviational ellipse).

С целью установления статистической значимости предполагаемых факторов риска составлена модель простой линейной регрессии вида $Y_i \sim \beta_0 + \beta_1 X_{1i} + \beta_2 X_{2i} + \dots + \beta_n X_{ni}$ (1), где Y_i - значение зависимой переменной в пункте i , X_{ni} - значение независимой переменной (фактора риска) в том же пункте пространства, β_n - коэффициенты регрессии. Для расчета регрессии использовался программный инструмент «Простой метод наименьших квадратов (Ordinary Least Squares)» из стандартного набора инструментов ArcView. В качестве зависимой переменной Y_i была выбрана пространственная плотность вспышек заболевания (вспышек на квадратный километр), вычисленная с помощью программного инструмента Kernel Density в ArcView. В качестве зависимых переменных (возможных факторов риска) рассматривались такие величины, как: плотность главных автодорог (D_a), плотность второстепенных автодорог (D_s), плотность железных дорог, расстояние до ближайшей железнодорожной станции, плотность населения, плотность расположения населенных пунктов, плотность свинопоголовья в личных и подсобных хозяйствах (D_{sw1}), плотность сельскохозяйственного свинопоголовья (D_{sw2}) и плотность рек и водных объектов (D_r) [6]. По результатам расчета регрессионной модели факторами риска считались независимые переменные, имеющие наибольшую статистическую значимость ($p < 0,05$). Окончательная модель была составлена с включением только статистически значимых факторов риска и использована для вычисления предполагаемой плотности вспышек Y_i' в каждой точке исследуемой территории.

Отношение $\frac{Y_i'}{Y_{max}}$ (2) рассматривалось в качестве вероятности возникновения вспышки заболевания в данной точке территории. Здесь Y_{max} - максимальное значение плотности вспышек Y_i .

На основании отношения (2) была построена поверхность, иллюстрирующая предполагаемую вероятность возникновения вспышек заболевания на рассматриваемой территории (карта риска) [7].

Результаты

Эпизоотическая ситуация по АЧС на территории России в период с 2007 по 2011 гг. показана на рисунке 1. Применение программного инструмента «Эллипс стандартного отклонения» позволило сделать вывод о преимущественном распространении вспышек среди домашних свиней в направлении основных социально-экономических связей (автомобильных дорог и группировки населенных пунктов). Следовательно, в качестве возможных факторов риска следует рассматривать характеристики, связанные с интенсивностью транспортно-хозяйственных связей и свиноводческой деятельности. Такими характеристиками могут являться: пространственная плотность автодорожной сети (км дорог на квадратный км площади территории), с разделением на плотность главных и второстепенных дорог, плотность расположения населенных пунктов на квадратный км территории, плотность населения ($чел/км^2$), плотность железнодорожных путей ($км/км^2$), расстояние до ближайшей железнодорожной станции (км), плотность домашнего и сельскохозяйственного

свинопоголовья (гол/км²). Также в качестве возможного фактора риска была проанализирована плотность рек и водных объектов, поскольку эта характеристика может иметь корреляцию с густотой расселения человека и интенсивностью его хозяйственной деятельности.



Рисунок 1 – Расположение вспышек АЧС на территории южного региона РФ и анализ тенденций распространения заболевания с помощью «эллипса стандартного отклонения». Пунктирной линией показан эллипс распространения вспышек среди диких кабанов, сплошной линией – среди домашних свиней

В результате обсчета модели линейной регрессии, включающей вышеуперечисленные величины в качестве независимых переменных и плотность вспышек АЧС в качестве зависимой переменной, был сделан вывод о наибольшей статистической значимости четырех независимых переменных: плотности главных и второстепенных автодорог, плотности домашнего свинопоголовья и плотности рек (таблица 1). Указанные переменные были признаны факторами риска и включены в окончательную модель, которая получила вид:

$$Y_i = \beta_0 + \beta_1 D_a + \beta_2 D_s + \beta_3 D_{sw1} + \beta_4 D_r \quad (3).$$

Выражение (3) с учетом формулы (2) было использовано для построения поверхности риска на территории европейской части РФ. Полученная карта (рисунок 2) характеризует «пригодность» территории по совокупности факторов риска с точки зрения вероятности возникновения вспышек АЧС.

Таблица 1

	значение	2.5 % граница дов. интервала	97.5 % граница дов. интервала	p-value
β_0	-0.004638	-0.006118	-0.003156	<0.05
β_1 (главные дороги)	0.050112	0.031815	0.068409	<0.05
β_2 (второстепенные дороги)	0.015381	0.000382	0.030380	<0.05
β_3 (плотность свинопоголовья)	0.000697	0.000382	0.001012	<0.05
β_4 (плотность рек)	0.016389	0.010399	0.022379	<0.05

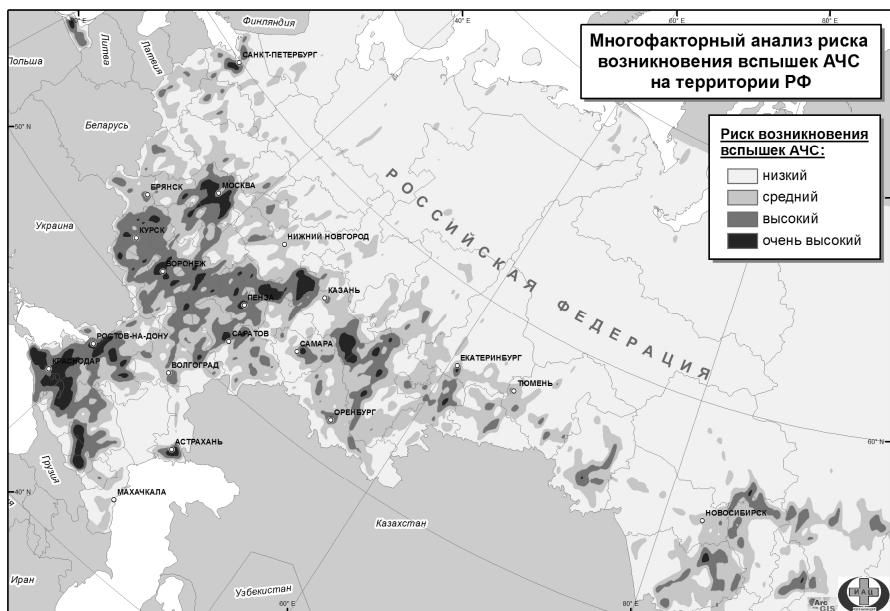


Рисунок 2 – Карта риска распространения АЧС, составленная с помощью метода ассоциативного анализа

Обсуждение

Примененный метод выявления факторов риска распространения инфекционного заболевания с помощью приемов геопространственного моделирования позволяет относительно просто смоделировать возможный ареал инфекции. Подобный прогноз не дает возможности предсказывать появление последующих вспышек заболевания, а лишь указывает территорию, которая по совокупности факторов риска наиболее вероятна для возникновения таких вспышек. Более точный анализ возможен при рассмотрении большего количества факторов, которые могут быть ассоциированы с вероятностью возникновения вспышки заболевания. В случае с АЧС такими факторами могут быть, например, интенсивность торговых связей, направление вывоза мясопродукции из данного региона, поскольку вынос инфекции часто связан с торговлей продукцией свиноводства. Этим фактором были обусловлены новые вспышки в ранее благополучных регионах РФ.

Такой метод, при условии рассмотрения соответствующих факторов риска, пригоден для моделирования ареала распространения многих заболеваний. В зависимости от особенностей механизмов передачи заболевания в качестве факторов риска могут рассматриваться такие характеристики, как NDVI (индекс растительности, характеризующий количество зеленой биомассы в данной точке поверхности), среднегодовое количество осадков, максимальная и минимальная температуры, высота над уровнем моря, уровень солнечной радиации и т.д. Особенно часто этот метод применяется для анализа природно-очаговых заболеваний.

Библиографический список

1. Методические указания по использованию географической информационной системы ArcGIS в эпизоотологическом анализе / Ф.И.Коренной, М.В.Дудорова, В.М.Гуленкин, С.А.Дудников; ФГУ "ВНИИЗЖ". - Владимир, 2010. - 22 с.
2. АЧС: картографический анализ распространения заболевания на территории Российской Федерации / С. А. Дудников, О. Н. Петрова, Ф. И. Коренной ; ФГУ "ВНИИЗЖ". – Владимир, 2011. - 108 с.
3. Веб-интерфейс Всемирной базы данных здоровья животных (WAHID) <http://web.oie.int/wahis/public.php?page=home>
4. Официальный интернет-сайт российского дистрибутора ESRI-CIS: <http://esri-cis.ru/>
5. Официальный интернет-сайт Федеральной службы государственной статистики: <http://www.gks.ru/wps/wcm/connect/rosstat/rosstatsite/main/>

6. Rivas, A.L., Smith, S.D., Sullivan, P.J., Gardner, B., Aparicio, J.P., Hoogesteijn, A.L., Castillo-Chavez, C., Identification of geographic factors associated with early spread of foot-and-mouth disease. 2003. Am. J. Vet.Res. 65 (12), 1519–1527.

7. Cartographical analysis of African swine fever outbreaks in the territory of the Russian Federation and computer modeling of the basic reproduction ratio / V.M. Gulenkin, F.I. Korennoy, A.K. Karaulov, S.A. Dudnikov // Preventive Veterinary Medicine. - 2011. - Vol. 102, № 3. - P. 167-174.

USE OF ASSOCIATIVE GIS-ANALYSIS METHODOLOGY FOR FORECASTING RISK OF EMERGENCE OF DANGEROUS ANIMAL DISEASES

Korennoy F.I., Gulenkin V.M.

Federal Center for Animal Health

korennoy@arriah.ru, gulenkin@arriah.ru

Summary

The application of geospatial analysis methods for modeling and forecasting risk of emergence of dangerous animal diseases has been discussed (illustrated by African swine fever). Standard spatial statistics tools have been used to visualize the disease spread patterns and a linear regression model has been applied to reveal the risk factors. The risk map which has been created on the basis of this model illustrates the probability of emergence of the disease at any point of the study area depending both on environmental and socioeconomic factors.

ВЫБОР МЕДИЦИНСКОЙ ИНФОРМАЦИОННОЙ СИСТЕМЫ ПРИ ПОМОЩИ МЕТОДА АНАЛИЗА ИЕРАРХИЙ

Крицкова А.Н.

Московский государственный технический университет им. Н.Э.Баумана
krickovel@mail.ru

На рынке медицинских информационных систем (МИС) предложение опережает спрос, фирмы-разработчики используют PR-компании, что препятствует объективной оценке при выборе системы для лечебно-профилактического учреждения (ЛПУ). В то же время, Россия пока испытывает затруднения в принятии обязательной сертификации МИС и в разработке типовых требований или рекомендуемых стандартов. Кроме того, сложность решения по выбору МИС, подходящей под предполагаемые задачи, определяется необходимостью учета большого объема данных. В этих условиях число возможных решений, как правило, велико, и выбор наилучшего из них без всестороннего анализа может приводить к грубым управлеченческим ошибкам, которые влекут за собой финансовые, организационные и психологические последствия. И, к сожалению, такие примеры уже встречаются на практике. Таким образом, выбор МИС является рискованным и актуальным управлеченческим решением для руководителя любого медицинского учреждения.

Коротко о методе анализа иерархий

Опыт использования методов математического моделирования и компьютеров в различных областях целенаправленной деятельности показал, что лицо, принимающее решение (ЛРП), учитывает большое количество разнообразных показателей, представить которые в виде единственного критерия удается в редких случаях. Поэтому необходимы методики, подходящие для решения более сложных проблем, которые по сути своей многокритериальны. К тому же при поиске оптимального решения или альтернативы существенное значение имеют факторы, не поддающиеся формализации: социальные, организационные, политические, психологические и т. п. Один из способов практического преодоления вышеозначенных трудностей состоит в использовании системы поддержки принятия решений, СППР (англ. *Decision Support System, DSS*). Таким образом, опыт и неформализованные знания ЛРП сочетаются с математическим исследованием.

В [4] приведен перечень СППР, наиболее часто цитируемых в литературе, а также систем, имеющих ярко выраженные особенности: *Expert Choice, Super Decisions, Decision Lens (Decision Lens Web)*, экспертная система поддержки принятия решений (ЭСППР), *Imaginatik Idea Central, UTA*

PLUS, ELECTRE IS, ELECTRE III-IV, ELECTRE TRI, IRIS, Император 3.1, СППР «Эксперт», OPTIMUM, СППР Выбор 5.3, MPRIORITY, WinEXP+.

Большинство существующих СППР используют какой-либо один математический метод принятия решений, в основном метод анализа иерархий (МАИ) [4].

Основные положения МАИ были разработаны американским математиком Т. Саати и опубликованы в 1977 году. МАИ используется для решения слабо структуризованных и неструктурных проблем. Методология решения таких проблем опирается на системный подход, при котором проблема рассматривается как результат взаимодействия и взаимозависимости множества разнородных объектов. Решающим преимуществом МАИ над большинством существующих методов оценивания альтернатив является вклад в анализ структуры проблемы и отчетливое выражение суждений. Систематическая процедура для представления групп, их целей, критериев и поведения, обусловленных этими целями, альтернативных исходов и ресурсов, распределяемых по этим альтернативам, в МАИ сводится к построению иерархии проблемы. СППР, использующая МАИ, является средством, которое помогает структурировать проблему, строить набор альтернатив, выделять характеризующие их факторы, задавать значимость этих факторов, оценивать альтернативы по каждому из факторов, находить неточности и противоречия в суждениях ЛПР или эксперта, ранжировать альтернативы, вести анализ решения и обосновывать полученные результаты.

Критерии выбора медицинской информационной системы

Любые оценки решений возможны только при зафиксированных целях решения задачи в конкретной ситуации. Важно сделать углубленный анализ характеристик МИС по отношению к установленным критериям и принять обоснованное решение. Выбор МИС рекомендуется осуществлять исходя из критериев, объединенных в таблице, подробно рассмотренных в [1], [2], [3], [7], [8].

Таблица – Критерии выбора МИС

Критерий	Обозначение	Комментарий
ЭМК	K1	Наличие электронной медицинской карты (ЭМК). Источником данных для системы должны быть записи врачей, т.е. первичный медицинский документ (история болезни или амбулаторная карта, карта обслуживания вызова), а не вторичные статистические документы (талоны и т.п.) Предпочтение к клинически ориентированным системам по отношению к административно ориентированным.
Справочники, НСИ	K2	Наличие справочников предметной области, классификаторов, предназначенных для поддержки врачебной деятельности. Единая нормативно-справочная информация (НСИ) и учет услуг (Приказ ФОМС №79)
Адаптивность и открытость	K3	Функциональная расширяемость (гибкость, адаптивность), наличие возможности настройки системы в широком диапазоне без перекомпиляции программного кода. Открытость формата базы данных (БД), построение на базе современных «клиент-серверных» СУБД и четкое документирование. Наличие возможности самостоятельно либо с помощью третьих фирм экспорттировать или импортировать информацию в БД МИС.
Масштабируемость	K4	Наличие в системе способности поддерживать количественный рост (увеличение числа пользователей, появление новых служб или числа структурных единиц).
Интеграция с оборудованием	K5	Возможность подключения оборудования, которое использует стандартные протоколы, прежде всего: <ul style="list-style-type: none"> - DICOM - позволяет подключать совместимые устройства и приложения в зависимости от специфики работы диагностики: КТ, МРТ, УЗИ и т.д.; - HL7 - позволяет интегрировать систему с другими медицинскими системами и обеспечить обмен клинической, финансовой и административной информацией.

SECTION 4

Тех.поддержка	K6	Возможность обеспечивать техническую поддержку системы в режиме, оптимально соответствующем режиму работы мед.учреждения; идеальный вариант - круглосуточно, без выходных.
Стоимость	K7	Складывается из: - затрат на инфраструктуру, включая приобретение персональных компьютеров (ПК) и серверов, монтаж локальной вычислительной сети (ЛВС), бесперебойное электропитание и т.д.; - затрат на программное обеспечение (ПО), включая затраты на общесистемное ПО (операционные системы ПК и серверов, СУБД, антивирусная защита и т.д.) и затраты на МИС; - затрат на услуги по внедрению, обучению и технической поддержке.
Стратегия и интеграция с ЕГИСЗ	K8	Уровень стандартизации, возможность замены системы в будущем, возможности для интеграции и информационного обмена с информационными системами других поставщиков. Поддержка «Концепции» и «Методических рекомендаций» Минздравсоцразвития, практическая готовность к интеграции в ЕГИСЗ (Единую государственную информационную систему в сфере здравоохранения).
Опыт	K9	Наличие опыта в крупных проектах автоматизации ЛПУ; средний срок нахождения на рынке МИС; наличие опыта внедрений в мед.учреждениях, подобных заказчику; квалификация трудовых ресурсов (ключевого персонала); широкая партнерская сеть по всей России; среднее число автоматизируемых рабочих мест (АРМ) за одно внедрение.
Точки роста	K10	Наличие «точек роста», таких как: -возможность интеллектуальной поддержки врача (напоминания и подсказки, выполнение за врача отдельных арифметических и логических процедур с занесением результатов в историю болезни, предостережения при постановке некоторых диагнозов о возможных ошибках и осложнениях, автоматическое назначение контрольных обследований); - аналитический блок, формирование разнообразных таблиц для выявления закономерностей лечебно-диагностического процесса (ЛДП), связей между усилиями, затратами и результатами.
Сертификация	K11	Сертификация по ФЗ-152. Класс защищенности К1 и соответствующие сертификаты на разработчика и решение. Сертификация на соответствие ГОСТам в области ИТ и МИС (национальный стандарт РФ ГОСТ Р 52636-2006 «Электронная история болезни. Общие положения», ГОСТ Р 52979-2008, ГОСТ Р 52977-2008, ГОСТ Р 52978-2008, ГОСТ Р 52976-2008, ГОСТ Р ИСО/ТС 18308-2008, ГОСТ Р ИСО/ТО 20514:2009 + HL7).
Современные технические требования	K12	Работа в «облаках», поддержка разработчиком проектов по модели <i>SaaS</i> (<i>Software as a Service</i> – программное обеспечение как сервис), поддержка СПО (свободное программное обеспечение), поддержка тонких клиентов (работа как на обычных ПК, так и на тонких клиентах с МИС, размещенной в удаленном сервере или облаке), поддержка мобильных устройств и планшетов, поддержка <i>web</i> -сервисов, интеграция с государственными информационными системами.

Пример простого проекта в СППР Выбор 5.9

В качестве альтернатив были выбраны три значимые и субъективно интересные МИС: А1 – «Интерин», А2 – «Кондопога» и А3 – «Медиалог». Была составлена элементарная иерархия (рисунок 1), где принятые перечисленные выше критерии в том же порядке, предполагая, что критерии К1 - К6 равнозначны и умеренно превосходят остальные. Для парного сравнения МИС по каждому критерию использовались основные характеристики, приведенные в [5], актуальные на 2005 год.

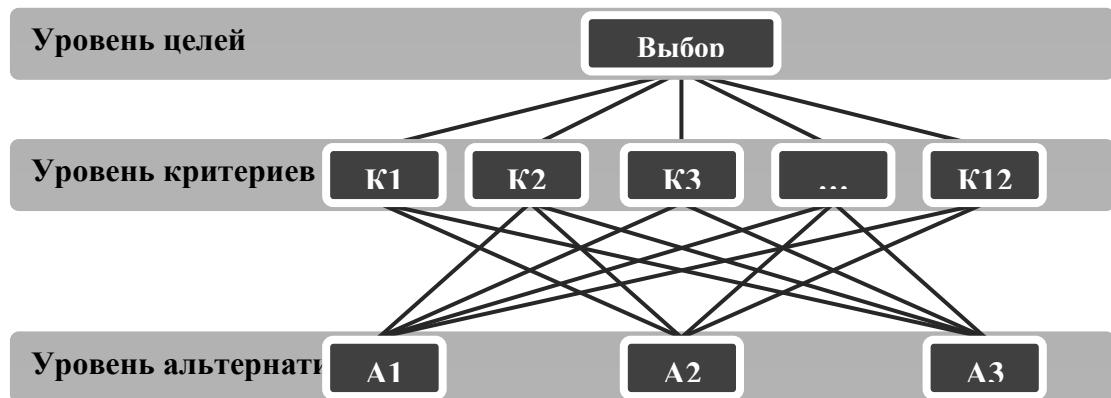


Рисунок 1 - Иерархия выбора МИС

Результат анализа при помощи программы СППР Выбор 5.9 отображен на графике (рисунок 2). Общий индекс согласованности 0,077. В МАИ общая согласованность каждой матрицы парных сравнений (МПС) и иерархии в целом должна быть не более 0,1 [6]. Аппарат проверки согласованности МПС позволяет исключить грубое искажение данных, которое вольно или невольно может допустить ЛПР или эксперт. Для того, чтобы они могли в своих интересах исказить часть данных, они вынуждены будут искажать всю совокупность данных, т.е. все множество оценок парных сравнений в МПС, что не может оставаться незамеченным.

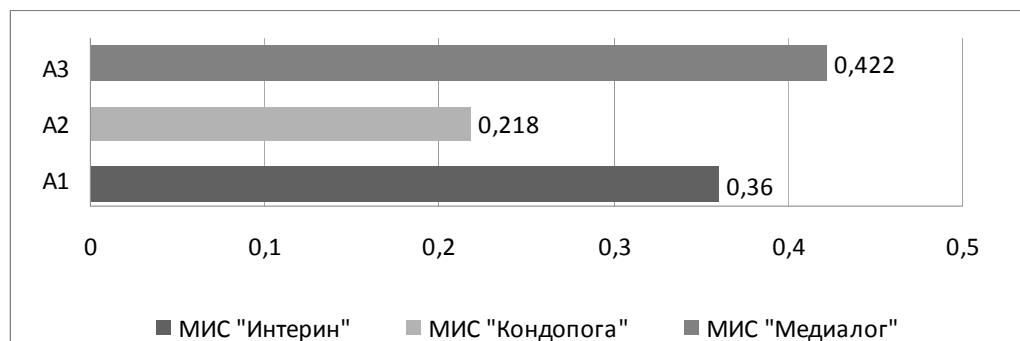


Рисунок 2 - Результаты вычислений СППР Выбор 5.9

Выводы

Выбирая МИС в 2005 году по установленным критериям, полагаясь на МАИ, следовало бы обратить внимание на МИС «Медиалог».

Интересно взглянуть на ситуацию рынка МИС в настоящее время.

По данным СNews Analytics компания «Пост Модерн Технолоджи» со своей разработкой «Медиалог» находится в рейтинге крупнейших поставщиков МИС по проектам внедрения 2009-2010 годов: 305 внедрений, 10 000 реализованных рабочих мест, выручка от проектов в области здравоохранения (с НДС) 175 000 тыс. руб.

Медицинские информационные системы «Интерин» продолжают развиваться и работают в более чем 70 учреждениях России. «Интерин PROMIS 2012» отмечена лицензиями и сертификатами и имеет положительные отзывы.

Сайт, посвященный МИС «Кондопога», указанный в [5], недоступен. Возникает предположение, что продукт модернизировался в другую МИС или покинул рынок. Действительно, эволюция систем компании «К-МИС» (на примере МУЗ «Поликлиника №4» г. Петрозаводск)

выглядит следующим образом: 2005-2006 гг. - МИС «Гиппократ», 2006-2008 гг. – ИС «Кондопога», с 2008 г. – Карельская МИС.

Таким образом, в статье показана возможность и целесообразность использования СППР МАИ при выборе МИС по установленным критериям. Данный метод может применяться как руководителями медицинских учреждений, так и начинающими фирмами-разработчиками МИС для оценки своей конкурентоспособности. Несомненно, играет роль назначение приоритетов критериям, поэтому для получения максимально объективной оценки рекомендуется проводить дополнительный расчет, учитывающий мнения экспертов.

Библиографический список

1. Батурина Н.А. Критерии выбора тиражной МИС / «Врач и информационные технологии», № 2, 2010, С. 14-18
2. Гусев А.В. Презентация: «Обзор основных технологических тенденций и требований к медицинским информационным системам» / конференция «Информационные технологии в медицине 2011», Москва, 2011
3. Гусев А.В. Рекомендации по выбору медицинской информационной системы / «Менеджер здравоохранения», №5, 2010, С. 38-45
4. Кравченко Т.К., Середенко Н.Н. Выделение признаков классификации систем поддержки принятия решений / «Открытое образование», №4, 2010, С. 71-78
5. Назаренко Г.И., Гулиев Я.И., Ермаков Д.Е. Медицинские информационные системы: теория и практика / Под редакцией Г.И. Назаренко, Г.С. Осипова, Москва: ФИЗМАТЛИТ, 2005 / Приложение 1
6. Саати Т. Принятие решений: метод анализа иерархий, Москва: «Радио и Связь», 1993
7. Тавровский В.М., Макаров А.И. Основы автоматизации лечебно-диагностического процесса в стационаре и поликлинике: методические рекомендации, Киров-Тюмень, 2009
8. Эльянов М.М., Гусев А.В. Методические рекомендации по составу и требованиям к медицинским информационным системам лечебно-профилактического учреждения: версия 1.0.1, Москва: АРМИТ, 2012

CHOICE OF MEDICAL INFORMATION SYSTEM BY MEANS OF THE ANALYTIC HIERARCHY PROCESS

Kritskova A.N.

Bauman Moscow State Technical University

krickovel@mail.ru

Annotation. The work is devoted to the selection of medical information system for managers of health facilities. Attempt is made to show the consistency of the analytic hierarchy process in selecting the medical information system according to established criteria. I show the application of the method in the case of a hierarchy with one purpose, twelve generalized criteria and three alternatives. I obtain an acceptable overall index of the consistency, I also make conclusions.

ПРИМЕНЕНИЕ ПРОСТРАНСТВЕННО-РАСПРЕДЕЛЕННОГО ПОЛЯ ИМПУЛЬСОВ ТОКА ДЛЯ КОРРЕКЦИИ ВЕГЕТАТИВНОЙ НЕРВНОЙ СИСТЕМЫ

Кубланов В.С., Бабич М.В., Калико-Шулиш О.В.

Уральский федеральный университет имени первого Президента России Б.Н.Ельцина,
Екатеринбург, kublanov@mail.ru

Организм человека состоит из множества функциональных систем, представляющих собой ансамбль связанных подсистем более простого строения, одни из которых участвуют в формировании различных устойчивых показателей внутренней среды, гомеостазиса, другие – обеспечивают адаптацию живых организмов к среде обитания. Между этими системами в каждый

текущий момент времени формируется определенная иерархия, которая обеспечивает их развитие и самоорганизацию как сложных упорядоченных структур[1].

Исключительная роль в этих процессах принадлежит вегетативной нервной системе (ВНС). Регулируя и контролируя функции организма, она оказывает существенное влияние на механизмы компенсации и адаптации к различным повреждающим факторам внешней и внутренней среды. Это определяет значение ВНС в формировании предпосылок возникновения и эволюции болезней, которое как в норме, так и при развитии патологического процесса обеспечивается моррофункциональной иерархией ее центральных и периферических структурных компонентов. С одной стороны, нарушения деятельности ВНС представлены самостоятельными нозологическими формами, с другой – сопутствуют многим широко распространенным заболеваниям [2].

В настоящее время лечение заболеваний ВНС является достаточно проблематичным, а вегетативные расстройства, как сопутствующие нарушения, не являются приоритетными задачами лечения. Более или менее длительное сохранение дисбаланса компенсаторно-приспособительных реакций может трансформировать функциональный момент «болезни регуляции» в структурный. В таком случае органические изменения формируют конкретную нозологическую форму со свойственными ей интегративными закономерностями и механизмами развития. При этом «болезнь регуляции» выступает в роли начального этапа патогенеза той нозологической единицы, которая сформируется на базе первичных функциональных расстройств в органе-мишени вследствие продолжительной дисфункции центральных вегетативных структур [3].

В настоящей работе обсуждаются возможности одного из способов коррекции ВНС с помощью пространственно-распределенного поля импульсов.

Известно, что из всего многообразия систем коррекции ВНС наилучшие показатели имеют те, в которых биотропные параметры воздействия адекватны эндогенным процессам в организме. С этих позиций для коррекции ВНС наилучшие показателями должны быть у систем электростимуляции, которые используют низкочастотную последовательность импульсов тока. Если воздействовать такой последовательностью в проекции шейных ганглиев симпатической нервной системы, то можно обеспечить управление активностью сегментарных и надсегментарных отделов ВНС. Важным моментом при таком управлении является согласование частотно-временных импульсной последовательности и скорости проведения возбуждения в нервных волокнах, которая зависит от их диаметра, а также от наличия или отсутствия миелинизированной оболочки.

Для того, чтобы в процессе стимуляции одновременно участвовали нервные образования различной формации (афферентные и эфферентные, миелиновые и безмилиновые преганглионарные и постганглионарные нервные волокна), необходимо применение многоэлектродных систем электростимуляции.

Одним из способов организации таких систем является фокусированное пространственно-распределенное поле низкочастотных импульсов тока [4]. Если электроды расположены в области шеи, то в пространстве между анодом и пространственно разнесенными катодами формируются импульсы разной длительности: в области катодов формируется токовая структура, состоящая из пространственно распределенных парциальных импульсов, а в области анода - пространственно сосредоточенная структура из «пачки» парциальных импульсов (рисунок 1).

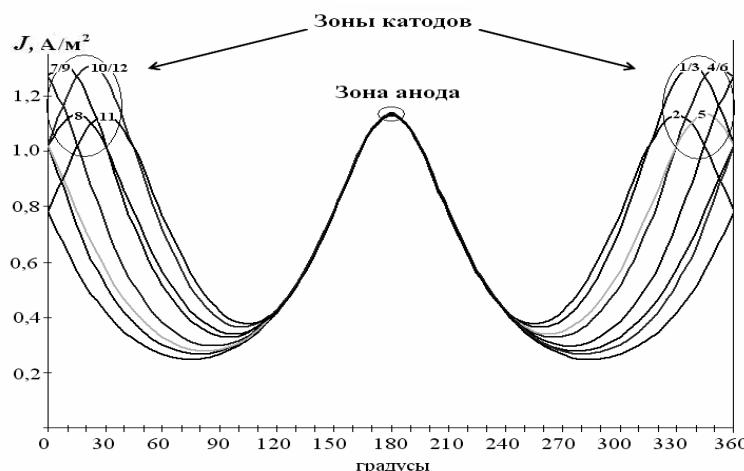


Рисунок 1 – График изменения плотности тока в нервной ткани при изменении угла относительно оси, соединяющей анод с катодами

Эти условия реализованы в аппарате «СИМПАТОКОР-01»: для этого в нем длительность парциального импульса тока может устанавливаться в пределах от 30 до 50 мкс, а длительность пространственно сосредоточенной структуры - в пределах от 400 до 600 мкс, если при формировании поля импульсов тока участвуют 12 пространственно распределенных катодов. Аппарат «СИМПАТОКОР-01» разработан в 1997 г. и включен в государственный реестр медицинских изделий России (регистрационное удостоверение № ФСР 2007 / 00757 от 28.09.2007) и удовлетворяет требованиям нормативных документов по безопасности. Инструкция по применению аппарата «СИМПАТОКОР-01» утверждена руководителем Департамента государственного контроля качества, эффективности и безопасности лекарственных средств и медицинской техники Минздрава России и позволяет формировать новые способы организации медицинских методик [6-14], центральным звеном которых является методология динамической коррекции активности симпатической нервной системы (ДКАСНС).

Структурная схема технической реализации аппарата «СИМПАТОКОР-01» на современной элементной базе приведена на рисунке 2

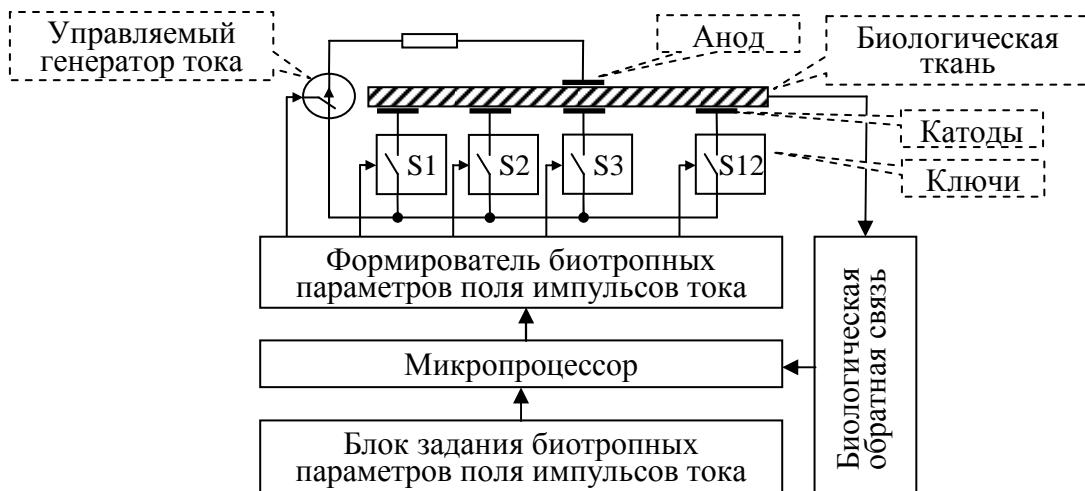


Рисунок 2 – Структурная схема технической реализации фокусированного врачающегося пространственно распределенного поля импульсов тока в аппарате «СИМПАТОКОР-01»



Рисунок 3 – Алгоритм ДКАСНС при периферических функциональных нарушениях ВНС

Эффективность применения методологии ДКАСНС доказана как на донозологическом этапе развития патологии, так и при лечении больных, страдающих мигреню, вегето-сосудистой дистонией, гипертонической болезнью (в том числе стойкой артериальной гипертензии, резистентной к обычной терапии), последствиями закрытых черепно-мозговых травм и сотрясений мозга, синдромом гипергидроза, синдромом ортостатической гипотензии и постуральной тахикардии, вестибулопатическим синдромом, фармакорезистентной эпилепсией, неврозоподобными синдромами, расстройствами депрессивно-тревожного спектра, синдромом дефицита внимания с гиперактивностью, а также для восстановления слуховой и зрительной функций, при реабилитации после инсультов, состояний алкогольной и наркотической абстиненций и для эффективной замены инвазивным блокадам.

В зависимости от патогенеза функциональных нарушений ВНС, периферических или центральных, алгоритм ДКАСНС имеет две структурных организаций, представленные на рисунках 3 и 4, соответственно [5].

При исследовании вариабельности сердечного ритма (ВСР) и оценки вегетативного баланса (ВБ) применяется вейвлет-преобразование с базисной функцией модифицированный вейвлет *Morlet* $\psi_{\text{mod}}(x)$, которая является суммой комплексного вейвлета *Morlet* $\psi(x)$ и добавочной функции $\xi(x)$ [6]:

$$\psi_{\text{mod}}(x) = \psi(x) + \xi(x), \quad (1)$$

$$\xi(x) = C \cdot \theta^q(x), \quad (2)$$

$$\theta(x) = \begin{cases} 0, & \text{если } \cos(mx) \cdot F(x; \mu, \sigma) < 0 \\ \cos(mx) \cdot F(x; \mu, \sigma), & \text{если } \cos(mx) \cdot F(x; \mu, \sigma) \geq 0 \end{cases}, \quad C = \frac{-\int \psi(x) dx}{\int \theta^q(x) dx}, \quad (3)$$

где

$\psi(x)$ – анализирующий стандартный комплексный вейвлет *Morlet*, $\psi(x) = e^{i\omega_0 x - \frac{x^2}{2}}$;

$\xi(x)$ – добавочная функция, которая является непрерывной, но не дифференцируемой, а интеграл от нее равен со знаком минус интегралу от комплексного вейвлета *Morlet* $\psi(x)$;

$F(x; \mu, \sigma)$ – функция плотности нормального распределения Гаусса, определяемая математическим ожиданием μ и среднеквадратическим отклонением σ ;

$m, q > 0$.

В уравнениях (2) и (3) параметры m, μ, σ и q определяют уровень боковых лепестков модифицированного вейвлета *Morlet* и могут выбираться из следующих условий

$$5 < m < 20 (m \equiv \omega_0), \quad \sigma = \frac{1}{\sqrt{2}}, \quad q > 0, \quad \mu \rightarrow 0 \quad (4)$$

Модифицированный вейвлет *Morlet* позволяет уменьшить краевые эффекты и обеспечивает лучшую частотно-временную локализацию физиологических артефактов в исследуемых процессах.



Рисунок 4 – Алгоритм ДКАСНС при центральных функциональных нарушениях ВНС

Для выявления физиологических отклонений биоэлектрической активности головного мозга применяется показатель Херста H , который связан со статистическими показателями исследуемого процесса следующим образом [7]

$$\frac{R}{S} = (a \cdot N)^H, \quad (5)$$

где a - постоянная величина, равная 0,5; R - размах накопленного отклонения от среднего значения, S - стандартное отклонение, N - количество наблюдений.

Разработана программа вычисления показателя Херста, которая содержит следующие этапы:

- аппроксимация методом наименьших квадратов зависимости $\log\left(\frac{R}{S}\right)$ от $\log(N)$;
- вычисление угла наклона аппроксимирующей функции, которая является оценкой показателя Херста.

Библиографический список

1. Судаков К.В. Информационные модели функциональных систем – М.: Новое тысячелетие, 2004. – 304 с.
2. Физиология человека. В 3-х томах. / Под ред. Р. Шмидта и Г. Тевса. – М.: Мир, 1996. – Т. 1. – 323 с.
3. Вегетативные расстройства: клиника, лечение, диагностика. /А.М. Вейн, Т.Г. Вознесенская, В.Л. Голубев и др.; Под ред. А.М. Вейна– М.: Медицинское информационное агентство, 1998. – 752 с.
4. Кубланов В.С. Биотехническая система для адекватного управления функциональными процессами головного мозга: Дисс. – Екатеринбург, 2009. – 383 с.
5. Кубланов В.С., Шмырев В.И., Шершевер А.С. и др. Об инновационных возможностях аппарата «СИМПАТОКОР-01» в неврологии при функциональных нарушениях вегетативной и центральной нервной системы // Кремлевская медицина. Клинический вестник. – 2010. – № 4. – С. 60-64
6. Патент № 2356445 (RU), МКИ⁷ A61B 5/0205. Способ анализа вариабельности сердечного ритма / В.С. Кубланов, В.Б. Костоусов, А.А. Попов, А.И. Вершинин // Бюллетень изобретений. – 27.05.2009. – № 15
7. Хакен Г. Принципы работы головного мозга: синергетический подход к активности мозга, поведению и когнитивной деятельности – М.: Пер Сэ, 2001. – 352 с.

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.

Ural Federal University named after the first President of Russia B.N.Yeltsin, Ekaterinburg
kublanov@mail.ru

In this article the possibility of a way of correcting the autonomic nervous system (ANS) with the spatial distribution of the field pulses is discussed.

Since the best results in the management of neurogenic processes are those in which the parameters of biotropic influence are adequate to endogenous processes in the body, the best indicators for the correction of ANS should be achieved by using electrical systems that use low-frequency sequences of current pulses. If such a sequence affects in the projection of the cervical ganglia of the sympathetic nervous system, it is possible to manage the activity of the segmental and suprasegmental ANS. An important point in this is to coordinate on the management of time-frequency pulse sequence and speed of conduction in nerve fibers, which depends on their diameter, as well as the presence or absence of medullated sheath.

In order for the different nerve formations (afferent and efferent, myelin and amyelinic preganglionic and postganglionic nerve fibers and etc) are involved in the process of stimulation at the same time, it is necessary to use multi-electrode electrical systems. One of the ways of the organization of such systems is focusing of spatially distributed field of low-frequency current pulses. If the electrodes are located in the neck, then in the space between the anode and spatially distributed cathodes pulses of different durations are

formed: in the cathode area current structure consisting of spatially distributed partial pulses is being formed, and in the anode - spatially concentrated structure consisting of a packet of the partial pulses.

These conditions are realized in the device called "SIMPATOKOR-01": to achieve it the duration of the partial impulse in its current can be set from 30 to 50 microseconds, and the duration of spatially concentrated structures - ranging from 400 to 600 ms, if during the formation of the field of current impulses 12 spatially distributed cathodes are involved. The instruction for using the device "SIMPATOKOR-01" allow you to create new ways of organizing medical techniques, based on a methodology of dynamic correction of the activity of the sympathetic nervous system (DKASNS).

In the technical realization of the unit device "SIMPATOKOR-01" a modern element base is used. The core of the device is a microprocessor, which provides shaping of current pulse field and processing of the data channel biofeedback.

The effectiveness of the methodology DKASNS was proved on a prenosological stage development of the disease and for the treatment of patients suffering from migraine, vascular dystonia, hypertension (including resistant hypertension to conventional therapy), the consequences of closed head injuries and brain commotion, hyperhidrosis, the syndrome of orthostatic hypotension and postural tachycardia, the syndrome vestibular disturbance, pharmacoresistant epilepsy, neurosis-like syndromes, anxiety disorders and depressive disorders, attention deficit hyperactivity disorder, and also to restore the visual and auditory functions during rehabilitation after insult, the state of alcohol intoxication and drug abstinence and to effectively replace invasive blockades.

The DKASNS algorithms are given for peripheral and central autonomic functional disorders of the nervous system.

In the researching of heart rate variability and assessment of autonomic balance, the wavelet transform is applied to the basic function of the modified Morlet wavelet, and for the detection of physiological abnormalities of bioelectrical activity of the brain Hurst index is used.

МАЛАЯ ЭКСПЕРТНАЯ СИСТЕМА ДИАГНОСТИКИ ОТОРИНОЛАРИНГОЛОГИЧЕСКИХ ЗАБОЛЕВАНИЙ

Магрупов Т.М., Васильева С.А., Магрупова М.Т.

Ташкентский государственный технический университет
talatmt@rambler.ru

По данным различных эпидемиологических исследований, проведенных за последние 5 лет в более чем 30 странах, заболеваемость оториноларингологическими заболеваниями увеличилась в 2 раза, а удельный вес госпитализированных возрастает ежегодно на 1,5-2%. Поэтому в настоящее время лечение таких больных остается одной из самых насущных проблем здравоохранения.

В настоящее время лечение воспалительных заболеваний околоносовых пазух остается одной из самых злободневных задач оториноларингологии из-за крайней важности носового дыхания, т.к. оно обуславливает многие аспекты взаимоотношения организма человека с окружающей средой. Важнейшей функцией носа является проведение воздуха в нижние отделы дыхательного тракта. Неадекватное носовое дыхание и раздражение слизистой оболочки полости носа приводят к целому ряду функциональных нарушений и развитию патологических процессов в органах и тканях. Топографические взаимоотношения носа и околоносовых пазух с полостью черепа и глазницы, единая кровеносная и лимфатическая сеть обуславливают сравнительно частый переход ряда патологических процессов, главным образом воспалительного характера, на полость черепа и особенно глазницы, вызывая тяжелые осложнения, порой приводящие к инвалидизации и угрожающие жизни больного [1, 2].

В повседневной клинической практике при постановке диагноза, особенно при обработке данных клинических и функциональных исследований, врачи до настоящего времени, в основном, используют собственный профессиональный опыт. Данные обстоятельства приводят к значительным затратам времени, субъективной оценке результатов, и как следствие запоздалой постановке диагноза и сомнительности в его правдоподобии. Это относится и к оториноларингологии.

Проблемы оториноларингологических заболеваний и их осложнений имеют важное социальное значение, но они до настоящего времени остаются нерешенными на должном уровне. Поэтому непосредственно наблюдаемые признаки, лабораторные и функциональные исследования, включая

особенности связей между симптомами, характерные для атипичных вариантов заболеваний и редких нозологических форм, реализуемые в медицинских экспертных системах могут значительно повысить качество диагностики, поскольку содержит в себе дополнительное врачебное знание.

В связи с этим создание малой экспертной системы [3] оториноларингологических заболеваний является важным для детей и взрослых. Система представляет методы и программное обеспечение, позволяющие наиболее эффективно, экстренно и при минимуме дополнительных затрат комплексно оценить состояние больных с оториноларингологическими заболеваниями.

Экспертная система реализована в среде MS Access и Delphi [4]. Активизация каждой подсистемы осуществляется посредством выбора соответствующего пункта главного меню (рисунок 1).

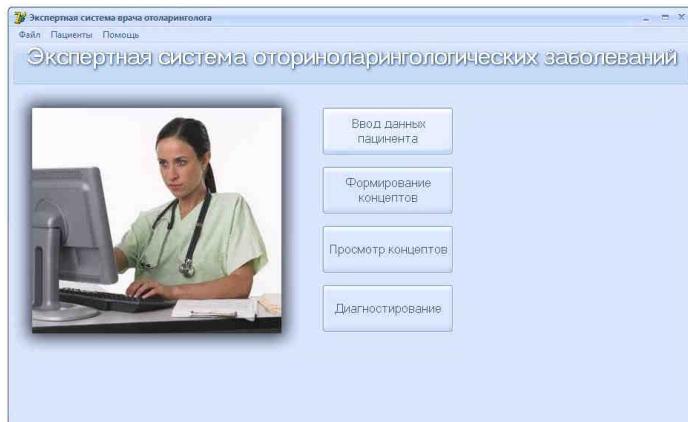


Рисунок 1 – Главное окно системы

Подсистема ввода данных принимает участие в работе системы, как в режиме приобретения знаний, так и в режиме решения задачи диагностики.

Основное назначение подсистемы ввода данных - заполнение базы данных, которая содержит данные анамнеза и диагноз пациента. При заполнении исходной базы данных, на основе которой вырабатывается база знаний, диагноз пациента устанавливается эксперт по диагностике.

В режиме решения задачи диагностики диагноз устанавливается экспертной системой на основе текущей базы знаний, но окончательное решение (вплоть до отмены установленного системой диагноза) принимает врач-специалист.

Ввод данных пациента осуществляется при выборе пункта главного меню посредством электронной анкеты (рисунок 2).

Рисунок 2 – Электронная анкета

Электронная анкета содержит пять закладок: "Общие сведения", "Жалобы пациента", "Заболевания ранее", "Провоцирующие, ухудшающие факторы", "Лабораторные исследования".

Каждая закладка содержит тематически объединенные симптомы, которые находятся в одном из двух состояний: в состоянии присутствия или в состоянии отсутствия и неопределенности (рисунок 3).

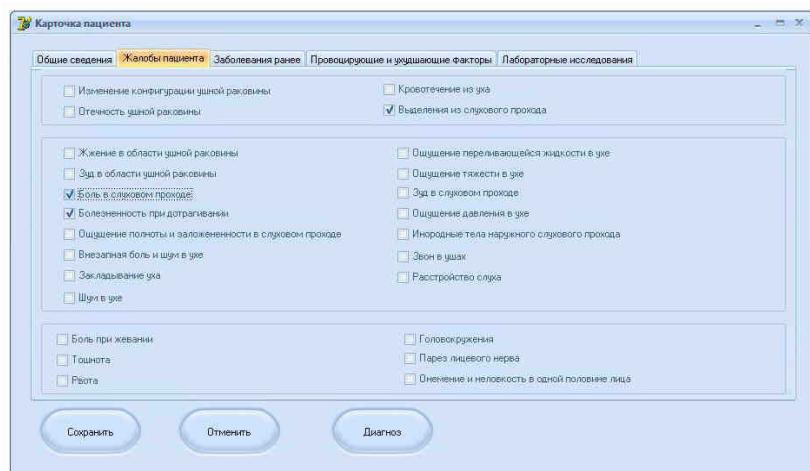


Рисунок 3 – Возможные значения признаков

После того, как на соответствующих вкладках заполнены сведения анамнеза, системой выдается предварительный диагноз (рисунок 4).

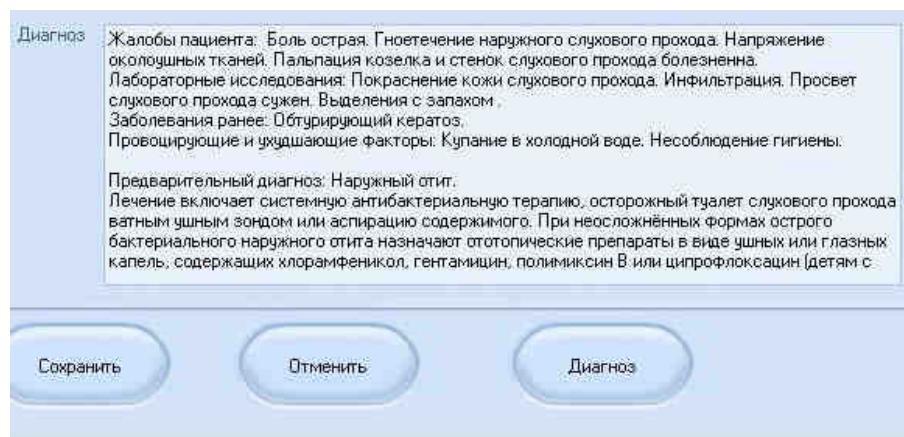


Рисунок 4 – Предварительный диагноз, выданный системой

Сведения, вводимые посредством формы ввода данных пациента, хранятся в таблицах *Obshie*, *Xarakteristika*, *Jalobi*, *Faktori*, *LabIssled*, *Lokalizacia*, *Prodoljitelnost*, структура и связи между которыми представлены на рисунке 5.

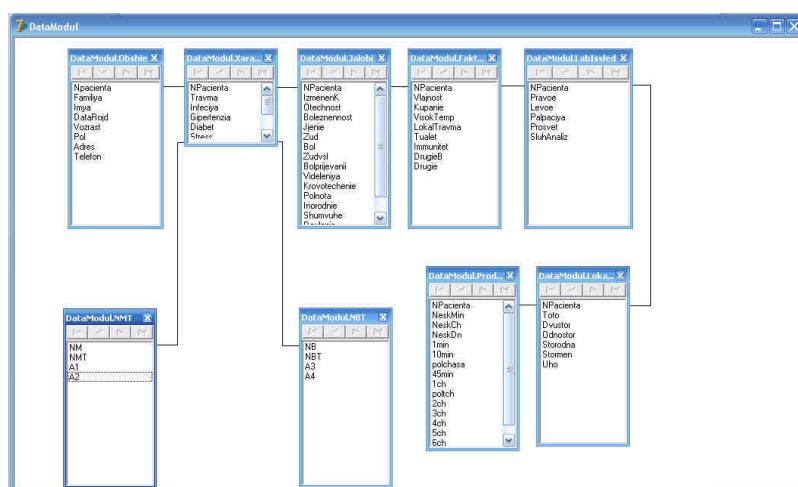


Рисунок 5 – Структура базы данных

В заключение отметим преимущества созданной экспертной системы оториноларингологических заболеваний:

1. Стандартная электронная анкета и электронная база данных, облегчающие сбор, хранение и просмотр наиболее полной информации о пациентах.
2. Унификация данных и редактирование в случае неполных данных.
3. Легкость обновления и уточнения базы знаний.
4. Автоматизированная система приобретения знаний, предназначенная для извлечения интуитивных и трудноформализуемых знаний эксперта оториноларингологических заболеваний.
5. Диагностические правила как для типичных, так и для редких случаев оториноларингологических заболеваний.
6. Разворот возможных картин заболевания для данного диагноза.
7. Обследование картины заболевания и выделение существенных специфических параметров для различных подгрупп пациентов.

Библиографический список

1. Богомильский М.Р., Чистякова В.Р. Детская оториноларингология. — М.: ГЭОТАР-МЕД, 2002. - 432 с.
2. Джакфек Б., Старк Э. Секреты оториноларингологии/пер. с англ. М.: Бином, 2001.-256 с.
3. Джарратано Дж., Райли Г. Экспертные системы: принципы разработки и программирование. М.: Вильямс, 2006.- 152 с.
4. Экспертная система оториноларингологических заболеваний. Свидетельство об официальной регистрации программ для ЭВМ №DGU 02058. Магрупов Т.М., Васильева С.А. Голубев А.С.

SMALL EXPERT SYSTEM DIAGNOSTICS OF OTOLARYNGOLOGY DISEASES

Magrupov T.M., Vasilyeva S. A., Magrupova M. T.
Tashkent state technical university, talatmt@rambler.ru

According to the various epidemiological researches which have been carried out over the last 5 years in more than 30 countries, incidence of otolaryngology diseases increased two times, and specific weight hospitalized about it increases annually for 1,5-2 %. Therefore now treatment of such patients remains to one of the most pressing problems of health care.

In daily clinical practice at diagnosis statement, especially at data processing of clinical and functional researches, doctors generally make use so far of personal professional experience. This circumstance leads to considerable expenses of time, value judgment of results, and as a result overdue statement of the diagnosis and doubtfulness in its credibility.

Therefore directly observable signs, laboratory and functional researches, including features of communications between symptoms, characteristic for atypical options of diseases and the rare nosological forms, diagnostics of otolaryngology diseases realized that in medical expert system can increase considerably quality of diagnostics as comprises additional medical knowledge.



РАСПОЗНОВАНИЕ ИНФОРМАЦИОННЫХ ОБРАЗОВ В ЧАСТОТНО-ВРЕМЕННОМ МНОЖЕСТВЕ СОБСТВЕННОГО ЭЛЕКТРОМАГНИТНОГО ИЗЛУЧЕНИЯ ГОЛОВНОГО МОЗГА

Кубланов В.С., Сысков А.М., Борисов В.И.
Уральский федеральный университет имени первого Президента России Б.Н.Ельцина, Екатеринбург,
kublanov@mail.ru

Функциональное состояние головного мозга является объективным отражением деятельности человека и системной организации регуляторных механизмов, участвующих в его обеспечении [1].

Рассмотрим для решения некоторых из этих задач возможности многоканального СВЧ радиотермографа, входящего в состав радиофизического комплекса МРТРС [2].

С физической точки зрения это излучение является следствием флуктуаций микрозарядов и микротоков, порождающих случайные электромагнитные поля. В силу отсутствия строго термодинамического равновесия в биологических тканях радиояркостная температура $T_y(t)$ этого излучения является стохастическим процессом и определяется электрофизическими характеристиками биологических тканей, коэффициентом поглощения $\chi(t)$ и термодинамической температурой $T(t)$ [3]

$$T_y(t) = \frac{k}{2\pi\lambda^2} \chi(t) \cdot T(t), \quad (1)$$

где k - постоянная Больцмана, λ - длина волны излучения [4].

Физиологическая интерпретация этого излучения является проблемной задачей вследствие неоднозначной зависимости радиояркостной температуры T_y , от электрофизических параметров биологических тканей. Однако в некоторых случаях радиояркостная температура T_y может преимущественно определяться одним из этих параметров.

Так, коэффициент поглощения χ некоторых биологических тканей, морфологическая структура которых практически однородна по всему объему, практически не меняется во времени. В этом случае радиояркостная температура $T_y(t)$ зависит только от изменений термодинамической температуры $T(t)$. Эти особенности излучения позволили создать семейство СВЧ радиотермометров, обеспечивающих регистрацию изменений термодинамической температуры биологических тканей. Наиболее известным из них является радиотермометр РТМ-01-РЭС, который успешно применяется для обнаружения новообразований молочной железы [5].

В [6] показано, что в диапазоне частот менее 0,85 ГГц электромагнитное излучение головного мозга преимущественно отражает изменения диэлектрических свойств биологических тканей, которые зависят от динамики жидкостей в его межклеточных и клеточных структурах. Эти процессы обеспечиваются сложной биофизической системой, в состав которой входят сосудистая система головного мозга и ликвор, омывающий головной и спинной мозг: конечной целью физико-химических процессов этой системы является поддержание целостности и работоспособности нейронов. Деятельность регуляторных контуров управления этими процессами направлена на обеспечение физического гомеостаза, определяемого балансом процесса фильтрации воды из крови в ткань мозга под действием гидростатического давления в артериальном отрезке капилляра и абсорбации ее в венозном отрезке капилляра под действием онкотического давления плазмы крови, и химического гомеостаза внутренней среды мозга [7].

Гипотеза академика Гуляева Ю.В. и Годика Э.Э. о параметрической модуляции собственного электромагнитного излучения человека биохимическими и биофизическими процессами, протекающими в организме [8] стимулировала проведение исследований, в которых показано:

- флуктуации излучения с периодом от 10 до 70 сек имеют физиологическую природу, не являются прямым отражением колебаний интенсивности мозгового кровоснабжения и преимущественно определяются динамикой межклеточного транспорта жидкости в ткани мозга [9];
- интенсивность флуктуаций преимущественно сосредоточена в области, определяемой периодами от 10 до 50 сек, а доминирующими являются флуктуации с периодами от 10 до 20 сек [10];
- целесообразно изучать динамику флуктуаций излучения в «частотных окнах», обеспечивающих фильтрацию с периодами, например, (10-25), (25-40), (40-55) и (55-70) сек [11].

Но при этом остались недостаточно изученными вопросы идентификации нарушений физиологических механизмов этих флуктуаций, которые в данный момент времени преимущественно обеспечивают эту модуляцию, т.е. играют ведущую роль в формировании диагностически значимых изменений в тканях головного мозга.

Ниже представлены результаты исследования информационного множества частотно-временных признаков флуктуаций собственного электромагнитного излучения головного мозга для нескольких групп пациентов, нозологический статус которых определен клиническими исследованиями.

Постановка задачи: найти на множестве частотно-временных признаков флуктуаций собственного электромагнитного излучения головного мозга информационно значимые параметры при выявлении нарушений транспорта жидкости и метаболизма тканей головного мозга.

При решении этой задачи использованы результаты радиотермографирования головного мозга 70 пациентов, выполненные в 2001-2004 г.г. в Республиканском клиническом госпитале ветеранов войн Республики Марий Эл. По данным клинического обследования из них 32 являются практически здоровыми (объект $w1$), а у 38 - диагностирован синдром преждевременного старения с выраженным нарушениями сосудистого фактора (объект $w2$) [12]. Регистрация данных выполнялась с помощью радиофизического комплекса МРТРС, обеспечивающего измерение излучения в диапазоне частот от 650 до 850 МГц при флюктуационной чувствительности не менее 0,05 K и времени формирования одного независимого отсчета 1 сек.

Исследования проводились при двух функциональных состояниях пациентов: функциональный покой в горизонтальном состоянии и пассивная антиортостатическая нагрузка. При антиортостатической нагрузке производился перевод тела пациента из горизонтального положения в положение с приподнятым на 20° ножным концом. В каждом из функциональных состояний пациенты находились в течение 5 минут.

Информационный анализ проводился в три этапа.

На первом из экспериментальных радиотермограмм с помощью модернизированного вейвлета *Morlet* было создается информационное множество частотно-временных признаков флюктуаций излучения [12]. Далее формируются обучающие выборки, состоящие из частотно-временных вейвлет-образов спектров радиотермограмм (скейлинг-спектров), соответствующих 10 областям периодов флюктуаций: (0-10), (10-20), (20-30), (30-40), (40-50), (50-60), (60-70), (70-80), (80-90) и (90-100) сек. На каждой обучающей выборке решается задача поиска выбросов и восстановления значений в пробелах [13].

На втором этапе на каждой обучающей выборке вычисляется стоимость потерь для каждой из групп пациентов при распознавании состояния здоровья пациента с использованием решающей функции метода k-средних. Для вычисления стоимости потерь по формуле (2) вычислялась энтропия N разбиения:

$$N = - \sum_j P(W_j) \sum_i P\left(\frac{W_j}{S_i}\right) \cdot \log P\left(\frac{W_j}{S_i}\right) \quad (2)$$

где

$P(W_j)$ – доля реализаций, которые относятся к состоянию пациентов W_j ;

$P\left(\frac{W_j}{S_i}\right)$ – доля реализаций, принадлежащих к состоянию пациентов W_j , но отнесенных решающей функцией к состоянию пациента S_i .

Для каждой оценки стоимости потерь производится вычисление доверительного интервала.

На третьем этапе определяются обучающие выборки, на которых стоимость потерь минимальна. На каждой такой выборке проводился факторный анализ с целью выявления информативных областей периодов флюктуаций излучения.

При анализе исследуемого информационного множества обучающих выборок использовался программный пакет *Statistica 6*.

На рисунке 1 представлены данные о стоимости потерь исследуемого информационного множества, а также обозначены доверительные интервалы для каждого значения стоимости потерь.

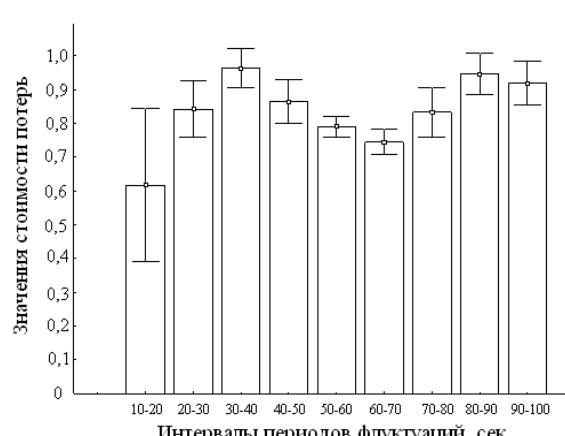


Рисунок 1 – Значения стоимости потерь для флюктуаций излучения

Из анализа данных, представленных на рисунке 1, видно, что для областей периодов флюктуаций (10-20) и (60-70) сек стойкости потерь имеют локальные минимумы.

Факторный анализ информационного множества обучающих выборок показал, что для области периодов флюктуаций (10-20) сек разделение реализаций в признаковом пространстве происходит, в основном, в течение 60 сек после начала функционального воздействия, а для области периодов флюктуаций (60-70) сек – после (180-240) сек. Отметим, что компоненты векторов признаков, сформированных при функциональном покое пациентов, вносят меньший вклад в диагностически значимое разделение реализаций.

На рисунках 2 и 3 представлены графические иллюстрации проекций соответствующих образов реализаций на главные факторы.

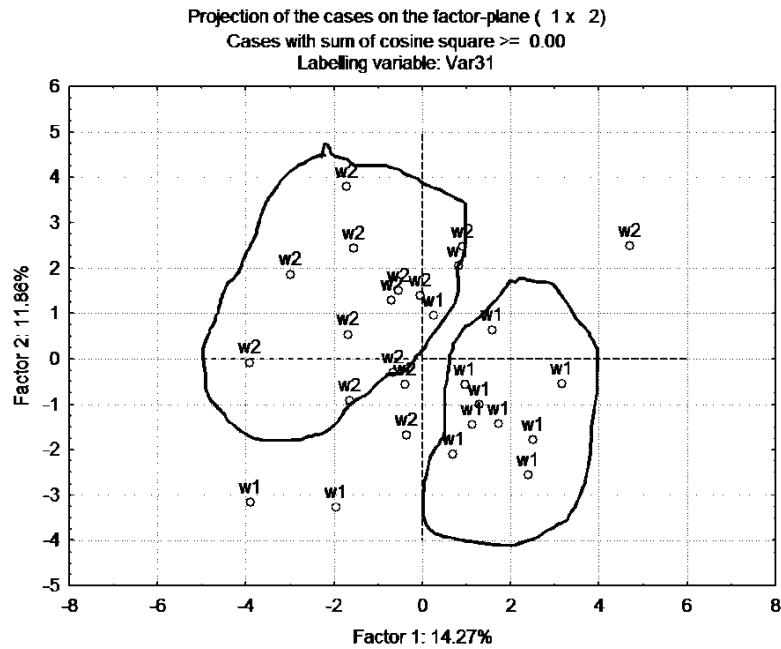


Рисунок 2 – Проекция реализаций для интервалов периодов (10-20) сек

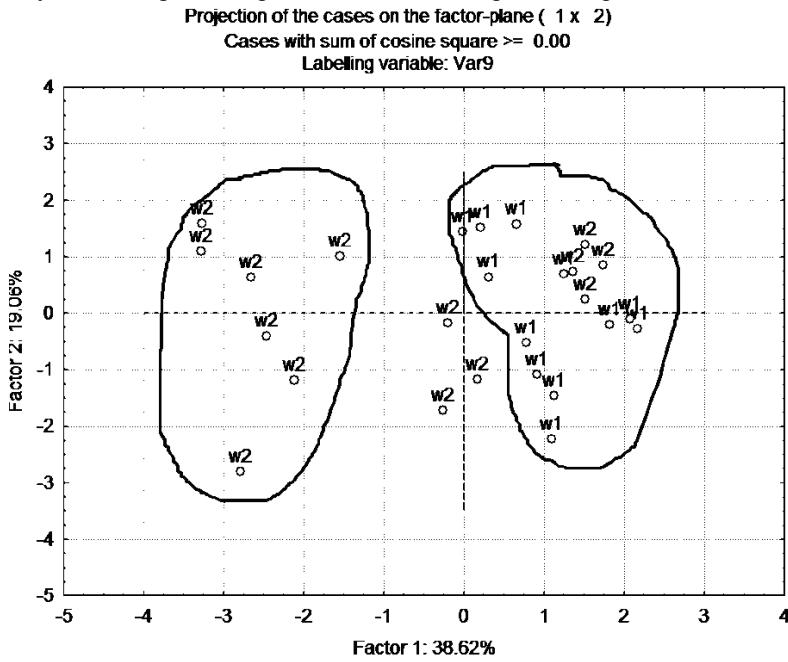


Рисунок 3 – Проекция реализаций для интервалов периодов (60-70) сек

Из рисунках 2 и 3 видно, что для интервала периодов флюктуаций излучения (60-70) сек. фактор, разделяющий образы, выражен в большей степени, чем для интервала периодов флюктуаций

(10-20) сек. Эта особенность объясняется более узким доверительным интервалом стоимости потерь для этого периода флюктуаций (рисунок 1).

Однако, отметим, что, несмотря на хорошее разделение образов для флюктуаций излучения с периодами (60-70) сек., здесь наблюдается наложение образов разных групп: до 50% образов объектов w_2 размещается в области компактно расположенных образов объектов w_1 . Для флюктуаций излучения с периодами (10-20) сек. такое наложение выражено в значительно меньшей степени.

Так как в обучающей выборке присутствовали две группы клинически диагностированных пациентов, то частотно-временные образы информационного множества можно идентифицировать следующим образом:

–флюктуации излучения с периодами в диапазоне (10-20) сек. являются диагностически значимой информацией для разделения практически здоровых пациентов и пациентов с синдромом преждевременного старения (по всей видимости, здесь главным фактором является состояние сосудистой системы);

– флюктуации излучения с периодами (60-70) сек. отражают диагностически значимую информацию только для части пациентов с сосудистыми нарушениями (примерно 50 % распознаются корректно), а также являются следствием термодинамических процессов в тканях мозга, формируемых метаболическими изменениями в них.

Полученные в работе выводы совпадают с результатами исследований теоретических и экспериментальных исследований, приведенными в [6].

Таким образом, предложенная в работе методика распознавания информационных паттернов в скейлинг-спектрах флюктуаций собственного электромагнитного излучения головного мозга позволяет разделять радиотермограммы в соответствии с состоянием здоровья пациентов. Показано, что разделение скейлинг-спектров излучения практически здоровых пациентов и пациентов, страдающих синдромом преждевременного старения с выраженными нарушениями сосудистого фактора, при использовании в качестве функционально-нагрузочной пробы антиортостатической нагрузки необходимо выполнять в областях периодов флюктуаций излучения (10-20) и (60-70) сек.

Библиографический список

1. Бехтерева Н.П. Здоровый и больной мозг человека – Л.: Наука, 1980. – 208 с.
2. Адо А.Д. Патологическая физиология – М.: Триада-Х, 2000. – 607 с.
3. Кубланов В.С. Радиофизический комплекс для функциональных исследований головного мозга // Медицинская техника. – 2008. – № 4. – С. 40-46
4. Рытов С.М. Введение в статистическую радиофизику – М.: Наука. 1966. – 404 с.
5. Вайсблат А.В. Медицинский радиотермометр РТМ-01-РЭС // Биомедицинские технологии и радиоэлектроника. – 2001. – № 8. – С. 3-9
6. Кубланов В.С., Седельников Ю.Е., Азин А.Л., Сысков А.М. Природа флюктуаций собственного электромагнитного излучения головного мозга // Биомедицинская радиоэлектроника. – 2010. – №9. – С. 45-54
7. Москаленко Ю.Е. Мозговое кровообращение // Болезни сердца и сосудов / Под ред. Е.И. Чазова – М.: Медицина, 1992. – Т. 1. – 496 с.
8. Гуляев Ю.В., Годик Э.Э. Физические поля биологических объектов // Вестник АН СССР. Серия физическая. – 1983. – № 8. – С. 118-125
9. Азин А.Л., Кубланов В.С. Метод глубинной СВЧ-радиотермографии для изучения патогенеза головной боли // Медицинское обслуживание ветеранов войн – Екатеринбург: Наука, Уральское отделение, 1995. – С. 27-36
10. Кубланов В.С., Гасилов В.Л., Казаков Я.Е. «Особенности частотно-временных распределений интенсивности флюктуаций электромагнитного излучения глубинных структур головного мозга» // Биомедицинская радиоэлектроника. – 1999. – № 5. – С. 13-25
11. Кубланов В.С., Гасилов В.Л. «Применение методологии вейвлет-анализа при функциональных исследованиях головного мозга» // Биомедицинские технологии и радиоэлектроника. – 2001. – № 11 – С. 14-20
12. Хабибрахманова Л.Х. Цереброваскулярные показатели и уровень гидратации головного мозга при ускоренном старении организма: Автореф. дис...канд. мед. наук. – СПб, 2004. – 25 с.
13. Применение методологии вейвлет-анализа при исследовании функционального состояния головного мозга / В.С. Кубланов, В.Б. Костоусов, А.А. Попов, А.Л. Азин // Труды Российской

научно-технического общества радиотехники, электроники и связи им. А.С. Попова. Серия: Цифровая обработка сигналов и ее применение. – М.: Инсвязьиздат. – 2005. – Вып. 7. – С. 489-494

14. Загоруйко Н. Г. Прикладные методы анализа данных и знаний. // Новосибирск, ИМ СО РАН, 1999. – 261 с.

PATTERN RECOGNITION OF THE INFORMATION IMAGES IN THE TIME-FREQUENCY SET OF MICROWAVE RADIATION BRAIN

Kublanov V.S., Syskov A.M., Borisov V.I.

Ural Federal University named after the first President of Russia B.N.Yeltsin, Ekaterinburg
kublanov@mail.ru

The article presents the results of the development and validation of methods for determining information relevant parameters of the microwave radiation in the problem of detecting functional abnormalities in the brain tissue.

In solving this problem used the results of brain radiothermography 70 patients: according to clinical examination: 32 of them were apparently healthy, and 38 - diagnosed with premature aging syndrome with severe vascular factors.

The studies were conducted in two functional states of patients: the functional state of rest in the horizontal and passive antiorthostatic load. Finding information relevant characteristics of the microwave radiation of the brain was carried out in three stages.

The first step of the experimental radiothermogram using Morlet wavelet creates modernized information set time-frequency characteristics of the radiation fluctuations. Further training sets are formed, consisting of time-frequency wavelet spectra radiotermogram images (scaling of spectra), corresponding to 10 regions of the periods of fluctuations: (0-10), (10-20), (20-30), (30-40), (40-50), (50-60), (60-70), (70-80), (80-90) and (90-100) seconds. At each learning sample solved the problem of finding release and recovery values in the gaps.

In the second step on each training set is evaluated cost of losses in recognizing the patient's health status using the decision function method, k-means. To calculate the cost of losses is determined by the entropy of the N sets of information

$$N = - \sum_j P(W_j) \sum_i P\left(\frac{W_j}{S_i}\right) \cdot \log P\left(\frac{W_j}{S_i}\right),$$

where $P(W_j)$ - the proportion of realizations, which relate to the patients W_j ;

$P\left(\frac{W_j}{S_i}\right)$ - the proportion of realizations of the patients belonging to W_j , but referred to the decision function of the patient S_i .

In the third stage, the training sample on which the cost of losses is minimal. At each such sample is carried out factor analysis to identify informative regions of the periods of the fluctuations of the radiation. Analysis of the data showed:

- areas for periods of fluctuations (10-20) and (60-70) sec value losses have cost local minima;
- fluctuations radiation with periods in the range (10-20) sec are diagnostically important information for the separation of healthy patients and patients with the syndrome of premature aging (apparently, is the main factor is the condition of the vascular system);
- fluctuations radiation with periods in the range (60-70) sec are diagnostically important information for some patients with vascular disorders (approximately, 50% are recognized correctly) and reflect the thermodynamic processes in the brain tissue as a result of metabolic changes in them.

The findings coincide with our earlier results of theoretical and experimental studies.

Keywords: microwave radiation of the brain, human brain, wavelet analysis, scaling range, information set, entropy, value losses.



ИНФОРМАЦИОННО-АНАЛИТИЧЕСКАЯ СИСТЕМА КОМПЛЕКСНОГО МОНИТОРИНГА ЗДОРОВЬЯ СТУДЕНТОВ

Амояо К.Ж.К.Б., Исаков Р.В., Сушкова Л.Т.

Владимирский государственный университет им. А.Г. и Н.Г. Столетовых

jamoyaw@gmail.com

Применение информационных технологий в медицине растет очень быстро и одной из самых важных областей его применения является построением экспресс-диагностических систем для исследования здоровья студентов различных учебных заведений. Охрана здоровья студенческой молодежи считается одной из важнейших социальных задач общества, так как студенты учебных заведений подвергаются значительным и порой не контролируемым физическим и психическим нагрузкам. Учебный процесс не учитывает адаптационных возможностей студентов, их психического состояния и социальных условий. Контроль состояния здоровья студентов либо отсутствует, либо ограничен малым количеством тестов. Такие неконтролируемые нагрузки в совокупности с социально-психическими факторами могут вызывать нарушения физического здоровья студентов. Поэтому задача создания информационно-аналитической системы для контроля комплексного здоровья студентов является актуальной для образования, т.к. качество обучения напрямую зависит от здоровья студентов 1.

Целью данной работы является разработка информационно-аналитической системы комплексного мониторинга здоровья студентов (ИАСКМЗС).

Как отметили авторы 2, в современном деловом мире в любых областях деятельности объемы информации, с которыми приходится сталкиваться организациям, просто колоссальны. И от того, в какой степени организация способна извлечь максимум из имеющейся в ее распоряжении информации, зависит успех. Залог успеха - в построении эффективной информационно-аналитической системы (ИАС).

В Канаде создается единая информационная система в области здравоохранения. Приоритетные направления работ: Электронный паспорт здоровья, инфраструктура, телемедицина, создание национальных реестров, справочников и классификаторов, системы диагностической визуализации и хранения графической информации.

Аналогичная комплексная программа реализуется в США. Согласно данной программе предусматривается создание сегмента информационной системы в сфере здравоохранения в рамках Электронного Правительства 3.

Как показано в приведенном выше обзоры, внедрение информационных систем важны для укрепления систем здравоохранения страны, с целью улучшения здоровья нации. Так как построение такие системы для частого прохождения тестирования и мониторинга здоровья молодежи важны для быстрого стремления этого целью.

Для разработки ИАСКМЗС ставятся следующие задачи:

1. Описание информационно-аналитической системы на языке PHP;
2. Оценка показателей здоровья студентов;
3. Сравнение результатов анализа и выявления динамики изменения всех показателей здоровья студентов;
4. Общий мониторинг состояния здоровья студентов на различных этапах обучения;
5. Ведение базы данных о физическом, социальном и психическом состоянии студентов.

Система реализована средствами Apache server, PHP (Zend Framework), в качестве сервера базы данных был использован MySQL. Она состоит из 3 основных подсистем: подсистемы регистрации данных, подсистемы обработки данных и подсистемы анализа информации.

Для реализации первой подсистемы была использована реляционная система управления базами данных (СУБД) так как имеется возможность удалить, обновить и вставить информацию в единую базу данных. Во второй подсистеме реализован алгоритм обработки данных, которая начинается выбором данных из таблиц физического, психического и социального здоровья за учебный год и заканчивается определением уровня здоровья группы, факультета, и университета. Последняя подсистема состоит из графического модуля, который отображает результаты мониторинга в виде столбиковой диаграммы.

Был построен веб-интерфейс программы с интегрированной базой данных, где данные могут быть проанализированы, обработаны и сохранены. Каждые данные нормализованы в диапазоне от 0 до 100, а также рассчитывается математическое ожидание нормированных данных. Результаты проанализированных данных представлены графически в виде столбиковой диаграммы, состоящей из трёх столбцов соответствующих трём аспектам здоровья (физическое, социальное и психическое) студентов в данном университете. Эти результаты имеют значительный вклад в общее укрепление систем здравоохранения не только у университета, но и страны с целью улучшения здоровья нации, поскольку система может быть использована в сочетании с другой медицинской информацией для оценки здоровья человека.

Библиографический список

1. Исаков Р.В., Сушкова Л.Т. Экспериментальная информационно-аналитическая система комплексной экспресс-оценки здоровья студентов. ВлГУ.2009.
2. Илья Волков, Илья Галахов, Архитектура современной информационно-аналитической системы, ООО ИК СИБИНТЕК, 2003г.
3. Информатизация Здравоохранения, <http://dreamsmedic.com/38-frontend-saita-slaidshou/210-informatizaciya-zdravoohraneniya.html> (дата обращения - 10.12.2011).

INFORMATION-ANALYTICAL SYSTEM OF COMPLEX MONITORING OF STUDENTS' HEALTH

Amoyan K.ZH.K.B., Isakov R.V. Sushkova L.T.
Vladimir State University named after A.G. and N.G. Stoletovs
jamoyaw@gmail.com

The basis of this project was to determine the health standard of students in a given university using data collected from specific parameters of their physical, social and mental states. The materials used in this project include: PHP (Zend framework), MySQL and Apache server. A web-interface programme with an integrated database was built where data can be analysed, manipulated and processed. Each data is normalised between the range of 0 to 100 and the expected value of the normalised data is calculated where appropriate. The results of the analysed data are shown graphically as a bar chart consisting of 3 bars representing the three aspects of health (physical, social and mental) accordingly with changes in frequency as criterion for determining the health standard of students in a given university. These results have significant contribution to the overall strengthening of the health systems not only of a university but also of a country in relation to improving the nation's health since it can be used in conjunction with other medical information to evaluate a person's health.

АВТОМАТИЗИРОВАННАЯ СИСТЕМА ПОДДЕРЖКИ ПРИНЯТИЯ РЕШЕНИЙ ПРИ ПРОГНОЗИРОВАНИИ БОКОВЫХ ГРЫЖ ЖИВОТА ПРИ ПИЕЛОНЕФРИТЕ 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.
Юго-Западный государственный университет
kstu-bmi@yandex.ru

Увеличение количества оперативных вмешательств на органах брюшной полости и забрюшинного пространства сопровождается значительным ростом числа больных с послеоперационными грыжами.

Одним из способов профилактики послеоперационных грыж является использование сетчатых эндопротезов при первичном закрытии раны брюшной стенки (Б.Ш.Гогия и соавт., 2007). Однако возможность использования данной технологии после люмботомии по ряду вопросов является недостаточно обоснованной.

Существующие способы прогнозирования образования послеоперационных грыж недостаточно эффективны, т.к. основаны на выявлении факторов риска образования грыжи под влиянием человеческого фактора. Кроме этого не определены критерии анатомо-функциональной недостаточности боковых стенок живота и не разработаны показания к их превентивному эндопротезированию и его технология.

Нами разработан способ прогнозирования образования послеоперационных грыж брюшной стенки с использованием автоматизированной системы поддержки принятия решений врача-хирурга на основе математического аппарата нечеткой логики и теории распознавания образов (патент РФ № 2370216 от 20.10.2009).

После проведения клинического обследования больных, которым предстояла операция, оценивалась вероятность послеоперационного грыжеобразования. Для этого выполнялись опрос, осмотр, пальпация передней брюшной стенки, ультразвуковое исследование передней брюшной стенки на трех уровнях: на середине расстояния между d. bicostarum и пупком, на середине расстояния между пупком и d. bispinarum, на уровне d. bispinarum. Определялась толщина и структура подкожной жировой клетчатки, эхоструктура, эхогенность, толщина мышц брюшной стенки в покое и при дозированной нагрузке. Полученные данные заносились в компьютер в виде информативных признаков вероятности возникновения послеоперационных грыж. Для этого в интерфейсе пользователя предлагалось ответить на следующие вопросы в рубриках: I. Характер предстоящего оперативного вмешательства; II. Опрос; III. Осмотр; IV. Пальпация; V. УЗИ. Для каждого из выделенных признаков группой высококвалифицированных экспертов построены функции принадлежностей ($\mu_{\omega_1}(x_i)$ ($i=1, \dots, 35$)) к классу ω_1 – грыжа после операции образуется. Общий коэффициент уверенности в прогнозе по классу ω_1 рассчитывается с помощью итерационного правила логического вывода вида: $KU(r+1) = KU(r) + (\mu_{\omega_1}(x_{i+1}) [1 - KU(r)])$, где $KU(r)$ – коэффициент уверенности в классе ω_1 на r -ом шаге итерации; r – номер итерации в расчете уверенности в прогнозе; $\mu_{\omega_1}(x_{i+1})$ – функция принадлежности к прогнозу ω_1 для вновь вводимого признака с номером $i+1$; $KU(1) = \mu(x_1)$.

Полученное значение коэффициента уверенности соответствует вероятности возникновению послеоперационной грыжи у конкретного пациента. При $KU > 40$ рекомендуется превентивное эндопротезирование.

Среди патологии беременности ведущее место занимает пиелонефрит. Гнойная форма пиелонефрита требует оперативного лечения. Нами проведено исследование 15 беременных женщин с гнойной формой пиелонефрита, которым предстояло оперативное лечение на предмет образования послеоперационной лумбальной грыжи.

У всех пациенток живот был увеличен в размерах за счет беременности, подкожная жировая клетчатка развита избыточно. Боковая поверхность туловища выпуклая за счет беременности, талия сглажена. Выраженная выпуклость в подчревной области. При пальпации сопротивление брюшной стенки незначительно. Для повторно беременных женщин были характерны послеродовая дряблость и умеренный птоз живота. Кожно-жировая складка в виде фартука не превышала шириной 10 см, переходящая на боковую поверхность туловища. При втяжении живота диаметр по линии талии уменьшался на $6,3 \pm 0,4\%$. При УЗИ боковой стенки живота у пациенток с умеренно выраженным деформациями выявлены изменения всех слоев брюшной стенки. Подкожная жировая клетчатка развита избыточно, толщина $5,2 \pm 0,4$ см, структура с множеством соединительнотканых прослоек. Ширина белой линии – $22 \pm 0,9$ мм. Ширина спигелевой линии – $5 \pm 0,40$ мм. Отмечалось истончение широких мышц: наружной косой до $4,06 \pm 0,12$ мм, внутренней косой до $5,72 \pm 0,13$ мм, поперечной до $3,29 \pm 0,11$ мм. При напряжении мышцы утолщались на $10,0 \pm 0,9\%$, $4,37 \pm 1,0\%$ и $6,08 \pm 0,8\%$ соответственно. Структура мышечного слоя неоднородна, эхогенность при напряжении снижается вследствие жирового перерождения мышечной ткани. Кроме анатомо-функциональной недостаточности брюшной стенки, факторами риска развития послеоперационных грыж являются ожирение, возраст старше 40 лет, физическая нагрузка в быту и на работе, нарушения функционального состояния дыхательной, пищеварительной и мочевыделительной систем, а также повторно беременные.

При расчетах по предложенному нами способу прогнозирования образований послеоперационных грыж у 2-х беременных, которым предстояло оперативное лечение по поводу гнойного пиелонефрита коэффициент уверенности был выше 40, что явилось показанием к превентивному эндопротезированию боковой стенки.

Библиографический список

- Гогия, Б.Ш. Первичное закрытие лапаротомной раны сетчатым эндопротезом с целью предупреждения возникновения послеоперационной грыжи / Б.Ш. Гогия, А.А. Адамян, А.В. Федоров // Хирургия. – 2007. – № 9. – С. 50-53.
- Кореневский Н.А., Титов В.С., Чернецкая И.А. Проектирование систем поддержки принятия решений для медико-экологических приложений: Монография / Курск гос.техн.ун-т. Курск, 2004. 180 с.

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.
South-West State University
kstu-bmi@yandex.ru

The way of forecasting of emergence of postoperative hernias in the postnatal period with use of the automated system of decision-making by the doctor by the surgeon is offered. The assessment of possible formations of hernias based on mathematical apparatus of indistinct logic and recognition of images. The received expression is checked on a control sample. The result of research showed that diagnostic efficiency of a method – 94 %.

КОМПЬЮТЕРНАЯ ТОМОГРАФИЯ: ПРОГРАММА АВТОМАТИЗИРОВАННОГО ПОИСКА ПАТОЛОГИИ В ЧЕЛЮСТНЫХ КОСТЯХ ЧЕЛОВЕКА

Лаврентьева Ю.Э.¹, Путрик М.Б.²
1 - ЗАО «Уралдент» (г. Екатеринбург, Россия),
2 - ФГАОУ ВПО «Уральский федеральный университет имени первого Президента России Б. Н. Ельцина» (г. Екатеринбург, Россия),
pmb-88@mail.ru

При анализе результатов обследования компьютерной томографии челюстно-лицевой области врач – рентгенолог (экзаменатор) выполняет просмотр различных сечений с целью определения патологии челюстных костей, коронок и корней зубов. Основным критерием наличия патологии костной ткани для врача является видимое им локальное потемнение на снимке внутри изображения анатомического объекта (челюстной кости или зуба). Аналогично, при автоматизированном анализе изображений установленное изменение интенсивности цвета объекта расценивается как признак локального уменьшения плотности костной ткани или ткани зуба, которое является характерным для наличия следующих патологий: одонтогенная киста различной этиологии (радикулярная или истинная), патологическая резорбция костной ткани альвеолярного отростка челюсти при пародонтите или пародонтозе, патологическая резорбция костной ткани в области верхушек корней зубов в виде гранулирующего или гранулематозного периодонтита как осложнение после кариеса зубов, очаги остеомиелита, линии перелома кости, лунки удаленных зубов, кариес зубов и другие патологии (онкология, эндокринные расстройства, наследственные врожденные дефекты). Однако, в ряде случаев очаг патологии (например, киста на ранней стадии формирования) внутри челюстной кости может не иметь потемнений на рентгеновском снимке, в этом случае критерием для определения патологии при визуальном анализе являются нетипичная структура костной ткани внутри слабо различимых очертаний границ очага. Выявление подобной патологии на основе визуального анализа врачом – рентгенологом затруднено ввиду малой способности человеческого глаза различать слабые нюансы градации серого цвета на монохромном изображении. Чтобы максимально исключить диагностические ошибки и повысить достоверность анализа срезов компьютерной томографии нами был разработан алгоритм автоматизированного контроля плотности изображения костной ткани челюстей человека – «Intensity Image Scanning for Computed Tomography Cuts» («IIS CT»), который заключается в следующем. Сначала на поперечном срезе пользователь

(врач) наносит метки, ограничивающие положения челюстных костей: для верхней челюсти метками являются уровень шейки зубов и уровень дна кортикальной пластиинки; для нижней челюсти достаточно указать уровень шейки зубов. Поскольку во время проведения обследования компьютерной томографии челюсти пациента фиксируются в горизонтальном положении, то нанесенные метки можно считать общими для всех поперечных срезов. Далее автоматизированным образом происходит определение границ челюстных костей. Затем осуществляется сканирование значений яркостей (в относительных единицах, либо в единицах Хаунсфилда [1]) пикселей, лежащих внутри найденных границ челюстных костей. Значение яркости каждого пикселя сравнивается со значением яркости, соответствующем здоровой костной ткани; в том случае, если значение яркости отдельного пикселя ниже нормального, то данный пиксель дополнительно выделяется для привлечения внимания врача, и фиксируется его (пикселя) положение в пространстве. Для подавления шумов изображение поперечного среза может быть предварительно обработано фильтром Гаусса, однако, такая фильтрация может снизить резкость изображения.

Оценка валидности метода «*IIS CT*» для поиска патологии челюстных костей человека по данным компьютерной томографии проводилась на базе Лаборатории объемной дентальной диагностики G.U.D. lab г. Екатеринбурга следующим образом. Сначала врач – рентгенолог выполнял просмотр выбранного обследования челюстно – лицевой области, и в случае обнаружения им патологии изображение «подозрительного» среза сохранял в отдельный файл с целью дальнейшей обработки его программой автоматизированного поиска патологии челюстных костей. Затем проводился анализ результата обработки «подозрительного» среза программой. Суть данного принципа обработки изображений «*IIS CT*» заключается в автоматизированной оценке значений яркостей пикселей поперечных срезов компьютерного томографа: *в случае, если значение яркости пикселя ниже заданного порога патологии, то такой пиксель выделяется белым цветом для привлечения внимания врача.* Оценка совокупности полученных данных позволяет определить месторасположение очага патологии костной ткани и его площадь в мм^2 . При просмотре результатов обработки поперечных срезов врачом выполняется заключение о морфологии структуры костной ткани. *Необходимая настройка порога яркости для поиска конкретной патологии челюстной кости определяется при анализе результатов обработки обучающей выборки изображений с данной патологией.*

Патологии челюстных костей согласно действующей в рентгенологии семиотической классификации были разделены на 5 отдельных групп:

1. Очаги остеопороза (кисты различной этиологии (в т.ч зубосодержащие оклопокорневые кисты, не связанные с зубом истинные кисты), патологическая резорбция костной ткани в области верхушек корней зубов в виде гранулирующего или грануломатозного периодонтита, патологическая резорбция костной ткани при деструктивно-воспалительных процессах в периодонте – пародонтоз, пародонтит);
2. Очаги остеосклероза (наследственные болезни – мраморная болезнь, состояния после ампутации части кости);
3. Деструкции и механические дефекты (переломы кости, лунки удаленных зубов);
4. Очаги остеолиза (онкологические заболевания);
5. Очаги остеонекроза и секвестрации (остеомиелит).

Для каждой из выделенных групп были выбраны и обработаны программой для поиска патологии 20 поперечных срезов челюстных костей с соответствующей патологией. Оценка валидности метода «*IIS CT*» проводилась на основе соответствия результата обработки изображения программой и заключения врача – рентгенолога. Если в 94 % случаев результат обработки изображения программой соответствовал рентгенологическому заключению врача, то метод «*IIS CT*» признавался валидным для поиска данной патологии автоматизированным способом (остальные 6 % случаев относятся к гипердиагностике (избыточная маркировка зон челюстной кости в автоматизированном режиме) и трактуются неоднозначно, поскольку, учитывая пол и возраст обследуемых пациентов, мы не можем полностью исключить наличие у них такого заболевания как остеопороз. Считаем, что в данном направлении настоящее исследование целесообразно продолжить.

Далее приведены примеры описания клинических случаев, примеры «подозрительного» среза и результат обработки изображений программой для автоматизированного поиска патологии.

Клинический случай №1. Кисты различной этиологии (в т.ч зубосодержащие околокорневые кисты, не связанные с зубом истинные кисты). (пациент Ч., порог яркости 968 в относительных единицах)



Рисунок 1 – Изображение поперечного среза с кистой внутри челюстной кости:
а – «подозрительный» срез, выделенный экзаменатором; б – результат обработки «подозрительного» среза программой для поиска патологии (100 % совпадение с результатом экзаменатора)

При анализе работы программного алгоритма оценивался процент совпадения анализа рентгеновского снимка, выполненного врачом, и результата обработки программой. Обращает на себя внимание то, что при автоматическом поиске были выделены зоны, неотмеченные врачом как патологические (область I на рисунке 1,б), однако возраст и пол пациента могут свидетельствовать о наличии такого распространенного заболевания как остеопороз, поэтому однозначно расценивать проставленные метки как ошибочные и относить их к гипердиагностике не представляется возможным. Также врачом не был выделен карман (область II на рисунке 1,б) - патологическая резорбция костной ткани в области бифуркации корней, что расценено нами как диагностическая ошибка врача.

Клинический случай №2. Патологическая резорбция костной ткани. (пациентка П., порог яркости 968 в относительных единицах).



Рисунок 2 – Изображение поперечного среза с патологической резорбцией костной ткани внутри челюстной кости: а – «подозрительный» срез, выделенный экзаменатором; б – результат обработки «подозрительного» среза программой для поиска патологии (100 % совпадение с результатом экзаменатора)

Патологическая резорбция костной ткани в области бифуркации корней по типу гранулирующего периодонтита (рисунок 2). 100 % совпадение результатов автоматического и

визуального анализа указывает на высокую достоверность метода при детекции данного вида патологии. Известно, что выявление патологической резорбции костной ткани в области корней как результата развития осложненного карисса существенно затруднено. Обычно врачи диагностируют данную патологию при ярко выраженных рентгенологических симптомах и затрудняются с ее обнаружением на ранних стадиях. Метод автоматизированного контроля («IIS CT») позволяет проводить раннюю диагностику этого вида патологии.

Заключение

Согласно действующей в рентгенологии семиотической классификации патологии челюстных костей были разделены на 5 отдельных групп, из которых наиболее достоверно распознаются (процент совпадения более 94 %) очаги остеопороза (кисты различной этиологии, патологическая резорбция костной ткани) и очаги остеонекроза и секвестрации (остеомиелит).

Переломы челюстной кости не верифицируются предложенным способом достоверно. Однако, перелом челюстной кости хорошо виден при визуальном анализе даже на снимке ОПТГ, и для его определения не требуется специальной компьютерной обработки. В качестве дополнительной функции возможна отдельная компьютерная обработка изображения кортикальной пластиинки, разрыв которой свидетельствует о наличии перелома.

В настоящем исследовании не было проведено тестирования срезов компьютерной томографии с очагами остеосклероза (мраморная болезнь, состояние после ампутации кости) ввиду отсутствия соответствующих клинических случаев.

При исследовании очагов остеолиза (онкологические заболевания) автоматизированным способом контроля была выделена только зона деструкции губчатого вещества кости в теле челюсти, однако патологические изменения в области гребня альвеолярного отростка не были обнаружены.

Таким образом, разработанный программный алгоритм позволяет выявлять очаги патологии костной ткани внутри границ челюстных костей. Пользователем осуществляется выбор «порога патологии» (яркости пикселей) в относительных единицах либо в единицах Хаунсфилда.

Библиографический список

1. М. Прокоп, М. Галански. Спиральная и многослойная компьютерная томография. – М.: МЕДпресс-информ, 2006. – Т. 1.

COMPUTED TOMOGRAPHY: SOFTWARE FOR AUTOMATIC SEARCH OF PATHOLOGIES IN HUMAN JAW BONES

Lavrentyeva J.E.¹, Putrik M.B.²

1 - Company «Uraldent» (Yekaterinburg, Russia),

2 - Ural Federal University (Yekaterinburg, Russia), pmb-88@mail.ru

The laboratory of 3D dental diagnostics «G.U.D.lab» is located in Yekaterinburg (a population of 1 million 300 thousand people). For 1.5 years of work on the «Galileos» device the C.T. of maxillofacial area was done on 7 223 people (5 586 adults, of them male - 2 365, female - 3 221; 1 637 - children). Thus, 16 people is the average number of patients directed to the radiologist daily. The goal of the overwhelming amount of prescriptions for a C.T. (up to 60 %) is revealing an apex periodont pathology. As a result, a question of creating a fast and high quality method of revealing the pathology arose. While working with SIDEXIS version 1.7 it is necessary to manually move a window with the cross-section along areas of interest, which creates inconveniences and considerably increases the time needed for analysis of the image. Due to the built-in function of export of images in DICOM format, we have created a program which carries out automatic viewing of cross-sections with various speeds (according to the choice of the radiologist: from slow to accelerated). Revealing of pathologies in the form of points of resorption around roots (2 mm and above in size) occurs by an automatic analysis of bone tissue density. Cross-sections with low-density bone tissue areas are automatically selected and moved into an individual array. Next, the cross-sections received as a result of automatic screening are carefully examined further by doctors as to reveal the details of the pathologies. The above described technical solution has increased the throughput of the C.T. laboratory by 12.3 %. The cross-sections selected according to the criterion of bone density are analyzed by the doctor-radiologist (dentist). As a result of this technical solution, a possibility of making screening researches is created.

ПРИКЛАДНОЕ ПРОГРАММНОЕ ОБЕСПЕЧЕНИЕ ДЛЯ АНАЛИЗА
ВАРИАБЕЛЬНОСТИ РИТМА СЕРДЦА

Аль-хулейди Н.А., Исаков Р. В., Сушкова Л.Т.
Владимирский государственный университет им. А.Г. и Н.Г. Столетовых
Nash1email@yahoo.com

Использование нейросетей в медицине, как правило, связано с системами функциональной диагностики заболеваний[4].

Сердечно-сосудистые заболевания являются наиболее распространенной причиной смертности в развитых странах. В связи с этим актуальными становятся диагностика патологий сердца и создание методик, позволяющих достоверно выявить нарушения деятельности сердца на ранних этапах[1].

В настоящее время в клинической и профилактической медицине находит все более широкое применение метод математического анализа сердечного ритма, или анализ вариабельности сердечного ритма (*HRV, heart rate variability*). Данный метод основан на рассмотрении сердечного ритма (СР) как случайного процесса, представленного временным рядом кардиоинтервалов, к которому применимы различные методы статистической обработки [3].

Перспективными разработками для анализа ВСР представляются геометрические методы и корреляционная ритмография. Они более корректны для оценки нестационарных процессов, которые характерны для биологических систем.

В данной статье описывается разработанное программное обеспечение для анализа вариабельности сердечного ритма с использованием искусственных нейронных сетей.

Искусственные нейронные сети (ИНС) это математические модели, а также их программные или аппаратные реализации, построенные по принципу организации и функционирования биологических нейронных сетей.

В процессе обучения нейронная сеть способна выявлять сложные зависимости между входными данными и выходными, а также выполнять обобщение [2].

Разработанная программа позволяет строить сразу несколько графиков, получаемых при анализе вариабельности сердечного ритма (ВСР):

1. Ритмограмма отображает зависимость длительности RR-интервала от номера цикла измерения. По оси абсцисс откладывается номер RR-интервала, по оси ординат время в секундах.

2. Гистограмма RR интервалов отражает степень централизации управления сердечным ритмом. По оси абсцисс откладывается длительность RR-интервалов, по оси ординат - вероятность их появления (т.е. количество RR – интервалов попавших в соответствующий временной диапазон).

3. Скаттерграмма RR - интервалов представляет собой двумерное отображение ритма сердца, позволяющее получать характерные "мнемокартини", свойственные основным вариантам нарушения сердечного ритма. По оси абсцисс откладывается величина RR_i интервала в секундах, по оси ординат величина RR_{i+1} интервала в секундах.

В качестве примера на рисунке 1 приведены результаты нейросетевого анализа вариабельности ритма сердца, полученные с помощью разработанной программы.

В программе были созданы две обучающие базы. Одна из них дает общее представление о вариабельности ритма сердца и содержит 6 типов, соответствующих тахикардии, нормокардии, брадикардии, а также наличию аритмии, дыхания и стресса.

Существует множество видов аритмий, различающихся как проявлением, так и происхождением. В связи с этим дополнительно была создана обучающая база данных, отвечающая за наличие или отсутствие аритмий в ритме сердца.

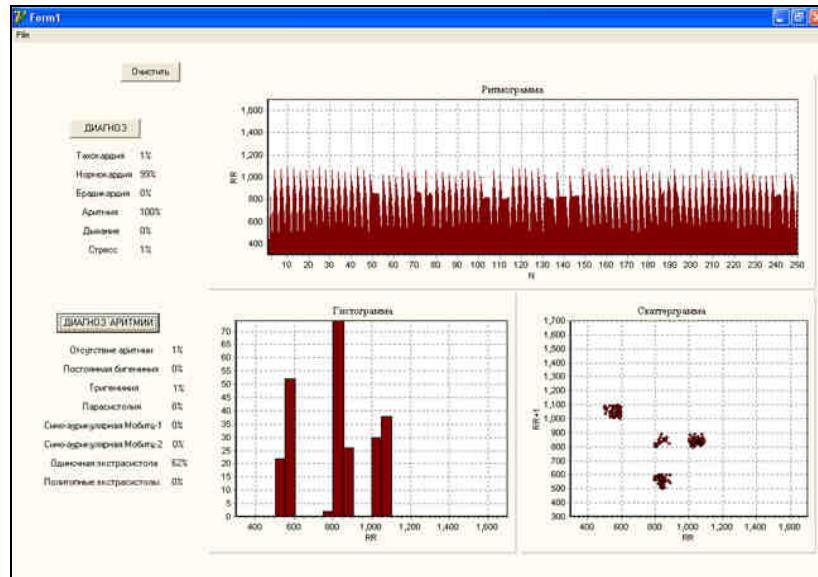


Рисунок 1 – Интерфейс прикладного программного обеспечения

Система позволяет распознавать 7 видов аритмии:

- Аллоритмии (при постоянной бигеминии);
- Аллоритмии (при тригеминии);
- Парасистолия;
- Сино-аурикулярная блокада по типу Мобитц-1;
- Сино-аурикулярная блокада типа Мобитц-2 ;
- Одиночная экстрасистола
- Политопные экстрасистолы.

На рисунке 2 показана структурная схема разрабатываемого прикладного программного обеспечения для анализа вариабельности сердечного ритма.

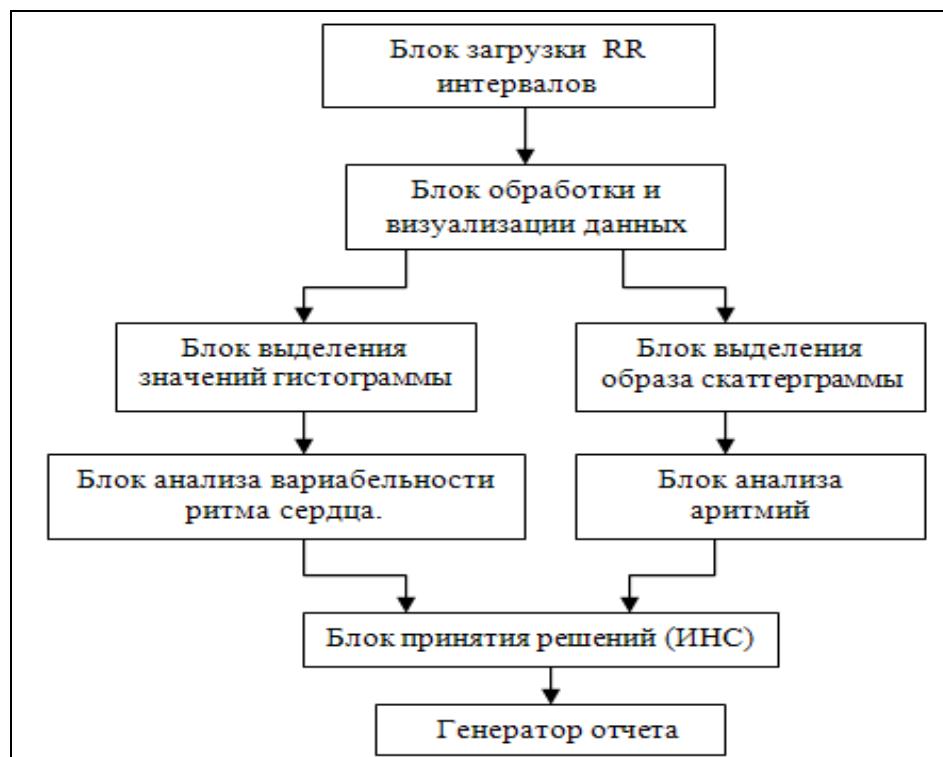


Рисунок 2 – Структурная схема разрабатываемого прикладного программного обеспечения

Программа состоит из 8 блоков: загрузки RR интервалов, обработки и визуализации данных, выделения значений гистограммы, выделения образа скаттерграммы, блок анализа вариабельности ритма сердца, блок анализа аритмий, блок принятия решений и генератор отчёта.

Блок загрузки RR интервалов предназначен для импорта массива RR интервалов из текстового файла.

Блок обработки и визуализации данных предназначен для построения RR-интервалограммы, гистограммы и скаттерграммы (соотношение между соседними RR-интервалами). В результате обеспечивается возможность наблюдения вариабельности ритма сердца.

Выделения значений гистограммы состоит из двух этапов. На первом этапе вычисляется попаданий RR-интервалов в диапазоны от 300 до 1700 с шагом 50. Следующим этапом является линейная нормализация сигналов для приведения амплитуд всех входных сигналов в установленный динамический диапазон входных нейронов сети (от 0 до 1).

Выделение образа скаттерграммы. Образы скаттерграммы строятся на основе 250 последовательных кардиоциклов путём разбиения полученного изображения на равные сегменты и последующей его бинаризацией.

Блок анализа вариабельности ритма сердца. Распознавание (6 типов): тахикардии; брадикардии; нормокардии; аритмии, дыхание и стресс.

Блок анализа аритмий. Распознавание 7 видов аритмий.

Блок принятия решений осуществляет постобработку результатов нейросетевого анализа.

Генератор отчёта формирует последовательность и структуру выходного отчёта о проведённом исследовании. Отчёт включает в себя два раздела: информацию об исследовании; общее представление о вариабельности ритма сердца и анализ аритмий сердца.

Данная программа может использоваться в системах автоматизированного анализа вариабельности ритма сердца.

Библиографический список

1. Конюхов В. Н., Построение нейронных классификаторов для диагностики сердечно-сосудистых заболеваний по параметрам кардиореспираторного взаимодействия. Самарский государственный аэрокосмический университет им. акад. С. П. Королева. Биотехносфера. № 3 (9) 2010, с.16-19.
2. Редько В. Г. Искусственные нейронные сети (1999).
3. Баевский Р.М. Прогнозирование состояний на грани нормы и патологии. – М : Наука, 1979. - 296 с.
4. Субботина Т.И. Моделирование значимости признаков и интерпретация данных с помощью нейросетей у больных желчнокаменной болезнью при микросфеноцитарной анемии. Биометрика-2000.

NEURAL NETWORK ANALYSIS PROGRAM VARIABILITY RHYTHM OF THE HEART

Al-khulaidi N.A., Isakov, Sushkova L.T.

Vladimir State University named after A.G. and N.G. Stoletovs
Nash1email@yahoo.com

This paper describes a software program that has been developed for the analysis of heart rate variability using artificial neural networks.

The program allows multiple graphs plotting that are used in heart rate variability such as rhythmogram, histogram and scatterplot.

Two databases were formed, one of them contains general data of heart rate variability and the other consists of data for the presence or absence of various types of arrhythmias in heart rhythm.

The system can recognize seven kinds of arrhythmias. This program can be used in computer-aided analysis of heart rate variability.

КОГНИТИВНОЕ РАДИО - ВАЖНОЕ НАПРАВЛЕНИЕ В ИННОВАЦИОННОМ РАЗВИТИИ ЗДРАВООХРАНЕНИЯ

Галкин А.П., Бадван Ахмед (Иордания), Обади Хезам Мохаммед Али,
 Аль-Джабери Рамзи Хамид (Йемен)
 Владимирский государственный университет имени А.Г. и Н.Г. Столетовых,
 galkin@vlsu.ru

Для информационного обеспечения здравоохранения сейчас перспективны, в основном, беспроводные сети. Стремительное развитие беспроводных телекоммуникационных систем, таких как: системы сотовой и спутниковой радиосвязи, локальные беспроводные сети и Интернет по технологии *Wi-Fi*, *Wi-MAX* и *LTE*, обнаружило серьезную проблему. Практически весь частотный диапазон к настоящему времени распределен и лицензирован, однако при этом, как показали исследования Федеральной комиссии связи США, спектр, как драгоценный природный ресурс, используется не достаточно эффективно. В результате, внедрение и использование новых сервисов, для работы которых необходимо наличие свободных частотных диапазонов, становится затруднительным, а в некоторых случаях вовсе невозможным.

Существенным образом повысить эффективность использования спектра позволяет механизм динамического управления спектром, согласно которому вторичным пользователям (не закрепленным за данным частотным диапазоном) предоставляется возможность использовать диапазоны первичных пользователей (закрепленных за данным диапазоном) на время, пока этот диапазон не используется первичным пользователем.

Механизм динамического управления спектром весьма сложен технически, и может применяться только в так называемых интеллектуальных (когнитивных) радиосистемах[1]. Отличительной особенностью таких систем, выделяющей их в отдельную группу, является способность извлекать и анализировать информацию из окружающего радио пространства, предсказывать изменения канала связи и оптимальным образом подстраивать свои внутренние параметры состояния, адаптируясь к изменениям радио среды.

Свойство когнитивности (дословно способность к познанию и самообучению) подразумевает способность радиосистемы решать следующие задачи[2]:

1) оценка так называемой шумовой температуры радио среды, обнаружение неиспользуемых в данный момент времени спектральных диапазонов (спектральных дыр);

2) анализ параметров радиоканала, оценка канальной информации, предсказания состояния радиоканала;

3) контроль излучаемой мощности и динамическое управление спектром.

Как обещают разработчики, отдельные преимущества когнитивного радио станут доступны для пользователей в ближайшие несколько лет, когда будет выпущен первый экспериментальный чип когнитивного радио. Фактически когнитивное радио представляет собой единое мобильное устройство для всех видов связи - чип со встроенной технологией когнитивного радио сможет сам перестраивать программное обеспечение в зависимости от того стандарта, по которому в данный момент работает пользователь мобильного устройства. Более того, случается, что один и тот же стандарт беспроводной связи может отличаться в разных странах мира. С такой проблемой когнитивное радио справится тоже. Иными словами, такая технология позволит пользователю мобильного устройства не задумываться о переходе со стандарта на стандарт и связанной с этим трудностью иметь несколько мобильных устройств. Это устройство позволит иметь доступ к связи по различным стандартам и их различным национальным вариациям.

Кроме того, технология когнитивного радио будет полезна при устройстве системы типа "цифровой дом" с обеспечением информационной безопасности[3], поскольку способна поддерживать прием нескольких стандартов связи в одном помещении одновременно. Как известно, пересечение разных стандартов, как например *Wi-Fi* и *GSM*, может вызвать интерференцию сигналов, что приводит к ухудшению приема используемых устройств. В этом случае когнитивное радио способно подавлять интерференцию.

На рисунке 1 представлены прогнозы развития беспроводных технологий, используемые разными технологиями беспроводных сетей.

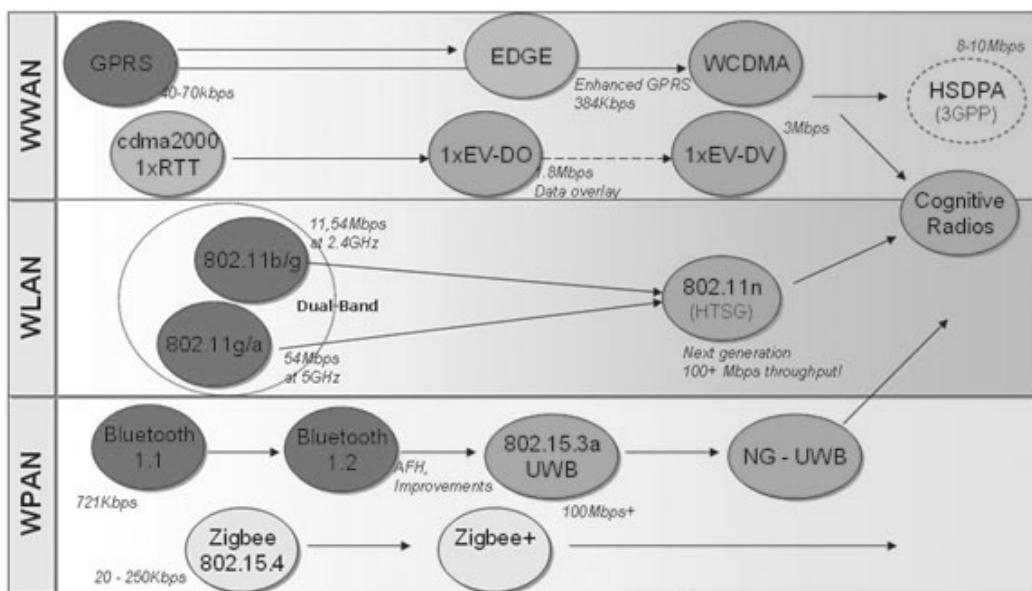


Рисунок 1 – Прогнозы развития беспроводных технологий

Несмотря на большие ожидания относительно 4G сетей, возникли серьезные трудности при их развертывании и не оправдываются надежды в отношении их производительности и пропускной способности из-за ограничений, возникающих из-за особенностей их архитектуры. С другой стороны развитие технологий позволяет предоставлять новые услуги и выдвигает новые требования к возможностям систем связи, которые не были учтены при проектировании системы 3-го поколения.

Современные беспроводные системы, прежде всего, нацелены на организацию оптимальной по стоимости для пользователей широкой зоны покрытия связи с умеренной полосой пропускания, а беспроводные сети 3-го поколения как раз в первую очередь и базируются на принципе широкой зоны покрытия. К настоящему времени, разработаны и завоевывают популярность много других типов беспроводных сетей, таких как беспроводные ЛВС и локальные сети с персональными компьютерами (PAN), но они проектируются как логически отдельные сети. Для организации услуг различными беспроводными сетями без дополнительных устройств связи между ними (seamless wireless), эти сети должны быть объединены. Наметившиеся в развитии технологий связи тенденции указывают на то, что системы связи будущего поколения будут состоять из высокоскоростных фиксированных сетей связи с центральной станцией и беспроводных локальных сетей, подключенных к периферии сети. Беспроводные ЛВС и локальные сети с персональными компьютерами расширяют возможности широкополосных услуг и обеспечивают повсеместный доступ мобильных пользователей к сети[4].

Работа выполнена в рамках проекта ДПННиТ № 6.2516.2011 по государственному заданию Министерства образования и науки РФ.

Библиографический список

1. Joseph Mitola III. Cognitive Radio. An Integrated Agent Architecture for Software Defined Radio // Doctor of Technology Dissertation, Royal Institute of Technology, Sweden, May 2000
2. «Broadcasting – телевидение и радиовещание». Петербургское "умное" радио. http://www.broadcasting.ru/newslist.php?news_id=35951
3. Защита каналов связи предприятий и учреждений от несанкционированного доступа к информации: Учеб. пособие. / А.П. Галкин – Владимир, Владимирский государственный университет, 2003.-106 с.
4. M. Weiser, "The Computer for the Twenty-First Century," Scientific American, September 1991.

COGNITIVE THE RADIO-IMPORTANT DIRECTION IN INNOVATION DEVELOPMENT OF PUBLIC HEALTH SERVICES

Galkin A.P., Badvan Ahmad, Obadi Hesam Mohamed Aly, Al-Gabery Hamid
Vladimir State University named after A.G. and N.G. Stoletovs
galkin@vlsu.ru

Technology of high-speed batch access on the channel of communication downwards HSDPA (High-Speed Downlink Packet Access), which allows to introduce services requiring high speeds of transfer of the information, raises speed of transfer of the data and expands capacity of networks of the third generation. It provides smooth, evolutionary increase of productivity of networks of the third generation.

НЕЙРОННЫЕ СЕТИ С МАКРОСЛОЯМИ ДЛЯ КЛАССИФИКАЦИИ ФЛЮОРЕСЦЕНТНЫХ АНГИОГРАММ ГЛАЗНОГО ДНА

Томакова Р.А., А.А. Насер, С.А. Филист
Юго-Западный государственный университет
SFilist@gmail.com

Флюоресцентная ангиография глазного дна (ФАГД) позволяет определить дефекты заполнения, экстравазальный выход флюоресцина из новообразованных хориоидальных сосудов, флюоресцирующие дефекты ретинального пигментного эпителия с учетом их размера, локализации, длительности существования, характера и интенсивности флюоресценции. Согласно [1] основными задачами ФАГД являются дифференциальная диагностика и уточнение диагноза, точная локализация процесса и определение его распространенности, а также контроль течения заболевания и эффективности его лечения.

Однако описательный характер трактования ангиографических данных не отражает полную картину временного взаимоотношения интенсивности флюоресценции патологического очага и ретинальной и/или хориоидальной циркуляции. При сравнительной оценке ангиограмм особые трудности создают: разная степень прозрачности хрусталика, разная концентрация флюоресцина, применяемого для внутривенного введения, а также нестабильные параметры скорости сердечных сокращений, калибра сосудистой системы и вязкости крови у различных пациентов. В связи с этим, огромное значение в диагностике патологий глазного дна имеет количественная оценка флюоресценции, позволяющая нивелировать вышеупомянутые признаки.

Таким образом, на входе автоматизированной системы анализа и классификации патологий глазного дна имеем множество фотографий ФАГД, сделанных с определенными интервалами времени, не обязательно одинаковыми, но позволяющими ранжировать фотографии по времени съемки.

Технология анализа патологических образований на изображении ФАГД включает два этапа. На первом этапе, согласно теоретическим положениям, обоснованных в [2], выделяются границы сегментов на изображении, которые определяют множество пикселей, которые могут быть отнесены к искомому классу. На втором этапе необходимо проверить гипотезу о принадлежности выделенных множеств пикселей к определенному классу. Гипотеза, как правило, двухальтернативная, поэтому при исследовании изображения на наличие патологических отклонений принимается бинарное решение: сегмент принадлежит к искомому классу (патологии или морфологическому образованию) или не принадлежит.

Для формализации процесса классификации выделенному сегменту необходимо поставить в соответствие вектор информативных признаков, коррелируемый с искомой патологией или морфологическим образованием. Определив вектор информативных признаков, например, на основе пространственно-яркостных или цветовых характеристик пикселей, на основе кортежа фотографий ФАГД, можно построить классифицирующие модели, позволяющие отнести выделенный сегмент изображения к той или иной патологии или морфологической структуре. Основным требованием при этом является поддерживание постоянным от кадра к кадру координат и размеров окна интереса –

анализируемого участка фотографии ФАГД. При этом в задачу классификации входит выбор параметров изображения сегмента, характеризующего «окно интереса».

При выборе таких параметров наиболее релевантным диагностическим признаком является коэффициент интенсивности точки фильтрации (КИ) - отношение флюоресценции точки интереса (точка в зоне «окна интереса») к средним показателям флюоресценции ретинальных капилляров. Полученный КИ (в условных единицах) откладывали по оси x , время флюоресценции (в минутах) - по оси y [3].

Этот известный метод может быть модифицирован с учетом специфики работы автоматизированной системы. В «зоне интереса» на фотографии ФАГД выделяем окно, в котором определяем некоторый вектор, характеризующий интенсивность яркости пикселей в этом окне. Компонентами вектора могут быть мода, математическое ожидание, среднеквадратическое отклонение яркости пикселей в окне.

Проиллюстрируем метод анализа ФГД на основе НСМ на примере анализа ФАГД, представленных на рисунке 1. На этом рисунке показан один и тот же снимок ФАГД, но с разными выделенными окнами интереса [4]. В принципе снимков, разнесенных во времени, можно использовать значительно больше. На приведенных снимках патологический сегмент – друзы. Друзы офтальмоскопически представляют собой округлые или овальные светло-желтые субпигментные очажки. Их размеры различны, они могут быть точечными или сливными, с нечеткими границами. Друзы не вызывают снижения зрительных функций. На флюоресцентных ангиограммах друзы начинают флюоресцировать на ранних фазах с угасанием флюоресценции в позднюю венозную фазу.

На рисунке 1,а показаны само изображение ФАГД с указанием дислокации окна прямоугольной формы, размеры и координаты которого устанавливаются в интерактивном режиме. Яркостной характеристикой окна является его гистограмма яркости, которая показана в правой части рисунка 1. Гистограммы состоят из 14 элементов, которые используются в качестве информативных признаков на входе нейронной сети прямого распространения. Выбрав фотографию ФАГД с теми же координатами окна, но полученную в другой момент времени, получаем иную гистограмму яркости. На рисунке 1,б внизу справа показана гистограмма, полученная в другом окне интереса с другими координатами и тем же размером для того же самого изображения ФАГД.

Таким образом, каждое «окно интереса» описывается 14-элементным вектором, компоненты которого являются отсчетами гистограммы яркости пикселей в окне. Так как яркость изменяется от снимка к снимку, то есть зависит от времени, то каждое окно интереса характеризуется множеством гистограмм

$$\left[\begin{array}{c} [Hg(t_1)] \\ [Hg(t_2)] \\ \dots \\ [Hg(t_k)] \\ \dots \\ [Hg(t_K)] \end{array} \right], \quad (1)$$

где $k=1,2\dots K$, номер снимка ФАГД, ранжированный во времени, K -число снимков, используемых для диагностики ФАГД.

В задачах распознавания и классификации сегментов на фотографическом изображении ФАГД нестационарность наблюдаемого процесса определяется тем, что исследуемое изображение освещается неравномерно в зависимости от дислокации исследуемого сегмента. Следовательно, меняется фон изображения. Кроме того, одна и та же патология может быть распределена по различным сегментам, следовательно, каждой патологии в таком случае соответствует множество гистограмм яркости в один и тот же момент времени, которые определяются параметром дислокации m , характеризующим размер и координаты окна интереса.

Использование многослойных персепtronов для классификации таких изображений является затруднительным в связи с тем, что дополнительное обучение многослойного персептрона в некоторой области признакового пространства (области на фотографическом снимке) приводит к потере обученного состояния в другой рабочей области нейронной сети, что не позволяет использовать этот тип нейронных сетей в задачах реального времени. Поэтому при проектировании нейронных сетей для классификации ФАГД воспользуемся нейронными сетями с макрослоями (НСМ).

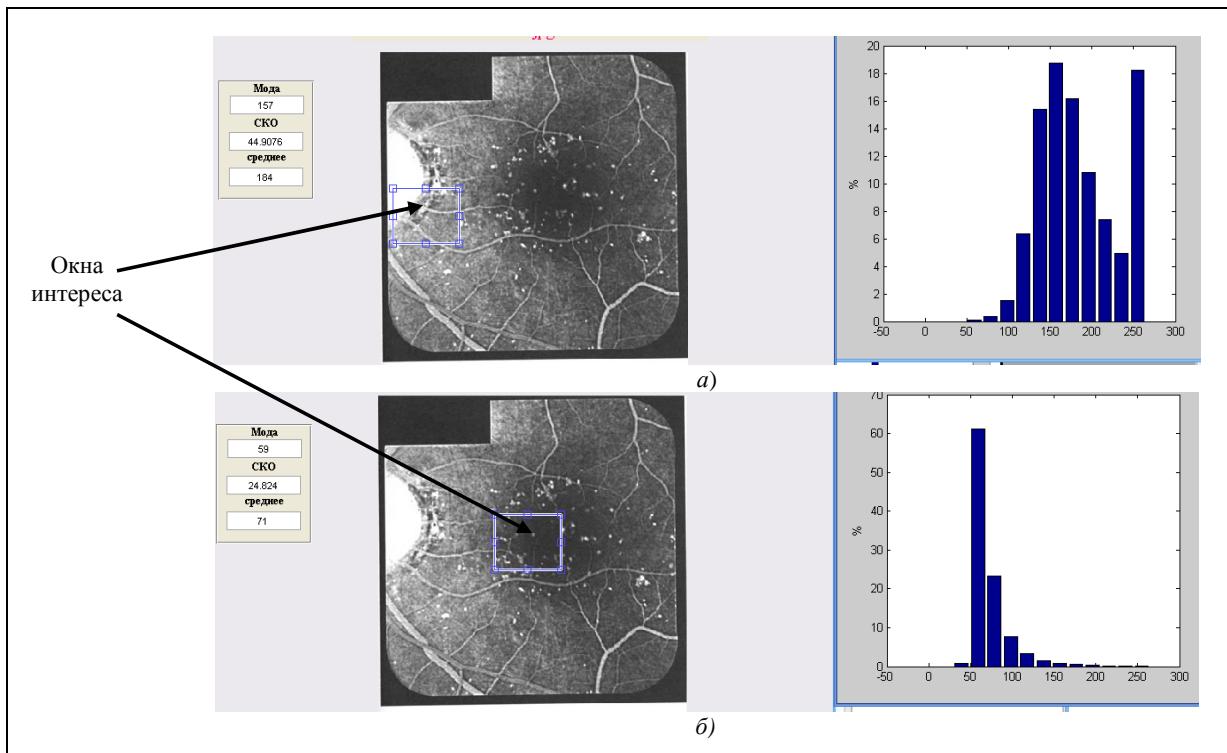


Рисунок 1 — Фрагменты окна автоматизированной системы при флюоресценции твердых друз в центральной зоне глазного дна, полученные в поздней фазе, и соответствующие гистограммы яркости, полученные в выделенных окнах интереса — справа

Остановимся более подробно на структурно-функциональной организации НСМ, предназначеннной для анализа ФАГД. Отметим, что в задачи НСМ входит отнесение фрагмента фотографии ФАГД (окна интереса) к одной из заданных патологий. Интегральная оценка ФАГД в данном случае не рассматривается. Принятие решений осуществляется на основе множества фотографий ФАГД, полученных в различные моменты времени. За каждую патологию ℓ , определяемую по k -й фотографии, отвечает нейронная сеть прямого распространения $NET_{\ell k}$. Если выделяются L патологий, то для каждого момента времени t_k получаем макрослой, содержащий столько нейронных сетей прямого распространения, сколько патологий глазного дна выделяется данной НСМ. Число макрослоев определяется числом дискретов времени K , в которых фиксируется кадр изображения ФАГД. Так как решения о принадлежности окна интереса к заданной патологии принимаются в каждом из K слоев НСМ, то НСМ должна иметь $K+1$ слой. Выходной слой предназначен для агрегирования решений, принимаемых в каждом слое, и тоже выполняется в виде макрослоя нейронных сетей прямого распространения.

Структурная схема НСМ, выполняющая все вышеперечисленные функции, представлена на рисунке 2.

Каждая нейронная сеть в макрослоях настраивается по алгоритму обратного распространения ошибки [5]. Вначале настраиваются нейронные сети в K первых слоях, в качестве обучающих выборок для которых используются гистограммы, примеры которых представлены на рисунках 1,а и 1,б. После их настройки осуществляется настройка нейронных сетей выходного слоя.

Для работы НСМ необходима база данных, в которой выделено три блока: база изображений, база моделей нейронных сетей и база обучающих выборок. База изображений содержит изображения, которые необходимо либо анализировать, либо изображения, предназначенные для формирования обучающих выборок.

База моделей нейронных сетей формируется в процессе настройки нейронных сетей в соответствующих слоях НСМ. Входной информацией для формирования обучающей выборки для настройки этих сетей служат гистограммы окон интереса с известными патологиями (рисунок 1). Каждому окну интереса в обучающей выборке соответствует две записи, относящиеся к двум уровням базы данных. Эти записи используются последовательно: сначала первая для настройки нейронной сети, расположенной в одном из первых K первых слоях, а затем вторая, для настройки

одной из нейронных сетей выходного слоя. Каждая запись имеет две группы полей, причем первые группы полей в записях различных уровней, но относящихся к одному и тому же окну интереса, идентичны. В эту группу входят два поля: номер кадра и номер класса патологии. Во вторую группу полей входят атрибуты изображения ФАГД, например, гистограммы яркости.

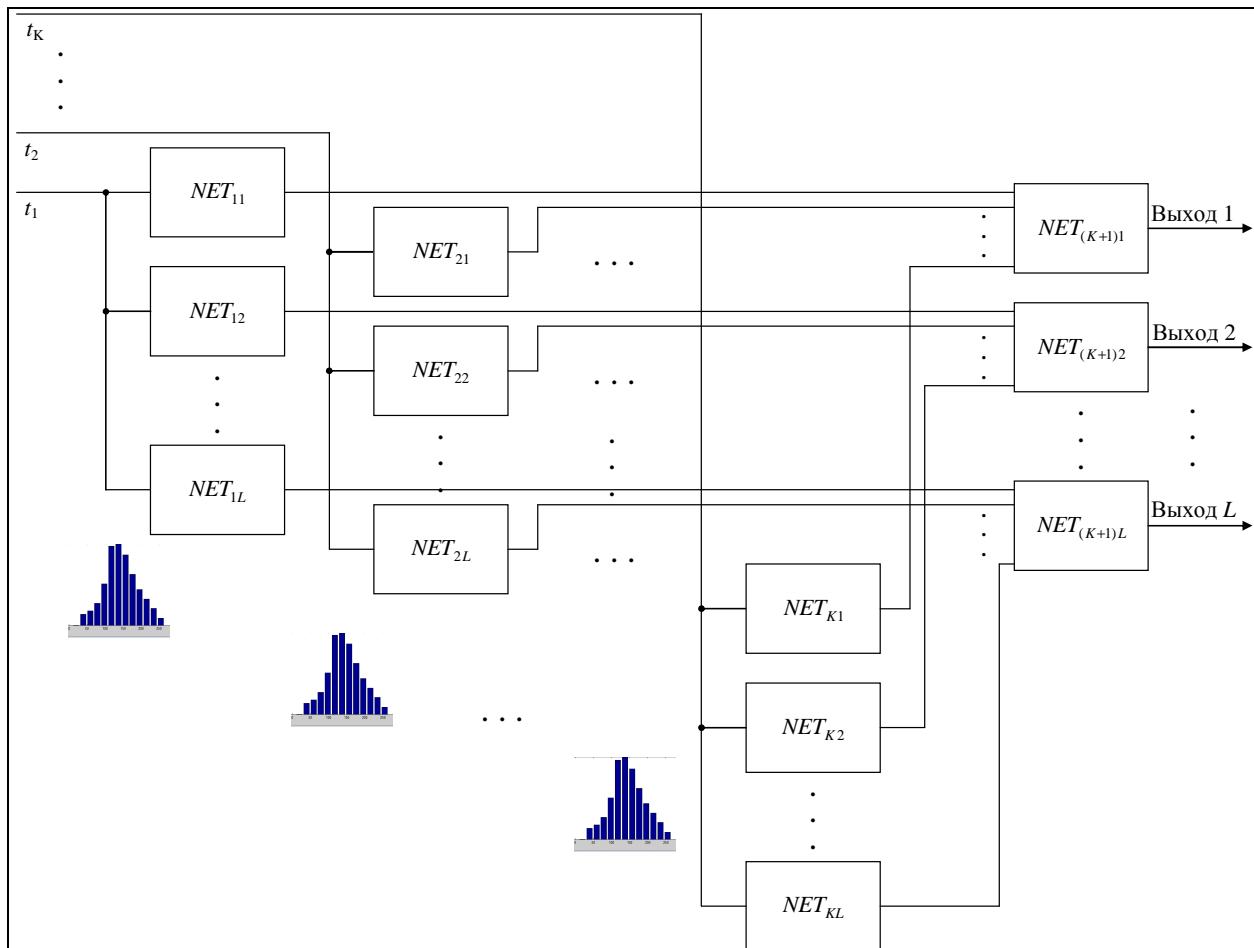


Рисунок 2 – Структурная схема нейронной сети с макрослоями, предназначеннной для анализа флюоресцентных ангиограмм глазного дна: на вход нейронных сетей одного и того же макрослоя в режиме классификации подается один и тот же сигнал, соответствующий состоянию окна интереса в кадре, соответствующему данному макрослою

Для заполнения полей записей второго уровня необходимо, чтобы на входы нейронных сетей первых K слоев поступали данные, хранящиеся в соответствующих полях первой записи и имеющие один и тот же класс патологии. Выходные значения нейронных сетей K первых макрослой заносятся в соответствующие поля второй записи.

После того, как такая процедура выполнена для всех записей первого уровня, обучающая выборка для выходного макрослоя сформирована. Следовательно, процессы получения модели НСМ и формирования обучающей выборки совмещены.

Таким образом, разработана структурно-функциональная модель НСМ и алгоритмы ее настройки, предназначенная для классификации флюоресцентных ангиограмм глазного дна, отличающаяся параллельно-последовательным включением нейронных сетей прямого распространения, настроенных на классификацию патологических сегментов по пространственно-яркостным характеристикам пикселей изображения, позволяющая реализовать интеллектуальную поддержку анализа изображений глазного дна.

Работа выполнена в рамках реализации федеральной целевой программы «Научные и научно-педагогические кадры инновационной России» на 2009 – 2013 годы (контракт № 424)

Библиографический список

1. Кацельсон Л.А., Лысенко В.С., Балишанская Т.И. Клинический атлас патологии глазного дна - Издательство: ГЭОТАР-Медиа, 2008. 120 с.
2. Филист С.А., Пихлап С.В., Томакова Р.А. Нечеткие нейросетевые структуры для сегментации изображений глазного дна //Вестник Воронежского государственного технического университета. Воронеж, 2009. Т.5. №4. С.42-45.
3. Сафарли Н.Н., Щёголева И.В., Будзинская М.В., Киселёва Т.Н., Киселев Г.Л. Метод количественной оценки интенсивности флюоресценции в определении активности хориоидальной неоваскуляризации// Практикующий врач. М. 2007. №6. С.101-102.
4. Коскас, Г. Комплексная диагностика патологии глазного дна/ Г. Коскас, Ф. Коскас, А. Зурдан. – М.: Практическая медицина. 2007. – 469 с.
5. Хайкин, С. Нейронные сети: полный курс / С. Хайкин. – М.: ООО «И.Д. Вильямс», 2006. 1104 с.

NEURAL NETWORKS WITH MACROLAYERS FOR CLASSIFICATION OF EYEGROUND FLUORESCENT ANGIOGRAPHS

Tomakova R.A., Nasser A.A., Filist S.A.
South-West State University, SFilist@gmail.com

The article considers structural-functional model network with macrolayers (NNM) and gives algorithms of its adjustment. There have been developed algorithms meant for automated system of analysis and classification of pathologies on the basis of eyeground fluorescent angiographs (EFA). The window is selected in the “interest zone” in the EFA photo, the window which is described by 14-elements vector, components of which are readings of histograms of pixels brightness in the window. Macrolayer is obtained for each instant time. This macrolayer contains as many neural network of direct spreading as many eyeground pathologies are selected by the given NNM. Block diagram of NNM is also given here. Each neural network in macrolayers is adjusted according to the algorithm of the error of inverse spreading. Data base containing three units: base of images, base of neural network models and base of educational sampling has been developed for NNM performance. The developed model of neural network with macrolayers allows to realize intellectual support for analysis of eyeground images.



РАЗРАБОТКА АЛГОРИТМА АНАЛИЗА МИКРОСКОПИЧЕСКИХ ИЗОБРАЖЕНИЙ ГИСТОЛОГИЧЕСКИХ ПРЕПАРАТОВ КОРЫ ГОЛОВНОГО МОЗГА ЧЕЛОВЕКА

Холмова М.А., Артюхова О.А.
Московский государственный технический университет им. Н.Э. Баумана,
masha_xo@mail.ru, olga.artukhova@mail.ru

Важнейшими функциями нервной системы в организме человека является управление деятельностью целостного организма и координация процессов, протекающих в организме в зависимости от состояния внешней и внутренней среды [1]. Кора полушарий головного мозга представлена серым веществом толщиной 1,5–4,5 мм, расположенным на периферии. Кора представлена в различных отделах 5–8 клеточными слоями. В каждом слое располагаются, помимо клеток, их отростки. Все эти структуры в различных отделах полушарий выполняют функции корковых анализаторов, осуществляющих высшие функции нервной системы, т.е. анализ и синтез всех раздражений, поступающих из внутренней и внешней среды, и выработку ответных реакций, регулирующих любые виды деятельности организма.

В последние годы получила распространение концепция модульного устройства коры головного мозга, согласно которой структурно-функциональной единицей коры является модуль – вертикальная цилиндрическая колонка диаметром 250–300 мкм. Многочисленные исследования гистологических препаратов коры головного мозга человека показали, что структура миниколонок

существенно изменяется с возрастом (рисунок 1), а также при наличии различных психических заболеваний [2].

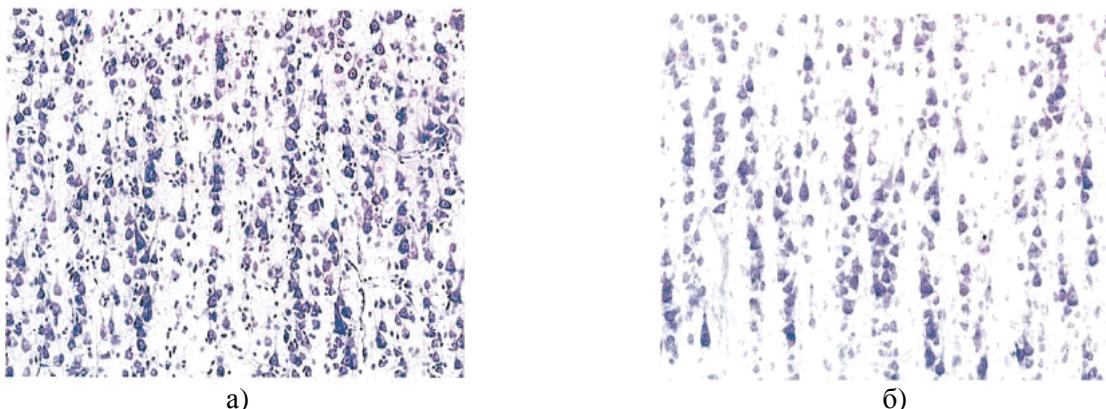


Рисунок 1 – Изображения гистологических препаратов коры головного мозга людей разных возрастов:

а) Изображение миниколонок девятилетнего ребёнка, б) Изображение миниколонок человека в возрасте 67 лет

Анализ изменений, происходящих в коре головного мозга при развитии психических заболеваний, возможен на основе количественных морфометрических исследований микроскопических изображений гистологических препаратов коры головного мозга человека. При ручной микроскопии успех по большей части зависит от усердия и подготовленности лаборанта. Автоматизация микроскопии медико-биологических препаратов позволяет решить данную проблему, а также устранить такие недостатки ручного метода, как субъективность, высокая трудоемкость и времязатратность исследования [3]. Таким образом, создание системы автоматизированного анализа микроскопических изображений гистологических препаратов коры головного мозга человека является несомненно актуальной задачей. Целью настоящей работы является разработка алгоритма сегментации изображений данных препаратов.

Исходное изображение представлено на рисунке 2. На изображении крупные треугольные объекты являются пирамидными нейронами, а более тёмные округлые – олигоцитами (клетками нервной ткани, выполняющими важную роль в миелинизации нервных волокон).

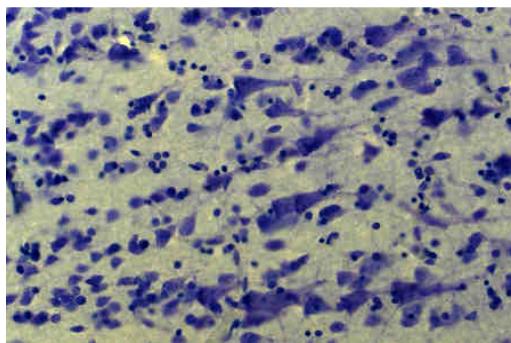


Рисунок 2 – Исходное изображение

Предложенный процесс обработки изображения состоит из следующих этапов:

- 1) переход к полутоновому изображению;
- 2) пороговая бинаризация изображения для его разделения на области клеток и фона;
- 3) сегментация областей клеток на пирамидные нейроны и олигоциты с использованием кластеризации по методу k-средних.

В ходе проведенных исследований было принято решение использовать цветовой канал Н пространства HSV для перехода к полутоновому изображению (рисунок 3 а). В результате бинаризации этого изображения по автоматически вычисляемому порогу и последующей морфологической обработки находятся маски клеток на изображении препарата (рисунок 3 б).

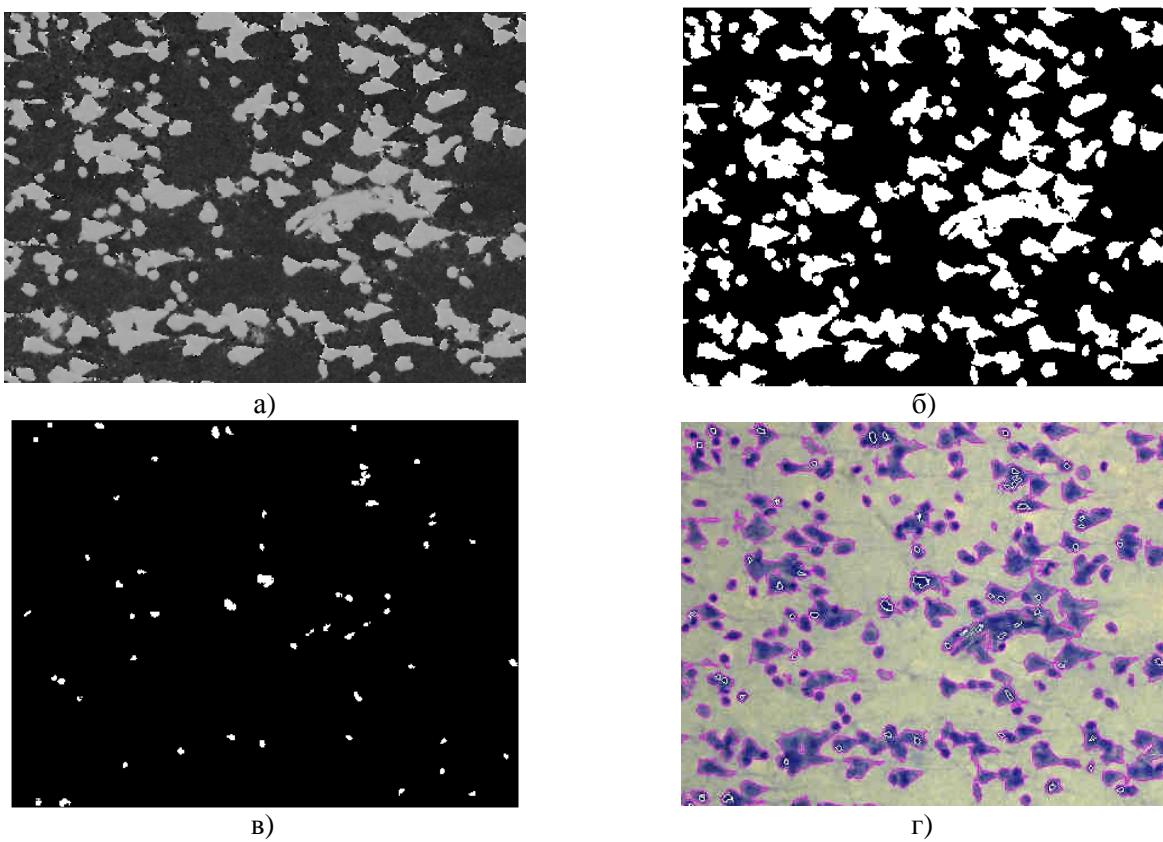


Рисунок 3 – Этапы и результат сегментации изображения:

а) полутонаовое изображение, б) результат пороговой бинаризации клеток, в) результат сегментации олигодендроцитов, г) итоговый результат сегментации пирамидных нейронов и олигодендроцитов

Клетки, сегментированные в ходе второго этапа обработки изображения, в дальнейшем разделяются на два класса: пирамидные нейроны и олигодендроциты – с использованием кластеризации по методу k-средних [4]. При этом используется информация об интенсивности пикселей, принадлежащих клеткам, в цветовых каналах R и G пространства RGB, в цветовом канале S пространства HSV, цветовом канале S канала HSI и цветовом канале L пространства Lab. Результат сегментации олигодендроцитов на анализируемом изображении приведен на рисунке 3 в. На рисунке 3 г представлен результат итоговой сегментации пирамидных нейронов и олигодендроцитов.

Разработанный алгоритм демонстрирует удовлетворительное качество работы, однако в ходе дальнейших исследований планируется усовершенствовать процесс морфологической обработки изображения для удаления тёмных объектов, ошибочно относимых к олигодендроцитам, а также разработать метод количественного описания структуры миниколонок для анализа различий в их строении в норме и при психических заболеваниях.

Библиографический список

1. Гайворонский И.В., Ничипорук Г.И., Гайворонский А.И., Виноградов С.В. Основы медицинских знаний. – СПб.: Изд-во «Элби-СПб», 2002. – 293 с.
2. Краснощекова Е.И. Модульная организация нервных центров. – СПб.: Изд-во СПбГУ, 2007. – 130 с.
3. Медовый В.С., Парпара А.А., Пятницкий А.М., Соколинский Б.З., Демьянов В.Л. Обзор методик автоматизированной микроскопии биоматериалов. Клиническая лабораторная диагностика. – 2006. – № 7. – С.15-20.
4. Гонсалес Р., Вудс Р., Эддинс С. Цифровая обработка изображений в среде MATLAB. – М.: Техносфера, 2006. – 616 с.

ALGORITHM ELABORATION FOR MICROSCOPIC IMAGE ANALYSIS OF HUMAN CEREBRAL CORTEX HISTOLOGICAL PREPARATIONS

Kholmova M.A., Artyukhova O.A.
Bauman Moscow State Technical University
masha_xo@mail.ru, olga.artukhova@mail.ru

The problem of human cerebral cortex structural changes associated with schizophrenia and mood disorders is considered. An automated algorithm of pyramidal neurons and oligodendrocytes segmentation in microscopic images of histological preparations is elaborated.

ГИБРИДНЫЕ ТЕХНОЛОГИИ ДЛЯ АНАЛИЗА СЛОЖНОМОДУЛИРОВАННЫХ СИГНАЛОВ В СРЕДЕ MATHCAD 14

Волков И.И., Ефремов М.А., Шаталова О.В.
Юго-Западный государственный университет
SFlist@gmail.com

При исследовании и идентификации сложных систем возникает необходимость выделять скрытые периодичности, обусловленные сложной модуляцией ведущего системного ритма [1]. С этой целью могут быть использованы структурные функции модулированных нестационарных сигналов, соответствующих определенным системным ритмам [2].

Полагаем, что нестационарные процессы, нестационарность которых обусловлена тем, что часть системных ритмов не попадает в окно наблюдения, являются случайными процессами со стационарными приращениями и относятся к классу случайных процессов, нестационарных по математическому ожиданию. Основной характеристикой случайного процесса со стационарными приращениями является структурная функция, отсчет с номером j которой для сигнала $X(t)$:

$$S_x k(\tau_j^k) = \frac{1}{N_k} \sum_{i=1}^{N_k} [X(k, t(i) + \tau_j^k) - X(k, t(i))]^2, \quad (1)$$

где k -номер исследуемого системного ритма, N_k -число отсчетов на апертуре структурной функции с номером k .

Число $\tau_j^k = j \cdot \Delta_k$ принимает столько значений, сколько необходимо получить отсчетов структурной функции (1) для сигнала $X(k, t)$ [3].

Такой метод выделения медленных волн из сложоструктурируемого сигнала применим в том случае, если частоты модуляции разнесены достаточно далеко друг от друга. Кроме того, при использовании этого метода селекции медленных волн качество селекции определяется соотношением Δ_k и частотой ведущего ритма. Так как ведущим ритмом является, как правило, квазипериодический процесс, то подобрать оптимальное соотношение между этими параметрами весьма сложно.

Если модулирующий сигнал является полигармоническим сигналом, состоящий из кратных гармоник или гармоник близких к кратным, то такой метод не может быть использован, так как оптимальный Δ_k для оной модулирующей гармоники не может быть оптимальным для другой гармоники из гармоник, составляющих медленную волну. Поэтому использования только структурного анализа не позволяет надежно определить как период медленной волны, так и ее гармонический состав.

В связи с вышеизложенным, было предложено наряду со структурным анализом использовать спектральный анализ и объединить две парадигмы в одну гибридную технологию для анализа сложномодулированных сигналов. С этой целью в среде Mathcad 14 разработано программное обеспечение для исследования структурных функций сложных объектов, позволяющее вычислять их на одинаковых апертурах наблюдения и с фиксированным числом отсчетов. Оно позволяет формировать пространство информативных признаков для блока принятия решений на основе «кластера медленных волн» [3], моделировать нестационарные сигналы с различным соотношением

сигнал/помеха и исследовать влияние параметров оцифровки нестационарного сигнала на качество его анализа.

Для получения модели сложномодулированного сигнала использовалась формула (2), в которой ведущий ритм f_1 модулировался тремя частотами f_2, f_3 и f_4 .

$$X(t) := [(1 + \zeta_1 \sin(2\pi \cdot f_2 \cdot t)) \cdot \sin(2\pi \cdot f_1 \cdot t) + (1 + \zeta_2 \cdot \sin(2\pi \cdot f_3 \cdot t)) \sin(2\pi \cdot f_1 \cdot t) + (1 + \zeta_3 \cdot \sin(2\pi \cdot f_4 \cdot t)) \sin(2\pi \cdot f_1 \cdot t)] \quad (2)$$

Глубину модуляции по каждой гармонической составляющей модулирующего сигнала определяет параметр ζ . Переходя от непрерывной функции (2) к дискретной функции (3), получаем график модельного сигнала, представленный на рисунке 1.

$$G_i := X(t(i)) \quad (3)$$

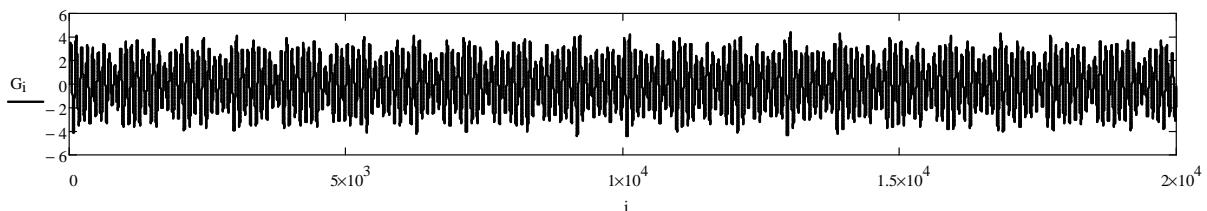


Рисунок 1 – График моделируемого сложномодулированного сигнала

Структурная функция сигнала (3), определенная по формуле

$$Sx(\tau) := \frac{1}{M-1} \cdot \sum_{j=0}^{M-1} (Z_{j+\tau} - Z_j)^2, \quad (4)$$

где $Z_i := G_i + Y_i$,

а Y некоторая случайная величина, распределенная по нормальному закону, например, $Y := \text{norm}(N, 0.2, 0.3)$, (5)

представлена на рисунке 2.

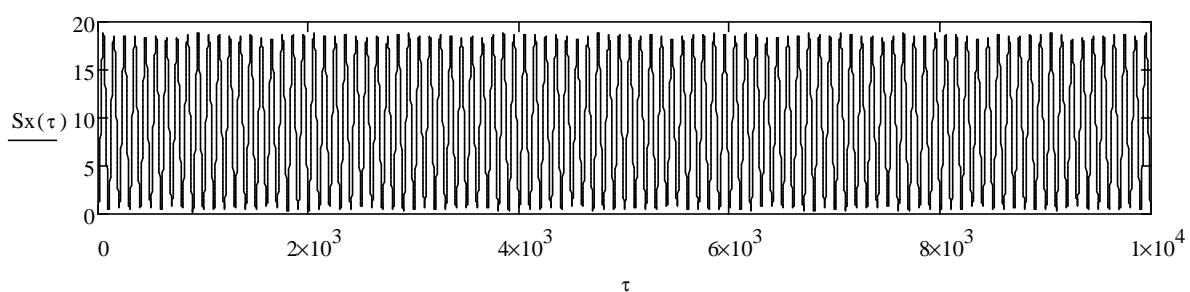


Рисунок 2 – Структурная функция сложномодулированного сигнала

Координаты, в которых вычисляется структурная функция, вычисляются как

$$\tau = 0 \dots M-1, \quad (7)$$

где величина M определяется по формуле

$$M := \text{floor}\left(\frac{N}{2}\right), \quad (8)$$

а величина N по формуле

$$N := \text{floor}\left(\frac{T}{\Delta}\right), \quad (9)$$

где Δ – частота дискретизации исходного сигнала.

Количество отсчетов структурной функции на интервале T для ведущего ритма N_1 и для медленной волны N_2 определяется согласно формулам (7).

$$N1 := \text{floor}\left(\frac{T}{2\Delta 1}\right), \quad N2 := \text{floor}\left(\frac{T}{2\Delta 2}\right), \quad (10)$$

где $\Delta 1$ – шаг дискретизации ведущего ритма, $\Delta 2$ – шаг дискретизации медленной волны.

Путем прореживания отсчетов сигнала, представленного на рисунке 2, можем получить структурную функцию медленной волны любого порядка при условии оптимального подбора шага прореживания. В связи с полигармоническим характером модулирующего сигнала оптимальный шаг прореживания подобрать не представляется возможным. Использование оконного преобразование Фурье также не дает ожидаемых результатов. На рисунке 3 представлен спектр Фурье структурной функции (4) сигнала (3), определенный в окне M. Спектр определялся согласно формуле (11).

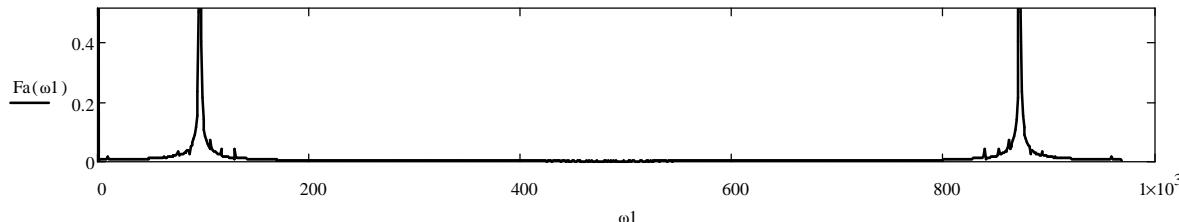


Рисунок 3 – Спектр Фурье структурной функции сложномодулированного сигнала

$$Fa(\omega_1) := \sqrt{(\text{Re}(F1_{\omega_1}))^2 + (\text{Im}(F1_{\omega_1}))^2}, \quad (11)$$

где $F1 := \text{CFFT}(v)$, $V_{\eta 1} := Sx(\theta 1 \cdot \eta 1)$, $\eta 1 := 0..M1 - 1$, $\omega 1 := 0..M1 - 1$, а величина θ определяется как

$$\theta 1 := \text{floor}\left(\frac{\Delta 1}{\Delta}\right). \quad (12)$$

Число отсчетов в спектре ведущего ритма M1 определяется согласно формуле

$$M1 := M \cdot \frac{\Delta}{\Delta 1}. \quad (13)$$

Анализируя представленную на рисунке 2 спектрограмму, можем сделать заключение, что на интервале наблюдения сигнала возможно выделить только ведущий ритм, тогда как гармоники модулирующего сигнала являются скрытыми.

Структурная функция ведущего ритма определяется путем прореживания структурной функции (4)

$$Sx1(\tau 1) := Sx(\tau 1), \quad (13)$$

где

$$\tau 1 := 0, \text{floor}\left(\frac{\Delta 1}{\Delta}\right)..M - 1. \quad (14)$$

Величина шага прореживания определяется найквистовской частотой дискретизации ведущего ритма. Ориентировочно величину $\Delta 1$ можно выбрать таким образом, чтобы на интервале волны ведущего ритма было десять отсчетов (в случае, если ведущий ритм является гармоническим сигналом). График структурной функции ведущего ритма, полученный исходя из этих соображений, представлен на рисунке 4. Фактически он повторяет график рисунок 2, но с меньшим количеством отсчетов.

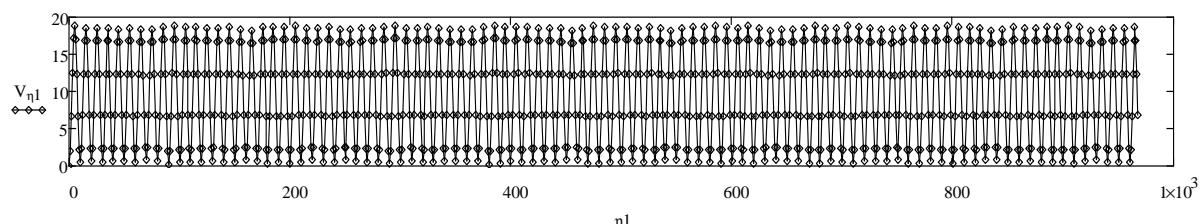


Рисунок 4 – Структурная функция ведущего ритма

Структурную функцию медленной полигармонической волны определяем как

$$V2_{\eta_2} = \sup \{V_{\theta_2, \eta_2+j}\}_j, \quad (15)$$

где

$$\eta_2 := 0..M2 - 1 - 10; j=0, 1, 2, \dots, 10; \theta_2 := \text{floor}\left(\frac{\Delta 2}{\Delta 1}\right) M2 := M \cdot \frac{\Delta}{\Delta 2}.$$

На рисунке 5 представлен график структурной функции медленной волны сложномодулированного сигнала, полученный согласно уравнению (15) для сигнала (3).

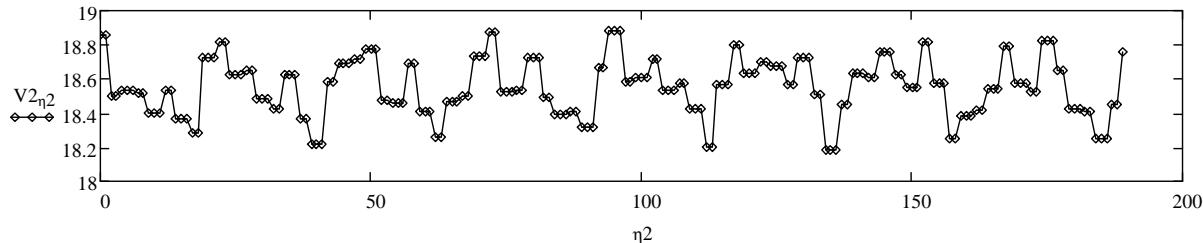


Рисунок 5 – Структурная функция медленной волны

Для выделения медленной волны сложномодулированного сигнала воспользуемся оконным преобразованием Фурье:

$$F2 := \text{CFFT}(V2),$$

$$Fa2(\omega_2) := \sqrt{(\text{Re}(F2_{\omega_2}))^2 + (\text{Im}(F2_{\omega_2}))^2}, \quad (16)$$

где $\omega_2 := 0..M2 - 1 - 10$.

На рисунке 6 представлен спектр структурной функции медленной волны сложномодулированного сигнала при шаге дискретизации медленной волны 1 с. Максимальная частота гармоники, входящей в модулирующий сигнал, составляет 0,3 Гц. Модулирующий сигнал состоит из трех гармоник с частотами 0,3; 0,2 и 0,1 Гц. Кроме трех модулирующих гармоник в спектре медленной волны присутствует составляющая, связанная с ведущим ритмом.

Таким образом, в результате проведенных исследований были разработаны гибридные технологии для анализа сложномодулированных сигналов. Для выделения из сложномодулированного сигнала параметров медленной волны было предложено использовать структурные функции медленных волн с их последующим спектральным анализом. Для этого был построен иерархический алгоритм выделения структурных функций медленных волн сложномодулированного сигнала, заключающийся в том, что сначала определяется структурная функция всего сигнала, а затем, на основе априорных данных о величине медленных волн, последовательно определяются структурная функция ведущего ритма и последующие медленные волны. На каждом этапе реализации алгоритма осуществляется оконное преобразование Фурье найденной структурной функции медленной волны. Полученные спектральные составляющие используются для формирования пространства информативных признаков при гомеостатическом моделировании сложных систем.

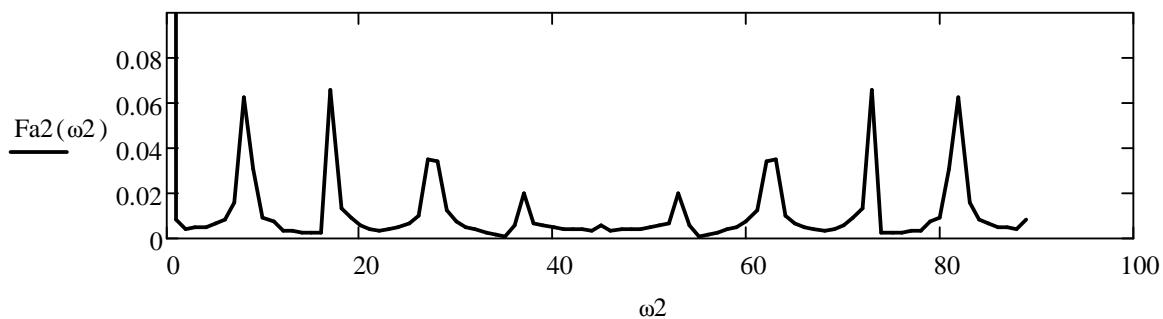


Рисунок 6 – Спектр Фурье структурной функции медленной волны сложномодулированного сигнала

Для моделирования процесса гибридного анализа сложных системных ритмов использовалась среда MATHCAD 14.

Работа выполнена в рамках реализации Федеральной целевой программы «Научные и научно-педагогические кадры инновационной России» на 2009 – 2013 годы.

Библиографический список

1. Филист С.А. Многомерная частотная селекция в задачах анализа медленных волн / А.П. Белобров, А.А. Кузьмин, С.А. Филист // Биомедицинская радиоэлектроника. 2010. №2. С.4-10.
2. Прохоров С.А., Графкин В.В. Структурно-спектральный анализ случайных процессов/ СНЦ РАН, 2010. 128с.
3. Белобров, А.П. Нейронная сеть для анализа структурных функций медленных волн / А.П. Белобров //Медико-экологические информационные технологии-2010: сборник материалов XIV междунар. научн.-техн. конф. Курск: ЮЗГУ, 2011. С.31-42.

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

South-West state university

SFilist@gmail.com

In work hybrid technologies for the analysis of the difficult modulated signals are considered. For allocation from the difficult modulated signal of parameters of a slow wave it was offered to use structural functions of slow waves with their subsequent spectral analysis. The hierarchical algorithm of allocation of structural functions of slow waves of the difficult modulated signal, being that structural function of all signal at first is defined was for this purpose constructed, and then, on the basis of aprioristic data on size of slow waves, structural function of a leading rhythm and the subsequent slow waves consistently are defined. At each stage of realization of algorithm Fourier's window transformation of the found structural function of a slow wave is carried out. The received spectral components are used for formation of space of informative signs at homeostatic modeling of difficult systems.



МОДЕЛЬ ИДЕНТИФИКАЦИИ СИТУАЦИЙ НАРУШЕНИЯ ФУНКЦИОНИРОВАНИЯ ВОДНОЙ ЭКОСИСТЕМЫ ПОД ВОЗДЕЙСТВИЕМ ТЯЖЕЛЫХ МЕТАЛЛОВ

Шикульская О.М., Юречко М.А., Юречко И.А.

Астраханский государственный университет, г. Астрахань,
shikul@mail.ru, marinamore@bk.ru

Из-за обвального спада численности осетровых рыб Волго-Каспийского бассейна в последние 10-15 лет резко сократились масштабы естественного воспроизводства. В таких условиях практически единственной возможностью является наращивание объемов искусственного воспроизводства осетровых, а также формирование «одомашненных» популяций осетровых рыб, что невозможно без совершенствования биотехнологии выращивания. Существует проблема бесконтрольного применения микроэлементов в рыболовстве без учета содержания их в среде обитания рыб и в их организмах. Для эффективного воспроизводства рыб необходимо создание оптимального биогеохимического фона в искусственных пресноводных аквакомплексах, предназначенных для содержания и выращивания рыб [1], что требует проведения исследований по выявлению особенностей миграции химических элементов в естественных и искусственных экосистемах с целью приближения искусственных условий обитания осетровых рыб по биогеохимическому фону к естественным. С другой стороны, необходимость исследования динамики содержания металлов в водных экосистемах и изучения физиологического состояния рыб в естественных водоемах Нижней Волги обусловлена повышенным уровнем содержания тяжелых металлов в воде. В настоящее время учеными Астраханского государственного университета проводятся исследования в этом направлении [2, 3].

Анализ влияния тяжелых металлов

Влияние тяжелых металлов на живые организмы водной экосистемы неоднозначно и определяется их концентрацией. С одной стороны, они являются сильнейшими токсикантами. С

другой стороны, многие из них, представляют собой микроэлементы, необходимые для обеспечения метаболизма рыб. Находясь в природных водах даже в сравнительно невысоких концентрациях, тяжелые металлы могут оказывать на водные организмы токсическое воздействие, сопровождающееся поражением физиолого-биохимических систем. Кроме того, не всякое количество металла, превышающее предельно допустимую концентрацию, вызывает расстройство экосистемы. При оценке способности экосистемы сопротивляться внешнему токсическому воздействию принято говорить о буферной емкости экосистемы. Под буферной емкостью пресноводных экосистем по отношению к тяжелым металлам понимают такое количество металла-токсиканта, поступление которого существенно не нарушает естественного характера функционирования всей изучаемой экосистемы. Таким образом, состояние водной экосистемы определяется концентрацией тяжелых металлов и адаптивной способностью среды.

В.И. Воробьевым разработаны (1968, 1979, 1982, 1993, 2007, 2011 гг.) фундаментальные принципы биогеохимической и эколого-физиологической парадигмы изучения роли минеральных веществ (макро- и микроэлементов) в водных экосистемах и их применения в аквакультуре [4].

Адаптивная способность водной экосистемы зависит от формы нахождения тяжелых металлов в водной среде: металл в растворенной форме; сорбированный и аккумулированный фитопланктоном, то есть растительными микроорганизмами; удерживаемый донными отложениями в результате седиментации взвешенных органических и минеральных частиц из водной среды; адсорбированный на поверхности донных отложений непосредственно из водной среды в растворимой форме; находящийся в адсорбированной форме на частицах взвеси. На формы нахождения тяжелых металлов в водах оказывают влияние гидробионты (например, моллюски), комплексообразующие реагенты, переводящие тяжелый металл в нетоксичную или мало токсичную форму [5,6]. Интенсивность образования нерастворимых комплексов, расширяющих буферную зону, зависит от объема биомассы, определяемого природно-климатическими условиями (температурой воды, сезоном). Другие компоненты водной среды, взаимодействующие с тяжелыми металлами, образуют органические растворимые соединения, значительно увеличивая токсичность тяжелых металлов. На образование высокотоксичных растворимых органических соединений тяжелых металлов влияет кислотность воды, наличие плесени. Существует еще множество других трудно учитываемых факторов, изменяющих границы буферной зоны. Все это говорит о сложности процессов, протекающих в поверхностных водах при попадании в них металлов-загрязнителей и целесообразности применения методов моделирования для исследования этих процессов.

Схема влияния факторов на содержание тяжелых металлов в водной экосистеме, построенная на основании учения А. П. Виноградова о биогеохимических провинциях, представлена на рисунке 1.

По степени влияния тяжелых металлов на водную экосистему авторы предложенной работы выделили 4 ее состояния (зоны), границы которых определяются концентрацией тяжелых металлов: дефицита микроэлементов, благоприятных условий, адаптации (буферная емкость) и интоксикации (острого и хронического воздействия). Нижняя граница зоны благоприятных условий определяется необходимой концентрацией содержания микроэлементов для обеспечения метаболизма рыб. За верхнюю границу этой зоны в первом приближении можно принять предельно допустимую концентрацию (ПДК) тяжелого металла [7,8]. Однако для более точного моделирования нужно учесть адаптацию различных видов рыб к условиям внешней среды. В этом случае она будет зависеть от видового состава рыб. Верхняя граница буферной зоны (зоны адаптации) зависит от множества факторов и может сильно варьировать в зависимости от состава вод, природно-климатических условий и вида рыб. Выработка эффективного управляющего воздействия на водную экосистему с целью исправления экологической ситуации возможна только при точной идентификации ее состояния. Поэтому задача моделирования степени влияния тяжелых металлов на водную экосистему заключается в идентификации ее состояния в зависимости от входных параметров, т.е. относится к классу задач на распознавание образов. В условиях неполной и / или неопределенной информации при отсутствии четких алгоритмов наиболее эффективными признаны нейронные сети. Наиболее простой вариант нейронной сети — перцептрон. Его преимущества — возможность классификации и аппроксимации границ классов, простая реализация и быстрый алгоритм. Поэтому авторами было принято решение о создании модели на основе перцептрона с модификацией его для учета особенностей рассматриваемой предметной области.

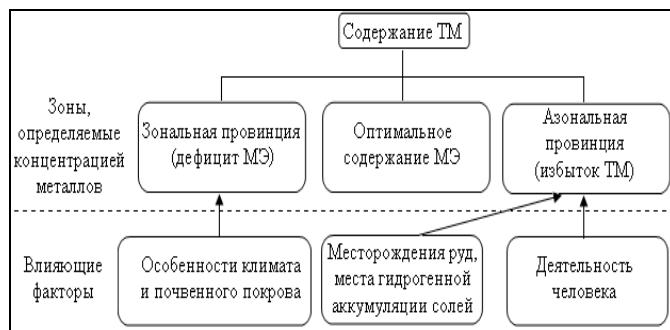


Рисунок 1 – Схема влияния факторов на образование различных типов биогеохимических провинций

Разработка модели состояния водной экосистемы

Классический перцептрон состоит из совокупности чувствительных (сенсорных) элементов (S-элементов), на которые поступают входные сигналы (рисунок 2). S-элементы связаны с совокупностью ассоциативных элементов (A-элементов), выход которых отличается от нуля только тогда, когда возбуждено достаточно большое число S-элементов, воздействующих на один A-элемент. A-элементы соединены с реагирующими элементами (R-элементами) связями, коэффициенты усиления (v) которых переменны и изменяются в процессе обучения. Взвешенные комбинации выходов R-элементов составляют реакцию системы, которая указывает на принадлежность распознаваемого объекта определенному образу (состоянию). Для каждого состояния устанавливают свой R-элемент, а выход каждого такого элемента представляет линейную комбинацию выходов A-элементов.

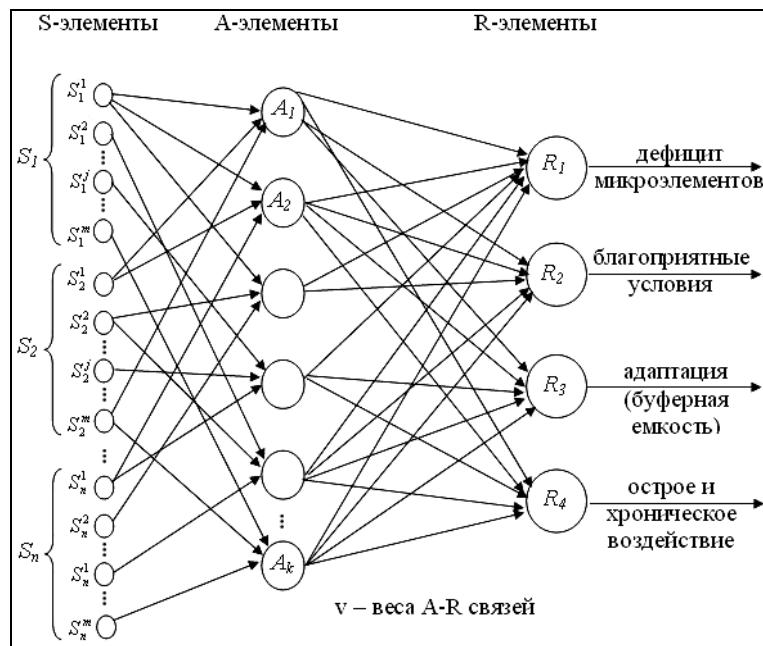


Рисунок 2 – Модель перцептрана для идентификации состояния водной экосистемы

Все входные параметры подразделяются на количественные и качественные критерии. К количественным критериям относятся температура и кислотность воды, концентрация тяжелого металла и т.п., к качественным – структура и состав водной среды. Качественные критерии определяются экспертами. Каждому значению качественного критерия ставится в соответствие число. Для соизмеримости входных параметров авторами предложено сенсорные элементы S представить в виде триггеров, принимающих логическое значение: 0 или 1. С этой целью непрерывная шкала числовых критериев разбивается на диапазоны при предварительной настройке перцептрана. S-элементы разбиваются на группы: S_1, S_2, \dots, S_n . Каждая группа S-элементов соответствует одному критерию. Каждому диапазону значений входной величины ставится в соответствие сенсорный элемент, который в процессе работы получает значение 1 в случае попадания входной величины в его диапазон и 0 — в противоположном случае. Таким образом,

непрерывная величина преобразуется в дискретную. Для каждого значения качественного критерия, приведенного к количественному показателю, также определяется свой сенсорный элемент, который работает аналогично.

В отличие от общепринятой модели перцептрана S-элементы соединяются с A-элементами не произвольно. С каждым A-элементом соединяется по одному произвольному сенсорному элементу из каждой группы элементов, т.е. с A-элементом соединяется произвольный набор значений всех критериев. Наборы значений критериев не повторяются. Для сокращения избыточных (реально не существующих) связей между S- и A-элементами в процессе обучения и работы производится анализ их возбуждения, на основе которого не работающие связи уничтожаются. Каждому R-элементу соответствует одно из четырех состояний водной экосистемы. Коэффициенты усиления v связей между A- и R-элементами вычисляются после обработки каждого эксперимента как количество случаев правильного срабатывания связей за весь период использования перцептрана. В каждом R-элементе суммируются значения v подключенных к нему связей. R-элемент, получивший через связи с A-элементами максимальное значение является идентификатором состояния водной экосистемы. Математическая модель идентификации состояния водной экосистемы IDM может быть представлена в виде следующей совокупности: $IDM = \langle O, W_{ex}, W_{bsx}, P \rangle$, где O - объект моделирования (процесс идентификации состояния водной экосистемы); W_{ex} - совокупность входных параметров; W_{bsx} - совокупность выходных параметров; P — правило перевода. Вектор входных параметров представляет собой совокупность количественных и качественных оценок водной среды: $W_{ex} := \langle \tau; \omega \rangle$, где τ — количественные оценки (показания приборов); ω — качественные показатели (экспертные оценки). Все входные параметры должны быть переведены в булевы. Для качественных показателей этот перевод осуществляется в 2 этапа, для количественных — в один. Правило перевода $P := \langle \sigma; \lambda \rangle$, где σ — правило перевода качественных показателей в количественные (шкалирование качественных показателей) $\omega \xrightarrow{\sigma(\omega)} \tau \subset N$, λ — правило перевода всех количественных оценок в булевы. Значение S-элемента определяется по формуле:

$$S_i^j = \begin{cases} 1, & \text{если } \tau \in [a; b] \vee \tau \in [a; b] \\ 0, & \text{в противном случае} \end{cases}.$$

Значение k-го A-элемента определяется по формуле:

$$A_k = \Theta_k + \sum_{i=1}^n S_i^j, \text{ где } \Theta_k \text{ — порог чувствительности A-элемента, } S_i^j \text{ может быть 0 или 1, } n \text{ — количество критериев (групп сенсорных элементов).}$$

Значение R-элемента может быть получено по следующей формуле: $R_p = \Theta_p + \sum_{K=1}^m v_{kp} A_k$, где Θ_p — порог чувствительности R-элемента, A_k — значение A-элемента, m — количество A-элементов, v_{kp} — вес связи от элемента A_k к элементу R_p

(определяется на основании опыта обучения и автоматически подстраивается в процессе адаптации). На основе модели идентификации водной экосистемы авторами разработаны функциональная (рисунок 3) и информационно-логическая модель информационной системы для исследования влияния тяжелых металлов на живые организмы.



Рисунок 3 – Диаграмма дерева узлов информационной системы для исследования влияния тяжелых металлов на живые организмы

В настоящее время авторами разрабатывается программное обеспечение по предложенной ими модели идентификации состояния водной экосистемы. Адекватность модели будет определена в процессе опытной эксплуатации информационной системы.

Библиографический список

1. Костров Б.П., Панарин А.Н. Загрязнение металлами вод и рыб среднего Каспия// первый конгресс ихтиологов России. Астрахань. М.: ВНИРО, 1997а. С.431.
2. Воробьев В.И. Эколого – биологические основы применения микроэлементов в рыбоводстве // автореф., док. биол.наук, М.: МГУ, 1982. С.21-23.
3. Воробьев Д.В. на физиологический механизм обмена цинка при его различном поступлении в организм белого амура/ Д.В.Воробьев // «Естественные науки» №1 (22) 2008г., с.18-21.
4. Воробьев Д.В., Физиологическая характеристика карповых рыб в условиях дельты р.Волги/Д.В.Воробьев,В.И.Воробьев// «Естественные науки» №1 (22)2008 г.,с.21-24
5. Шелухин Г. К., Шигапова А.Р. Некоторые результаты эколого-биохимического мониторинга осетровых в каспийском море// Экологическая физиология и биохимия рыб: Тезисы докладов. Ярославль, 2000. С. 199-200.
6. Эйхенберг Э. Взаимосвязь между необходимостью и токсичностью металлов в водных экосистемах// Некоторые вопросы токсичности ионов металлов. М.: Мир, 1993. С. 62-87.
7. Воробьев Д.В., Динамика тяжелых металлов в основных компонентах экосистем дельты р.Волги/Д.В.Воробьев, // «Естественные науки» №3 (20)2007 г.,с.11-16.
8. Воробьев Д.В., Физиолого-биохимические основы применения микроэлементов в аквакультуре /Д.В.Воробьев,В.И.Воробьев, В.И.Кириллов// Изд. ООО «ЦНЕЭП» Астрахань, 2008 г.,с.240

**MODEL IDENTIFICATION OF SITUATIONS OF VIOLATIONS OF THE FUNCTIONING
OF AQUATIC ECOSYSTEMS UNDER THE IMPACT OF HEAVY METALS**

Shikulskaia O., Yurechko M., Yurechko I.
Astrakhan State University, Astrakhan
shikul@mail.ru, marinamore@bk.ru

In work factors of influence of heavy metals on a condition ihtio-faune are analyzed and systematized, conditions of a water ecosystem are classified, the mathematical model is developed for their identification on the basis of modified perceptrone, functional and information and logical models of information system for research of influence of heavy metals on live organisms are created. Model use will allow solving a number of problems on studying of influence of heavy metals on live organisms in biogeochemical conditions of the Bottom Volga and to improvement of the ecological.

**ИСПОЛЬЗОВАНИЕ ИНФОРМАЦИОННЫХ И ИНТЕЛЛЕКТУАЛЬНЫХ
ТЕХНОЛОГИЙ В РЕФЛЕКСОДИАГНОСТИКЕ И РЕФЛЕКСОТЕРАПИИ**

Кореневский Н.А., Крупчатников Р.А., Насер А.А., Стародубцева Л.В.
Юго-Западный государственный университет
kstu-bmi@yandex.ru

В современной медицинской практике наблюдается увеличение интереса к древневосточным методам рефлексодиагностики и рефлексотерапии, опирающимся на учение об энергетическом балансе меридианых структур организма.

Однако то, что большое число рефлексотерапевтов использует древневосточный понятийный аппарат, не совпадающий с современной медицинской терминологией анатомии, физиологии и биофизики, в значительной степени снижает доверие медиков к этому направлению врачебной деятельности.

Другим препятствием к более широкому и эффективному использованию методов рефлексодиагностики и рефлексотерапии является отсутствие хорошо проработанных теоретических основ, раскрывающих механизмы взаимодействия внутренних органов с меридианными структурами, находящимися на поверхности тела человека, что значительно снижает потенциальные возможности акупунктуры.

Для устранения этих и ряда других недостатков исследуемых методов диагностики и лечения с учетом современных медицинских знаний на кафедре биомедицинской инженерии Юго-Западного государственного университета (БМИ ЮЗГУ) было разработано несколько математических моделей взаимодействия внутренних органов с биологически активными точками меридианых структур: табличные модели; модели на основе теории графов; модели, получаемые методами теории автоматического управления, и генераторные многоуровневые модели [3].

Анализ предлагаемых моделей позволил уточнить круг заболеваний, для которых методы рефлексодиагностики и рефлексотерапии наиболее эффективны. Компьютерная реализация таких моделей обеспечивает успешное решение задач прогнозирования и ранней диагностики основных, сочетанных и сопутствующих заболеваний, когда их клинические проявления практически не наблюдаются и другими методами практически не обнаруживаются. При установленном диагнозе анализ меридианых моделей позволяет уточнить степень тяжести, прогноз обострения и возможный исход заболевания. На этапе рефлексотерапии анализ энергетического разбаланса меридианых моделей позволяет составлять рациональные схемы воздействия на биологически активные точки, исключая вредные побочные влияния на состояние различных органов и систем, находящихся в сложном иерархическом взаимодействии с точкой воздействия [3]. Проведенные исследования показали, что «выводимая» на БАТ информация о состоянии внутренних структур организма имеет ряд специфических особенностей, затрудняющих выбор информативных признаков в том смысле, как это понимается в классической теории распознавания образов.

К таким особенностям относятся: вывод большого количества информации на одну точку (множество диагнозов, симптомов, синдромов); циклические изменения энергетического состояния БАТ в течение суток даже при нормальной энергетической сбалансированности меридиан; большой объем данных, который нужно анализировать, если патология заранее неизвестна. Такие особенности информации, передаваемой на БАТ, затрудняют процедуру выбора информативных точек.

Однако если учитывать особенности анатомии и физиологии строения и функционирования меридианых структур организма, механизм выбора информативных БАТ может быть значительно упрощен. В работах [3,6] авторами предложено несколько алгоритмов выбора информативных БАТ, которые обладают такими свойствами, что если наблюдается одновременное (выше порогового) отклонение их энергетических характеристик от номинальных значений, то это свидетельствует в пользу искомого заболевания ω_l с одновременным исключением других гипотез, «связанных» с этими точками. Такие точки называются диагностически значимыми точками ($D\mathcal{Z}\omega_l$) для диагноза ω_l .

Многочисленными исследованиями было показано, что проекционные зоны и, в частности, биологически активные точки, способны аккумулировать и излучать различные виды энергии: тепловую, электрическую, электромагнитную и т.д. Количество этой энергии может быть определено как через электрические, так и не электрические параметры.

Выбирая параметры, характеризующие энергетическое состояние БАТ, мы исходили из имеющегося опыта и собственных исследований, которые показали, что, с точки зрения аппаратурных затрат, технологичности и достоверности получаемых результатов, наиболее подходящими параметрами являются величины их электрических сопротивлений измеряемых на переменном токе силой 2 мА и частотой 1 кГц. Причем наибольшей информативностью обладают не абсолютные значения сопротивлений, а их относительные отклонения от номинальных значений – δR_j , где j – номер исследуемой точки.

Многочисленными исследованиями, проведенными на кафедре БМИ ЮЗГУ, было установлено, что прогностические и диагностические задачи, решаемые с привлечением информации об энергетическом состоянии проекционных зон и, в частности, БАТ показал, что измеряемые показатели по отношению к решаемым задачам носят неполный и нечеткий характер. Структура классов, относительно которых принимается решение (особенно при прогнозировании и ранней диагностике), имеет нечеткие границы с зонами пересечения, переходящими из класса в класс. В этих условиях в соответствии с рекомендациями [1,2,4,7] для синтеза соответствующих решающих правил целесообразно использовать теорию нечеткой логики принятия решений в ее модификации применительно к задачам медицинской диагностики, в рамках которой энергетические

характеристики БАТ, используемые для принятия решений по классу ω_l представляются функциями принадлежностей к классу ω_l $\mu_{\omega_l}(\delta R_j)$ с базовой переменной, определяемой как относительное отклонение сопротивлений БАТ от их номинальных значений δR_j или частными коэффициентами уверенности относительно рассматриваемой гипотезы ω_l КУ _{ω_l} .

Агрегацию регулирующих правил по всем используемым точкам предлагается осуществлять с использованием модифицированных накопительных формул Е. Шортлифа [3,4]

ЕСЛИ [Для всех точек из списка ДЗТ _{ω_l} $\delta R_j \geq \delta R^H$]

ТО [КУ _{ω_l} ($j+1$) = КУ _{ω_l} (j) + $\mu_{\omega_l}(\delta R_{j+1})[1 - \text{КУ}_{\omega_l}(j)]$]

ИНАЧЕ (КУ _{ω_l} = 0);

ЕСЛИ [Для всех точек из списка ДЗТ _{ω_l} $\delta R_j \geq \delta R^H$]

ТО [КУ _{ω_l} ($j+1$) = КУ _{ω_l} (j) + КУ _{ω_l} ^{*}(R_{j+1}) $[1 - \text{КУ}_{\omega_l}(j)]$]

ИНАЧЕ (КУ _{ω_l} = 0),

(2)

где КУ _{ω_l} (j) – уверенность в отнесении испытуемого к классу ω_l , полученная после того, как было проанализировано отклонение сопротивлений j биологически активных точек; КУ _{ω_l} ($j+1$) – уверенность в отнесении испытуемого к классу ω_l после включения в расчетную формулу функции принадлежностей $\mu_{\omega_l}(\delta R_{j+1})$ или частного коэффициента КУ _{ω_l} ^{*}(R_{j+1}); δR_j – относительное отклонение сопротивления БАТ с номером j от его номинального значения; δR^H – пороговое значение отклонения сопротивлений из списка ДЗТ.

Во втором правиле вместо КУ _{ω_l} ^{*}(R_{j+1}) могут быть использованы коэффициенты уверенности других типов решающих правил, если при принятии решений кроме БАТ используются признаки другой природы (данные опроса, осмотра, лабораторных и инструментальных исследований).

В качестве примера в таблице 1 приведены частные коэффициенты уверенностей для решения задачи ранней диагностики заболеваний сердца.

Таблица 1 – Диагностическая таблица для ранней диагностики заболеваний сердца

БАТ	Диапазоны сопротивлений, кОм											
	>500	400...500	300...399	200...299	100...199	90...99	80...89	70...79	60...69	50...59	40...49	<40
C*9	0	0	0	0	0	0,2	0,4	0,5	0,6	0,7	0,9	0,95
C*7	0	0	0	0	0,1	0,3	0,5	0,6	0,7	0,8	0,9	0,95
C8	0	0	0	0	0	0	0	0,2	0,3	0,5	0,8	0,95
C4	0	0	0	0,1	0,4	0,2	0,2	0,2	0,2	0,2	0,2	0,2
C6	0	0	0	0,1	0,1	0,1	0,2	0,2	0,2	0,3	0,3	0,3

Элементами таблицы являются значения КУ _{ω_l} ^{*}(R_{j+1}) правила (2).

Решающие правила (1) и (2) составляют основы базы знаний проблемно-ориентированного аппаратно-программного комплекса для рефлексодиагностики и рефлексотерапии «Akartz».

Комплекс предназначен для: решения задач прогнозирования, ранней и дифференциальной диагностики большого комплекса заболеваний связанных с нарушениями энергоинформационного обмена в организме; оценки адаптационного резерва и функционального состояния организма; определения потенциальных возможностей и качества выполнения текущей работы операторов человеко машинных систем; оценки уровня подготовки и стимулирования спортсменов; профилактики и лечения заболеваний связанных с нарушениями энергоинформационного обмена; стимулирования работоспособности человека, улучшения его тонуса и качества жизни.

Простота конструкции комплекса и методик его использования позволяет успешно решать перечисленные выше задачи без специальной подготовки, включая семейных врачей, спортивных тренеров и простых пользователей дома и на работе.

В отличие от известных аналогов комплекс обладает повышенной точностью измерений за счёт компенсации таких мешающих факторов как давление электродов на кожу, повышенная индивидуальная вариативность сопротивления кожи, температура, суточная изменчивость номинального энергетического баланса меридиан, влияние общего психоэмоционального статуса на измеряемые параметры.

Терапевтическая часть комплекса позволяет подключать модули воздействия на акупунктурные точки сигналами разной природы (ток информационной частоты и амплитуды,

силовое электрическое воздействие, инфракрасное и ультрафиолетовое воздействие, лазерное силовое и информационное воздействие).

Интеллектуальные возможности комплекса позволяют адресно анализировать состояния и формировать воздействия с учётом сочетанных патологий и противопоказаний в условиях множественных меридианных связей.

Дружественный машинный интерфейс делает процедуру работы с комплексом доступной и приятной.

Библиографический список

1. Воронцов, И.М. Здоровье. Опыт разработки и обоснование применения автоматизированных систем для мониторинга и скринирующей диагностики нарушений здоровья. // И.М. Воронцов, В.В. Шаповалов, Ю.М. Шерстюк. – СПб.: ООО «ИПК Коста» - 2006. – 432 с.
2. Кореневский, Н.А. Проектирование нечетких решающих сетей, настраиваемых по структуре данных для задач медицинской диагностики // Системный анализ и управление в биомедицинских системах. Москва, 2005. Т. 4, №1, С. 12-20.
3. Кореневский, Н.А. Теоретические основы биофизики акупунктуры с приложениями в биологии, медицине и экологии на основе нечетких сетевых моделей. – Курск. гос. техн. ун-т. – Курск: ОАО «ИПП «Курск», 2010. – 521 с.
4. Bruce G. Buchanan, Edward H. Shortliffe. Rule-Based Expert Systems: The MYCIN Experiments of the Stanford Heuristic: Programming Project. Addison-Wesley Publishing Company. Reading, Massachusetts, 1984, ISBN 0-201-10172-6.
5. Korenevskiy, N.A., Riad Al Kasasbeh, Florin Ionescu, Stefan Arghir. Determining the Level of psych-commotional tension on a heterogeneous rules of fuzzy output // Proceedings CSCS-18. 18th INTERNATIONAL CONFERENCE ON CONTROL SYSTEMS AND COMPUTER SCIENCE. May 24-27, 2011.- P.901-904.
6. Korenevskiy, N.A., Riad Al Kasasbeh, Florin Ionescu, Machdi Shamesserb. Prediction and prenosological diagnostics of gastrointestinal tract diseases based on energy characteristics of acupuncture points and fuzzy logic // International Conference on Bioinformatics and Biomedical Technology, Sanya, China, March 25-27, 2011г. – с.307-312.
7. Zadeh, L.A Advances in Fuzzy Mathematics and Engineering Fuzzy Sets and Fuzzy information-Granulation Theory. Beijing. Beijing Normal University Press. 2005. ISBN 7-303-05324-7.

USING OF INFORMATION AND INTELLECTUAL TECHNOLOGIES IN REFLEXODIAGNOSTICS AND REFLEXOLOGY

Korenevskiy N.A., Krupchatnikov R.A., Naser A.A., Starodubtseva L.V.
South-West State University
kstu-bmi@yandex.ru

In a modern point of view deals with the modeling of mechanisms of interaction of the internal organs and body systems, with its meridian structures are considered. We show the feasibility of using fuzzy decision rules for reflexodiagnosis. An example of constructing a fuzzy decision rule for solving the problems of early diagnosis of heart disease is also described.



РЕКОНСТРУКЦИЯ ПАРАМЕТРОВ ДИПОЛЬНОГО ТОКОВОГО ИСТОЧНИКА В ЗАДАЧАХ ЭЛЕКТРОКАРДИОГРАФИИ

Винокуров Д.С., Крамм М.Н., Баханович Д.А., Стрелков Н.О.
Национальный Исследовательский Университет
«Московский Энергетический Институт»
vdsx1@rambler.ru

В современной электрокардиографии благодаря широкому внедрению цифровых алгоритмов обработки сигналов появились новые направления электрокардиографических обследований, и в

частности, развивается метод реконструкции электрического токового источника сердца. Метод основан на решении обратной задачи электрокардиографии в терминах токовых источников – восстановление параметров эквивалентного генератора сердца по кардиопотенциалам, измеренным на поверхности торса. Кардиогенератор представляется в виде токового диполя (ТД), а расчет неизвестных параметров диполя производится с использованием нелинейного итерационного приближения потенциалов дипольного источника к зарегистрированным кардиопотенциалам [1,2]. В пространстве миокарда реконструируемый токовый диполь описывается шестью параметрами ($x_d, y_d, z_d, M_x, M_y, M_z$), где x_d, y_d, z_d – координаты диполя, M_x, M_y, M_z – проекция вектора дипольного момента на декартовые оси координат.

Туловище человека при реконструкции дипольного источника представляется как эллиптический цилиндр с полуосами a, b и высотой h (рисунок 1). При этом $2a$ – это ширина груди между подмышечными линиями на уровне мечевидного отростка, $2b$ – толщина грудной клетки, а именно расстояние от спины до груди. Пересечения декартовых осей проходит через центр эллиптического цилиндра по горизонтальной и сагиттальной плоскости и через среднюю точку между двумя грудными электродными поясами во фронтальной плоскости на уровне мечевидного отростка.

Важной задачей на этапе апробации метода является анализ исследования пространственно-временных показателей параметров реконструируемого диполя на группе здоровых людей. Необходимо выявить общие закономерности или особенности, которые могут проявляться у отдельных пациентов и не могут быть выявлены стандартными типами обследования. Метод реконструкции позволяет локализовывать в трехмерном пространстве сердца местоположение эквивалентного диполя, рассчитывать интенсивность и направление возбуждения за кардиоцикл, причем данная информация недоступна в стандартных ЭКГ методах.

Для количественной оценки и сравнения результатов реконструкции были предложены вторичные интегральные информационные параметры временной динамики дипольного источника за время деполяризации правого и левого желудочков.

Среди этих параметров выделены перемещение S_r и средняя скорость перемещения v_r электрического центра ТД за интервал времени, на границах которого дипольный момент уменьшается вдвое по сравнению с максимальным значением для R зубца (интервал по уровню $M/2$), а также максимальное значение модуля дипольного момента и соответствующие ему координаты диполя.

Таблица 1

Группы	S _R , мм		
	I	II	III
Среднее значение	17,4	42,9	67,3
Оценка СКО	4,4	7,5	8,6

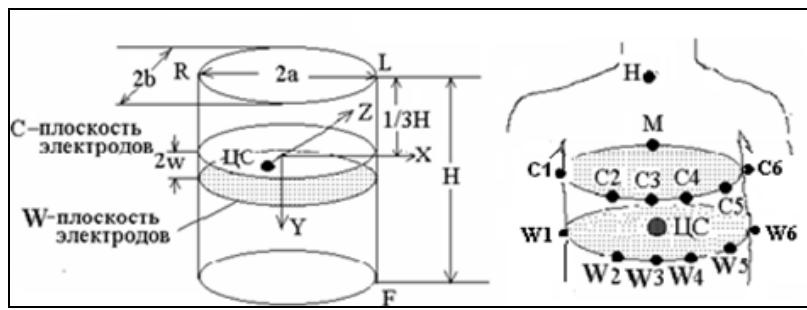


Рисунок 1 – Эллиптический цилиндр и схема расположения электродов

Для исследования изменчивости предложенных информационных параметров проведена оценка результатов реконструкции у 22 здоровых обследуемых в возрасте от 20 до 30 лет. Анализ предложенных параметров показал, что всех обследуемых по каждому параметру можно разделить на группы, в которых значения величин находились бы в достаточно узком диапазоне.

Так, при рассмотрении перемещения диполя в пространстве (S_r , мм), выделены три характерных диапазона. Первый диапазон: 0...30 мм (I группа из 5 человек), второй – 30...60 мм (II группа из 14 человек), третий – 60...90 мм (III группа из 3 человек). Таким образом, видно, что есть центральный диапазон 30...60 мм, куда попадает 70% всех результатов, а 25% значений лежат в диапазоне 0...30 мм. В таблице №1 сведены средние значения перемещений по предложенным группам и приведена оценка среднеквадратического отклонения (СКО) в каждом диапазоне. Гистограмма приведена на рисунке 2.

Интерес представляет сравнение значений максимального модуля дипольного момента и наибольшей амплитуды R-зубца в стандартных и усиленных отведениях. Для выявления общих закономерностей построена точечная гистограмма модуля дипольного момента и соответствующих амплитуд R-пиков в мВ. (рисунок 3).

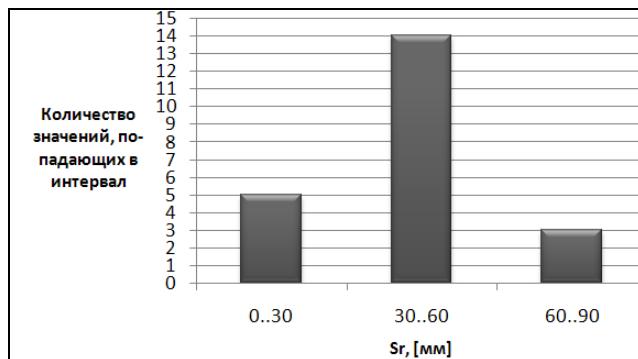


Рисунок 2 – Гистограмма перемещений по уровню $M/2$, S_r , мм

При возрастании модуля дипольного момента амплитуды зубца R в целом тоже располагаются по возрастанию. Коэффициент корреляции, рассчитанный по формуле (1) между этими двумя величинами составляет 0,75.

$$r = \frac{\sum (x - \bar{x})(y - \bar{y})}{\sqrt{\sum (x - \bar{x})^2 \sum (y - \bar{y})^2}} \quad (1)$$

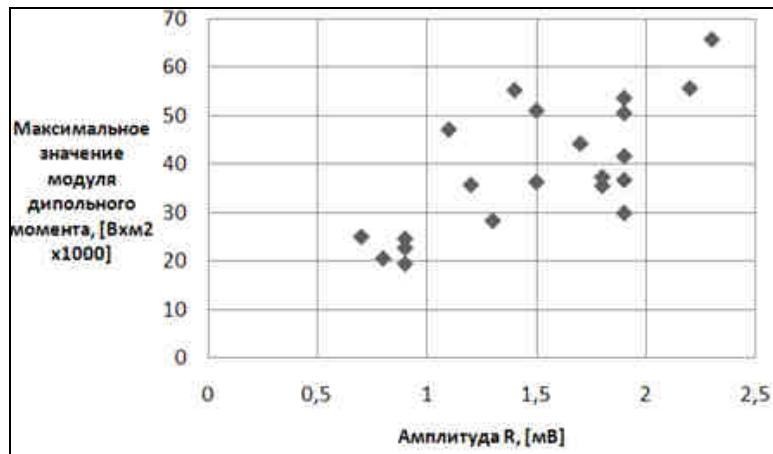


Рисунок 3 – Точечная гистограмма

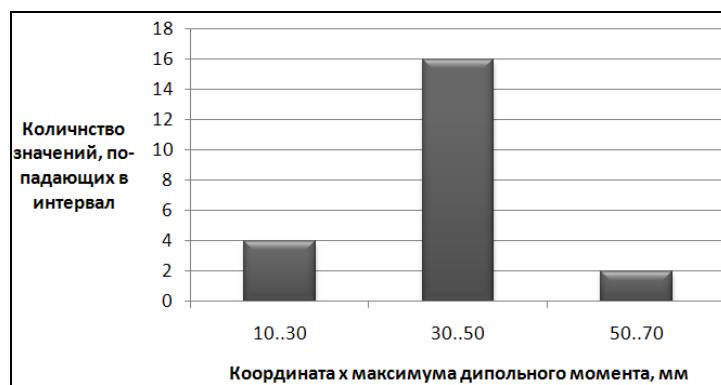
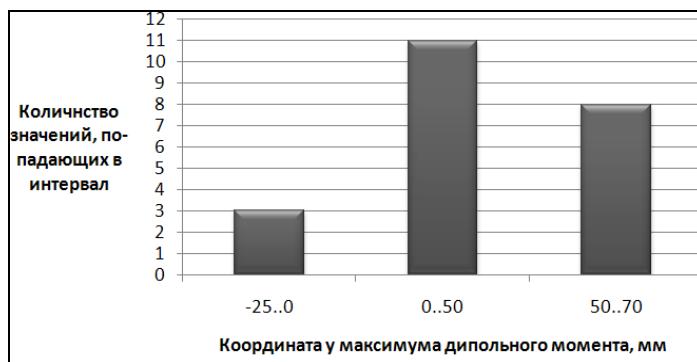
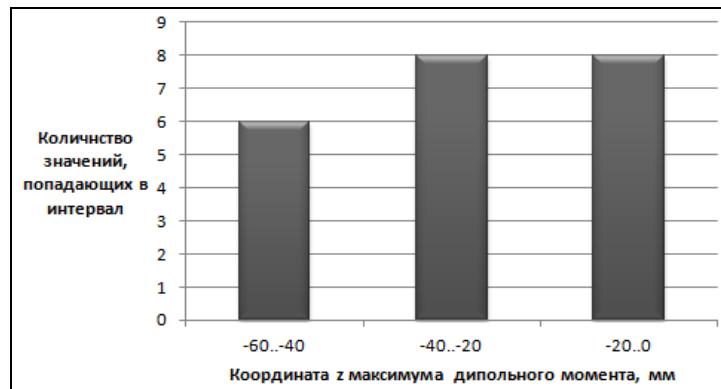
Максимальные значения модуля дипольного момента в среднем оказываются в диапазоне от $20 \cdot 10^3$ до $66 \cdot 10^3$ $\text{В}\cdot\text{м}^2$, а для максимальной амплитуды R-пика этот диапазон 0,7..2,3 мВ. Как видно, относительный разброс значений максимального модуля дипольного момента составляет 69%, а для амплитуды R-пика равна 70%, что свидетельствует об одинаковом относительном разбросе у этих параметров.

Весь диапазон значений модуля дипольного момента был разбит на три части: от $10 \cdot 10^3$ до $30 \cdot 10^3$ $\text{В}\cdot\text{м}^2$ (I группа), от $30 \cdot 10^3$ до $50 \cdot 10^3$ $\text{В}\cdot\text{м}^2$ (II группа) и выше (III группа). Средние значения по полученным группам и СКО можно видеть в таблице 2. Эти значения отстоят друг от друга практически на одну и ту же величину $15 \cdot 10^3 \text{ В}\cdot\text{м}^2$.

Также определялись координаты x , y , z токового диполя, соответствующие моменту времени наблюдения M_{\max} (область R-пика) и показанные на рисунке 1. Координата x реконструируемого диполя всегда положительна и может быть разбита на три диапазона: 10..30 мм (I группа), 30..50 мм (II группа), 50..70 (III группа), см. рисунок 4. Координата y (рисунок 5) группируется в трех диапазонах от -25..0 мм (I группа), 0..50 мм (II группа), 50..70 мм (III группа). Координата z (рисунок 6) всегда отрицательна: -60..-40 мм (I группа), -40..-20 мм (II группа), -20..0 мм (III группа). Средние значения и СКО по всем координатам находятся в таблице №3.

Таблица 2

Группы	M_{\max} , [$\text{В}\cdot\text{м}^2\cdot 10^3$]		
	I	II	III
Среднее значение	24,6	39,3	55,3
СКО	3,8	4,4	5,5

Рисунок 4 – Гистограмма координаты x , соответствующая моменту M_{\max} Рисунок 5 – Гистограмма координаты y , соответствующая моменту M_{\max} Рисунок 6 – Гистограмма координаты z соответствующая моменту M_{\max}

Максимум дипольного момента M_{\max} соответствует наибольшей площади деполяризованных клеток миокарда во время возбуждения желудочков. Координаты x , y , z токового диполя определяют местоположение электрического центра сердца. Для всех обследуемых характерно смещение электрического центра для времени регистрации M_{\max} в сагиттальной плоскости к груди, т.е. наблюдаются отрицательные координаты z , а в горизонтальной плоскости электрический центр смещен влево, в сторону более мощного левого желудочка. Полученные результаты в целом свидетельствуют о возможности выделения трех областей, в которых располагаются значения информативных параметров для группы обследуемых.

Таблица 3

Группы	x, мм			y, мм			z, мм		
	I	II	III	I	II	III	I	II	III
Среднее значение	25,0	39,5	59,2	-15,5	27,7	56,4	-53,7	-30,0	-11,3
Оценка СКО	2,2	6,0	9,3	9,3	16,5	4,9	5,1	6,3	7,1

В дальнейшем представляет интерес анализ корреляции наблюдаемых вторичных параметров между собой, а также с размерами торса и углом электрической оси сердца обследуемых.

Исследование выполнено при поддержке гранта Президента № МК-5080.2011.8.

Библиографический список

1. Винокуров Д.С., Крамм М.Н., Лебедев В.В., Попов Ю.Б. Реконструкция токового источника в области миокарда //Медицинская техника. 2008, № 4.
2. Д.С.Винокуров, А.Е.Глушков, М.Н.Крамм, В.В. Лебедев, Н.О.Стрелков Определение координат электрических узлов миокарда// Всероссийская научно-техническая конференция “Информационные и управляемые технологии в медицине и экологии”, 2011.

RECONSTRUCTION OF PARAMETERS OF THE DIPOLE CURRENT SOURCE FOR ELECTROCARDIOGRAPHY

Vinokurov D.S., Kramm M.N., Bakhanovich D.A., Strelkov N.O.
National research university «Moscow power engineering institute»
vdsx1@rambler.ru

The article discusses the results of reconstruction of parameters of the equivalent current dipole source in the heart based on electrical potentials detected on the surface of a thorax. The time interval of ventricular depolarization is considered. We analyze such parameters, as movement of current source on the interval in the vicinity of R-wave, the maximum value of the modulus of the dipole moment and the coordinates of the source when this value is reached.

We present the results of analysis of the measured parameters for 22 healthy volunteers aged 20 to 30 years. The analysis allowed to allocate specific areas in which values of informative parameters for group of the surveyed settle down. There is a statistical relationship between R-wave amplitude and the maximum value of the modulus of the dipole moment.

УПРАВЛЕНИЕ КАЧЕСТВОМ РЕАБИЛИТАЦИИ ДЕТЕЙ С НАРУШЕНИЯМИ ЦЕНТРАЛЬНОЙ НЕРВНОЙ СИСТЕМЫ

.Рахманина А.А, Шикульская О.М, Золотухина Ю.И.

Астраханский государственный университет

042404@aspu.ru, shikul@mail.ru

Важность вопросов обеспечения качества медицинской помощи для России объясняется, прежде всего, ухудшением в последние годы показателей здоровья россиян. Увеличивается количество патологий новорожденных, растет смертность в группе трудоспособного населения, сокращается ожидаемая продолжительность жизни, ухудшается физическое развитие подрастающего поколения. Весьма неблагополучно состояние материнской смертности и ряда других показателей здоровья женщин. Устойчивая "естественная" убыль населения сложилась на 69 российских территориях, где проживает около 93% всего населения России.

Количество больных с заболеваниями центральной нервной системы возрастает с каждым годом, выявляются новые разновидности болезней, поэтому медицинские центры, где проводится подобного вида диагностика, нуждаются в программном обеспечении, которое позволит специалистам дифференцировать болезни, оценивать и прогнозировать возможное состояние пациента.

К заболеваниям центральной нервной системы относится целый ряд заболеваний, который можно условно разделить на несколько категорий:

- заболевания головного мозга: альгирия, бессонница, сонный паралич, головная боль, головокружения и др.;
- инфекционные заболевания ЦНС: энцефалит, менингит;
- нарушение сознания: депрессия, шизофрения, истероидные состояния, и др.

Для успешной реабилитации необходим комплексный подход с привлечением специалистов различного профиля, использованием нескольких методов, направленных на преодоление дефекта, учетом индивидуальных особенностей больного, непрерывностью и преемственностью этапов реабилитации, привлечением больного к активному участию в лечении. Среди наиболее часто встречающихся ошибок – необоснованное разделение двух единых процессов – лечения и реабилитации, что приводит к различным осложнениям.

В национальном проекте «Здоровье» одним из направлений является использования информационных технологий в здравоохранении, в т.ч. применение информационных медицинских систем и использование информационно-аналитических систем, в частности, пространственного анализа медицинской информации [3].

С целью совершенствования подходов к реабилитации пациентов с нарушениями ЦНС, повышения ее эффективности и качества необходима система управления качеством реабилитации. Анализ уровня соответствия методов реабилитации должностному уровню качества предопределяет необходимость научного обоснования критериев и формализованной базы для оценки качества.

Анализ предметной области показал, что в настоящее время используются показатели трех типов (количественные, качественные и булевые). Известен перевод некоторых качественных показателей в количественные. Для некоторых качественных показателей предложены обозначения. Однако в таком виде показатели несопоставимы и не подходят для решения поставленной задачи. На основе экспертных оценок и использования соотношения пропорциональности создана система формальных соизмеримых показателей. Разработанная классификация послужила основой для информационно-логической модели системы поддержки принятия решений (СППР) по реабилитации детей с нарушениями ЦНС (рисунок 1).

Проблемы качества и эффективности деятельности системы здравоохранения напрямую связаны с затратами и достигнутыми результатами. Установить взаимоотношения между результатами и затратами весьма трудно, поскольку, в отличие от производственной сферы, в здравоохранении зачастую отсутствуют условия для измерения эффективности, тем более, что в здравоохранении чрезвычайно сложно выявить и измерить все достигнутые результаты. В связи с этим актуальной является проблема оценки качества медицинской помощи на основе многомерного шкалирования показателей.

Для повышения эффективности диагностики заболеваний нужно уделять особое внимание разработке компьютерных информационных технологий объединения и совместного анализа

массивов биомедицинских данных и созданию информационно-экспериментальной среды для обнаружения закономерностей и получения интегральных оценок состояния и прогноза поведения биосистем с качественными и количественными параметрами [1]. Создание информационно-измерительной системы для обработки разнородных медико-биологических данных позволит повысить качество диагностики заболеваний центральной нервной системы.

Для достижения этой цели необходимо решить следующие задачи:

- разработка системы критериев (показателей), позволяющей обеспечить компьютерную поддержку диагностики, лечения и реабилитации больных с нарушениями ЦНС;
- создание электронной базы данных заболеваний ЦНС и их симптомов;
- разработка концептуальной и семантической моделей интегрированной системы медико-биологических данных о состоянии центральной нервной системы и динамике заболеваний;
- разработка программного обеспечения для диагностики заболеваний центральной нервной системы.

На сегодняшний день существует ряд медицинских информационных систем, но эти системы созданы для специфических областей медицины и не применимы для области реабилитации больных с нарушениями ЦНС [3]. Наиболее близким аналогом является автоматизированная информационно-справочная и аналитическая система “Реабилитационно - восстановительный центр” компании СП.АРМ, но данная система предназначена только для автоматизации ведения документации и не имеет функцию поддержки принятия решения.

Предполагается, что адаптивная система управления качеством реабилитации детей с нарушениями ЦНС будет включать в себя две подсистемы для транзакционной обработки данных на этапах лечения и реабилитации, хранилище агрегированных данных, генератор запросов, подсистемы оперативной аналитической обработки данных и интеллектуального анализа данных (рисунок 2) [2]. Подсистема для транзакционной обработки данных на этапе лечения основана на разработанной автором Автоматизированной системе ведения истории болезни [5].



Рисунок 2 - Архитектура адаптивной системы управления качеством реабилитации пациентов с нарушениями ЦНС

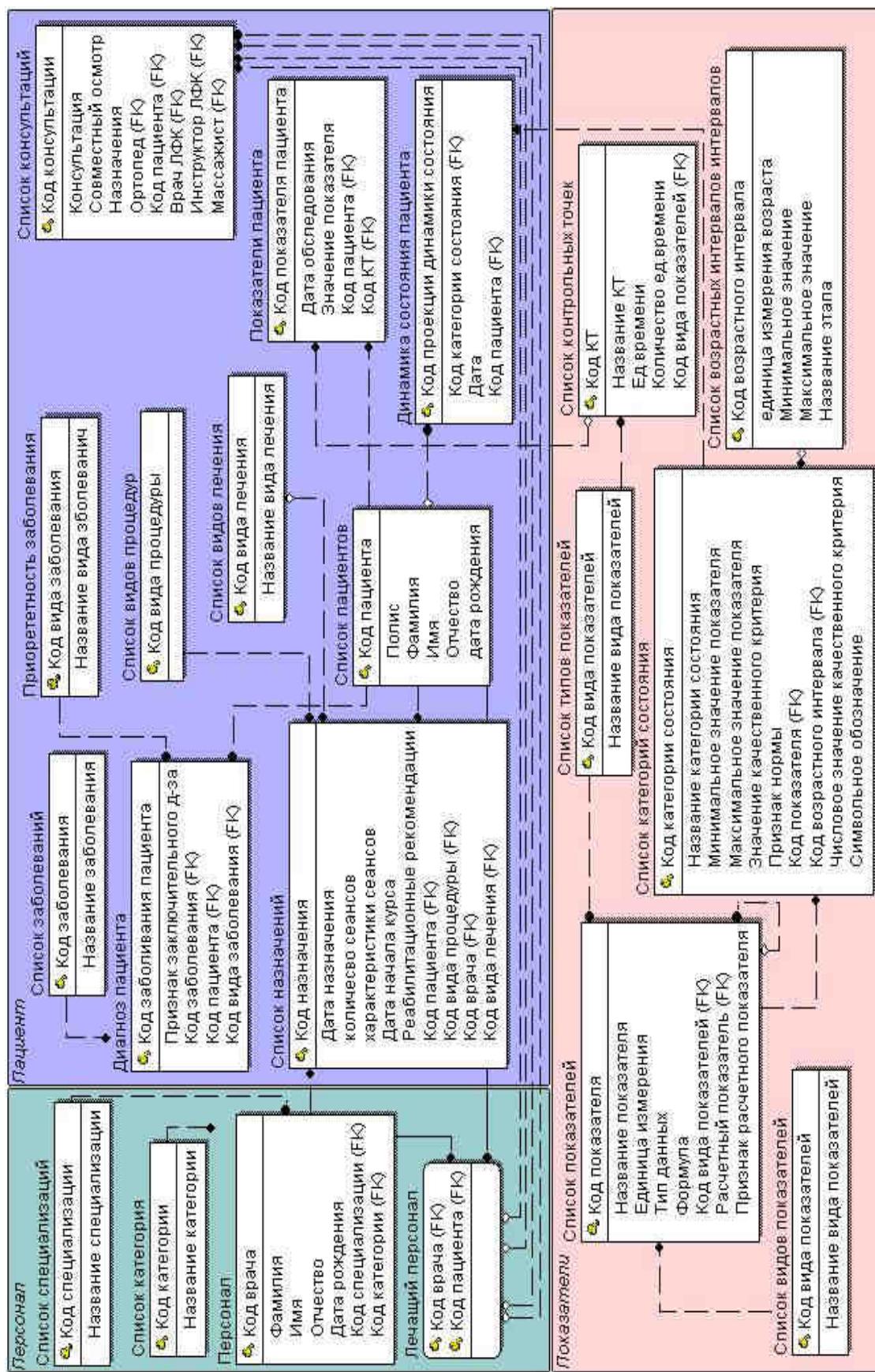


Рисунок 1 - Диаграмма «сущность-связь» СППР по реабилитации детей с нарушениями ЦНС

Использование данной адаптивной системы позволит повысить качество реабилитации детей с нарушениями центральной нервной системы, будет способствовать восстановлению их трудоспособности, возвращению их к полноценной жизни, обеспечит поддержку принятия решений по выбору методов реабилитации, упростит работу врачей, сократит время на оформление документации.

Библиографический список

1. Дюк В.А. Обработка данных на ПК в примерах. — СПб: Питер, 1997.
2. Рахманина А.А., О.М.Шикульская. Адаптивная система управления качеством реабилитации пациентов с нарушениями опорно-двигательного аппарата // Международная научно-практическая конференция «Фундаментальные и прикладные исследования университетов, интеграция в региональный инновационный комплекс». Том 5. [Текст]: 13-15 октября 2010 г./ сост. А.Д.Даудова. – Астрахань: АГМА, 2010. – 272 с.
3. Рахманина А.А., Шикульская О.М. Исследование проблемы оценки качества медицинской помощи на основе многомерного шкалирования показателей. // Надежность и качество – 2010: труды Международного симпозиума: в 2 т. / под ред. Н.К.Юркова. – Пенза: Изд-во ПГУ, 2010. – 1 т. с. 187-188
4. Технология социальной реабилитации инвалидов. Методические рекомендации. Составители: Андреева О. С, заслуженный врач РФ, канд. мед. наук, Лаврова Д.И., заслуженный врач РФ, докт. мед. наук, Рязанов Д. П., старший научный сотрудник, канд. мед. наук, Соколова Д.А., канд. мед. наук, М.А. Падун. Под редакцией Комитета по труду и социальной защиты Санкт-Петербурга и Санкт-Петербургской Ассоциации общественных объединений родителей-детей инвалидов "ГАООРДИ". СПб.: Издательство ГАООРДИ, 2002 г. - 36 с.
5. Ходаева А.А., Ефимова Е.А., Ветрова А.А. Автоматизированная система ведения истории болезни // Свидетельство о регистрации программы для ЭВМ №2009612064 от 22.04.09 г.

QUALITY MANAGEMENT OF CHILDREN'S REHABILITATION WITH VIOLATIONS OF THE CENTRAL NERVOUS SYSTEM

Rakhmanina A.A., Shikulskaya O.M., Zolotukhina Y.I
 Astrakhan state university
 042404@aspu.ru, shikul@mail.ru

Now sharply there is a problem of invalids rehabilitation in all countries of the West. The quantity of patients with diseases of the central nervous system increases every year, new versions of illnesses, therefore the medical centres where diagnostics is spent a similar kind come to light, need the software which will allow experts to differentiate illnesses, to estimate and predict a possible condition of the patient.

In work questions of patients with infringements of the central nervous system rehabilitation, efficiency of diagnostics of diseases are considered. As the tool of improvement of rehabilitation quality the system of support of decision-making on rehabilitation of children with infringements of the central nervous system is offered. As a result of the analysis of subject domain and, in particular, kinds of indicators of a condition of children with infringements of the central nervous system it is established that files of the medical and biologic information accumulated as a result of research on diseases CNS represent various and diverse on sources, methods of reception the data which in an initial condition are unacceptable for the task in view decision. For the purpose of formalisation and structurization of criteria of a condition and dynamics of its change at children from infringement of the central nervous system for their further use in information system authors develop system of indicators. On the basis of system of indicators the information and logical model of system of support of decision-making on rehabilitation of children with infringements of the central nervous system is created.

SPECTRAL IMAGING OF MICROVASCULAR FUNCTION

Sorg B.S

The University of Florida

In our laboratory we have an interest in applications of optics and optical technologies to improve the treatment of cancer. Spectral imaging is an optical imaging technique that combines spectroscopy and imaging such that an optical spectrum, like reflectance or fluorescence, can be obtained for every pixel in an image. This capability yields a wealth of spectroscopic information in a spatially resolved imaging manner. We have used spectral imaging to measure the oxygen transport functions of tumor microvasculature from hemoglobin absorbance measurements in terms of hemoglobin saturation. Solid tumors require the formation of neovasculature to proliferate and grow, but tumor microvasculature is structurally and functionally abnormal. The abnormal tumor microvasculature contributes to a physiologically abnormal tumor microenvironment characterized by hypoxia, acidotic interstitial pH, abnormally low glucose, and excessive lactate among other features. Several features of this pathophysiologic microenvironment may be detected with optical techniques, including abnormal microvasculature structure and function. Key parameters of microvascular oxygen transport function are blood oxygenation which is related to hemoglobin saturation, and red cell flux which is related to microvessel hematocrit and blood velocity. In recent applications we have measured convective oxygen transport in tumor microvasculature and imaged tumor microvessel functional changes after treatment with a vascular disrupting chemotherapeutic agent. We have also collaborated with other investigators at UF to use this technology to measure thrombosis formation in microvasculature, and perform real-time imaging of arteriovenous malformation development in a mouse model of a hereditary vascular disease.

Hemoglobin saturation map of 4T1 mouse mammary adenocarcinoma tumor (arrow) development in an athymic nude mouse (figure 1). The color scale for hemoglobin saturation appears to the right. The tumor central region gradually became less oxygenated as the tumor grew. Microvessels most closely associated with the tumor had significant morphological and oxygenation changes at this stage while more distant vessels appeared normal.

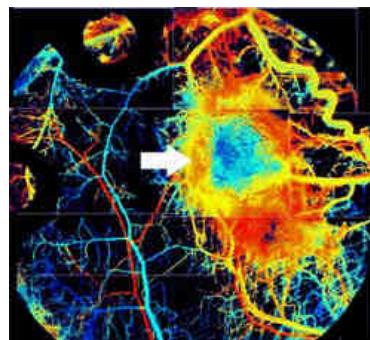


Figure 1

Transmitted light (top) and hemoglobin saturation map (bottom) of 4T1 mouse mammary carcinoma 8 hours after treatment with a vascular disrupting chemotherapeutic agent. The color scale for hemoglobin saturation appears to the right (figure 2). There is extensive vascular damage and shutdown in the tumor core region as evidenced by the low oxygenation

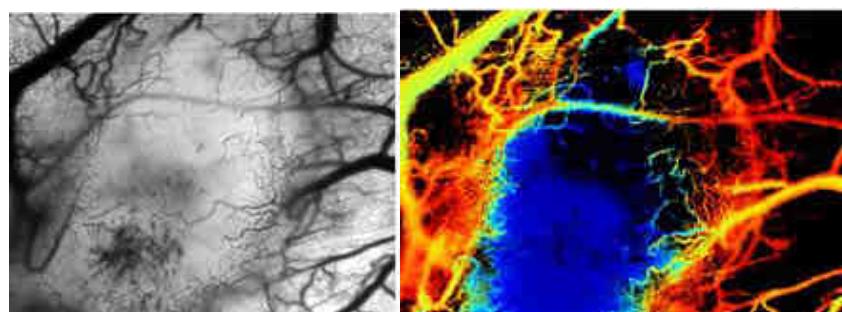


Figure 2

Light and lasers in cancer therapy

We are exploring several applications of light and lasers for cancer therapy. Chemotherapy plays a significant role in the treatment of metastatic cancer. However, unintended systemic toxicity to normal tissues, which is a significant source of morbidity with conventional agents, can severely limit the efficacy of the treatment. Drug carriers can shield normal tissue from chemotherapeutic agents while selectively depositing the agents in tumors but most drug carriers employ passive release mechanisms to deliver their drug cargo and such uncontrolled passive release can limit their efficacy. We are exploring the potential use of a photochemical reaction to trigger drug release from drug carriers in a controllable and predictable fashion to improve treatment efficacy with drug carriers. In current work, we are using liposomes as model drug carriers with *in vivo* microdialysis measurements evaluate the technique. Hyperthermia is attractive as a complimentary modality to enhance efficacy of conventional cancer therapy, but many current common hyperthermia methods have disadvantages that limit their efficacy and application. One such limitation is lack of tumor specificity of energy deposition that results in excessive collateral thermal damage to adjacent normal tissue. Gold nanoparticles that can be optically activated with deep tissue penetrating near infrared light may enable targeted photothermal therapy of tumors with minimal damage to adjacent normal tissue. However, efficient delivery and distribution of nanoparticles throughout a tumor is challenging due to diffusion and mass transport barriers, and systemically administered free particles tend to remain at tumor boundaries and near tumor microvessels. We are exploring active delivery techniques to improve delivery of light-absorbing gold nanoparticles to tumors through active particle transport for laser-based hyperthermia.

Modeling of light interactions with tissue

Light interactions with tissue, such as photon propagation, photothermal, photochemical, and photoacoustic interactions, can be highly complex. The mathematical equations that describe these interactions are frequently difficult or impossible to solve analytically for situations and geometries with clinical relevance. Numerical models of light and laser tissue interactions that are validated by empirical data can provide answers to many different questions that are challenging to answer experimentally. Models can also provide insight into how various factors, such as tissue physical properties, affect their interactions with light. We are working to apply models of light interactions with tissue to the previously listed research areas and other projects related to applications of biomedical optics to cancer diagnosis and therapy.

ТОМОГРАФИЧЕСКАЯ 3D-РЕКОНСТРУКЦИЯ ОБЪЕКТОВ ПРИ ИХ ВРАЩЕНИИ С ФИКСИРОВАННЫМ УГЛОМ НАКЛОНЕНИЯ

Агафонов М.И., Шарова О.И.

Федеральное государственное бюджетное научное учреждение «Научно-исследовательский
радиофизический институт» (ФГБНУ НИРФИ)
agfn@nirfi.sci-nnov.ru

Реализована томографическая 3D-реконструкция по одномерным профилям без построения на промежуточном этапе двумерных сечений (вариант 3D1D). Процедура позволяет получить качество реконструкции при вращении объекта с фиксированным углом наклона, близким к 45 градусам, сравнимое с построением трехмерного числового массива на основе набора двумерных сечений, вычисленных методом обратных фильтрованных проекций (ОФП). Для реконструкции использован радиоастрономический подход (РП), - метод, разработанный для решения задач малоракурсной томографии. Вариант 3D1D на основе РП может быть использован в томографических установках для визуализации при биомедицинских исследованиях.

Введение

Реконструкция изображений в современных компьютерных томографах [1] основана на методе обратных фильтрованных проекций (ОФП). В процессе обработки создается набор последовательных двумерных сечений. На следующем этапе двумерные числовые массивы преобразуются в единый трехмерный массив, на основе которого рассчитываются необходимые фронтальные и сагиттальные сечения, а также может выполняться объемная визуализация.

Построение томограмм при меньшем по сравнению с методом ОФП числе ракурсов возможно при использовании методов восстановления изображений, обладающих нелинейными свойствами [2]. Такими качествами обладают метод максимальной энтропии (ММЭ) и итерационные алгоритмы с нелинейными ограничениями (ИАНО). Сведений о приложении ММЭ к трехмерной томографической реконструкции в настоящее время не имеется. Разработанный нами метод – радиоастрономический подход (РП) [3-6], основан на радиоастрономических реализациях ИАНО. Он позволяет в несколько раз сократить необходимое число проекций по сравнению с методом ОФП (см. пример на рисунке 1 в [6]), существенно повысить динамический диапазон, а также использовать неравномерное распределение ракурсов в пространстве. Несмотря на увеличение вычислительных затрат, указанные качества РП весьма полезны, в том числе с целью уменьшения лучевой нагрузки.

Разработанный вариант метода 3D1D дает возможность выполнять трехмерную (3D) реконструкцию структуры объекта непосредственно по одномерным (1D) профилям без построения на промежуточном этапе двумерных сечений. Такой вариант может быть полезен для использования в томографических установках для биомедицинских исследований. Реализация 3D1D-реконструкции в установках МРТ (см., например, [7]) будет требовать приложения градиентного магнитного поля лишь по оси Z с целью разрешения сечений, последовательные отклики от которых дадут одномерные профили. В докладе представлены результаты исследования возможностей 3D-реконструкции по 1D профилям с использованием РП. Показано, что при вращении системы и при наличии лишь одного фиксированного ракурса, равного 45 градусам, можно получить качество 3D-реконструкции, сравнимое с результатом реконструкции трехмерного числового массива на основе предварительного вычисления набора двумерных сечений методом ОФП.

1. Реализация трехмерного варианта реконструкции 3D1D

В работах [3-6] разработан и получил развитие радиоастрономический подход (РП) к решению задач малоракурсной томографии. Его основные отличительные признаки: решение задачи деконволюции в пространстве изображений (двумерном или трехмерном, в зависимости от характера задачи), введение суммарного изображения и эквивалентной суммарной передаточной функции (СПФ) с последующей минимизацией откликов от боковых лепестков этой функции при помощи алгоритмов чистки. Примеры СПФ приведены на рисунке 1.

В задаче регистрации одномерных профилей при вращении объекта ракурсы наблюдения располагаются радиально на конусе, раскрыв которого зависит от угла наклонения объекта (i). Соответствующая геометрия показана на рисунке 2. Реконструкция трехмерного числового массива томограммы может быть выполнена в этом случае лишь непосредственно на основе одномерных профилей. Требуется эффективный метод решения трехмерной задачи малоракурсной томографии. Разработанный подход к проблеме предполагает решение уравнения свертки, которое для трехмерного варианта имеет вид

$$g(x, y, z) = f(x, y, z) * * * h(x, y, z) + n(x, y, z), \quad (1)$$

где $g(x, y, z)$ – суммарное изображение, которое вычисляется на основе имеющихся профилей, $h(x, y, z)$ – суммарная передаточная функция (СПФ), $f(x, y, z)$ – искомое распределение яркости, $n(x, y, z)$ – случайный шум. Суммарное изображение и СПФ вычисляются на основе обратного проецирования с учетом как угла наклонения системы i , так и совокупности всех углов, соответствующих ракурсам наблюдения при вращении объекта. Построение СПФ, или суммарной эквивалентной диаграммы проводится на основе элементарных передаточных функций (ножевых диаграмм).

Рассмотрим подробнее примеры СПФ для двумерной и трехмерной задачи, представленные на рисунке 1. В первом случае построение СПФ выполнено на основе четырех профилей, во втором – на базе трех ножевых передаточных функций, расположенных в соответствии с направлениями главных осей. Рисунки поясняют процедуру проецирования. Фигура в виде цилиндра иллюстрирует процесс накопления данных для получения трехмерного числового массива на основе вычисления параллельных двумерных сечений, как это делается в медицинской томографии при линейном перемещении стола с пациентом [1]. Изображение СПФ для двумерной задачи приведено также и в области пространственных частот. Как видно из рисунка, СПФ имеет обширные сектора в пределах установленной граничной частоты ω_r , где ее отклик равняется нулю. Решение задачи методом РП минимизирует влияние боковых лепестков СПФ.

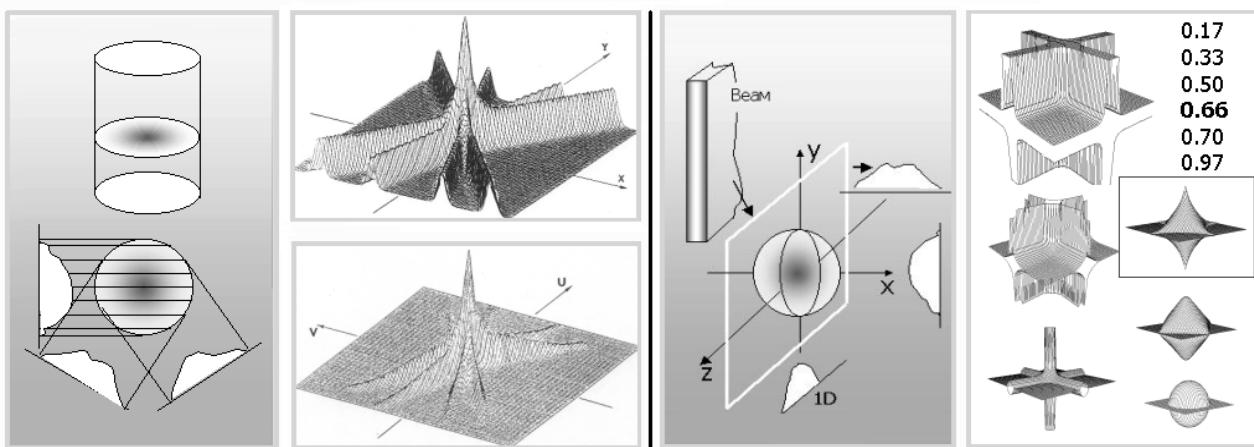


Рисунок 1 – Геометрия двумерной (2D1D) и трехмерной (3D1D) томографических задач при регистрации одномерных проекций

Трехмерный массив для варианта задачи 3D1D рассчитывается непосредственно по одномерным проекциям. Приведены примеры соответствующих суммарных передаточных функций. Слева – для двумерной задачи при четырех ракурсах. Справа – для трехмерного варианта при трех ракурсах, расположенных в соответствии с направлениями главных осей. Трехмерная СПФ представлена набором изоповерхностей, уровни интенсивности которых приведены в правом верхнем углу рисунка. Максимальная интенсивность нормирована на единицу. Горизонтальные плоскости изоповерхностей при уровнях 0.5, 0.66, 0.7, 0.97 являются лишь служебными, для уровней 0.17 и 0.33 они соответствуют реальным элементам фигур. Значение интенсивности изоповерхности, соответствующее максимальному уровню боковых лепестков при трех ножевых диаграммах, равно 0.66. Фигура выделена рамкой.



Рисунок 2 – Регистрация одномерных профилей при вращении объекта

обратного проецирования, что позволяет перейти далее к решению уравнения (1) с введением итерационной процедуры чистки.

2. Оценка возможных искажений томограммы на основе анализа уровней боковых лепестков СПФ

Отклики от боковых лепестков являются причиной искажений томограмм. Оценку качества получаемых томограмм можно выполнить на основе анализа СПФ, принимая во внимание значения максимальных уровней их боковых лепестков. Величины уровней зависят в первую очередь от числа ракурсов. Исходя из геометрии задачи, можно оценить их необходимое количество. Томограмме без артефактов с бесконечно высоким разрешением соответствует идеальная СПФ, которая в 3D пространстве имеет вид дельта-функции, то есть, точечного сенсора, сканирующего объект. Однако в реальных условиях СПФ имеет вид сферы, размеры которой на уровне половины интенсивности (HPBW) определяют разрешение томограммы (рисунок 3,а).

Анализируя геометрию СПФ на рисунке 1, можно заключить, что разрешение СПФ и максимальный уровень ее боковых лепестков SL_{max} обусловлены в первую очередь числом ракурсов,

Проблема трехмерной реконструкции осложняется для целого ряда томографических задач, в которых 3D массив может рассчитываться лишь на основе 1D профилей, полученных при ракурсах, расположенных на поверхности конуса – см. геометрию на рисунке 2. Построение двумерных сечений в этом случае на промежуточном этапе невозможно. Как правило, зона расположения ракурсов также ограничена и из-за фиксированного угла наклонения системы. Реконструкция на основе РП предусматривает в этом случае вычисление соответствующей трехмерной СПФ на базе отдельных ножевых диаграмм, а также трехмерного суммарного изображения с использованием

однако для минимизации этого уровня при варианте 3D1D необходимо также выполнение дополнительного условия, определяющего принцип их расположения в пространстве (подробнее об условии непересечения см. в [4]). Пересечение более двух ножевых лучей по одной прямой приводит к росту уровня $SLmax$. Вариант регистрации проекций при вращении объекта, показанный на рисунке 1, является удачным. Более двух пересечений ножевых диаграмм по одной прямой в этом случае невозможно. При углах наклонения, отличных от 0 и от 90 градусов, происходит снижение максимального уровня боковых лепестков по мере увеличения числа ракурсов. Исследование показало, что РП является эффективным методом реконструкции для варианта 3D1D и позволяет при $i=45^\circ$ получить качество восстановления, аналогичное стандартной процедуре ОФП на основе набора двумерных сечений. Необходимое число ракурсов можно оценить для конкретной задачи.

3. Влияние угла наклонения системы на результат реконструкции для варианта 3D1D

Анализ изоповерхностей СПФ на уровне половины интенсивности (HPBW) позволяет оценить разрешение томограммы как в плоскости (x, y) , так и в направлении оси z . Одноковое разрешение томограммы в направлении каждой из трех главных осей может быть реализовано лишь при угле наклонения $i=45^\circ$. Его изменение приводит к различиям в разрешении по оси z в сравнении с плоскостью (x, y) , что иллюстрирует рисунок 3.

Заключение

Реконструкция 3D1D реализована нами в приложении к трехмерной доплеровской томографии при исследованиях движений газовых потоков в двойных звездных системах [8-9], что сделано с учетом третьего измерения впервые. Пространством изображений в этом случае является трехмерное пространство скоростей (Vx, Vy, Vz) . Разработанная процедура 3D-реконструкции по одномерным профилям (3D1D) может быть использована в томографических установках для визуализации при биомедицинских исследованиях. Авторы выражают благодарность РФФИ за поддержку исследований (гранты 09-02-00993 и 12-02-00393).

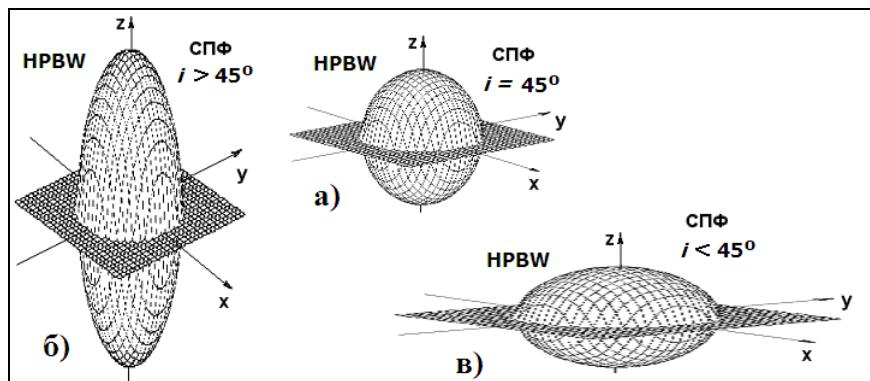


Рисунок 3 – Примеры изоповерхностей для СПФ на уровне половины интенсивности (HPBW) при трех вариантах углов наклонения вращающихся объектов: а) сфера при $i=45^\circ$; б) вытянутый эллипсоид при $i>45^\circ$; в) сплюснутый эллипсоид при $i<45^\circ$ (горизонтальная плоскость - служебный элемент построения)

Библиографический список

1. Календер В. Компьютерная томография. Москва: Техносфера, 2006. – 344с.
2. Василенко Г.И., Тараторин А.М. Восстановление изображений. М.: Радио и связь, 1986. – 304с.
3. Агафонов М.И. Томография при ограниченном числе проекций. I. Радиоастрономический подход к проблеме и метод 2-CLEAN DSA. Известия вузов. Радиофизика. 2004, т.47, №2. с.94-110.
4. Агафонов М.И., Шарова О.И. Томография при ограниченном числе проекций. II. Радиоастрономический метод CLEAN в приложении к трехмерным задачам. Известия вузов. Радиофизика. 2005, т.48, с.367-381.
5. Agafonov M.I., Sharova O.I. Few projections astrotomography: radio astronomical approach to 3D reconstruction. Astronomische Nachrichten. 2005.v.326, No.2, p.143-149.
6. Агафонов М.И., Шарова О.И. Малоракурсная томография: радиоастрономический подход к двумерной и трехмерной реконструкции. Альманах клинической медицины. 2008. т.17, ч.1. с.133-136.

7. Блинк Эверт (Blink Evert). Основы МРТ: физика (пер. с англ.) 2000.
8. Agafonov M.I., Richards M.T., Sharova O.I. Three-dimensional Doppler tomography of gas flows in the algol-type binary U Coronae Borealis. *Astrophysical Journal*. 2006. v.652, p.1547-1553.
9. Agafonov M.I., Sharova O.I., Richards M.T. Three-dimensional Doppler Images of the Disklike and Streamlike States of U Coronae Borealis. *Astrophysical Journal*. 2009. v.690, p.1730-1744.

TOMOGRAPHICAL 3D-RECONSTRUCTION OF THE OBJECTS BY THEIR ROTATION WITH FIXED INCLINATION ANGLE

Agafonov M.I., Sharova O.I.
Radiophysical Research Institute (NIRFI), Nizhny Novgorod
agfn@nirfi.sci-nnov.ru

Tomographycal 3D-reconstruction on the base of 1D profiles is realized without the calculation on the intermediate stage of the 2D slices (version 3D1D). The introduced procedure allows to achieve the quality of the reconstruction by the rotation of the object with fixed angle of the inclination, near to 45 degrees, similar to the calculation of the 3D structure on the base of the set of 2D slices obtained with the filtered back projections (FBP) method. There was applied the radio astronomical approach (RA) – method of the reconstruction created for the solution of the few projections tomography problems. The 3D1D reconstruction based on the RA method may be used in the tomographycal instruments for visualization by biomedical investigations.

ТОПОЛОГИЯ СИСТЕМЫ МОНИТОРИНГА ГОРОДСКОГО ВОДОСНАБЖЕНИЯ

Самойлов А.Г., Сидоренко А.А.
Владимирский государственный университет им. А.Г. и Н.Г. Столетовых
ags@vlsu.ru

Важными объектами контроля систем городского водоснабжения являются водозаборные станции. Аварии на водозаборах могут привести к понижению давления в трубах городского водоснабжения, а также к полному прекращению водоснабжения, что является серьёзным чрезвычайным происшествием, особенно в зимний период. Неоптимальные режимы функционирования систем водозабора приводят к повышенным расходам на электроэнергию и сокращению срока службы узлов и агрегатов. Нарушения в работе водоочистных сооружений может привести к снижению качества воды. Поэтому необходимо непрерывно контролировать состояние систем водозабора.

Для контроля требуется создать систему мониторинга, позволяющую на диспетчерском центре (ДЦ) иметь информацию о различных параметрах систем водозабора. Постоянный диспетчерский контроль позволит значительно снизить риск возникновения аварии и оптимизировать работу систем водозабора.

В систему водоснабжения крупных городов входят несколько ВЗС (обычно не более пяти). Далеко не всегда есть возможность связать городской диспетчерский центр с водозаборными станциями кабельными каналами. Актуальной задачей является организация надёжного цифрового радиоканала передачи данных между водозаборными станциями и диспетчерским центром. Такой канал контроля и управления может выполнять функции как основного, так и резервного. Структурная схема передачи данных между водозаборной станции (ВЗС) и ДЦ изображена на рисунке 1.

Структура построения системы мониторинга объектов водоснабжения определяется количеством входящих в систему контролируемых объектов и пунктов управления, иерархией объектов, а также наличием между ними каналов связи и их типами.

От структуры построения системы мониторинга объектов зависит время реакции системы, надежность ее работы, стоимость, необходимая пропускная способность каналов.

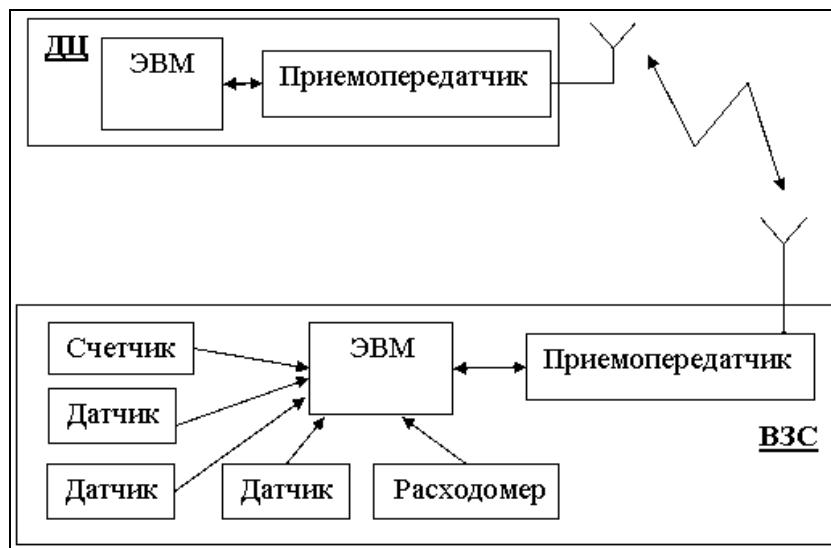


Рисунок 1 – Канал связи ДЦ – ВЗС

Время реакции системы – это время, проходящее между появлением события на контролируемом объекте (изменением контролируемого параметра выше порогового уровня) и отображением сообщения о нем на мониторе ДЦ. На время реакции системы влияют: топологическая структура комплекса, пропускная способность каналов связи, используемые протоколы обмена и дисциплина обслуживания. При определении требуемого времени реакции системы мониторинга необходимо руководствоваться соображениями целесообразности, так как снижение времени реакции требует увеличения затрат на создание надежных высокоскоростных каналов связи и изменения аппаратной части комплекса в сторону усложнения.

Топология системы мониторинга может быть радиальной, магистральной, цепочечной, древовидной или комбинированной. Радиальная топология для мониторинга разнесенных в пространстве объектов является наиболее скоростной, так как каждый из контролируемых объектов (КО) (нижний уровень) связан с общим для всех ДЦ (верхний уровень) отдельным собственным независимым каналом связи. Комплексы с радиальной структурой имеют самое низкое время реакции системы, однако требуют большого количества каналов связи и программного и аппаратного усложнения для отдельного обслуживания каждого из каналов.

Магистральной структурой является двухуровневая структура, при которой каждый из контролируемых пунктов (нижний уровень) связан с общим для всех пунктом управления (верхний уровень) общим каналом связи (рисунок 2).

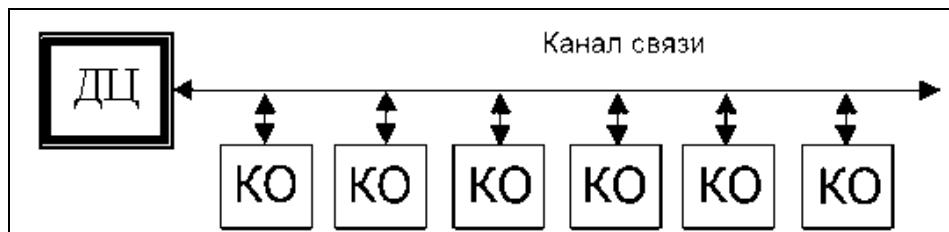


Рисунок 2 – Комплекс с магистральной структурой

Обслуживание КО производится поочередно с использованием запросов со стороны ДЦ, содержащих номер запрашиваемого КП. При поочередном обслуживании ДЦ посылает запросы на обмен данными в канал связи, последовательно обращаясь к каждому КО по его индивидуальному номеру (адресу). В ответ на запрос ДЦ КО с указанным номером, имеющий данные для передачи, переводит свой передатчик из спящего режима в функционирующий и посыпает данные в ДЦ, при этом остальные КО в обмене не участвуют.

Время реакции системы складывается из периода опроса КО (определенного в зависимости от количества КО и объема принимаемой от них информации) и времени передачи информации (определенной пропускной способностью канала связи). Устройство ДЦ комплекса такой структуры

имеет только один коммуникационный адаптер, поэтому его стоимость значительно ниже стоимости ДЦ комплексов радиальной структуры.

Цепочечная и древовидная структуры построения сети связи для мониторинга водозаборных станций подходят плохо, поскольку водозаборы обычно расположены далеко друг от друга и система имеет пониженную надежность, так как в этих структурах все или часть КО является ретрансляторами и работают в непрерывном режиме.

Исходя из задачи системы мониторинга ВЗС, можно сформулировать требования к структуре сети:

- обмен информации между КО и ДЦ осуществляется по радиоканалу;
- аппаратура на каждом из КО должна быть идентична;
- система должна продолжать функционирование при выходе из строя аппаратуры на одном или на нескольких КО.

Наиболее рациональной является система с магистральной структурой, выигрывающая у других по стоимости и надежности. Магистральная топология проигрывает радиальной по скорости, но время реакции системы многократно меньше времени срабатывания автоматики устройств управления оборудованием ВЗС и этот проигрыш несущественен для систем мониторинга ВЗС.

TOPOLOGY OF CITY SYSTEM MONITORING OF WATER SUPPLY

Samoylov A.G., Sidorenko A.A.

Vladimir State University named after A.G. and N.G. Stoletovs

ags@vlsu.ru

The structure of the construction of monitoring a network of water supply of cities. Grounded network of radio and the requirements for it.

АЛГОРИТМ ИНФОРМАЦИОННОГО ОБМЕНА ДЛЯ СИСТЕМЫ ГОРОДСКОГО ВОДОСНАБЖЕНИЯ

Самойлов А.Г., Сидоренко А.А.

Владимирский государственный университет им. А.Г. и Н.Г. Столетовых

ags@vlsu.ru

Автоматический и непрерывный во времени мониторинг можно осуществлять с помощью ЭВМ, размещенных на водозаборной станции (ВЗС) и диспетчерской ЭВМ, имеющих специально установленное дополнительное программное обеспечение. Такое программное обеспечение должно позволять осуществлять:

- автоматический сбор информации с датчиков ВЗС;
- обработку поступающей с датчиков ВЗС информации путем ее перекодирования и пакетирования;
- по команде ЭВМ диспетчерского центра (ДЦ) или оператора включение передатчика ВЗС на передачу для передачи информации с ВЗС с определенным номером;
- непрерывную запись в базу данных ЭВМ ДЦ поступающую от ВЗС информацию, ее обработку и отображение на дисплее оператора;
- переключение передатчика ВЗС в спящий режим после передачи пакета информации;
- прием ЭВМ ВЗС команд управления от ДЦ и их трансляция на ;
- формирование и постоянное обновление информационной базы данных на ЭВМ ДЦ;
- отображение на экране монитора ДЦ текущей и ретроспективной информации о параметрах ВЗС;
- сигнализацию (в том числе и звуковую), если какой-либо параметр состояния объекта выйдет за критический уровень;
- включение или выключение из опроса отдельных параметров;
- исключение или включение в опрос отдельных ВЗС.

В системе мониторинга ВЗС для организации множественного доступа частотное, временное и кодовое разделение каналов для разных ВЗС может быть вполне применимо. Проведение опроса сети

КО с частотой менее 1 Гц определяет то, что время является наиболее дешевым ресурсом и, следовательно, целесообразно применять временное разделение каналов при магистральной структуре построения сети мониторинга.

Рассмотрим возможные варианты информационного обмена диспетчерского центра (ДЦ) с контролируемым объектом (КО), которым является оборудование водозаборной станции (ВЗС):

а) ДЦ производит бесконечный поочередный опрос КО с фиксацией изменений контролируемых параметров;

б) КО сами без запросов поочередно докладывают на ДЦ изменения контролируемых параметров;

в) КО производят доклад одновременно;

г) КО без запросов докладывают на ДЦ изменения контролируемых параметров, только если эти изменения превысили некоторый пороговый уровень.

Произведём выбор из рассмотренных выше вариантов алгоритма информационного обмена. Вариант г) не позволяет вовремя проконтролировать выход из строя аппаратуры на КО и его использование нецелесообразно. Случай в) требует разделения каналов разных ВЗС, что в свою очередь влечет, соответственно, расширение выделяемого частотного диапазона или усложнение аппаратуры и программного обеспечения ЭВМ КО и ДЦ.

В случаях а) и б) временное разделение каналов применимо, но из этих двух вариантов вариант а) наиболее предпочтителен, так как позволяет быстрее зафиксировать нарушение связи с КО а также упростить задачи КО, ведь в этом случае каждому КО необходимо будет просто отвечать на запрос от ДЦ.

Упрощать задачи КО, даже при усложнении задач ДЦ, более целесообразно из-за того, что ДЦ в системе мониторинга ВЗС всего один и к нему имеется непосредственный доступ оператора. Итак, с ДЦ на опрашиваемый КО поступает сигнал, первые биты которого должны содержать кодовое имя данного КО, а последние биты давать команду ЭВМ ВЗС начать передачу информации.

Передавать постоянно сообщение с информацией о значениях всех параметров ВЗС не целесообразно. Необходимо всегда обновлять показания расходомеров и счетчиков. Передавать информацию о положении задвижек, о состоянии насосов и мешалок нужно только при наличии изменений.

ALGORITHM OF INFORMATION EXCHANGE FOR SYSTEM URBAN WATER

Samoylov A.G., Sidorenko A.A.
Vladimir State University named after A.G. and N.G. Stoletovs
ags@vlsu.ru

The question of information exchange in the monitoring equipment of water intake stations considered. An algorithm with alternate interview stations proposed.

РАЗВИТИЕ БЕСПРОВОДНЫХ ТЕЛЕКОММУНИКАЦИОННЫХ СИСТЕМ НА ОСНОВЕ ТЕХНОЛОГИИ КОГНИТИВНОГО РАДИО

Китчер Эммануэль
Владимирский государственный университет им. А.Г. и Н.Г. Столетовых,
ekitcher@yahoo.com

В настоящее время быстро развиваются системы беспроводного доступа. Она заменяет работу соединительных кабелей сетей передачи данных как внутри помещений, так и снаружи их. Однако, проблемой современных беспроводных систем связи является отсутствие совместимости между различными типами устройств сообщений и сетевой инфраструктуры. Также в связи с ограничением частотного ресурса, разработка новых систем беспроводного доступа приводит к увеличению нагрузки на естественный ресурс и, как следствие, усложнению процедуры выделения частот.

Развитие телекоммуникационных технологий может привести к объединению всех беспроводных устройств в одно устройство. Это сможет постепенно упростить взаимодействие

пользователя с все более сложными техническими средствами. Методы для регулирования использования ограниченного частотного ресурса постоянно усложняются. Помехи от одновременно используемых в одном частотном диапазоне радиопередатчиков приводят к значительным искажениям в передаваемой информации. Это может значительно затруднить работу телекоммуникационных систем различного назначения [1]. Одним из возможных путей решения указанных проблем является переход к новой идеологии использования частотного ресурса, состояния сетей, построения оборудования и предоставления услуг. Такой идеологический подход к построению интеллектуальных радиосистем, получил название когнитивное радио (КР, *Cognitive Radio, CR*).

Идеи когнитивного радио впервые были изложены в статье Джозефа Митолы III (*Joseph Mitola III*) и Джеральда К. Магуэйра (*Gerald Q. Maguire, Jr.*) в 1999 году [2]. Это был новый подход в области беспроводной связи. Митола позже описал его как: “беспроводные персональные цифровые устройства (*personal digital assistants, PDAs*), связанные с ними сети, которые достаточно разумные в отношении использования радио ресурсов и связанных с ними компьютерных коммуникаций для определения потребностей пользователей связи в зависимости от контекста использования. Они должны обеспечивать оптимальное использование радио ресурсов и выбор беспроводных услуг, которые наиболее подходят пользователям” [2].

На международной научно-практической конференции в Киеве, предлагается следующее определение, которое в полной мере отражает способность к самоорганизации, использование динамического доступа к спектру, возможности влиять на операционную рабочую среду, путем занятия свободного участка спектра: “Когнитивная радиосистема – самоорганизующаяся радиосистема с динамическим доступом к радиочастотному спектру, которая способна познавать свою эксплуатационную и географическую среду, адаптировать к ней свои функциональные параметры и протоколы и/или изменять свою эксплуатационную среду за счет накопленных в процессе функционирования знаний и приобретенных навыков, с учетом установленных регуляторных политик и своего функционального состояния” [3].

С точки зрения разработчика, когнитивное радио - это радиосистема, которая использует технологии радиосвязи с программируемыми параметрами (*Software Defined Radio, SDR*) и другие технологии для автоматического настраивания режима работы радиосистемы для достижения желаемых целей. Такая радиосистема способна накапливать знания об условиях эксплуатации. КР может запоминать результаты своих действий и используемые модели для той или иной окружающей среды [2].

В настоящее время технология КР применяются в области распределений спектр частот. Основной принцип интеллектуальной радиосвязи является динамическом управлении загрузкой частоты. Это сложный технический процесс, суть которого состоит в том, что в сотовой сети с одним каналом связи один пользователь может им пользоваться, пока второму пользователю канал не нужен. Таким образом, становятся доступны значительные частотные ресурсы без необходимости изыскивать дополнительные частоты. Механизмы самоуправления базируются на принципах обучения и искусственного интеллекта. К особенностям систем когнитивного радио следует отнести:

1. Возможность получать информацию о состоянии окружающей радио-среды;
2. Возможность проводить интеллектуальный анализ информации о состоянии окружающей радио-среды.
3. При изменении радио-среды адаптивно изменять параметры телекоммуникационной системы таким образом, чтобы обеспечить эффективное функционирование системы связи.

Используемая в системах когнитивного радио вычислительная система накапливает информацию об окружающей среде и на основе имеющейся информации вырабатывает различные стратегии использования телекоммуникационной системы. При этом в ходе обучения система КР учитывает особенности используемых полос частот и допустимые режимы использования имеющейся аппаратуры. [4]. Основная теоретическая проблема, которая должна быть решена при разработке систем когнитивного радио – задачи многокритериальной оптимизации радио параметров. При этом в системах когнитивного радио задача должна быть решена в режиме реального времени многократно для изменяющейся радио среды. В связи с этим когнитивный блок включает в себя множество целевых функций, методы их анализа и алгоритмы оптимизации этих целевых функций в зависимости от характеристик радиосистемы. Структурная схема КР, которая выполняет данные функции, приведена на рисунке 1.

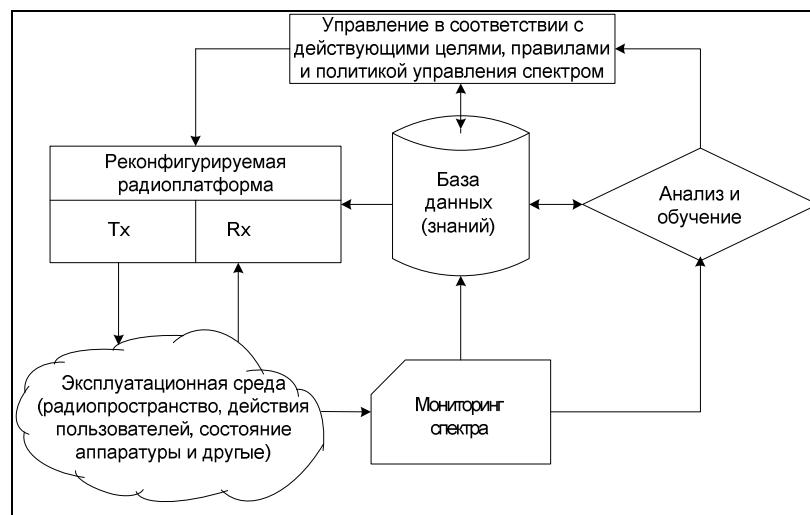


Рисунок 1 – Структурная схема КР

С целью структурно-логического описания принципов функционирования системы КР используется понятие циклов познания. Такой цикл может быть представлен в виде кибернетической модели *OODA* [3] как показано на рисунке 2. Наблюдение (*observation*) - это процесс сбора информации, необходимой для принятия решения в каждом конкретном случае. Необходимая информация может быть получена как от внешних, так и от внутренних источников. Под внутренними источниками информации понимаются элементы обратной связи петли. Ориентация (*orientation*) - наиболее ответственный и наиболее сложный с когнитивной точки зрения этап во всем цикле *OODA*. Этап ориентации состоит из двух подэтапов: разрушение (*destruction*) и создание (*creation*). Решение (*decision*) - если к этому этапу устройство смогло сформировать только один план, то просто принимается решение - выполнять этот план, или нет. Если же сформированные несколько альтернативных вариантов действий, то устройство на данном этапе осуществляет выбор наилучшего из них для дальнейшей реализации. Действие (*action*) - заключительный этап цикла, который предусматривает практическую реализацию принятого решения. Действие предусматривает управление системой с целью улучшения результатов наблюдения в следующем цикле.

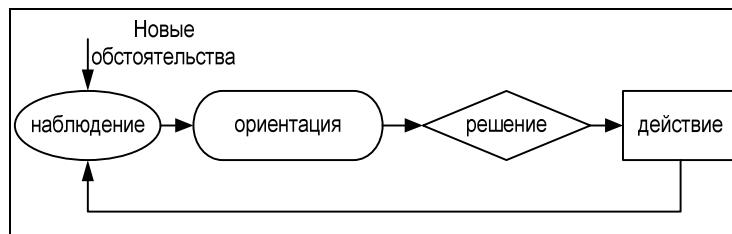


Рисунок 2 – Модель OODA

Указанная модель предусматривает многоразовое повторение петли действий, которая сформирована четырьмя последовательными взаимодействующими процессами: наблюдением, ориентацией, решением, управляющим воздействием. Фактически имеет место развитие ситуации по спирали и на каждом этапе этой спирали осуществляется взаимодействие с эксплуатационной средой.

Система постоянно анализирует спектр радиосигнала, окружающие фоновые сигналы, а также поведение пользователей сети. Базовая станция, собрав всю информацию о частотном диапазоне и используя информацию о своём месторасположении, определяет какие частоты, могут быть использованы для установления связи с пользователями сети. При уже установленной связи, система периодически сканирует частотный диапазон на случай появления новых сигналов, и при обнаружении таковых, сразу перестраивается на другие частоты. Следует отметить, что сканирование частотного диапазона происходит на стороне абонента, что позволяет иметь актуальную информацию о обстановке в зоне покрытия. Разработчики отмечают, что стандарт IEEE 802.22 WRAN является одной из первых спецификаций [5], использующих в полной мере когнитивные технологии

в радиосвязи. Таким образом, стандарт позволяет эффективно использовать имеющийся спектр рабочих частот.

Библиографический список

1. Зинченко Л.А., Сорокин С.Н. – Эволюционное проектирование элементов телекоммуникационных систем, Таганрог: Изд-во ТРТУ, 2003. – С. 1-2.
2. Михалевский Леонид Вильгельмович. Когнитивное радио – передовая технология на пути к более рациональному использованию радиочастотного спектра. Семинар МСЭ, Армения, 28-30 апреля 2008 г.
3. Кокотов О. В., Бондаренко А.В. Общие принципы построения когнитивных радиосистем. Украинский государственный центр радиочастот. Киев, Май 2010.
4. И.И. Сопронюк, В.П. Лысечко, Е.А. Ухова. Метод мониторинга спектра в когнитивных радиосетях на основе использования информационного критерия Акайке. УДК 621.391. 2011.
5. IEEE 802.22 WRAN Standard using Cognitive Radio technology. <http://www.radio-electronics.com/info/wireless/index.php>

DEVELOPMENT OF WIRELESS TELECOMMUNICATION SYSTEMS BASED ON THE COGNITIVE RADIO TECHNOLOGY

Emmanuel Kitcher

Vladimir State University named after A.G. and N.G. Stoletovs
ekitcher@yahoo.com

This article discusses the problems that have arisen due to the modernization of wireless communication systems. One of such problems is the lack of compatibility between different types of communications devices and network infrastructure. Also discussed is a proposal to solve these problems by the application of the new ideology to the usage of frequency resources, network states, building of equipment and services. The approach to construct an intelligent radio system is referred to as cognitive radio CR.

The general concept of cognitive radio technology and its definition were also introduced. We presented the structural and functional models and outlined the principles of its operation. The main features and benefits to users of such communication systems were provided. An example of the first specification or standard (IEEE 802.22 WRAN), developed on the basis of the cognitive radio technology was indicated.



БЫСТРОДЕЙСТВУЮЩИЕ ОПТОЭЛЕКТРОННЫЕ АНАЛОГО-ЦИФРОВЫЕ ПРЕОБРАЗОВАТЕЛИ

Золотов А.Н., Руфицкий М.В.

Владимирский государственный университет им. А.Г. и Н.Г. Столетовых
zolotovan@inbox.ru, mvr59@mail.ru

Сегодня системы цифровой обработки сигнала (ЦОС) стали неотъемлемой частью повседневной жизни. ЦОС-устройства применяются в самых разнообразных системах – от мобильных телефонов, компьютерных модемов, цифровых телевизоров, MP3- и DVD-плееров до систем голосового трафика по IP-сетям, медицинской аппаратуры, навигаторов автомобилей и т.д. Быстрое развитие вычислительной техники и элементной базы ведет к увеличению скорости, объема передачи данных и расширению области применения систем ЦОС.

Наиболее слабым развитым звеном в быстродействующих системах ЦОС являются преобразователи информации, такие элементы аналого-цифровые преобразователи (АЦП) и цифро-аналоговые преобразователи (ЦАП). На сегодняшний день все выпускаемые АЦП и ЦАП относятся к классу электронных устройств, и это, в свою очередь, накладывает ограничения на быстродействие: невозможность создания многоразрядных преобразователей параллельного типа. Как правило, в приложениях, требующих высокого быстродействия, приходится жертвовать точностью, и наоборот.

Современный рынок АЦП представлен крупнейшими фирмами, которые в своих разработках добились быстродействия преобразователей до нескольких единиц ГГц. Однако, разрядность быстродействующих преобразователей ограничивается 8 - 12, что существенно снижает точность преобразования. В результате этого возникает задача выбора между высокоскоростными и менее точными преобразователями или прецизионными, но обладающими низким быстродействием. Компромисс в этом вопросе может быть найден путем разработки многоразрядных параллельных АЦП, однако, решение этой задачи традиционными методами весьма затруднительно.

Большинство современных параллельных АЦП построены на основе набора компараторов, соединенных параллельно с источником входного сигнала. Недостатками данного принципа являются:

- Малая точность, из-за сложности реализации многоразрядного АЦП;
- Высокое энергопотребление, из-за большого количества компараторов и резисторов[1], несколько улучшить эти параметры позволяют схемы интерполяции, которые сокращают число компараторов в ядре [2];
- Низкая помехозащищенность каналов связи, из-за отсутствия гальванической развязки между входом и выходом.

Переход от схем электрических к оптоэлектронным, структура которых показана на рисунке 1, в которых аналого-цифровое преобразование выполняется в оптическом виде, а потом декодируется в электрические сигналы, позволит реализовать быстродействующее преобразование высокой точности.

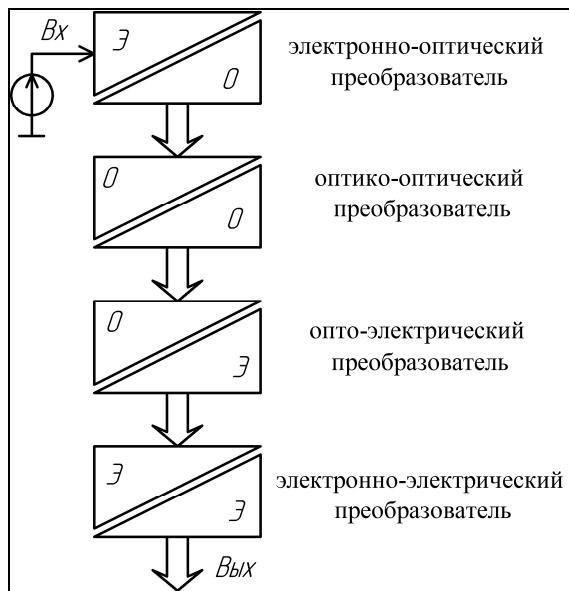


Рисунок 1 – Структура оптоэлектронного аналого-цифрового преобразования

Наиболее простой для реализации оптоэлектронного параллельного АЦП является функциональная схема, представленная на рисунке 2.

Работа АЦП осуществляется следующим образом. Светодиод 2, работающий на линейном участке зависимости силы света от прямого тока, управляемый током, который либо подается с токового входа АЦП, либо с блока преобразования напряжение - ток 1. В нулевом состоянии светодиод отключен, все светочувствительные сенсоры фотопринимающей матрицы 5 не засвечены (находятся в нулевом состоянии). На выходе приоритетного шифратора 6 нулевое состояние.

С изменением значения на входе АЦП светодиод испускает излучение продолжительностью, равной продолжительности входного сигнала. Излучение, отражаясь от зеркала 4, фокусируется на фотопринимающей матрице 5 и засвечивает часть светочувствительных сенсоров. На выходе транзисторов, подключенных к этим сенсорам, устанавливается единичное состояние, таким образом, на вход приоритетного шифратора 6 будет поступать десятичный код. Этот код преобразуется приоритетным шифратором в выходной двоичных сигнал.

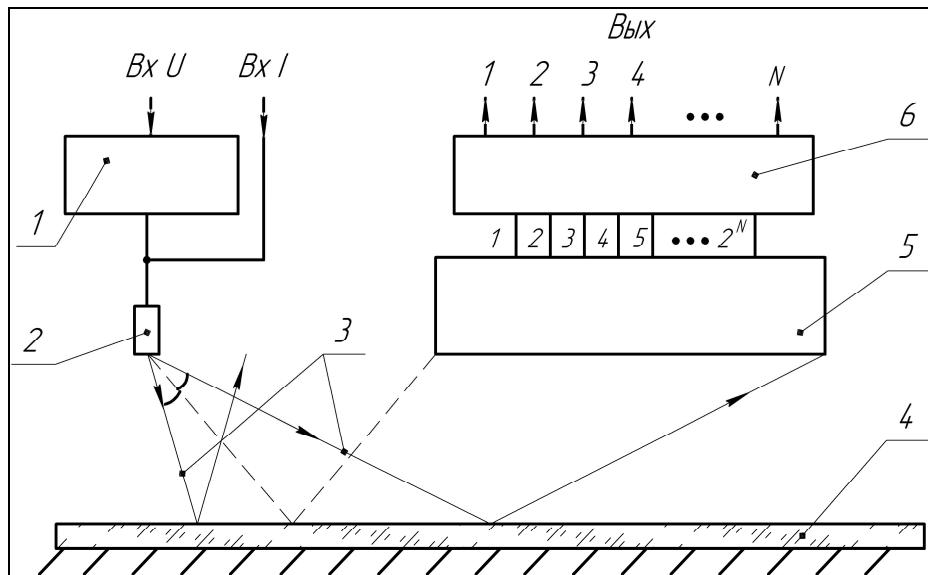


Рисунок 2 – Функциональная схема работы оптоэлектронного АЦП: 1 – преобразователь напряжения-ток; 2 - светодиод; 3 – телесный угол распространения излучения; 4 – зеркальная поверхность; 5 – фотопринимающая матрица; 6 – приоритетный шифратор

Фотопринимающая матрица состоит из быстродействующих фотодиодов, располагающихся по радиусу светового пятна, сформированного отражением излучения светодиода от зеркала. К выходу фотодиодов подключаются транзисторы, работающие в ключевом режиме, так, чтобы при определенном заданном уровне освещения фотодиода, на выходе фотопринимающего сенсора установилось единичное состояние. Фотодиоды располагаются друг от друга на расстоянии, при котором увеличение тока на шаг квантования, вызывает увеличение количества засвеченных светочувствительных элементов на один [3].

Принцип работы АЦП основывается на разложение оптического сигнала, созданного светодиодом на двоичные унитарные составляющие. Возможность создания данного принципа можно описать следующими положениями:

Закон освещенности

Для точечного источника освещенность определяется по закону обратных квадратов:

$$E = \frac{I_v}{r^2} \cdot \cos\alpha$$

где E – освещенность, I_v – сила света, r – расстояние до источника излучения, α – угол падения света на площадку.

Закон обратных квадратов соблюдается при размере источника излучения d в 10 раз меньшего расстояния r до освещаемой поверхности. Если $r < 10 \cdot d$, то освещенность убывает медленнее.

2. Зависимость силы света I_v от прямого тока I через светодиод.

Различные типы светодиодов имеет различную зависимость $I_v = f(I)$. У некоторых светодиодов эта функция линейная, практически на всей области определения. Чем выше ток, проходящий через светодиод, тем больше сила света и, следовательно, освещенность.

3. Пространственное распределение излучения.

Различия между показателями преломления излучающего материала и материала окружающей среды, где распространяется излучение, ведет к анизотропии пространственного распределения излучения. Для планарных светодиодов, на основе материалов с высокими значениями преломления, характерно ламбертовское распределение [4]:

$$I_{env} = \frac{P_{source}}{4\pi r^2} \cdot \frac{n_s^2}{n_{env}^2}$$

где I_{env} – интенсивность излучения в окружающей среде, P_{source} – полная мощность источника света, n_s , n_{env} – показатель преломления полупроводника и окружающей среды соответственно, r – радиус поверхности сферического конуса.

Выведено данное выражение в работе [4], оно показывает, что интенсивность света максимальна при излучении, перпендикулярном поверхности полупроводника. При увеличении угла, интенсивность снижается до значения половины максимума.

Быстродействие оптоэлектронных параллельных АЦП будет ограничиваться скоростью преобразования из электрической в оптическую форму, и наоборот. Современные достижения в различных областях науки позволяют выпускать pin-фотодиоды с быстродействием выше 50 ГГц [5]. Быстродействие светодиодов при применении схем формирования токов и минимизации паразитных параметров достигает скорости 1 ГГц, повысить эту частоту можно путем уменьшения времени жизни неосновных носителей за счет сильного легирования активной области [2], при этом снижается квантовый выход. Такой метод реализован в работах [6] и позволяет получить светодиоды с быстродействием 1,7 ГГц. Другим, более перспективным методом является переход от светодиода к структуре светотранзистора, быстродействие которых достигает 7 ГГц и выше [7].

Таким образом, оптоэлектронные параллельные АЦП могут иметь скорости до нескольких единиц ГГц. А при дальнейшем развитии схемотехники высокоскоростных светодиодов быстродействие увеличится и достигнет десятков ГГц. Разрядность, а, следовательно, и точность преобразования в оптоэлектронных ЦАП напрямую зависят от расстояния между светодиодом и фотопринимающими сенсорами, что на современном этапе развития технологии производства при нормах 16 нм и ниже, могут быть достаточно высокими. Структура таких преобразователей довольно сложна и требует создания математических моделей, учитывающих большое число параметров и факторов, влияющих на работу светодиодов и фотодиодов, а также их геометрическое расположение. Создание средств САПР для проектирования таких преобразователей может явиться отправной точкой для их практического применения.

Работа выполнена при проведении НИР по государственному контракту № 07.514.11.4061 от 13.10.2011.

Библиографический список

1. Волович, Г.И. Схемотехника аналоговых и аналого-цифровых устройств / Г.И. Волович. – 2-е изд.– М.: Издательский дом «Додека XXI», 2007.– 528 с.
2. Мерзликин С. Сверхбыстродействующие АЦП: особенности построения // ЭЛЕКТРОНИКА: Наука, Технология, Бизнес. - 2008. - №1. - С. 30-35.
3. Аналого-цифровой преобразователь : заявка на выдачу пат. 2011140359/ Российская Федерация : МПК Н 03М 1/36, / Золотов А.Н., Руфицкий М.В.; патентообладатель Владимирский государственный университет им. А.Г и Н.Г. Столетовых; заявл. 04.10.2011;
4. Шуберт, Ф.Е. Светодиоды: пер. с англ. / под ред. А.Э. Юновича. – 2-е изд. – М. : ФИЗМАТЛИТ, 2008.– 496 с.
5. www.discoverysemi.com
6. Chen, C. H. “GHz bandwidth GaAs light-emitting diodes” / C. H. Chen, M. Hargis, J. M. Woodall, M. R. Melloch, J. S. Reynolds, W. Wang, and E. Yablonovitch // Appl. Phys. Lett., vol. 74, pp. 3140-3142, 1999.
7. Walter, G Tilted-charge high speed (7 GHz) light emitting diode / Walter, G.; Wu, C. H.; Then, H. W.; Feng, M.; Holonyak, N. // Applied Physics Letters, Volume 94, Issue 23, id. 23112, 2009

FAST-ACTING OPTOELECTRONIC ANALOG TO DIGITAL CONVERTERS

Zolotov A.N., Rufitskiy M.V.

Vladimir State University named after Alexander Grigorievich and Nikoliy Grigorievich Stoletovs,
zolotovan@inbox.ru, mvr59@mail.ru

The article investigates the possibility of constructing an analog-digital conversion on the new optoelectronic principles. This allows us to extend the frequency range of conversion and increase conversion bit, and therefore increases the accuracy. Structural and functional diagram of the optoelectronic converter is presented. Regulations that explain the possible expansion of the optical input signal into a unitary binary code are presented. Analysis of modern technology and components for the construction of multi-digit high-speed optoelectronic ADC is presented. The main advantage of the new approach in the creation of high-speed converters is a replacement of complexly high-speed electrical circuits for optical circuits.

ANALYSIS OF MICRO ELECTRO-MECHANICAL SYSTEMS (MEMS) CLASSIFICATION METHODS

El-Zoghbi R.A.

Vladimir State University named after A.G. and N.G. Stoletovs

rabie.elzoghbi@gmail.com

Micro electro-mechanical systems, or MEMS, is a technology that can be defined as miniaturized mechanical and electro-mechanical elements (i.e., devices and structures) that are made using the techniques of micro fabrication. The critical physical dimensions of MEMS devices can vary from well below one micron on the lower end of the dimensional spectrum, all the way to several millimeters [2]. The types of MEMS devices can vary from relatively simple structures having no moving elements, to extremely complex electromechanical systems with multiple moving elements under the control of integrated microelectronics. The main criterion defining a device or a system to be classified as MEMS is that there are at least some parts having some sort of mechanical or physical functionality, not necessarily for these parts to move.

While the functional parts of MEMS are miniaturized structures, sensors, actuators, and microelectronics, the most significant ones are the micro-sensors and micro-actuators. Micro-sensors and micro-actuators are appropriately called transducers, which are defined as devices that convert energy from one form to another. In the case of micro-sensors, the device converts a measured mechanical signal into an electrical signal. In the contrary, the device converts an electrical signal to a physical signal or movement in the case of micro-actuators.

MEMS devices have applications ranging from automobiles, telecommunication, and navigational guidance systems to home and office appliances like printers, displays, and smart products. Also, they use different techniques and physical mechanisms in their sensing parts like the piezo-resistive, capacitive, thermal, optical, magnetic, and chemical characteristics of materials.

The variation of MEMS devices in many ways and levels, suggests many classification methods to be applied to MEMS technology and products, according to different criteria. The most significant of them:

- Mechanical transduction techniques.
- Micro-sensor applications.
- MEMS devices fields of application.

In this paper, the classification of MEMS is accomplished according to these 3 methods, and the correlation between them is analyzed.

Mechanical transduction techniques

The most important techniques used in MEMS transducers include the following [3]:

- Piezo-resistivity.
- Piezo-electricity.
- Variable capacitance.
- Optical techniques.
- Resonant techniques.
- Thermal techniques.
- Magnetic techniques.
- Chemical characteristics of materials.

MEMS classification by micro-sensor applications

Pressure measuring. The application of MEMS to the measurement of pressure is a mature application of micro-sensors, and devices have been around for more than 30 years. It is without doubt one of the most successful application areas, accounting for a large portion of the MEMS market [1]. Pressure sensors have been developed that use a wide range of sensing techniques, including micro Silicon diaphragms, piezo-resistive, capacitive, resonant, and optical pressure sensors. However, Microphones are a particular type of MEMS pressure sensor designed to transducer acoustic signals into electrical output [1]. Different types of microphones are designed and manufactured; most common are capacitive, piezo-resistive, and piezo-electric ones.

Force and torque sensing. This application is very important in weighing machines, industrial processes, and automotive engines. There are several ways to measure force and torque values using micro-sensors, like resonant, optical, capacitive, and magnetic sensors.

Inertial sensors. This kind of micro-sensors measures either linear acceleration or angular motion about one or several axes. In the first case, the sensor is referred to as an accelerometer, and in the second, as a gyroscope. Applications of this micro-sensor are of wide variety, like automobiles, stabilization of video cameras, shock monitoring, electronic games in mobile phones and PC's. Inertial micro-sensors include piezo-resistive, piezo-electric, capacitive, resonant, optical, thermal, and electro-magnetic sensors.

Flow sensors. A fluid flow can be either a gas flow or a liquid flow. Measured values can be either the amount of mass moved (weight per second), the distance moved (meters per second), or the volume moved (volume per second). A variety of conventional flow sensors exist, but they are often of little use in the micro domain [1]. Limited sensitivity, large size, and difficulties in interfacing with micro-fluidic devices restrict their use. Recent progress in the usage of this type of micro-sensors was noticed in bio-medicine (Bio-MEMS and Lab-on-a-chip systems) and manufacturing where micro-cooling is already a need. The most common types of this micro-sensor are thermal, capacitive, piezo-resistive, optical, and electro-chemical ones.

RF MEMS sensors. RF MEMS devices are micro-systems manufactured in a suitable technology platform, typically characterized by having movable micro-parts capable of reconfiguring the RF characteristics of a device. Some RF micro-components are categorized as RF MEMS devices despite not having any movable or deformable parts. Capacitive and resonant micro-sensors are most used in this kind of devices.

MOEMS. Micro opto-electro-mechanical systems (MOEMS) is not a special class of Micro-Electro-Mechanical Systems (MEMS) but in fact it is MEMS merged with Micro-optics which involves sensing or manipulating optical signals on a very small size scale using integrated mechanical, optical, and electrical systems. MOEMS includes a wide variety of devices including optical switches, optical cross-connect, micro-mirrors systems, and micro-scanners. Optical and capacitive techniques are most used in this micro-sensor.

The relation between different micro-sensor applications and transduction techniques are analyzed and the results are grouped in Table 1.

Table 1 – Distribution of micro-sensor applications according to transduction techniques used in MEMS devices

Micro-sensor application →	Pressure measuring	Force and torque sensing	Inertial sensors	Flow sensors	RF MEMS sensors	MOEMS
Transduction techniques ↓						
Piezo-resistivity	+		+	+		
Piezo-electricity			+			
Variable capacitance	+	+	+	+	+	+
Optical techniques	+	+	+	+		+
Resonant techniques	+	+	+		+	
Thermal techniques		+	+	+		
Magnetic techniques		+	+			
Chemical characteristics				+		

MEMS devices application fields

Fields of application are the major factor which gave MEMS devices their advantages. These are the fields where needed simple, miniaturized, massive production devices with price limit, or highly precise and robust miniaturized systems. Most advanced fields in MEMS integration are:

Home and office appliances. Inkjet printers which use piezo-electrics or thermal bubble ejection to deposit ink on paper; displays e.g., the DMD chip in a projector based on DLP technology, which has a surface with several hundred thousand micro-mirrors or single micro-scanning-mirrors also called micro-scanners.

Consumer electronics. Accelerometers in consumer electronics devices such as game controllers (Nintendo), personal media players, and cell phones (Apple iPhone, various Nokia mobile phone models,

various HTC PDA models) and a number of digital cameras (various Canon Digital IXUS models). Also used in PCs to park the hard disk head when free-fall is detected, to prevent damage and data loss. MEMS gyroscopes used in mobile phones and in cameras for stabilization, and MEMS microphones in headsets and laptops are wide-spread.

Entertainment. Accelerometers in video games, gyroscopes used in mobile phones games, and virtual reality applications with head-mounted displays and data gloves.

Medicine, health, and sport. Bio-MEMS are used in many aspects in medicine and health monitoring. Huge companies are developing MEMS devices for medical usage. Different applications are found for MEMS, some of them are: Blood pressure sensing; diagnoses and monitor of heart failure; drug delivery rate measure; physiological measurements, such as abdominal, aortic aneurysm pressure, and intraocular, intracranial and inter-vertebral pressures; DNA analysis. Micro-fluidic MEMS and accelerometers are common used in this field.

Automobile. Car production is the first field where MEMS became often integrated, especially in safety and security systems, most known examples are: accelerometers in modern cars for different purposes including airbags; gyroscope navigational usage within certain time when GPS is out of coverage; pressure sensors in car tires.

Telecommunication. Optical switching technology, which is used for switching technology and alignment for data communications; wireless MEMS systems for distant patients monitoring. RF MEMS and MOEMS are wide range of MEMS devices used in this field. Also, MEMS systems are often used in navigational applications.

Industry and production. Micro-fluidic systems used for micro-cooling in production machines, and for fluid acceleration monitoring. MEMS accelerometers are used to measure vibration and balance of heavy machines, also for secure transport of different goods.

Space technologies. Micro-robots, micro-fluidic monitoring, inertial MEMS, RF MEMS, and MOEMS are widely used in space technologies.

Military and defense. One of the most famous military applications of MEMS technology is the smart dust system. It's a group of micro-sensors. A dust device of very small size with extra-ordinary capabilities. A Wireless Sensor Networks (WSN). Nodes in smart dust are called motes, they combines sensing, computing, wireless communication capabilities and autonomous power supply within volume of only few millimeters.

Table 2 – Relation between micro-sensor application and Fields of application of MEMS devices

Micro-sensor application →	Pressure measuring		Force and torque sensing	Inertial sensors		Flow sensors		RF MEMS sensors	MOEMS	
	MEMS pressure sensors	MEMS microphones		Accelerometer	Gyroscope	Micro-fluidic	Bio-MEMS		Optical switches	Micro-mirrors
Home and office appliances	+	+		+	+					+
Consumer electronics	+	+	+	+	+					+
Entertainment	+	+	+	+	+		+			+
Medicine, health, and sport	+		+	+	+	+	+	+	+	
Automobile	+		+	+	+		+	+		
Telecommunication	+			+				+	+	
Industry and production	+		+	+		+				
Space technologies	+		+	+	+	+	+	+	+	
Military and defense	+		+	+	+			+	+	

Conclusion

In this paper, MEMS devices were classified by micro-sensor application method and by MEMS fields of application, the results were held in tables 1 and 2. As we see in table 1, capacitance and optical transduction techniques are the most common to use in MEMS micro-sensors. In table 2, it's obvious that the medical and space fields of application of MEMS devices are the most fields which use the widest spectrum of MEMS micro-sensors in their needs.

References

1. S. Beeby, G. Ensell, MEMS mechanical sensors, Artech House, London, 2004.
2. MEMS and Nanotechnology community hosted by the MEMS and Nanotechnology Exchange (MNX) <http://www.memsnet.org>
3. T. Lammerink, and J. Fluitman, "Review of Excitation and Detection Mechanisms for Micromechanical Resonators," Sensors and Materials, Vol. 5, No. 3, 1993, pp. 143–181.
4. MEMS journal - <http://www.memsjournal.com>
5. K. Gilleo, "MEMS IN MEDICINE", ET-Trends LLC.

БЕСПРОВОДНЫЕ СЕТИ И ТЕХНИКО-ЭКОНОМИЧЕСКОЕ ОБОСНОВАНИЕ ИХ ДЛЯ ЗДРАВООХРАНЕНИЯ

Галкин А.П., Альджарадат Махран Мохаммад Али, Дарахма Ислам (Палестина)
Владимирский государственный университет им. А.Г. и Н.Г. Столетовых,
galkin@vlsu.ru

Из-за широкого распространения беспроводных сетей для информационного обмена в здравоохранении требуется технико-экономическое обоснование их применения и защиты [1].

По технологии доступа. В зависимости от определенного стандарта, частоты и области применения беспроводные сети могут быть сгруппированы по используемой технологии доступа.

Существуют:

- Глобальные системы для мобильной связи(GSM сети),
- сети с временным разделением каналов с многостанционным доступом (TDMA-сети),
- Wi-Fi сети,
- WiMAX сети,
- спутниковые сети,
- сети связи на основе многостанционного доступа с кодовым разделением(CDMA сети),
- Bluetooth сети,
- Hiperlan2 сети,
- инфракрасные сети

По приложениям сети. Беспроводные сети могут также быть сгруппированы по области применения и приложениям, которые они поддерживают:

1. Сети предприятия (Enterprise Networks).
2. Домашние сети (Home Networks).
3. Тактические сети(Tactical Networks).
4. Сенсорные сети (Sensor Networks).
5. Всепроникающие сети (Pervasive Networks).
6. Носимые вычисление системы(Wearable Computing).
7. Автоматизированная сетевая архитектура транспортного средства(Automated Vehicle)

Что влияет на развитие беспроводной технологии? Чтобы понять тенденции развития беспроводной технологии и увидеть, почему динамические мобильные сети (mobile ad hoc networks) играют такую важную роль в развитии будущих беспроводных сетей, необходимо проследить эволюцию развития беспроводных сетей (рисунок 1), [2].



Рисунок 1 – Поколения сотовой связи

Можно утверждать, что история коммерческой беспроводной связи началась с первого поколения (1G) в 80-ых, когда беспроводная технология поддерживала аналоговые сотовые телефоны, использующие множественный доступ с разделением частот (FDMA), и была относительно простой. Поскольку в различных районах мира были различные стандарты, мобильные телефоны 1-го поколения (1G) могли, как правило, использоваться только в одной стране. Например, к 1G системам относятся Северная мобильная телефония (NMT) и Система связи с всеобщим доступом (TACS) в Европе, а также Усовершенствованная система мобильной радиотелефонной связи (AMPS) в Северной Америке.

Сети второго поколения (2 G) начали развертывать приблизительно десятилетие назад. Стандарт 2G переводит мобильную систему в цифровую форму и добавляет к традиционной передачи речи еще и передачу факсов, и данных. Появление новых возможностей было вызвано необходимостью быстрого доступа к данным популярных мобильных информационных служб, таких как электронная почта, SMS, и так далее. По-прежнему, в различных районах мира использовались различные стандарты, например, Европа и Азия использовала стандарт GSM, тогда как Северная Америка использовала стандарты множественный доступ с временным уплотнением(TDMA), множественный доступ с кодовым разделением (CDMA) и GSM в качестве технологии второго поколения.

С недавних пор, для улучшения низкоскоростной передачи данных (до 384 кбит/с) стандарт 2G был расширен до 2.5 G.

Главная особенность этапа развития систем сотовой связи были необходимости перехода к системам третьего поколения 3G. Основным отличием систем 3G от второго поколения 2G является возможность передачи больших объемов информации с высокими скоростями. В системах третьего поколения появляются возможности для предоставления мультимедийных услуг: передачи изображений, в том числе и организация видеоконференций, телемедицины, мобильной электронной коммерции, обеспечения безопасности абонентов и услуг, связанных с определением местоположения абонента.

Для описания усовершенствованных 3G мобильных сетей передачи данных использовались HSDPA (High Speed Downlink Packet Access), в которых достигнуты более высокие скорости передачи данных порядка. В таких сетях используются следующие технологии. Технология высокоскоростного пакетного доступа по каналу связи вниз (нисходящему каналу) HSDPA (High-Speed Downlink Packet Access), которая позволяет внедрять услуги, требующие высоких скоростей передачи информации, повышает скорость передачи данных и расширяет емкость сетей третьего поколения. Она обеспечивает плавное, эволюционное повышение производительности сетей третьего поколения, подобно тому, как это делает технология EDGE в сетевой среде GSM.

В настоящее время в отраслях промышленности, производящих оборудование для беспроводных линий связи, полным ходом идут работы по переводу производства на выпуск оборудования сетей четвертого поколения, знаменующее переход от систем CDMA (WCDMA) к системам OFDMA, а также переход от систем с коммутацией каналов к системе e2e IP (коммутации пакетов).

Технологией построения сетей беспроводной связи 4 поколения, следующего за 3G является LTE. Это технология, основана на базе IP-технологий, отличающаяся высокими скоростями передачи данных до 300 Мбит/с в нисходящем канале и до 75 Мбит/с в восходящем канале.

Все современные технологии беспроводной связи двигаются в одном направлении к системам на базе OFDM-MIMO и далее к системам 4-го поколения (или IMT-advanced в терминологии ITU).

У сотовых технологий одна четкая тенденция – миграция в сторону LTE, стандарта 3GPP. У систем широкополосного беспроводного доступа (ШБД), а WiMax - единственный представитель среди всех ШБД-технологий, входящих в семейство IMT-2000, – две альтернативы: мигрировать в сторону LTE или развиваться в направлении IEEE 802.16m

Работа выполнена в рамках проекта ДПННиТ № 6.2516.2011 по государственному заданию Министерства образования и науки РФ.

Библиографический список

1. Защита каналов связи предприятий и учреждений от несанкционированного доступа к информации: Учеб. пособие. / А.П. Галкин – Владимир, Владимирский государственный университет, 2003.-106 с.

2. Вишневский В. Энциклопедия WiMAX путь к 4G. Москва 2009.-472 с.

WIRELESS NETWORKS AND FEASIBILITY REPORT THEM FOR PUBLIC HEALTH SERVICES

Galkin A.P., Algaradat Mahran Mohammad Aly, Darahma Islam
Vladimir State University named after A.G. and N.G. Stoletovs
galkin@vlsu.ru

Technology of high-speed batch access on the channel of communication downwards HSDPA (High-Speed Downlink Packet Access), which allows to introduce services requiring high speeds of transfer of the information, raises speed of transfer of the data and expands capacity of networks of the third generation. It provides smooth, evolutionary increase of productivity of networks of the third generation.

ВОЗМОЖНОСТИ АДАПТИВНОЙ ПЕРЕСТРОЙКИ СТРУКТУРЫ ТЕЛЕКОММУНИКАЦИОННЫХ ЛИНИЙ

Полушкин П.А., Матюха В.А., Синицин Д.В.
Владимирский государственный университет им. А.Г. и Н.Г. Столетовых
olnikin@vlsu.ru

Телекоммуникационные линии передачи информации разнообразного назначения, в том числе биомедицинской информации, работают в достаточно разнообразных практических условиях. При этом в одних условиях в смысле помехоустойчивости предпочтительнее могут оказаться одни методы обработки сигналов, а в других условиях – другие методы, причем методы структурно и аппаратурно существенно различаются. Условия могут различаться на одной и той же трассе передачи, причем меняться по времени достаточно быстро ([1-3]).

Для использования всех потенциальных возможностей применяемого метода обработки сигналов в этом случае, как правило, необходимо также оперативно изменять технические параметры применяемой аппаратуры, используя соответствующую тестовую информацию о состоянии канала передачи. В случае двухсторонней телекоммуникационной линии это возможно, например, при использовании соответствующих маркеров ([3,4]).

Еще большие возможности дает применение структурной адаптации, при которой оперативно изменяются не только технические параметры блоков используемой аппаратуры, а перестраивается сама ее структурная схема ([2,3]). К сожалению, даже параметрическая адаптация (изменение только параметров) применяется достаточно редко, а случаи структурной адаптации представляются экзотикой. В то же время, сложность подобного подхода во многих случаях является лишь кажущейся, а практическая реализация вполне возможна на приемлемом уровне сложности.

Рассмотрим возможное применение метода структурной адаптации на примере двухканальной телекоммуникационной линии с частотным разнесением сигналов.

При этом идентичные копии одного информационного сигнала одновременно передаются по двум каналам, а на приемной стороне комбинируются тем или иным способом. Разнесение обычно организуется в случае возможности пропадания (замирания) сигнала в одном из каналов. Обычно разнесенные каналы организованы таким образом, что замирания сигнала в них происходят независимо, и удается избавиться от большинства из них, а также достигается повышение отношения «сигнал/шум». Величина выигрыша при этом зависит от применяемого метода комбинирования.

Возможен другой вариант использования разнесенной передачи ([5,6]). В цифровых системах передачи второй канал разнесения можно использовать не для передачи такой же копии сигнала, а для передачи проверочных символов, полученных тем или иным способом дополнительного блочного кодирования сигнала первого канала разнесения. Однако известно, что выигрыш от применения кодирования незначителен при малых уровнях сигналов, а выигрыш от применения «классического» разнесения возможен при любых их уровнях. Взаимное соотношения уровней сигналов в каналах разнесения непрерывно меняется по времени, поэтому в определенных условиях на одной и той же линии преимуществами в помехоустойчивости будут обладать то один, то другой метод. Если производится постоянный мониторинг состояния каналов передачи, то возможно осуществлять структурную перестройку телекоммуникационной системы в зависимости от того, какой метод обладает преимуществами.

При подобных «конкурирующих» свойствах с помощью компьютерного моделирования определялись области, в которых лучше каждый из методов. Рассматривалось использование бинарной модуляции, например, по методу BPSK. Результаты моделирования представлены на рисунке 1. По осям отложены уровни полезного сигнала в первой и второй ветвях разнесения (u_1 и u_2) по отношению к среднеквадратичной мощности шума. Графики соответствуют применению следующих методов комбинирования: оптимальное сложение – 1; линейное сложение – 2; автоворыбор наилучшего из каналов – 3. Они разделяют области относительного преимущества в помехоустойчивости методов кодирования и комбинирования. (Области преимущества комбинирования прилегают к координатным осям, область преимущества кодирования расположена вдоль биссектрисы). Графики позволяют сделать вывод, что при небольшом различии между уровнями сигналов в разнесенных каналах преимуществами обладает метод кодирования, а при значительных различиях – метод комбинирования. При больших уровнях сигналов границы для линейного сложения смыкаются с границами для оптимального сложения.

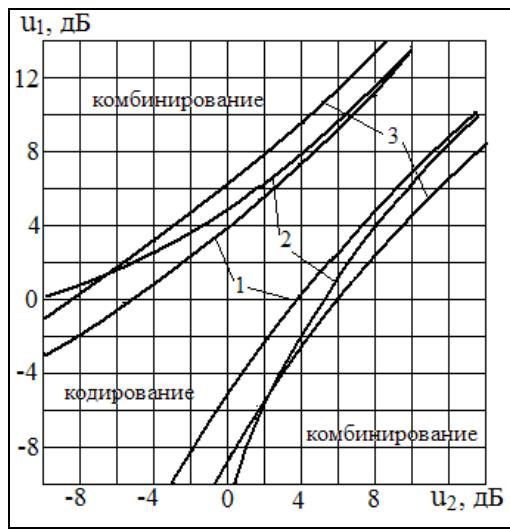


Рисунок 1

Реализация описанного метода структурной адаптации возможна на основе укрупненной схемы, изображенной на рисунке 2. Предполагается, что подобные схемы приемопередатчиков работают на обеих сторонах. Передача ведется на несущих частотах f_1 и f_2 , прием – на несущих частотах f_3 и f_4 . Направления передачи и приема разделяются с помощью разделительного фильтра (РФ).

Поток входных информационных символов S_{IN} поступает на кодер (К), где он разделяется на группы по k символов, и на их основе формируется блочный код одним из известных методов. На выход кодера последовательно подается только символная последовательность из проверочных

символов длиной $b=k$. Для ее формирования требуется время, равное T_{F1} . В блоке задержки Б31 осуществляется задержка входной последовательности S_{IN} на время T_{F1} . Таким образом, на входы коммутатора (Комм 1) одновременно поступают две последовательности символов одинаковой длины $k=b$ – информационная и полученная на ее основе проверочная.

Передатчик (Прд 1) на несущей частоте f_1 с помощью антенной системы излучает в основном канале сигнал информационной последовательности S_{IN} , а другой передатчик (Прд 2) на несущей частоте f_2 излучает в основном канале последовательность символов, которую получает с выхода блока Комм 1. Блок Комм 1 на свой выход подключает один из входных сигналов на основе управляющей информации, полученной со служебных каналов приемников (Прм 1 и Прм 2). Управляющая информация передается со станции другой стороны и формируется на основе уровней анализа принятых там разнесенных сигналов на несущих частотах f_1 и f_2 .

Приемники Прм 1 и Прм 2 принимают также основные сигналы, и направляют их на блок комбинирования (БК) и на декодер блочного кода (ДК). В блоке БК осуществляется комбинирование принятых сигналов одним из методов. В блоке ДК на основе поступивших информационной и проверочной частей общего информационного блока производится исправление возникших ошибок. Если число ошибок превышает допустимое, то информационная часть подается на выход ДК без обработки.

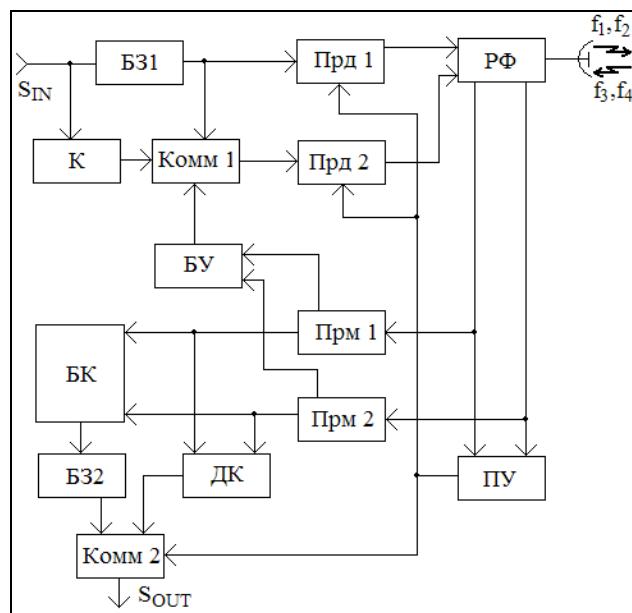


Рисунок 2

При любом из этих вариантов на обработку принятой последовательности символов блоку ДК отводится время формирования T_{F2} , т.е. через этот интервал времени обработанная последовательность символов начинает поступать на его выход. На этот же интервал выходной сигнал блока БК задерживается по времени в блоке задержки (Б32). Таким образом, на входы коммутатора (Комм 2) непрерывно поступает одна и та же последовательность информационных символов, но полученная с помощью комбинирования и с помощью разнесенного кодирования.

Коммутатор Комм 2 управляет пороговым устройством (ПУ), которое непрерывно анализирует уровни сигналов, поступающих на приемники на несущих частотах f_3 и f_4 . Если при данных текущих уровнях сигналов на противоположной стороне лучше использовать «классическое» разнесение, то с помощью управляющего сигнала, передаваемого в служебных каналах передатчиков Прд 1 и Прд 2, коммутатор Комм 1 противоположной стороны подключает в соответствующий канал разнесения информационную последовательность символов. Если лучше использовать разнесенное кодирование, то подключается проверочная последовательность. Одновременно и коммутатор Комм 2 данной стороны переключает на свой выход сигнал, полученный комбинированием или декодированием.

Таким образом, каждая сторона непрерывно анализирует сигналы, принимаемые с другой стороны, и управляет используемым в данный момент методом формирования сигналов на другой стороне и одновременно переключает аппаратуру своей станции на обработку принятых сигналов в соответствии с используемым методом. Получаемый на выходе станции сигнал S_{OUT} повторяет сигнал

S_{IN} , и в каждый момент оказывается сформированным тем из методов, который при текущих уровнях сигнала может обеспечить наилучшую помехоустойчивость.

Использование предлагаемого метода адаптивной перестройки структуры телекоммуникационной линии передачи биомедицинских сигналов позволяет эффективнее использовать частотный ресурс системы дает возможность повысить качество и надежность передачи данных.

Библиографический список

1. Скляр Б. Цифровая связь. Теоретические основы и практическое применение/ пер. с англ. – М.: Изд. дом “Вильямс”, 2003. – 1104с.
2. Полушкин П.А., Самойлов А.Г. Избыточность сигналов в радиосвязи – М.: Радиотехника, 2007. – 256 с.
3. Полушкин П.А. Методы борьбы с помехами и искажениями. – LAP LAMBERT Academic Publishing, Saarbrucken, Germany, 2011. – 341 с.
4. Патент РФ №87056 на полезную модель. Система передачи сигналов с двукратным разнесением. Авторы: П.А. Полушкин, М.В. Гиршевич, В.А Пятов, Е.В. Ульянова. Оп. 20.09.2009, Бюл. №26.
5. Полушкин П.А., Синицын Д.В., Пятов В.А. Сравнительные характеристики оптимального и квазиоптимального методов управления передачей разнесенных сигналов // Материалы 9-й МНТК «Перспективные технологии в средствах передачи информации», т.1, Владимир–Сузdalь, 29 июня–1 июля 2011. – С. 196–199.
6. Никитин О.Р., Полушкин П.А., Гиршевич М.В., Пятов В.А. Повышение помехоустойчивости передачи информации по каналам с разнесением // Вестник Нижегородского университета им. Н.И. Лобачевского. – Нижний Новгород, изд ННГУ, №1, 2011 – С. 60–66.

THE POSSIBILITIES OF ADAPTIVE REORGANIZATION OF STRUCTURE OF TELECOMMUNICATION LINES

Polushin P.A., Matiukha V.A., Sinitzin D.V.
Vladimir State University named after A.G. and N.G. Stoletovs
olnikinin@vlsu.ru

Two methods of processing of diverse signals are described. The possibilities and ways for their combining in the united structure are shown. The rules of reorganization of the combined structure according the work conditions are examined.

СИСТЕМА ТЕЛЕМЕДИЦИНЫ ДЛЯ ТАНЗАНИИ

Рамадхани Раджабу
Владимирский государственный университет им. А.Г. и Н.Г. Столетовых
rajabukhatibu@yahoo.co.uk

Введение

Появление и развитие новейших высоких технологий коснулось всех областей человеческой жизни, науки и производства, в том числе и медицины.

Компьютерные технологии широко используются во всех сферах деятельности человека. С этой точки зрения не составляет исключения и медицина. В современном обществе все большую актуальность приобретает такая новая отрасль, как телемедицина. Сам термин телемедицина означает осуществление медицинского обслуживания на больших расстояниях.

Создание телемедицинских систем и сетей является составным элементом информатизации здравоохранения в настоящее время.

Во вновь создаваемые или уже эксплуатирующиеся клинические и госпитальные автоматизированные информационные системы необходимо внедрять технологии телемедицины. Это связано и с тем, что на каждом этапе диагностики, лечения и реабилитации пациента врач должен

иметь возможность обратиться к опыту коллег. Но хорошо, когда этот коллега работает в этом же лечебном учреждении, а как быть, если проблема настолько специфична, что для ее решения необходимо созвать консилиум высококлассных специалистов.

Нужно отметить, что состояние здоровья населения Танзании и реформы в области здравоохранения в ряд неотложных задач ставят повышение уровня и качества медицинского обслуживания, повышение квалификации врачей и эффективности их труда в условиях сокращения бюджетного финансирования и в условиях распространения страховой медицины. В связи с этим необходим переход медицинского обслуживания на совершенно новый методологический уровень с применением быстро развивающихся современных технологий. В этом аспекте большие перспективы имеются у применения технологий телемедицины, которые включают лечебно-диагностические консультации, управляющие, просветительские, научные и другие мероприятия в области здравоохранения. В связи с этим актуальным становится создание сети телемедицины в Танзании.

Целью данной работы будет рассмотрение такой проблемы, как необходимость создания единой национальной сети телемедицины. Данная проблема на сегодняшний день является актуальной, поскольку в нашей стране наблюдается естественная убыль населения, умирает большое количество людей трудоспособного возраста.

Танзания - страна, расположенная в Восточной Африке с преобладанием тропического климата. Тропический климат способствует развитию эпидемических болезней в этом регионе, таких как: малярия, туберкулез, инфекционный заболеваний. Множество людей, подхвативших болезнь, для лечения должны преодолевать огромные расстояния в связи с нехваткой лечебных заведений и квалифицированных врачей. Скопление в больницах людей, зараженных эпидемическим заболеванием, может привести к развитию эпидемии среди не зараженных пациентов. Все эти факторы приводят к тому, что большое число больных для лечения начинают использовать «народную медицину», которая не в силах помочь. Нередко такие попытки выздороветь имеют летальный исход.

С развитием современных технологий коммуникаций стало возможно «посетить» больницу не выходя из дома, при помощи домашнего компьютера. Данная технология получила название «телемедицина». Телемедицина – направление медицины, основанное на использовании компьютерных и телекоммуникационных технологий, для обмена медицинской информацией между специалистами с целью повышения качества диагностики и лечения конкретных пациентов.

На данный момент распространены два типа телемедицины. Первый из них, «хранение и передача» («store and forward»), используется для пересылки цифровых изображений с одного места в другое. Медперсонал проводит диагностику пациента (ЭКГ, рентгенографию, МСК), затем при помощи компьютера пересыпает изображение на сервер, которое сохраняется на нем и пересыпается другим специалистам [1]. Этот тип телемедицины используется в некритичной ситуации, когда есть время для диагностики и консультации с высококвалифицированными специалистами. Обычно ответ на запрос следует в течении одного - двух дней. Как правило, таким образом, передают рентгеновские снимки и снимки магнитной томографии (рисунок 1).

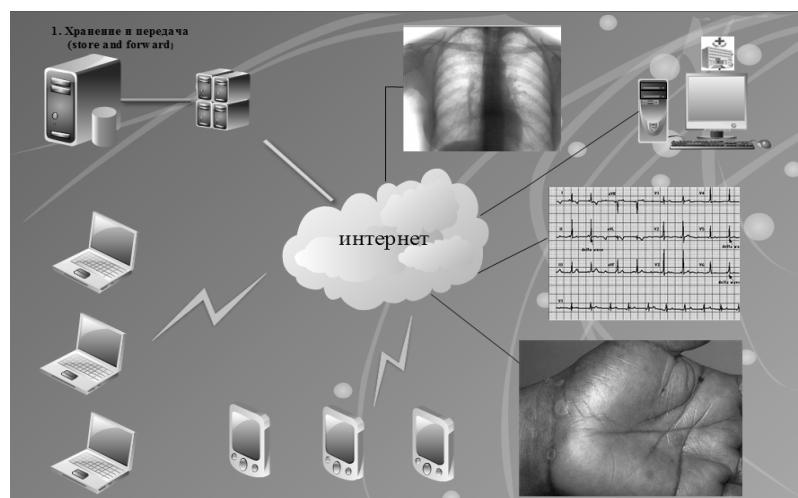


Рисунок 1 – Схема передачи информации по типу «store and forward»

Достоинством типа телемедицины «store and forward» является дешевизна и простота реализации, а недостатком отсутствие видеоконференции в реальном времени.

Второй тип телемедицины - это двухстороннее интерактивное телевидение(two – way, interactive television (IATV)), данный тип получил более широкое распространение, чем первый (рисунок 2). При помощи телемедицинского координатора врач в местной больнице связывается со специалистом, находящимся в лечебном центре, который дает консультацию по проведению операции или приема в реальном времени [2]. Технологии видеоконференции за последнее время упали в цене, и соответствующие программы теперь имеют более простой интерфейс, чем предшественники, что позволяет докторам с легкостью их использовать. Так же многие периферийные устройства, такие как otoscope, stethoscope могут быть подключены к компьютеру и могут помочь специалисту в медицинском центре при интерактивном обследовании.

Видеоконференции на базе ПК требуют:

- наличия канала передачи с постоянной пропускной способностью не менее 128 Кбайт/с для передачи полноценного видео – и аудиосигнала;
- необходимости установки на рабочем месте участника видеоконференции специального аппаратного и программного обеспечения.

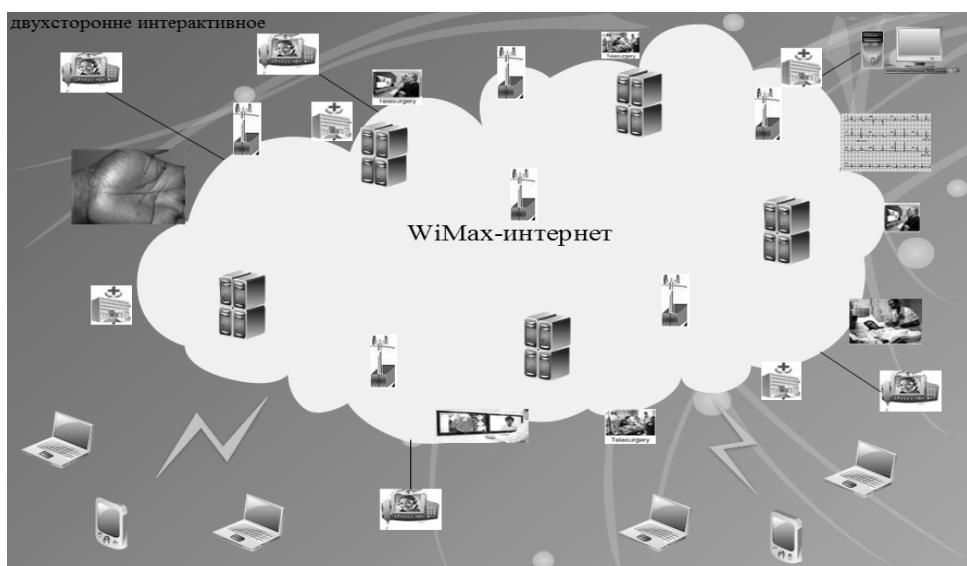


Рисунок 2 – Схема передачи информации по типу «two-way interactive television»

Также двухстороннее интерактивное телевидение может широко использоваться для нужд армии, в случае ранения или какой-либо другой нужды солдат может связаться с военным госпиталем. В случае незначительного повреждения солдат может самостоятельно, выслушав рекомендации, осуществлять лечение (рисунок 3).

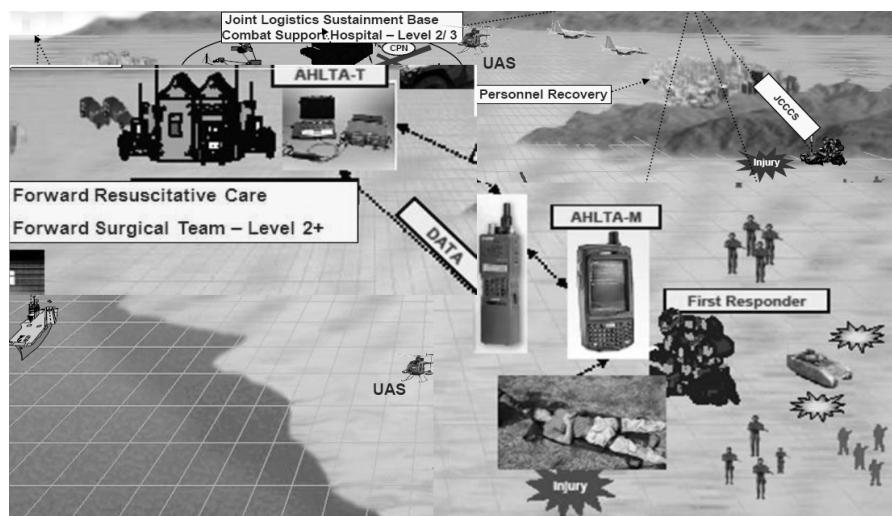


Рисунок 3

Достоинством интерактивного телевидения является двухсторонняя связь между пациентом и врачом, а недостатком относительная дороговизна реализации. Но в результате такой способ обходиться дешевые, чем обычное посещение пациентом поликлиник.

Заключение

Применение интерактивного телевидения поможет Танзании в преодолении проблемы связанной с нехваткой специалистов и больниц на всей территории страны. С введением данной системы пациентам не придется преодолевать большие расстояния, чтобы получить медицинскую помощь, что в свою очередь сэкономит транспортные расходы. Снизится риск заболевания здоровых жителей страны, в связи с устранением не желаемого контакта.

Библиографический список

1. Della Mea V: Pre-recorded Telemedicine. In: Introduction to Telemedicine. Wootton R, Craig JE, eds. The Royal Society of Medicine Press Ltd.1999.39
2. Wootton R: Real-time telemedicine. Wootton R, Craig JE, eds. The Royal Society of Medicine Press Ltd.1999.5

TELEMEDICINE SYSTEM IN TANZANIA

R.K. Ramadhani, O.R. Nikitin
Vladimir State University
rajabukhatibu@yahoo.co.uk

This paper addresses the problem of the need for a uniform national telemedicine network in Tanzania. The author describes the types of telemedicine and highlights the importance of using information and telecommunication technologies with the aim of expanding the provision of medical services in the country.

Key Words: epidemic diseases, telemedicine, telecommunication technologies, storage and transmission, two-way interactive television.

СЕКЦИЯ 5

НАУЧНАЯ МОЛОДЕЖНАЯ ШКОЛА

ИНТЕЛЛЕКТУАЛЬНЫЕ БИОМЕТРИЧЕСКИЕ СИСТЕМЫ И ТЕХНОЛОГИИ

РАЗРАБОТКА КОМПЛЕКСА ТЕХНИЧЕСКИХ СРЕДСТВ И МЕТОДИЧЕСКОГО ОБЕСПЕЧЕНИЯ ДЛЯ ПРОВЕДЕНИЯ ИСПЫТАНИЙ СКАНЕРОВ 2D ИЗОБРАЖЕНИЙ ЛИЦА

Леус А.В.

Московский государственный технический университет им. Н.Э. Баумана,
leous_alexander@hotmail.com

В настоящее время все более актуальной становится задача интеграции биометрических технологий в системы безопасности и контроля доступа. Большинство подобных систем работают с физиологическими биометрическими характеристиками человека: изображением лица человека, отпечатками пальцев, радужной оболочкой глаза.

Крайне важной является задача идентификации личности по изображению лица в местах массового скопления людей, в первую очередь, на объектах транспортной инфраструктуры, а так же в местах проведения культурных и спортивных мероприятий.

Обусловленное быстрым ростом мультимедийных видеотехнологий разнообразие технических средств регистрации лица человека – биометрических сканеров 2D изображений лица (далее - Сканер) и программных решений для биометрических систем идентификации личности определяет низкую воспроизводимость результатов идентификации. Также, необходимо отметить, что при изменении условий регистрации, стабильность работы алгоритмов идентификации значительно снижается.

В настоящее время в РФ утвержден и вступил в действие стандарт, предоставляющий требования к двумерному изображению лица, используемому для создания биометрического шаблона. В данном стандарте представлены требования к следующим техническим характеристикам Сканеров:

- 1) Разрешающая способность;
- 2) Глубина резко изображаемого пространства;
- 3) Динамический диапазон интенсивности в области лица на изображении;
- 4) Число уровней градаций серого (число У.Г.С.) изображения;
- 5) Значение относительной дисторсии;
- 6) Расстояние в пикселях между центрами глаз на изображении (включая граничные пиксели).

По результатам проведенного обзора рынка биометрических систем распознавания личности по изображению лица, было установлено, что большинство производителей обеспечивают возможность применения в качестве Сканеров в своих системах идентификации IP-камеры ведущих производителей. Производители биометрических систем идентификации личности выделяют факт того, что важную роль в получении ошибок первого и второго рода при идентификации личности играет не только принцип работы алгоритма распознавания, но и технические характеристики Сканеров. Вероятность неверной идентификации увеличивается, к примеру, при недостаточной разрешающей способности Сканера, большой дисторсии, недостаточной глубине резко

изображаемого пространства и т.д. Однако, не смотря на это, требования к Сканерам окончательно не сформированы и не конкретизированы.

Данные факты напрямую указывают на актуальность постановки задачи разработки перечня контролируемых технических характеристик Сканеров и программы и методики их проверки.

В рамках ОКР «Разработка методики и аппаратуры для тестирования и проверки разнородных биометрических комплексов технических средств для идентификации лица человека в пассажиропотоке» разработан опытный образец Стенда для моделирования условий регистрации и проверки биометрических технологий распознавания лица и набор методического обеспечения, в состав которого входит программа и методика проверки технических характеристик биометрических сканеров 2D изображений лица.

В процессе разработки программы и методики проверки технических характеристик Сканеров сформирован перечень контролируемых параметров Сканеров и определён диапазон их допустимых значений. Перечень контролируемых параметров представлен в таблице 1.

Разрешающая способность Сканера определяется разрешающими способностями входящих в его состав объектива и камеры (матричного приёмника). В связи с этим, целесообразно проводить проверку возможности совместного использования камеры и объектива.

Согласно требованиям к разрешающей способности Сканера изложенным в ГОСТ Р ИСО/МЭК 19794-5, биометрический сканер 2D изображений лица должен обеспечивать разрешение деталей лица размером, по крайней мере, 2 мм на рабочем расстоянии Сканера [1]. Для этого необходимо, чтобы предмету размером 2 мм соответствовало не менее 5 пикселей матричного приёмника в пространстве изображений.

Для обеспечения этого требования необходимо выполнение следующего условия:

$$f' \cdot B_1 \geq N_1 \cdot a \cdot z, \quad (1)$$

где f' – фокусное расстояние объектива, мм;

B_1 = 2 мм – размер предмета;

N_1 = 5 – количество пикселей, на которые проецируется предмет размером 2 мм;

a – размер пикселя, мм;

z – дистанция съемки (рабочее расстояние Сканера), мм.

Для обеспечения на цифровом изображении требуемого расстояния между центрами глаз, соответствующего 60 или более пикселям матричного приёмника, необходимо выполнение следующего условия [1]:

$$f' \cdot B_2 \geq N_2 \cdot a \cdot z, \quad (2)$$

где B_2 = 65 мм – расстояние между глазами человека;

N_2 = 60 - количество пикселей между центрами изображений глаз.

Таблица 1 – Перечень контролируемых параметров

Контролируемый параметр	Единица измерения	Диапазон допустимых значений
Возможность совместного использования объектива и матричного приёмника	–	Определяется размерами необходимого линейного поля в пространстве предметов
Баланс белого	–	Определяется интенсивностью цветовых составляющих изображения
Разрешающая способность	мм ⁻¹	0.5 / 3, не менее
Глубина резко изображаемого пространства	мм	100, не менее
Дисторсия	%	5, не более
Динамический диапазон интенсивности на изображении в области лица	бит	7, не менее
Формат представления цвета пикселей изображения	–	RGB, или 8-битное монохромное цветовое пространство, или YUV422

Для обеспечения необходимого линейного поля в пространстве предметов необходимо выполнение следующих условий:

$$h_{\text{ПИ}} \cdot z \geq h \cdot f', \quad (3)$$

$$w_{\text{ПИ}} \cdot z \geq w \cdot f', \quad (4)$$

где h – вертикальный размер линейного поля в пространстве предметов, мм;

w – горизонтальный размер линейного поля в пространстве предметов, мм;

$h_{\text{ПИ}}$ – высота чувствительной площадки матричного приёмника, мм;

$w_{\text{ПИ}}$ – ширина чувствительной площадки матричного приёмника, мм.

Положительным результатом проверки возможности совместного использования объектива и матричного приёмника является выполнение условий (1), (2), (3) и (4).

Для обеспечения адекватной цветопередачи необходимо с помощью программного обеспечения сканера 2D лица установить баланс белого по белому тест-объекту, с учётом освещения объекта.

Критерием корректности установки баланса белого является равенство интенсивностей цветовых составляющих изображения белого тест-объекта. Разность интенсивностей не должна превышать 10 единиц:

$$|I_r - I_g| \leq 10, \quad (5)$$

$$|I_r - I_b| \leq 10, \quad (6)$$

$$|I_g - I_b| \leq 10, \quad (7)$$

где I_r – интенсивность красной составляющей изображения, единица;

I_g – интенсивность зеленой составляющей изображения, единица;

I_b – интенсивность синей составляющей изображения, единица.

Положительным результатом проверки корректности установки баланса белого является выполнение условий (5), (6) и (7).

Проверку разрешающей способности, глубины резко изображаемого пространства и дисторсии осуществляют с помощью разработанного специального набора мер.

Для разрешения на лице деталей размером 2 мм необходимо, чтобы функция передачи модуляции (ФПМ) Сканера на пространственной частоте, вычисляемой по формуле:

$$T_{0,5} = \frac{0,5}{\beta_{\text{скан}}}, \quad (8)$$

$T_{0,5}$ составляла не менее 0,5, а на пространственной частоте, вычисляемой по формуле:

$$T_{1,0} = \frac{1}{\beta_{\text{скан}}}, \quad (9)$$

$T_{1,0}$ составляла не менее 0,2.

Согласно требованиям ГОСТ Р ИСО/МЭК 19794-5 к глубине резко изображаемого пространства, все точки полученного изображения лица от носа до ушей должны быть в фокусе [1]). Для выполнения данного требования глубина резкости биометрического сканера 2D лица должна составлять не менее 100 мм [2].

Плоскости, ограничивающие то пространство, которое изображается еще резко при фокусировке на плоскость наводки, должны находиться на расстояниях не менее 50 мм в одну и в

другую сторону относительно плоскости наводки. Положительным результатом проверки является выполнение условий $M_{0,5} > 0,5$ и $M_{1,0} > 0,25$ для каждого положения мер.

Допускается наличие небольших искажений на изображении, если они не могут быть замечены при визуальном анализе [1]. Искажение формы изображения определяется дисторсией. Дисторсия незаметна при визуальном анализе изображения, если значение относительной дисторсии не превосходит 5% [2].

Положительным результатом проверки является выполнение условий: вертикальная и горизонтальная дисторсия не превышает 5%.

Проверка динамического диапазона интенсивности на изображении в области лица, полученном испытуемым биометрическим 2D сканером лица осуществляется с помощью изображения лица, полученного данным Сканером.

Динамический диапазон интенсивности на изображении в области лица определяется как разница максимальной и минимальной интенсивности пикселей содержащихся в данной области в У.Г.С.

Динамический диапазон интенсивности на изображении в области лица в битах вычисляется по формуле:

$$DR = \log_2(I_{\max} - I_{\min}) \quad (10)$$

где I_{\max} – максимальная интенсивность пикселей на изображении в области лица, УГС;

I_{\min} – минимальная интенсивность пикселей на изображении в области лица, УГС;

Цвета пикселей изображения должны быть представлены в одном из следующих форматов [1]:

- 24-битное цветовое пространство RGB;
- 8-битное монохромное цветовое пространство;
- YUV422 цветовое пространство.

По разработанной программе и методике проверки технических характеристик биометрических сканеров 2D изображений лица проведены испытания Сканера, в состав которого входит камера Arecont Vision AV1115 и объектив Comptutur M0814. Рабочее расстояние сканера соответствует 80 см. Результаты проверки технических характеристик Сканера представлены в таблице 2.

Таблица 2 – Результаты проверки технических характеристик Сканера (камера Arecont Vision AV1115 объектив Comptutur M0814)

Контролируемый параметр	Единица измерения	Диапазон допустимых значений	Соответствие требованиям/ Фактическое значение
Возможность совместного использования объектива и матричного приёмника	–	Определяется размерами необходимого линейного поля в пространстве предметов	Соответствует
Баланс белого	–	Определяется интенсивностью цветовых составляющих изображения	Соответствует
Разрешающая способность	мм ⁻¹	0,5 /  , не менее	Соответствует
Глубина резко изображаемого пространства	мм	100, не менее	Соответствует
Дисторсия	%	5, не более	Соответствует/ 2,4
Динамический диапазон интенсивности на изображении в области лица	бит	7, не менее	Соответствует/ 8
Формат представления цвета пикселей изображения	–	RGB; 8-битное монохромное цветовое пространство; YUV422	Соответствует

Библиографический список

1. ГОСТ Р ИСО/МЭК 19794-5—2006 «Автоматическая идентификация. Идентификация биометрическая. Форматы обмена биометрическими данными. Часть 5. Данные изображения лица»;
2. ISO/IEC 19794-5 Amendment 1 - Information technology -- Biometric data interchange formats -- Part 5: Face image data - Conditions for taking photographs for face image data;
3. Иванова Т.В. Введение в прикладную и компьютерную оптику. Конспект лекций. СПб., 2002.

DEVELOPMENT OF TECHNICAL EQUIPMENT AND METHODOLOGICAL SUPPORT FOR TESTING 2D FACE SCANNERS

Leus A.V.

Bauman Moscow State Technical University

leous_alexander@hotmail.com

Importance of technical characteristics of scanners for biometric facial identification systems is shown. Developed list of technical characteristics of scanners that should be controlled and methodological support are described. Results of testing biometric 2D face scanner (i.p. camera: Arecont Vision AV1115, lens: Computar M0814) are presented.

**РАЗРАБОТКА МЕТОДИКИ СОЗДАНИЯ САМООРГАНИЗУЮЩИХСЯ БИОМЕТРИЧЕСКИХ ИНФОРМАЦИОННЫХ СИСТЕМ**

Мавзютов А.А.

Московский государственный технический университет им. Н.Э. Баумана

mavzyutovAA@gmail.com

На данный момент завершено множество исследований в области биометрии и реализован значительный пласт подходов по фиксации и анализу антропометрических и биометрических характеристик человека. Определился устойчивый тренд в создании многоуровневых мультимодальных биометрических технологий. Данные технологии позволяют проводить исследования размерных характеристик человека и решать такие экспертные задачи, как идентификация личности, оценка генетически заложенных предрасположенностей и склонностей к наследственным и другим видам заболеваний, оценка невербального поведения и т.д.

Учитывая сложность и нелинейность данных технологий в условиях зачастую неполного объема входных параметров, необходимо создание формата описания реализующих компонентов на основе подхода самоорганизующихся разноуровневых модулей. Такой подход позволит проводить анализ ограниченного объема зафиксированных данных о человеке и осуществлять комплексную экспертную оценку различных видов деятельности человека.

Другими словами, описав некоторым образом, заранее созданные модули системы анализа биометрических характеристик, станет возможным комбинирования их результатов для вынесения более точных и полных экспертных оценок.

Так, например, система, решающая задачи идентификации, осуществляет фиксацию различных «низкоуровневых» биометрических параметров (изображение лица, отпечатков пальцев и т.д.). Также эта же система проводит оценку более высокого уровня (расстояния между характерными точками лица, создание шаблонов отпечатков пальцев). Но все эти характеристики могут являться входными параметрами для модулей систем определения генетических предрасположенностей и оценки невербального поведения. Результаты этих модулей могут скорректировать первоначальный результат (по принципу обратной связи) системы идентификации личности либо предупредить эксперта о возможных угрозах.

В рамках ОКР «Разработка автоматической системы паспортного контроля» разработан опытный образец автоматической системы паспортного контроля, в состав которого входит программное обеспечение принятия решения о пропуске пассажира через государственную границу

на основе предъявляемых биометрических и других параметров. Алгоритмически-экспертный аппарат системы позволяет осуществлять:

- распознавание текста паспорта;
- проверку подлинности паспорта;
- верификацию личности пассажира по изображению лица;
- вынесение решения о пропуске пассажира.
-

Библиографический список

1. CASE-технология создания мультиагентных конструкторско-технологических САПР / Евгеньев Г.Б., Савинов А.М., Кузьмин Б.В. и др. // Научная сессия МИФИ - 2001. Сборник научных трудов. - 2001.
2. Многоагентные системы проектирования / Г.Б. Евгеньев, А.С. Кобелев, А.А. Кокорев, А.Г. Стисес // Научная сессия МИФИ - 2003. Сборник научных трудов.- 2003;
3. Концепция разработки информационной системы на основе адаптивных объектов / Буравлев В.В., Гапанюк Ю.Е., Мавзютов А.А., Князев Б.А. // Сборник научных статей фак. ИУ МГТУ им. Н.Э. Баумана - 2011.

DEVELOPMENT OF METHODOLOGICAL SUPPORT FOR CREATING BIOMETRIC INFORMATION SYSTEMS

Mavzyutov A.A.
Bauman Moscow State Technical University
mavzyutovAA@gmail.com

Importance of complexity analysis in biometric information systems is shown. Approach to creating self-organizing biometric information systems is developed. Basic aspects of automatic passport control system are presented.



МЕТОД ВЫДЕЛЕНИЯ ЛИЦА ЧЕЛОВЕКА ПУТЕМ СЕГМЕНТАЦИИ ИЗОБРАЖЕНИЯ С ИСПОЛЬЗОВАНИЕМ ЦВЕТОВЫХ И ГЕОМЕТРИЧЕСКИХ ПАРАМЕТРОВ

Миклашевич А.М., Ассанович Б.А., Ситкевич Т.А.
УО “Гродненский государственный университет им. Я. Купалы”, Гродно, Республика Беларусь,
andrey1984.05@mail.ru, bas@grsu.by

Введение

Обнаружение лица человека играет важную роль при проектировании систем видеонаблюдения, распознавании лиц, при управлении обработкой информации в базах данных. Многие исследования по детектированию человеческого лица, объединили в себе ряд алгоритмов обработки физиологических особенностей человека на сложном фоне [1]. Преимуществами этих методов являются высокая степень обнаружения и возможность работать лицами при наличии их цветовых особенностей. Тем не менее, эти методы имеют некоторые недостатки. Во-первых, на основе цветового метода трудно определить цвет кожи лица при различных условиях освещения. Во-вторых, во время процедуры обнаружения могут не определяться отдельные элементы, например глаза человека. Лицо может быть не обнаружено, когда глаза закрыты или обрамлены очками. В-третьих, многие методы цветового обнаружения человеческого лица алгоритмически сложны, требуют большого количества вычислений и работают достаточно медленно.

Метод детектирования лица человека

Предлагаемый метод основывается на выделении объектов на основе цветового восприятия кожи человека и соотношения геометрических размеров элементов лица. Метод включает в себя следующие шаги:

1. Компенсация яркости изображения с использованием преобразования цветового

пространства.

2. Выделение цвета кожи лица человека и низкочастотная фильтрация области лица.

3. Определение кандидатов из изображений лица и определение их размеров.

4. Выделение сегментов из предполагаемых областей, имеющей губы и глаза человека.

В соответствии с описанным выше алгоритмом схема обработки изображения с детектированием наличия лица человека представлена на рисунке 1.

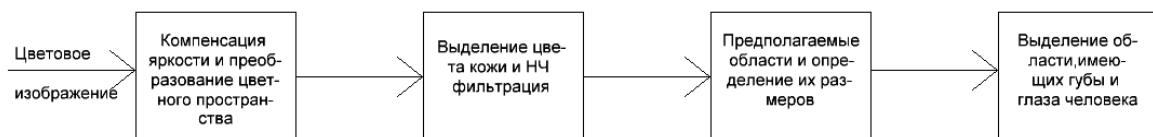


Рисунок 1 – Блок-схема обработки изображения

В связи с тем, что в реальных системах определение лица человека на фоне других объектов является сложной задачей, целесообразно использовать выделение сигнала цвета кожи человека, которая осуществляется достаточно быстро на основе использования цветового пространства $YCbCr$. Положим, что в начале имеется RGB изображение и данный сигнал синтезируется на его основе.

Любое цветовое пространство RGB должно быть связано с эталонным цветовым пространством XYZ . Для этого пространства известно соответствие между значением коэффициентов (x, y, z) пикселя и фактическим значением яркости эталонных источников света, смешением которых добиваются получения нужного воспринимаемого цвета. В системе XYZ координата Y по определению соответствует воспринимаемой яркости цвета. Таким образом, чтобы получить из RGB монохромное изображение с учетом воспринимаемых человеком яркостей, необходимо преобразовать каждый пиксель в XYZ и взять координату Y в качестве результата:

$$Y = 0.3R + 0.59G + 0.11B. \quad (1)$$

В связи с представлением $YCbCr$ каждое изображение имеет различное распределение цвета. Вычисление средней яркости Y_{aveg} изображения определим как:

$$Y_{aveg} = \sum Y_{i,j}. \quad (2)$$

Далее выполним цветовую компенсацию изображения, которую реализуем при помощи следующих уравнений [3]:

$$R'_{ij} = (R_{ij})^\tau. \quad (3)$$

$$G'_{ij} = (G_{ij})^\tau. \quad (4)$$

При этом результирующее изображение после компенсации цвета будет иметь следующие компоненты:

$$C_{ij} = \{R'_{ij}, G'_{ij}, B_{ij}\}, \quad (5)$$

где параметр компенсации будет иметь следующие значения:

$$\tau = \begin{cases} 1.4, & Y_{aveg} < 64 \\ 0.6, & Y_{aveg} > 192 \\ 1, & \end{cases}$$

где $Y_{i,j} = 0.3R + 0.59G + 0.11B$ определяется из формулы (1).

Для сокращения вычислительных затрат в предлагаемом методе происходит компенсация двух каналов R и G . Тогда сигнал цветности C_r , от которого в наибольшей степени зависит цвет кожи человека на основе значений сигналов R и G определяется следующим образом:

$$C_r = 0.5R + 0.419G + 0.081B \quad (6)$$

В формуле (6) наибольший вес имеют члены соответствующие сигналам R и G , поэтому для сокращения вычислений можем использовать лишь цветокомпенсацию этих величин. Согласно выражению (5) для C_r и проведенным экспериментам, в методе выделения лица на основе цвета кожи человека будем использовать с использованием следующей матрицы:

$$S_{ij} = \begin{cases} 0, & 10 < C_r < 45 \\ 1, & \end{cases} \quad (7)$$

где S_{ij} предполагаемый элемент лица из набора кандидатов областей.

В выражении (7) значение 0 соответствует белым точкам, а 1 – черным.

На приведенных ниже рисунке 2 и рисунке 3 показан результат выделения человеческого лица в соответствии с описанными выше преобразованиями с учетом цвета его кожи для изображения с наличием одного человеческого лица и наличия нескольких лиц соответственно:

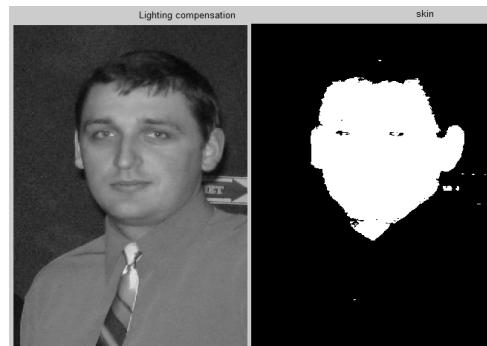


Рисунок 2 – Выделение одного лица

Для подавления ВЧ шума, возникающего за счет попадания мелких элементов изображения, используется НЧ фильтр в виде маски – матрицы 5×5 . Для этой цели сегменты S_{ij} разбиваются на блоки 5×5 , вычисляющие количество белых точек в них и в случае превышения числа элементов в них более 50%, блок определяется как белое изображение, а при не превышении данного значения – блок определяется как черный.

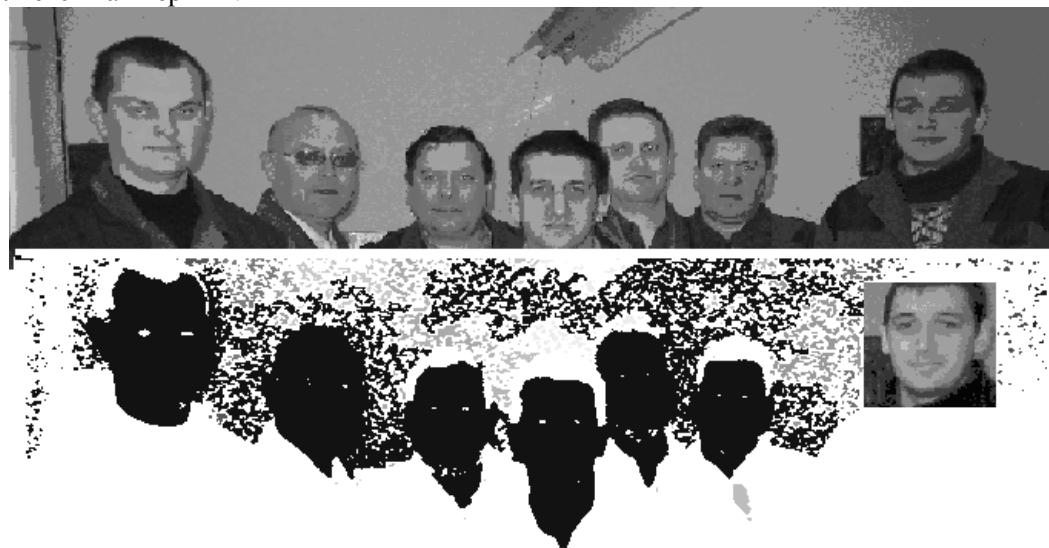


Рисунок 3 – Выделение нескольких лиц

Пример удаления шума показан на рисунке 4 а и б, где приводится исходное и результирующее

изображение. Здесь в матрице 5x5 сглажена яркость, соответствующих сегментов S_{ij} :

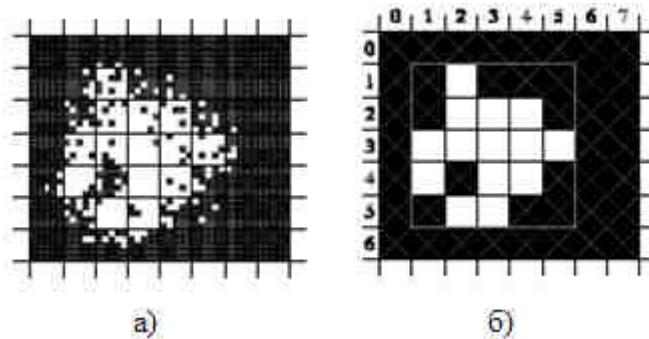


Рисунок 4 – Фильтрация высокочастотного шума

Для дальнейшей сегментации и определения участков с наличием лица человека происходит разметка подходящих областей в виде прямоугольников и запоминание 4 точек для каждой области, образующих прямоугольник – кандидат с изображением лица человека (рисунок 5).

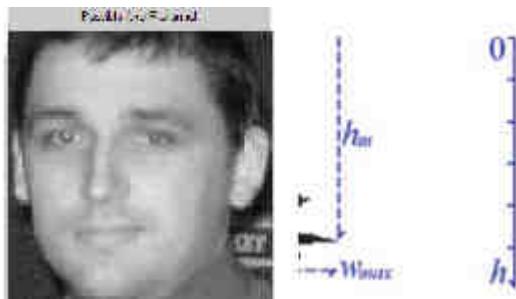


Рисунок 5 – Соотношение размеров при определении губ на лице человека

Для выполнения правильного решения о содержании лица человека в подходящих прямоугольных областях – кандидатах производится вычисление соотношение высоты к длине прямоугольника, которая, на основе опытных данных составляет диапазон $d=h:W=0.8:1.5$. Для совокупности выбранных прямоугольных областей производится определение наличия таких дополнительных элементов как губы и глаза человека. Расположение точек изображения, соответствующих губам определяется на основе выражения, имеющего размерность угла поворота θ [3] для пикселей губ человека (8)

$$\theta = \cos^{-1} \left(\frac{0.5(2R' - G' - B)}{\sqrt{(R' - G')^2 + (R' - B)(G' - B)}} \right) \quad (8)$$

Соответствие пикселя, принадлежащих губам на лице человека, определяется из следующей матрицы:

$$M_{pq} = \begin{cases} 0, & 0 < 90 \\ 1, & \end{cases} \quad (9)$$

При этом значение 0 – соответствует пиксели, характеризующего губы человека. На рисунке 5 показаны гистограммы, выделяющие возможные кандидаты участков губ. Максимальное значение координаты Y , соответствующее точкам губ человека, обозначено как h_m . Если значение W_{max} (предлагаемого центра губ человека) меньше 1/6 ширины прямоугольника – кандидата, то кандидат не попадает в окончательный список областей с лицами. Например, на рисунке 5 верхний элемент (нос) отбрасывается, а нижний элемент (губы) остаются как семантический признак содержания лица.

После обнаружения координат губ, вычисляются координаты глаз. Человеческий глаз можно

обнаружить по яркости цвета кожи следующим образом:

$$E_{hw} = \begin{cases} 0, & 65 < Y < 80 \\ 1, & \end{cases} \quad (10)$$

Расположение глаз человека имеют значение Y координат в диапазоне малых величин от 0 до $h_m - W_{max}$.

Таким образом, на основе значений координат и яркости пикселей вокруг глаз находятся точки, у которых длина участка глаз не более $0.5W_{max}$. В списке кандидатов областей с лицом человека проверяется условие соответствия размерам областей при наличием губ и глаз человека.

Пример обнаружения показан на рисунок 6, где приведены исходное изображение, выделение цветовой разности кожи и найденная область лица [2].

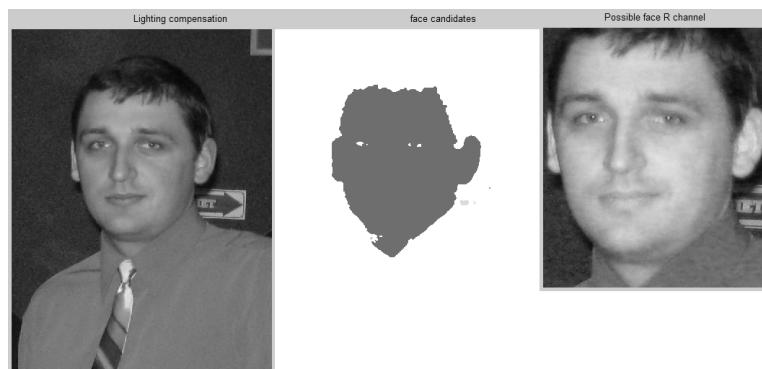


Рисунок 6 – Пример обнаружения лица человека

Заключение

Предложенный метод был апробирован на основе снимков с реальными и искусственными лицами в среде MatLab. В результате исследования тестового массива с количеством снимков порядка 100 элементов степень правильного определения прямоугольных областей с лицом человека имела значение около 90%. Кроме того, была подтверждена возможность определения наличия лица человека с полузакрытыми глазами, глазами, прикрытыми очками, а также открытыми губами у человека. Время определения наличия одного лица на снимке при помощи персонального компьютера средней производительности составило несколько секунд.

Библиографический список

1. В.П. Веженец: Алгоритмы анализа изображений лица человека для построения интерфейса человек-компьютер: афтореферат диссертации– Москва, МГУ, 2004.
2. Р. Гонсалес, Р.Вудс, С.Эддинс: Цифровая обработка изображений в среде MATLAB, Москва: Техносфера, 2006. - 616с.
3. И.С. Грузман, В.С. Киричук, В.П. Косых, Г.И. Перетягин, А.А. Спектор: Цифровая обработка изображений в информационных системах: учебное пособие.- Новосибирск: изд-во НГТУ, 2000. – 168 с.
4. А.Ю. Тропченко, А.А. Тропченко: Методы сжатия изображений, аудиосигналов и видео: учебное пособие – сСб: спбгу итмо, 2009. – 108 с.

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.
YK State University of Grodno, Belarus
andrey1984.05@mail.ru, bas@grsu.by

Face Recognition method with the use of color and geometric parameters in YCbCr space is proposed and its application for area detection with human face with the help of Matlab is demonstrated.

АНАЛИЗ ЦВЕТОВЫХ ОСОБЕННОСТЕЙ ИЗОБРАЖЕНИЙ РАДУЖНОЙ ОБОЛОЧКИ ГЛАЗА

Бочаров Д.А.

Московский Государственный Технический Университет им. Н. Э. Баумана
bocharov23@yandex.ru

Радужная оболочка глаза (РОГ) несет в себе информацию о функциональном статусе человека и его адаптационных способностях. Наибольшее количество информации содержится в цвете РОГ, а точнее, в его распределении.

На данный момент используется метод визуальной обработки изображений РОГ. Качество получаемых результатов напрямую зависит от квалификации эксперта, следовательно, имеет место человеческий фактор, для исключения которого необходимо разработать автоматизированные методы обработки изображений РОГ. Целью данной работы является разработка автоматизированных методов обработки изображений РОГ.

Для достижения поставленной цели сформулированы и решены следующие задачи: экспериментальное исследование распределения цвета РОГ; разработка автоматизированного метода сегментации изображений РОГ; разработка численного метода измерения цвета РОГ; разработка автоматизированного метода классификации изображений РОГ по цвету.

В результате исследования распределения цвета РОГ, установлено, что цвет РОГ определяется цветами зон РОГ: автономного кольца, цилиарного и зрачковых поясов.

Сегментация изображения РОГ заключается в локализации границ РОГ, зрачка и век. За основу берется преобразование изображения по пороговым значениям интенсивности и цветовых координат. Для нахождения границ зрачка и РОГ используется классификация областей изображения РОГ на классы «скlera», «зрачок», «веки». Для нахождения радиусов и центров границ РОГ и зрачка используется преобразование Хафа.

В разработанном численном методе измерения цвета РОГ локализуются зоны РОГ, затем определяется преобладающий цвет каждой зоны РОГ в координатах L^*a^*b .

В методе классификации изображения РОГ классифицируются по цвету по шкале Бунака. Для автоматической классификации выбран непараметрический метод « k ближайших соседей».

Данные разработки позволяют получить объективные результаты обработки изображений РОГ, используемые в иридодиагностике, биометрических системах идентификации, антропологии, этнографии, спортивной и судебной медицине, глазной хирургии.

IRIS COLOR FEATURE ANALYSIS

Bocharov D.A.

Bauman Moscow State Technical University
bocharov23@yandex.ru

Relevance of the development of automated IRIS image processing methods is shown. Developed principle of IRIS image segmentation, numerical method for measuring the color of the IRIS and IRIS classification method are described.

АЛГОРИТМ РАСПОЗНАВАНИЯ ЭМОЦИОНАЛЬНОГО СОСТОЯНИЯ ПО ИЗОБРАЖЕНИЯМ ЛИЦА С ИСПОЛЬЗОВАНИЕМ ФИЛЬТРОВ ГАБОРА

Кашапова Л.Х., Латышева Е.Ю.

Московский государственный технический университет имени Н.Э. Баумана,
kashapova.liliya@gmail.com, kat9-lt@rambler.ru

В статье описан алгоритм оценки эмоционального состояния по изображению лица с использованием дискриминантного анализа и фильтров Габора. Для классификации используется 6

базовых эмоций. Обучение и тестирование алгоритма проводилось на базе изображений, включающих в себя изображения базы данных JAFFE. Вероятность правильного определения базового эмоционального состояния на тестовой выборке изображений составляет 72,38 %.

В современных условиях повышенной криминалистической и террористической опасности актуальной задачей является автоматизированное определение тревожных состояний людей в общественных местах. Кроме этого, важной задачей является контроль психоэмоционального состояния операторов на производствах, сбой в работе которых может причинить вред здоровью людей.[1] Создание автоматизированных средств и методик оценки эмоционального состояния позволит объективизировать изучение эмоциональной сферы пациента.

Одним из наиболее информативных показателей эмоционального состояния являются мимические движения лица. Существует несколько подходов к оценке эмоционального состояния по изображению лица в зависимости от используемого пространства признаков. Пространство признаков, формируемое по изображениям лица может включать в себя геометрические или текстурные признаки.[2,3]

В данной работе рассмотрен подход на основе анализа текстур. В качестве инструмента анализа использовалось разложение Габора. Этот подход связан с современными представлениями о психофизической природе человеческого зрения. Банк фильтров Габора представляет собой так называемый «направленный микроскоп». Вейвлет преобразование – это свёртка исходного изображения с некоторой функцией ϕ – вейвлетом. Двумерный вейвлет (ядро, фильтр) Габора, соответствующий μ ориентации и v частоте, это:

$$j_{\mu, v}(x, y) = \frac{\|k_{\mu, v}\|^2}{2\sigma} e^{-\|k_{\mu, v}\|^2 \|z\|^2 / 2\sigma^2} [e^{ik_{\mu, v}z} - e^{-\sigma^2/2}],$$

где $z = (x, y)$ - координаты вектора,

$\|\bullet\|$ - норма вектора,

вектор $k_{\mu, v} = k_v e^{i\theta_{\mu}}$,

$k_{\mu} = \frac{k_{\max}}{f_v}$, $\theta_{\mu} = \frac{\pi\mu}{8}$, k_{\max} – максимальная частота.

Обычно используют банк фильтров Габора со следующими характеристиками: 5 различных масштабов $v \in \{0, \dots, 4\}$, 8 различных направлений $\mu \in \{0, \dots, 7\}$, $\sigma = \pi$, $k_{\max} = \pi/2$ и $f = \sqrt{2}$ [4].

После применения операции свёртки исходного изображения с банком фильтров Габора получается избыточное количество признаков. С целью снижения размерности пространства признаков используется метод главных компонент (2DPCA), позволяющий работать с матрицами признаков, а не выстраивать признаки в один вектор. Для того, чтобы признаки, соответствующие различным классам, были линейно разделимы, после 2DPCA применяется метод прямого линейного дискриминанта Фишера (2DFLD) к матрицам признаков. После применения последнего метода матрицы признаков становятся максимально разделимы по столбцам, что позволяет применить простейший классификатор. При принятии решения о принадлежности текущего изображения определённому классу рассчитывалось евклидово расстояние между соответствующими матрицами признаков центров классов обучающей выборки изображений и матрицами признаков текущего тестируемого изображения.

При оценке эмоционального состояния исследователи невербального поведения широко используют классификацию эмоций, введённую П.Экманом. Среди всего многообразия возможных оттенков эмоциональных состояний выделяются 6 базовых эмоций(радость, страх, гнев, отвращение, удивление, печаль).

Алгоритм определения психоэмоционального состояния по изображениям лица реализован в *Matlab 2010b*.

При тестировании алгоритма для формирования обучающей и тестируемой выборки использовалась база JAFFE, состоящая из 213 изображений 10 японских женщин, показывающих 7 эмоций. 7 эмоций представляют 7 классов: 0 (*neutral/покой*) – 30 изображений, 1(*sad/печаль*) – 31 изображение, 2(*happy/счастье*) – 31 изображение, 3(*fear/страх*) – 32 изображения, 4(*disgust/отвращение*) – 29 изображений, 5(*anger/гнев*) – 30 изображений, 6(*surprise/удивление*) – 30 изображений. Имеется от 2 до 4 изображений женщин каждого класса. Размер каждого изображения

256x256 пикселей, изображения представлены в формате *TIFF*. Изображения, подаваемые на вход алгоритма фильтрации банком фильтров Габора, подвергаются дополнительной обработке: на каждом изображении выделяется и вырезается область лица, изображение конвертируется в полутонаовый формат. В эксперименте обучающая выборка представляла собой 7 классов по 15 изображений в каждом, набранных произвольным образом из базы. Оставшиеся 105 изображений составили тестируемую выборку.

Данный алгоритм позволяет распознавать базовые эмоции человека по изображениям лица с процентом распознавания 72,38 %.

Библиографический список

1. Зинин А.М. Руководство по портретной экспертизе: учебное пособие. – М.: Эксмо, 2006. – 208 с.
2. Кашапова Л.Х., Крылов Ю.В., Спиридовон И.Н. Разработка алгоритма оценки эмоционального состояния по видеоизображению лица // IX МНТК «Физика и радиоэлектроника в медицине и экологии» ФРЭМЭ'2010: Материалы НМШ по биометрическим технологиям для медико-биологических анализов и функциональной диагностики. – Владимир, 2010.– С. 83-88.
3. Кашапова Л.Х., Хрулев А.А., Спиридовон И.Н. Использование видеоизображений для автоматизированной оценки мимических изменений// Медико-технические технологии на страже здоровья: Сб. докладов Х РНТК, г. Монастир (Тунис), 28 сентября – 05 октября 2008 г. – М.: НИИ РЛ МГТУ им. Н.Э. Баумана, 2008. – С.76 – 78.
4. R.M. Mutelo, W.L. Woo, S.S. Dlay Discriminant analysis of the two-dimensional Gabor Features for face recognition//The Institution of Engineering and Technology. – 2008. – С.37 – 49.

DISCRIMINANT ANALYSIS OF THE TWO-DIMENTIONAL GABOR FEATURES FOR FACIAL EXPRESSION RECOGNITION

Kashapova L.Kh., Latysheva E.Yu.
Bauman Moscow State Technical University
kashapova.liliya@gmail.com, kat9-lt@rambler.ru

In this article we describe facial expression recognition algorithm using discriminant analysis of the two-dimensional Gabor Features. Six basic emotions are used for classification. Training and testing sets were based on images in JAFFE Database. Facial expression recognition accuracy reaches 72,38 % on testing set.

ИДЕНТИФИКАЦИЯ ДИКТОРА НА ОСНОВЕ ФОРМАНТНОГО АНАЛИЗА ГЛАСНОПОДОБНЫХ СЕГМЕНТОВ РЕЧЕВОГО СИГНАЛА

Июгина Ю.В.
Владимирский государственный университет им. А.Г. и Н.Г. Столетовых
yulia.iyugina@mail.ru

Решение задачи идентификации диктора основывается на последовательном выполнении процедур обработки речевого сигнала: выделение различительных признаков, построение эталонов, обучение системы идентификации и процедура принятия решения. На сегодняшний день разработано множество методик определения наиболее эффективных признаков индивидуальности диктора. От правильного выбора признаков и построения методов их использования существенно зависит результирующая точность решения данной задачи. Во всех современных системах окончательное решение идентификации производится на основе анализа совокупности признаков, применяются методики ранжирования важности признака, оценка доверия для результатов по каждому признаку [1]. В данной работе реализован алгоритм идентификации диктора с помощью формантного анализа вокализованных квазистационарных участков речи. Сегментация сигнала производится в автоматическом режиме с использованием алгоритма анализа фазы речевого сигнала. Алгоритм

идентификации диктора был разработан с целью исследования эффективности использования формантного анализа, как одного из признаков системы идентификации.

К гласноподобным сегментам речевого сигнала относятся сегменты речи, содержащие звуки для которых характерно свободное прохождение воздуха в полости рта. К гласноподобным относятся все гласные (а, э, о, и, у, ы) и полугласные (в, л, й) звуки [2].

Гласноподобные звуки характеризуются квазистационарностью значений частот спектра, также как и переходные процессы в окрестности взрывных (п, п', б, б', т, т', д, д', к, к', г, г') и фрикативных (ф, в, с, з, ш, ж, х) согласных, назальных звуков (м, м', н, н'). Вычисляя энергию сегментов речевого сигнала, мы сможем удалить из рассмотрения сегменты с малым значением энергии, т.е. квазистационарные участки с переходными процессами в окрестности взрывных, фрикативных и назальных звуков. Таким образом, вычисление различительных признаков будет проводиться на участках речевого сигнала, принадлежащих гласным и полугласным звукам.

Выбор метода формантного анализа вокализованных гласноподобных сегментов речи для алгоритма идентификации заключается в робастности формантного представления речевого сигнала, а также в максимальной информативности гласных звуков для задачи идентификации диктора. Исходя из того факта, что для каждого типа звуков речи наиболее эффективен свой метод анализа, реализован алгоритм автоматической сегментации речи, определения типа сегмента: квазистационарный гласноподобный, квазистационарный переходный, переходный. Алгоритм формантного анализа применяется только к сегментам, содержащих гласноподобный звук.

При обработке речевых сигналов под формантой понимают максимум в передаточной характеристики речевого тракта, или чаще максимум в сглаженном спектре речевого фрагмента [3]. В данной работе используется непараметрическое сглаживание спектра речевого сигнала с помощью суммы гауссианов (рисунок 1).

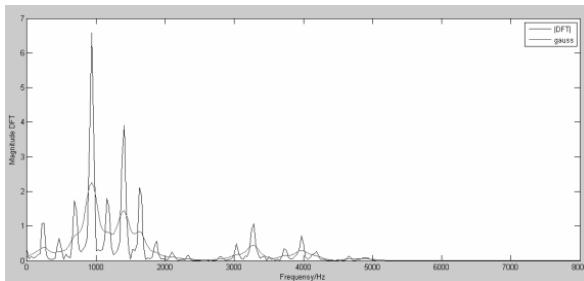


Рисунок 1 - Пример сглаживания спектра речевого сигнала с помощью суммы гауссианов

Далее, применяя алгоритм нахождения максимумов сглаженного спектра, получаем амплитуды и частоты формант.

Под формантой будем понимать пару положительных вещественных чисел $f = (w, a)$. Здесь w - представляет собой частоту форманты, а a - ее амплитуду [4].

Под формантным набором понимают набор формант $F = \{f_i\}_{i=1}^N = \{(w_i, a_i)\}_{i=1}^N$, такой что

- 1) $w_i \neq w_j$, если $i \neq j$,
- 2) N – целое положительное число.

Процесс формирования кодовой книги (КК) в дальнейшем будем называть «алгоритм обучения». Постановка задачи обучения выглядит следующим образом: необходимо сформировать кодовую книгу, в которую сохраняются все формантные наборы гласных звуков обучающих речевых сигналов.

Речь можно рассматривать как последовательность квазипериодических и переходных участков речевого сигнала. Следовательно, осуществляя мониторинг фазы отдельных гармоник речевого сигнала можно определить момент перехода от одного квазипериодического участка речи к переходному участку и наоборот.

Любой периодический сигнал с периодом T может быть представлен суммированием определенного набора гармонических колебаний с круговыми частотами, равными $w_n = nw_1 = 2\pi n/T$, где n – номер гармоники (натуральное число). В общем случае количество гармоник может быть бесконечным. Сигнал, представленный суммой гармоник, может быть записан в виде:

$$s(t) = \frac{a_0}{2} + \sum_{n=1}^{\infty} A_n \cos(nw_1 t + \varphi(t)), \text{ т.е. как сумму «квазигармонических» функций с переменной}$$

амплитудой и начальной фазой. Такой сигнал можно интерпретировать геометрически как проекцию на действительную ось вращающегося вектора, но при этом изменяющего свою длину и угловую скорость [5].

Рассмотрим отрезок сигнала на некотором интервале времени $0 < t < T$. Его можно представить на этом интервале рядом Фурье в экспоненциальной форме: $S(t) = \sum_{-\infty}^{\infty} S_k \cdot e^{jkw_0 t}, w_0 = \frac{2\pi}{T}$.

Геометрическим представлением синусоиды, можно представить сигнал $S(t)$ в виде суммы вращающихся векторов, каждый из которых имеет вид: $S_k \cdot e^{jkw_0 t} = \left| S_k \right| \cdot e^{j\varphi_k} \cdot e^{jkw_0 t} = \left| S_k \right| \cdot e^{j(kw_0 t + \varphi_k)}$

Векторы с индексами $k > 0$ вращаются в положительном направлении, а с $k < 0$ в отрицательном. Пара таких векторов с индексами k и $-k$ образует одну действительную косинусоиду. Поэтому, предполагая среднее состояние сигнала нулевым ($S_0 = 0$), косинусоида может быть представлена проекцией на действительную ось одного вектора, вращающегося, например, в положительном направлении. Можно взять проекцию (т.е. действительную часть) суммы векторов, вращающихся только в положительном направлении, увеличив их величину вдвое:

$$S(t) = \operatorname{Re} \sum_{k=1}^{\infty} 2 S_k \cdot e^{jkw_0 t}, 0 < t < T \quad (1)$$

Ряд в правой части (1) представляет собой комплексную функцию времени, которую обозначим $\tilde{S}(t)$, и называется комплексным или аналитическим сигналом: $\tilde{S}(t) = \sum_{k=1}^{\infty} 2 S_k \cdot e^{jkw_0 t}, 0 < t < T$.

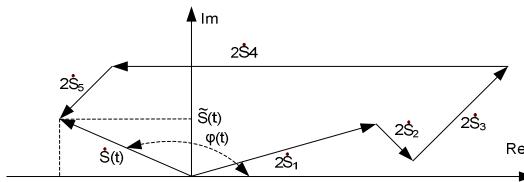


Рисунок 2 - Геометрическое представление комплексного сигнала

Его геометрическим представлением является вектор, образующийся при суммировании элементарных векторов $S_k, k = 1, 2, \dots$. Так как, элементарные векторы вращаются с разными угловыми скоростями kw_0 , то их взаимная конфигурация со временем изменяется. Поэтому их векторная сумма (рисунок 2) представляет собой вектор с переменной длиной, вращающийся с переменной угловой скоростью.

Наличие минимума или максимума значения фазы результирующего вектора на соседних сегментах речевого сигнала свидетельствует о наличии переходных процессов в сигнале.

Для сегментов, содержащих гласные звуки, выполняется следующая совокупность условий:

1)сегмент находится между двумя экстремальными значениями фазы суммы гармоник речевого сигнала

2)для модульной огибающей сигнала на данном сегменте выполняется условие квазистационарности

3)значение энергии данного сегмента не меньше чем на соседних сегментах

На рисунке 3 представлены результаты работы алгоритма для отдельного звука «а».

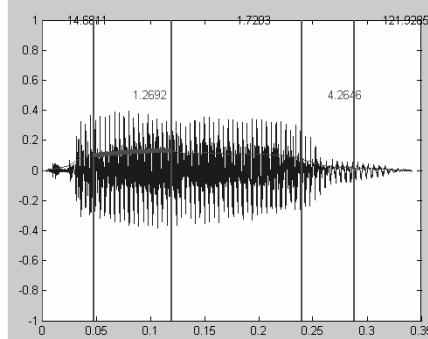


Рисунок 3 - Выделение квазистационарных участков в звуке «а»

Анализируя данные на рисунок 3 можно увидеть, что звуковую волну можно разделить на четыре части: переходный процесс в начале произнесения звука, квазистационарный участок, равномерное убывание звуковой волны, переходный процесс от открытого произнесения звука к процессу смыкания языка и неба.

Пример для пары «согласный – звук «а» представлен на рисунке 4. В данном случае выделены участки, содержащие: согласный звук, переход от согласного к гласному, квазистационарный участок, равномерное убывание звуковой волны, смыкание связок.

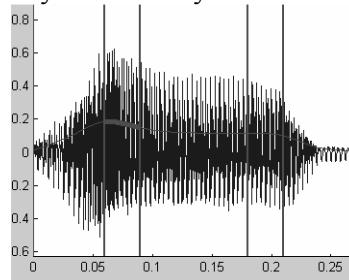


Рисунок 4 - Произнесение слога «га»

Для вычисления формантных наборов использовались только квазистационарные участки гласнодобных звуков.

Алгоритм идентификации был протестирован на собственной базе данных из трех дикторов, произносящих слово распознавание не менее 10 раз. Таким образом, 5 образцов парольной фразы «Распознавание» использовались для построения шаблона КК, а остальные 5 образцов использовались в качестве тестовой последовательности для вычисления результатов идентификации.

Результат идентификации для всех трех дикторов представлен на рисунке 4 в координатах «R-P», где R по оси «X» - расстояние от тестовой последовательности до КК диктора, а P по оси «Y» - вероятность попадания значения R в данный интервал значений по оси «X».

В ходе анализа результатов эксперимента можно сделать вывод, о том, что оптимальной границей, при которой достигается минимальная ошибка идентификации $ERR = 0$, может быть установлена при $R=69$. Таким образом, для данных тестовых образцов можно провести порог $R=69$ для полного разделения представлений дикторов в данном признаковом пространстве.

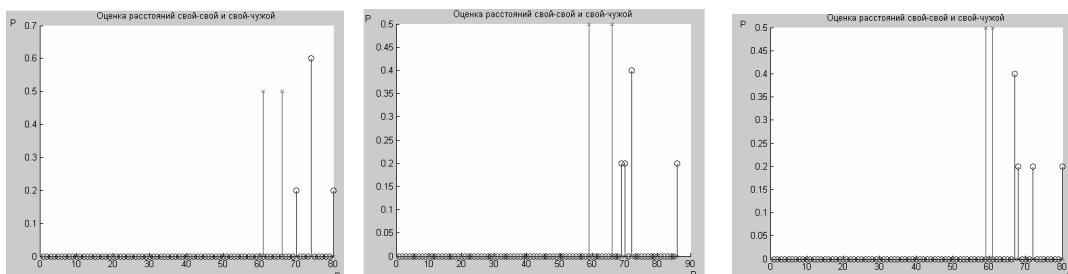


Рисунок 4 - Сравнение расстояний между тестовой последовательностью до КК диктора (распределение справа, отмечено знаком «о») и расстояний между КК дикторов (распределение слева, отмечено знаком «х»)

В качестве сравнения эффективности алгоритма ниже приведен пример вычисления формантных наборов на всем слове, без использования фазовой сегментации и выделения квазистационарных участков (рисунок 5).

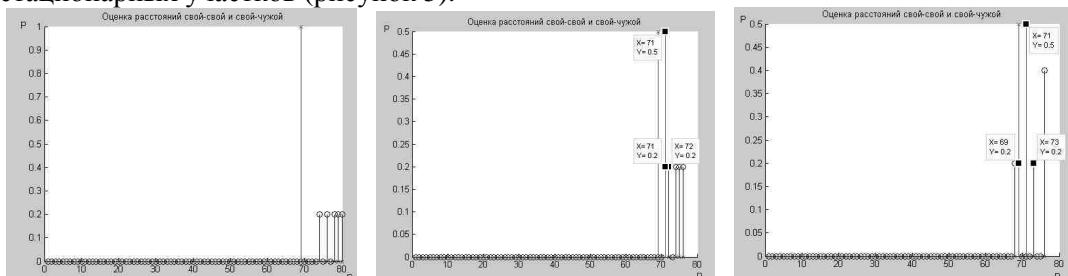


Рисунок 5 - Сравнение расстояний между тестовыми последовательностями до КК диктора (распределение справа, отмечено знаком «о») и расстояний между КК дикторов (распределение слева, отмечено знаком «х») в случае вычисления всех формантных наборов

В результате построения КК и сравнения всех формантных наборов нет возможности провести оптимальную границу с минимальной ошибкой идентификации $ERR = 0$. В этом случае минимальная ошибка будет равна 20% при $R = 73$.

Как видим из представленных результатов, алгоритм идентификации диктора на основе формантного анализа гласных звуков показывает лучшие результаты, по сравнению с алгоритмом без предобработки речевого сигнала и выделения гласнодобных сегментов речи.

Библиографический список

1. А.В. Максимов, Н.М. Чавчавадзе, С.Ю. Мельников, М.В. Федюкин «Развитие систем автоматической текстонезависимой идентификации дикторов». Режим доступа: <http://www.stel.ru/news/pdf/melnikov%202009-4.pdf>
2. А.И. Цыплихин, В.Н. Сорокин «Сегментация речи на кардинальные элементы». Режим доступа: <http://www.jip.ru/2006/177-207-2006.pdf>
3. Википедия «Форманта». Режим доступа: <http://ru.wikipedia.org/wiki/%D0%A4%D0%BE%D1%80%D0%BC%D0%B0%D0%BD%D1%82%D0%B8>
4. С.А. Репалов «Разработка математических моделей и робастных алгоритмов идентификации дикторов по их речи». Дис. канд. физ.-мат. наук: 05.13.18: Ростов н/Д, 2003 144 с. РГБ ОД, 61:04-1/242-Х
5. К. К. Васильев. Теория электрической связи: учебное пособие/ – Ульяновск: УлГТУ, 2008..

SPEAKER IDENTIFICATION USING FORMANT ANALYSIS OF VOWEL SOUNDS OF THE SPEECH

Iyugina Y.V.

Vladimir State University named after A.G. and N.G. Stoletovs
yulia.iyugina@mail.ru

This paper proposes a speaker identification algorithm using formant analysis of vowel sounds of the speech. Automatic signal segmentation onto vowel sounds is performed using a phase analysis algorithm of the speech signal. Speaker identification algorithm has been implemented to study an effectiveness of vowels formant analysis as one of the factors of designing the speaker identification system.

РАЗРАБОТКА АЛГОРИТМА ЛОКАЛИЗАЦИИ ЦЕНТРОВ ЗРАЧКОВ НА ИЗОБРАЖЕНИИ ЛИЦА

Бобе А.С.

Московский государственный технический университет им. Н.Э. Баумана
anatoly_bobe@mail.ru

Введение

В задачах идентификации и верификации личности по изображению лица большое значение имеет качество предварительной нормировки данных (приведение к единому масштабу и расположению лица на сопоставляемых изображениях). В большинстве случаев такая нормировка проводится на основе координат центров глаз. Поэтому для успешной работы системы распознавания необходим алгоритм, способный находить эти координаты с высокой точностью и в режиме реального времени.

В большинстве работ, посвященных данной теме, задача нахождения центров глаз (а именно – центров зрачков) разделяется на два этапа. На первом этапе производится поиск области глаз на изображении, а на втором локализуются координаты их центров. Первый этап обычно не требует применения сложных алгоритмов. Например, в работе [1] проводится бинаризация для маски, полученной как комбинация каналов цветового пространства YCbCr, с последующей проверкой геометрических характеристик полученных областей-кандидатов. Возможно также нахождение областей глаз на основе алгоритмов машинного обучения [2]. Этап локализации центров зрачков

проводится на основе анализа геометрических либо яркостных характеристик найденных областей. В работе [3] для описания областей глаз используются изофоты (кривые равной яркости). В работе [4] рассчитываются проекции градиента изображения на вертикальное и горизонтальное направления и координаты экстремумов этих проекций принимаются за соответствующие координаты зрачков. В [5] для построения карт признаков используется детектор границ Канни.

Основным недостатком алгоритмов локализации центров зрачков на основе яркостных характеристик является чувствительность к другим темным объектам на изображениях, таким как брови или ресницы. Недостаток геометрических методов – чувствительность к форме и размеру видимого участка области зрачка и радужки, а также трудность корректного выделения и интерпретации границ. В данной работе предлагается алгоритм локализации центра зрачка на основе применения преобразования Хафа к изображению контуров области глаза для поиска элементов окружности, соответствующих радужной оболочке глаза.

Алгоритм

После этапа выделения областей каждого глаза проводится увеличение контрастности полученных фрагментов изображений. Затем для выделения границ применяется фильтрация маской Собеля:

$$S = \begin{pmatrix} 0,125 & 0,25 & 0,125 \\ 0 & 0 & 0 \\ -0,125 & -0,25 & -0,125 \end{pmatrix}.$$

Данная маска позволяет выделять границы, ориентированные в вертикальном направлении (рисунок 1). Для решаемой задачи нет смысла выделять границы, ориентированные горизонтально, поскольку в большинстве случаев границы радужной оболочки в верхней и нижней части глаза не видны. Более того, выделение лишь вертикальных границ позволяет избежать появления посторонних контуров, таких как контуры век и бровей.

К полученному изображению применяются операции бинаризации и уточнения границ. Поскольку граница между склерой и радужкой в большинстве случаев оказывается весьма резкой, порог бинаризации выбирается достаточно высоким, что позволяет отсечь большинство паразитных контуров.

Следующим этапом обработки является нахождение контуров, соответствующих радужной оболочке глаза. Эти контуры представляют собой дуги окружности, и для их поиска было применено преобразование Хафа для окружностей фиксированного радиуса (рисунок 1). Результатом такого преобразования является матрица-аккумулятор, каждый элемент которой соответствует точке на изображении и содержит число точек контура, лежащих на окружности заданного радиуса с центром в данной точке. Чем выше значение элемента аккумулятора, тем более вероятно, что соответствующий пиксель изображения является центром искомой окружности.

Поскольку значение радиуса контура радужной оболочки глаза меняется в зависимости, как от конкретного человека, так и от масштаба съемки, преобразование Хафа проводилось для диапазона радиусов, независимо для каждого глаза. Соответственно, для каждого значения радиуса получались две матрицы-аккумулятора. В них находились максимальные значения для каждого радиуса и складывались между собой. За истинный принимался тот радиус, для которого сумма максимальных значений двух аккумуляторов оказывалась наибольшей:

$$f(R) = \max(A_{l_eye}(R)) + \max(A_{r_eye}(R)),$$

$$f(R_{true}) = \max(f(R)),$$

где A_{l_eye} , A_{r_eye} – аккумуляторы соответственно для областей левого и правого глаз,
 R – текущий радиус,
 R_{true} – истинный радиус.

Также во избежание ошибок, связанных с проблемами выделения границ либо с нахождением нужных контуров, для каждой из областей глаз задавалось пороговое значение максимума аккумулятора:

$$\begin{cases} \text{if} \left(\max \left(A_{l_eye} (R_{true}) \right) > thr \right) \cap \left(\max \left(A_{r_eye} (R_{true}) \right) > thr \right), res = true, \\ \text{else}, res = false, \end{cases}$$

где thr – пороговое значение для аккумулятора.

Результатом работы алгоритма являются координаты центров найденных окружностей, которые совпадают с центрами зрачков и могут далее использоваться для проведения нормализации изображения лица.

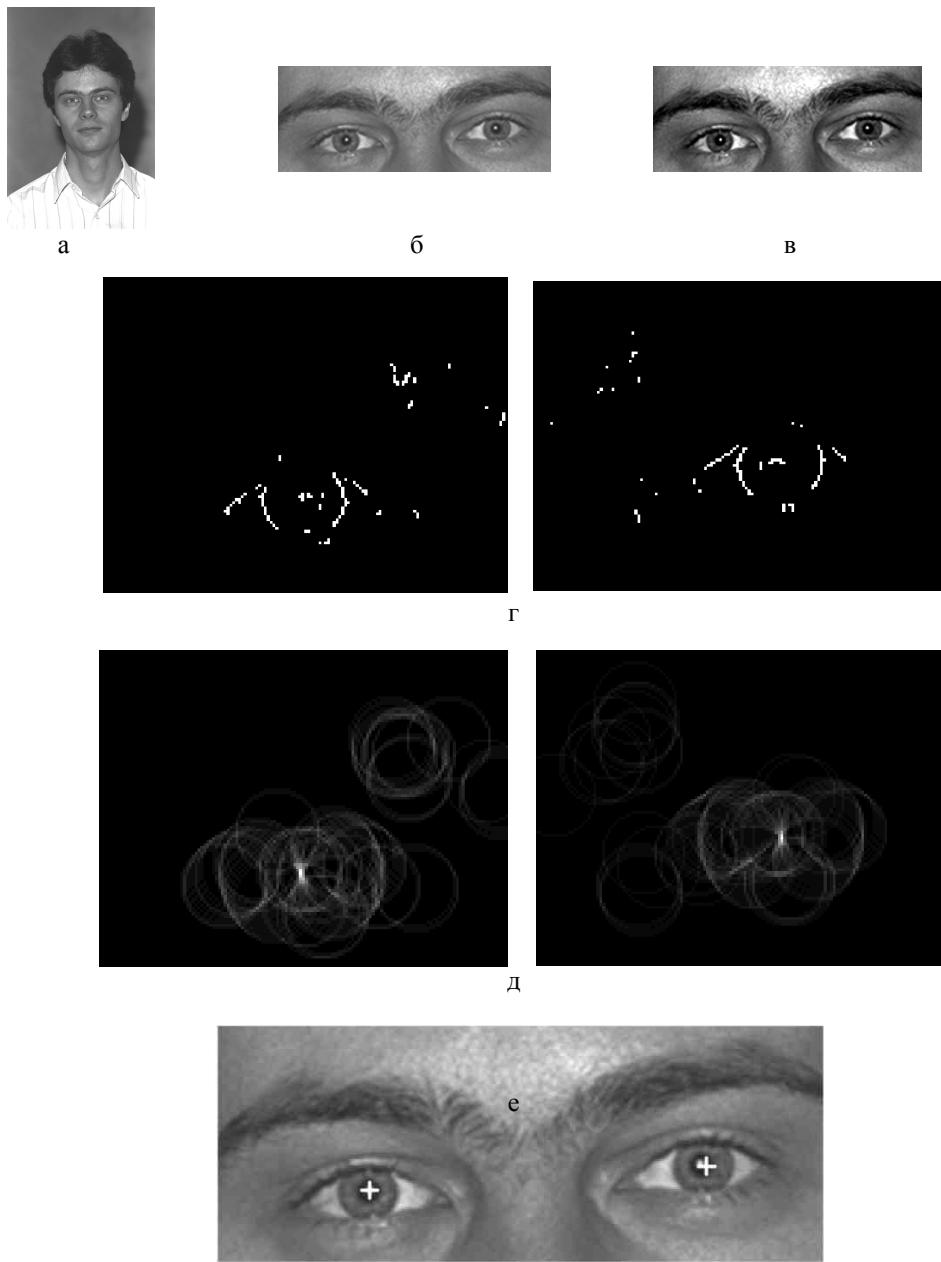


Рисунок 1- Этапы работы алгоритма локализации центров зрачков:

- а) исходное изображение; б) область глаз; в) область глаз после увеличения контрастности;
- г) результат выделения и бинаризации границ для области каждого глаза; д) изображения аккумуляторов для областей глаз по результатам преобразования Хафа, «истинный» радиус; е) результат работы алгоритма

Результаты

Алгоритм был реализован в среде Visual Studio 2010 на языке C++ и протестирован на базе ColorFeret, а также на базе лиц, собранной МГТУ им. Н.Э. Баумана. Результаты оценивались визуально (центр глаза считался верно локализованным, если попадал на зрачок). Ошибки работы алгоритма были разделены на ошибки локализации (алгоритм сработал, но неверно определил

центры зрачков) и отказ работы (алгоритм не сработал из-за непрохождения порога локализации по области хотя бы одного глаза). Результаты тестирования приведены в таблице 1.

Таблица 1 - Результаты тестирования алгоритма

База	Количество изображений	Верно локализованные пары центров глаз, %	Ошибка локализации, %	Отказ работы, %
ColorFeret	453	74.6	7.5	17.9
МГТУ им. Н.Э. Баумана	330	94.5	0.9	4.6

При тестировании на базе ColorFeret были произвольным образом выбраны 450 фронтальных изображений из этой базы. Большинство ошибок отказа работы были связаны со следующими факторами:

– трудности выделения границ на изображениях, обусловленные неоднородными условиями освещения,

– недостаточная степень видимости радужной оболочки глаза для детекции ее границ.

Стоит отметить, что перечисленные причины ошибок имеют иную природу, чем ошибки многих других детекторов, рассмотренных в начале работы. В то же время ошибки локализации исследуемого алгоритма невелики. Поэтому наилучшие результаты можно ожидать при использовании данного алгоритма совместно с вспомогательным алгоритмом, работающим на основе других признаков.

Также благодаря ограниченному диапазону радиусов, по которым производится поиск элементов окружностей, алгоритм устойчив к наличию очков (в том случае, если блики на стеклах не мешают выделению контуров области глаза).

Выводы

В работе были проведены разработка и исследование алгоритма локализации центров зрачков. Алгоритм основан на обработке изображения контуров вертикальной ориентации для области глаза с помощью преобразования Хафа для поиска элементов окружности, соответствующих радужной оболочке глаза. Центр найденной окружности принимается за искомый центр глаза. Алгоритм устойчив к небольшим изменениям ракурса, яркости и масштабу изображений, а также к таким факторам, как форма бровей и ресниц, наличие макияжа, цвет глаз. Для повышения характеристик работы алгоритма планируется разработать вспомогательный алгоритм, применяемый в случае невозможности успешного выделения контуров радужной оболочки глаза и работающий на основе других признаков.

Библиографический список

1. Nasiri J.A., Khanchi S., Pourreza H.R.: Eye Detection Algorithm on Facial Color Images. IEEE DOI: 344-349 (2008).
2. Wang P., Green M.B., Ji Q., Wayman J.: Automatic Eye Detection and Its Validation. IEEE Computer Society Conference on Computer Vision and Pattern Recognition-Workshops: 164-171 (2005).
3. Valenti R., Gevers T.: Accurate Eye Center Location and Tracking Using Isophote Curvature. IEEE Conference on Computer Vision and Pattern Recognition: 1-8 (2008).
4. Peng K, Chen L., Ruan S., Kukharev G.: A Robust Algorithm for Eye Detection on Gray Intensity Face without Spectacles. Journal of Computer Science & Technology, №3 vol.5: 127-132 (2005).
5. Asteriadis S., Nikolaidis N., Hajdu A., Pitas I.: A Novel Eye Detection Algorithm Utilizing Edge-Related Geometrical Information. 14th European Signal Processing Conference (2006).

DESIGN OF THE ALGORITHM FOR PUPIL CENTER LOCALIZATION ON FACE IMAGES

Bobe A.S.

Bauman Moscow State Technical University

anatoly_bobe@mail.ru

An algorithm for accurate pupil center localization on eye region images is described. The proposed method uses Sobel filtering for detecting vertically oriented edges on eye region images. Hough transform is applied to the resulting edge map for extraction of circular arcs corresponding to the iris boundary. The center of this circle is declared to be the pupil center location. These transforms are conducted independently for both eyes and then combined in order to obtain more reliable results. The proposed method has been implemented and tested on two large databases and showed good results under normal conditions.

АВТОМАТИЧЕСКАЯ ВЕРИФИКАЦИЯ ДИКТОРА: ОПРЕДЕЛЕНИЕ ГРАНИЦ РЕЧИ

Спажакин Ю.Г.

Владимирский государственный университет им. А.Г. и Н.Г. Столетовых

nwp_@mail.ru

Постановка задачи

Разработка средств верификации личности по характеристикам голоса вызывает в последнее время все больший интерес во всем мире. На рисунке 1 представлена сегментация рынка биометрических технологий.

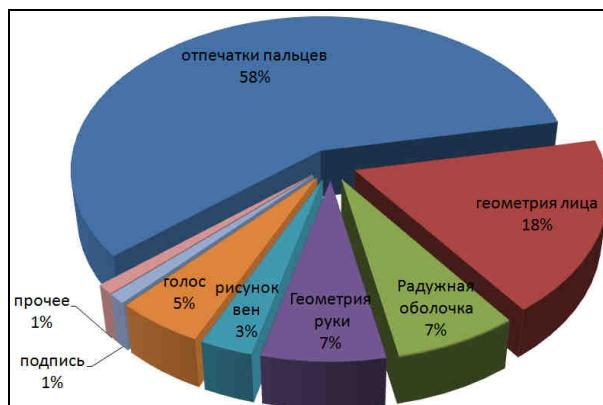


Рисунок 1- Сегментация рынка биометрических технологий по данным International Biometric Group (за 2007 год)

Решение данных проблем является основной задачей при проектировании и разработке систем голосовой биометрии и средств для их тестирования.

Актуальность голосовой аутентификации заключается в том, что она по многим параметрам превосходит другие биометрические методы, это подтверждается в материалах сравнительного анализа существующих биометрических систем, проведенного различными авторитетными в этой области организациями: Opus Research; University of Canberra; European Commission Joint Research Centre и другие. Результаты сравнительного анализа представлены в таблице 1.

Таблица 1 - Сравнительный анализ биометрических систем

	Отпечаток пальца	Голос	Радужная оболочка	Лицо
Equal Error Rate (EER)	2–3.3%	0.1 - 0.86%	4.1-4.6%	4.1%
Ошибка регистрации	4%	2%	7%	~0%
Ошибка второго рода	2.5%	0.75%	6%	4%
Ошибка первого рода	0.1%	0.75%	0.001%	10%
Стоимость системы	Высокая	Низкая	Очень высокая	Высокая

Из таблицы видно, что системы на основе голосовой биометрии демонстрируют очевидное преимущество, как по надежности работы, так и по стоимости (Таблица 1). Важно отметить, что только 2% лиц не смогли зарегистрироваться в системе верификации по голосу, в то время как доля отказов в регистрации для «отпечатка пальцев» составила 4%, а по радужной оболочке глаза - уже 7% [3].

Существуют объективные причины для увеличения роли голосовой аутентификации в биометрических системах:

- голос и речь человека несут, как известно, явную индивидуальную информацию;
- речевой канал общения является самым естественным для человека;
- голос - один из тех персональных идентификаторов личности, которые всегда находятся при ней, поэтому его заманчиво использовать для решения задач разграничения доступа.

Эти системы вызывают подобный интерес, так как допускают удаленную и скрытую аутентификацию, что иногда невозможно для других биометрических методов.

Как известно, программные и аппаратные комплексы для голосовой биометрии классифицируются на:

- текстозависимые, предусматривающие верификацию личности по определенным речевым сообщениям, входящим в словарь биометрической системы;
- текстонезависимые, осуществляющие идентификацию по произвольным отрезкам речевых сообщений.

Принадлежность системы к тому или иному типу определяет сферу ее применения. Классификация систем голосовой биометрии представлена на рисунке 2.

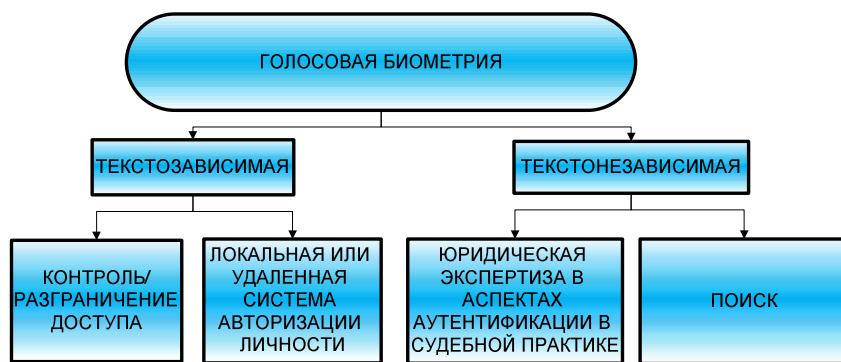


Рисунок 2 - Классификация систем голосовой биометрии

Работа систем голосовой аутентификации базируется на известных принципах распознавания образов: выделение речевого фрагмента, определение информативных признаков речевого высказывания, составление по ним модели диктора на этапе регистрации, а на этапе аутентификации - сопоставление (согласование) признаков предъявляемого образца с хранимой в памяти базы данных (БД) и определение меры их близости для последующего принятия решения [2]. На рисунке 3 представлена типовая структурная схема голосовой биометрической системы.

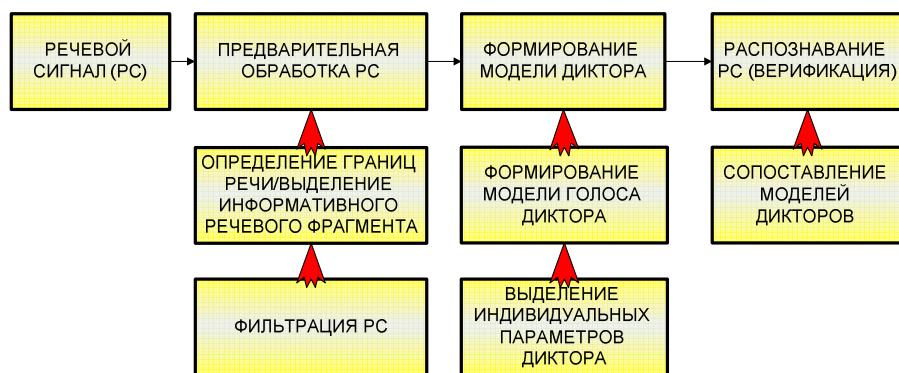


Рисунок 3 - Структурная схема работы голосовой биометрической системы

Одним из основных этапов разработки голосовых биометрических систем является проектирование блока предварительной обработки сигнала, поскольку для распознавания речи необходимо определить границы речи в контексте окружающих ее шумов. Очевидно, что точность распознавания изолированных слов существенно зависит от точности определения их границ. Сложность определения границ речи связана с особенностями произношения конкретного диктора, с наличием в его речи шумов, процесса артикуляции (придыхание, чмоканье и т.п.) [1].

Традиционно в системах распознавания речи используются методы, основанные на вычислении кратковременной энергии сигнала или спектральной энергии, а так же методы, дополнительно учитывающие частоту нуль-пересечений речевого сигнала и адаптивные пороги для определения границ сигнала. В работе [2] описывается альтернативный подход, использующий методы определения границ анализа функций кратковременной средней энергии, частоты нуль-пересечений и частоты основного тона на основе расширенной функции среднего значения разности. Однако все они неустойчиво работают в условиях, когда появляются шумы с динамическим спектром или относительно сильные стационарные шумы. Это снижает точность работы биометрической системы и не удовлетворяет основным требованиям, предъявляемым к определителям границ речи при их проектировании, а именно [1]:

- минимизация вероятности ложного срабатывания при воздействии только мощного шума;
- высокая вероятность правильного выделения речи даже в условиях значительного шума;
- высокое быстродействие для исключения задержек срабатывания распознавателя речи.

С целью решения данной проблемы нами был разработан автоматизированный программный комплекс для определения границ информативного речевого фрагмента для системы текстозависимой голосовой верификации.

Анализ методов выделения границ речи

Предлагаемый нами метод является модификацией алгоритма выделения информативного речевого фрагмента, описанного в работе [2] и базируется на результатах параллельного анализа функций:

- кратковременной средней энергии сигнала E_n ;
- частоты переходов осциллограммы речевого сигнала через ноль f_z ;
- расширенной кратковременной функции среднего значения разности – *EAMDF* (*Extended Average Magnitude Difference Function*) [2];
- энтропии спектра сигнала, H .

Для тестирования данного метода выделения границ речи была записана речевая база данных из 10 дикторов, содержащая по 100-200 произнесений парольной фразы для каждого диктора. Запись производилась через микрофон в акустически благоприятных условиях с частотой дискретизации 8 кГц и глубиной квантования 16 бит. Каждый речевой сигнал делится на сегменты, содержащие по 200 отсчетов. При этом перекрытие соседних сегментов составляет 100 отсчетов.

Для анализа функций E_n , f_z , *EAMDF* и H разработаны блоки параллельной обработки речевого сигнала. Принцип работы каждого блока представлен ниже.

Блок анализа кратковременной средней энергии E_n . Кратковременная средняя энергия голосовой команды представляет собой сумму квадратов отсчетов сигнала входящих, в рассматриваемый сегмент и определяется выражением [2]:

$$E_n = \sum_{n=1}^N x^2(n), \quad (1)$$

где $x(n)$ – отсчеты речевого сигнала, n – количество отсчетов в сегменте сигнала.

На рисунке 4,а представлена осциллограмма исходного речевого сигнала.

Результатом обработки на каждом сегменте голосовой команды является число или совокупность чисел, являющаяся новой, зависящей от времени последовательностью, которая может служить характеристикой речевого сигнала (рисунок 4,б). Структурная схема работы алгоритма представлена на рисунке 4,в.

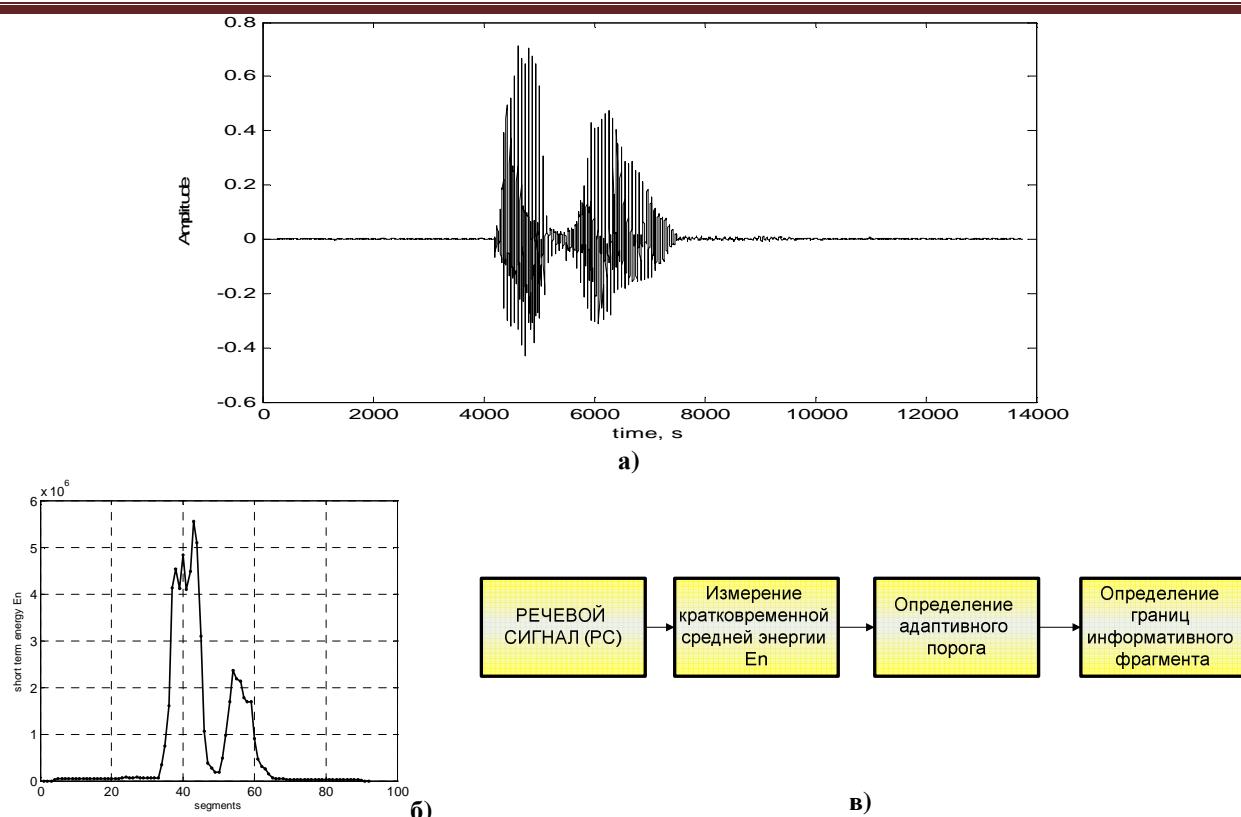


Рисунок 4 - а) осциллограмма исходного речевого сигнала, б) график функции кратковременной средней энергии речевого сигнала, в) структурная схема работы алгоритма выделения информативного речевого фрагмента на основе анализа кратковременной средней энергии.

Из рисунка 4,б видно, что амплитуда функции En возрастает на участке соответствующем речевой активности диктора. Предполагается, что первые 10 кадров не содержат речевого сигнала. По этому участку определяется дисперсия величины En для определения статистических характеристик шума. С учетом этой характеристики и максимального значения En на реализации фразы вычисляется адаптивный порог T_{En} . Каждому кадру исходного сигнала ставится в соответствие двоичный признак, равный 1, если кадр содержит речь, то есть $En > T_{En}$ и 0 – в противном случае. В результате выделяются непрерывные участки, содержащие речь, в соответствии со структурной схемой приведенной на рисунке 4,в.

Блок анализа частоты нуль-пересечений или детектор нуль-пересечений необходим для определения частоты f_z переходов осциллограммы речевого сигнала через нулевую отметку оси ординат осциллографа. Результат работы детектора представлен на рисунке 5,а. Структурная схема работы алгоритма представлена на рисунке 5,б.

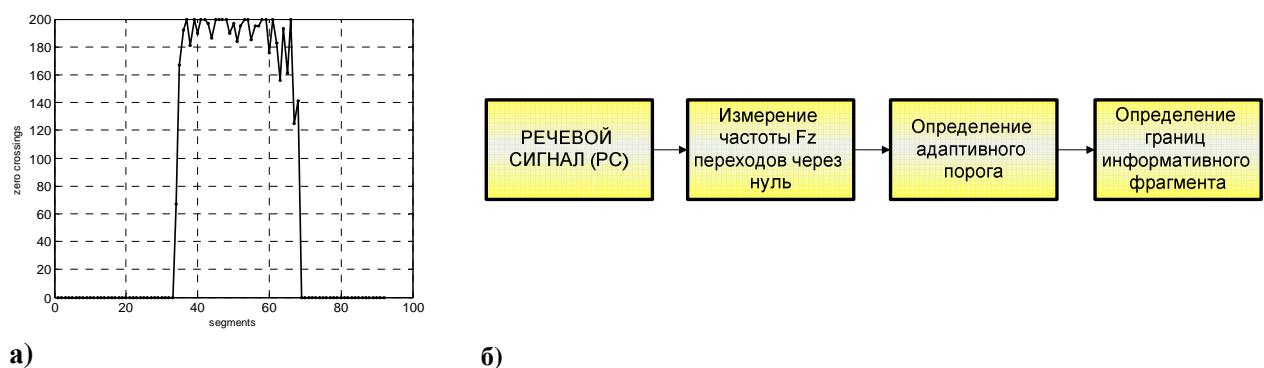


Рисунок 5 - а) Частота переходов отсчетов осциллограммы речевого сигнала через ноль. б) структурная схема работы алгоритма выделения информативного речевого фрагмента на основе анализа частоты переходов отсчетов осциллограммы речевого сигнала через ноль.

Для реализации анализа расширенной кратковременной функции среднего значения разности – EAMDF в данной работе используется блок измерителя основного тона (ИОТ), который обеспечивает классификацию сегментов речевых сигналов и дает ряд важных признаков необходимых для выделения речи: траекторию изменения частоты основного тона, длительности пауз. Кроме того, вокализованный/невокализованный сегмент может указывать на три характеристики сигнала – «речь», «не речь» и «не определено» – и описывать фрагмент как речевой или как шум/паузу.

Расширенная кратковременная функция среднего значения разности в данной работе вычисляется по формуле [7]:

$$D_E(k) = \frac{1}{R} \sum_{n=-N/2}^{N+N/2-k} |X[n] - X[n+k]|, R = \sum_{n=-N/2}^{N+N/2-k} |X[n]|, \quad (3)$$

где R – нормирующий делитель; $X[n]$ – значение входного сигнала ИОТ в момент времени nT_d ; T_d – период дискретизации; N – число выборок в сегменте сигнала.

Результат работы ИОТ представлен на рисунках 6,а и 6,б. Структурная схема работы алгоритма представлена на рисунке 6,в.

На рисунке 6,б представлен сигнал анализатора траектории частоты основного тона диктора для данной парольной фразы, который отражает присутствие речевой активности в сегментах сигнала. Из рисунков 6,а и 6,б видно, что было выявлено несколько сегментов сигнала, определенных как вокализованные. Измерителем основного тона они могут быть распознаны как речь после паузы обусловленной смычками внутри слов, что может привести к неправильной установке границы голосовой команды и снижению точности верификации. Решение данной проблемы будет описано ниже.

Блок анализа энтропии спектра речевого сигнала

В [1] описывается метод выделения речи на основе вычисления энтропии (как меры неопределенности или беспорядка в некотором распределении) спектра фонового шума и речевого сигнала. В основе данного метода лежит свойство отличия значений энтропии для речевых сегментов и для фоновых шумов. Отличительная черта данного подхода состоит в том, что этот показатель является малочувствительным к изменениям амплитуды сигнала и, следовательно, позволяет точно определять границы речи.

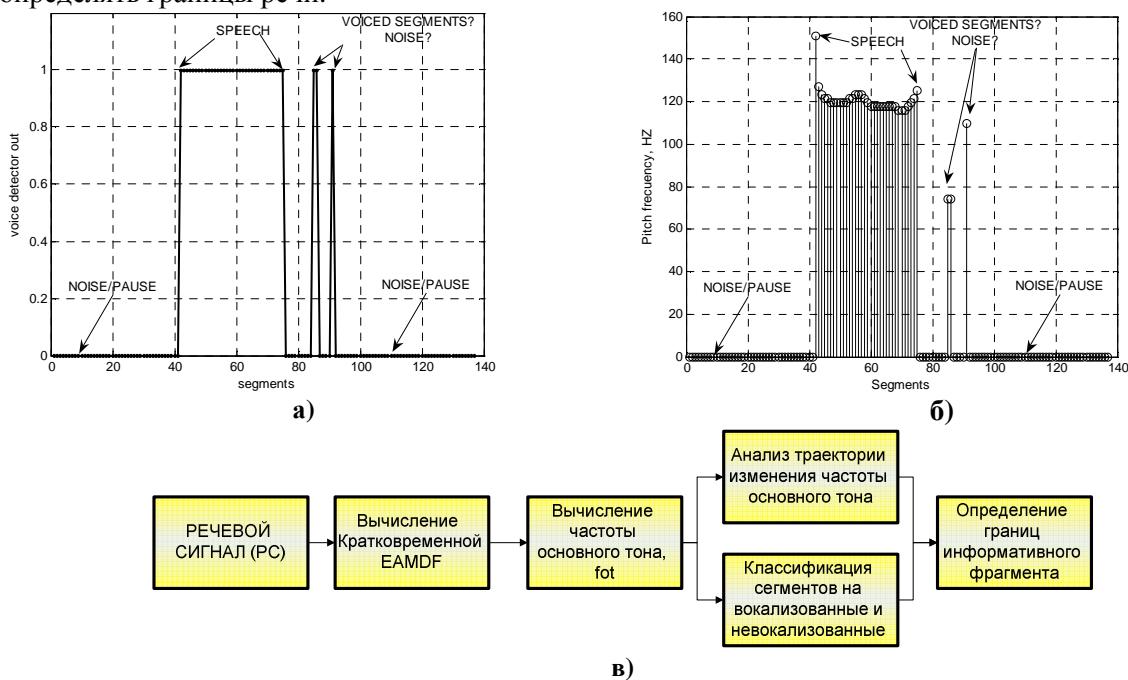


Рисунок 6 - а) выходной сигнал классификатора речь/шум, б) выходной сигнал анализатора траектории частоты основного тона, в) структурная схема работы алгоритма выделения информативного речевого фрагмента на основе измерителя основного тона.

Экспериментальные результаты по применению энтропии для определения границ речи показывают, что речевые фрагменты успешно выделяются из звуковых сигналов, содержащих различные виды сильных шумов и звуковых артефактов [1].

Вычисление энтропии спектра сигнала может быть выполнено различными способами, некоторые из них описаны в [5] и [7]. В данной работе энтропия спектра определяется выражением [7]:

$$H = -\sum_{k=1}^N p_k \log p_k, \quad (4)$$

где p_k – плотность вероятности, N – количество спектральных компонент в быстром преобразовании Фурье.

Результат работы детектора речи на основе вычисления энтропии спектра речевого сигнала представлен на рисунке 7,а. Структурная схема работы алгоритма представлена на рисунке 7,б.

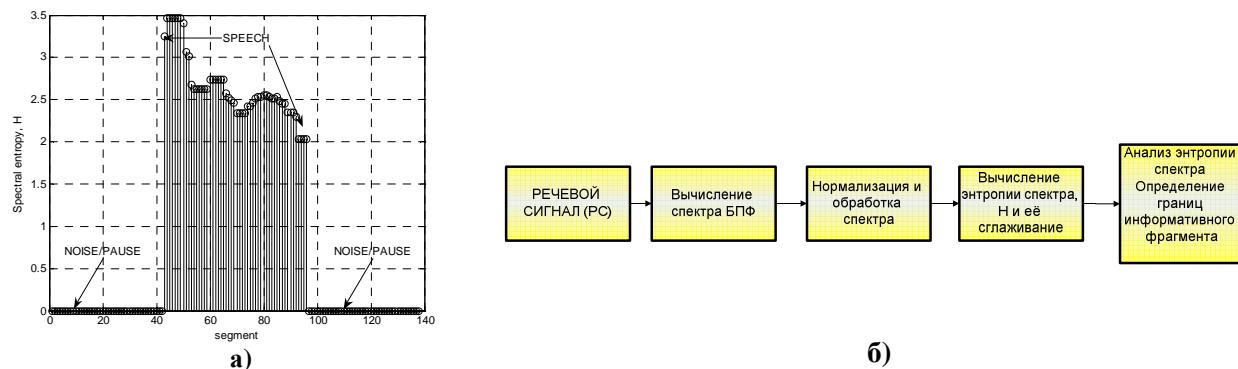


Рисунок 7 - а) выход классификатора речь/шум на основе анализатора энтропии спектра речевого сигнала, б) структурная схема работы алгоритма выделения информативного речевого фрагмента на основе анализатора энтропии спектра речевого сигнала.

На рисунке 7,а представлен уже обработанный сигнал энтропии спектра голосовой команды, который прошел процедуру нормализации и сглаживания. В процессе оценки значений H для данной функции в блоке анализа энтропии спектра сигнала (рис 7б) устанавливается адаптивный порог T_H . В сегментах сигнала, в которых $H < T_H$, значение энтропии спектра приравнивается к нулю и расценивается как участок шума или паузы. Таким образом, остальной сигнал является речевым.

Каждый из представленных блоков позволяет довольно успешно анализировать речевые сигналы и выделять информативный речевой фрагмент. Однако, из-за изменчивости речи, разнообразия используемого словаря, наличия специфических пауз перед смычками внутри слов, воздействия нестационарного шума происходит снижение точности работы данных методов. Из [1, 2, 6] следует, что точность работы рассматриваемых методов, колеблется в широком диапазоне от 80 до 98%. Это довольно существенный разброс, так как от точности выделения границ речи принципиально зависит вся дальнейшая обработка речи. Например, различные шумовые помехи, характерные в начальной фазе речи (причмокивание, покашливание и др.), зачастую являются причиной значительного снижения точности распознавания речи.

Программный комплекс для выделения границ речи

В данной работе предлагается использовать все вышеперечисленные характеристики речевого сигнала для обеспечения точного выделения информативного речевого фрагмента. Каждый из методов обладает низкой вычислительной сложностью, поэтому их можно использовать вместе без существенного увеличения продолжительности математической обработки.

На рисунке 8 представлена структурная схема предлагаемого метода:

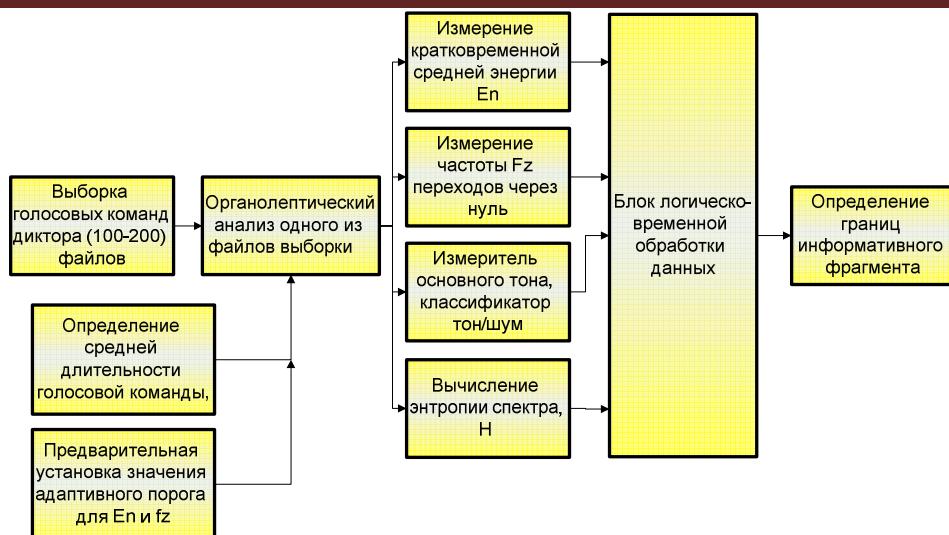


Рисунок 8 - Структурная схема работы алгоритма выделения информативного речевого фрагмента.

Одной из особенностей данного комплекса является предварительная органолептическая обработка случайной голосовой команды из выборки файлов на этапе регистрации диктора в системе автоматической верификации по голосу. Обработка заключается в определении средней длительности парольной фразы для данного диктора и проведении первичной установки границ команды. В предварительную обработку входит:

- предварительная установка значений адаптивных порогов для En и fz ;
- определение границ голосовой команды;
- вычисление средней длительности голосовой команды.

Определенные в процессе предварительной обработки характеристики голосовой команды служат опорными параметрами при выделении информативного речевого фрагмента. Так, выставленные пороги становятся опорными для данного диктора в текущих акустических условиях при последующих автоматических подстройках уровней пороговых значений En и fz . Средняя длительность голосовой команды позволяет более точно классифицировать по времени произнесение пароля и участки шума, ложно идентифицированные как вокализованная речь.

Основным блоком определения границ голосовых команд является измеритель основного тона. Все остальные элементы являются вспомогательными. Таким образом, при определении границ речи в случае появления всплесков сигнала на выходе ИОТ можно идентифицированные как вокализованная речь, происходит анализ данных сегментов по уровню энергии, частоте переходов через нуль, энтропии спектра, длительности анализируемого непрерывного фрагмента сигнала. Наиболее оптимальная гипотеза при коллективном принятии решения принимается как верная, и сегмент классифицируется в качестве границы голосовой команды, фрагмента интенсивного фонового шума или артефакта при звукозаписи.

Интерфейс программного комплекса, отвечающий за регистрацию диктора, предварительный анализ и определение границ голосовых паролей представлен на рисунке 9.

Представленный на рисунке 9 интерфейс программного комплекса обладает исследовательскими функциями и снабжен средствами визуализации основных характеристик сигнала до и после его обработки. Это позволяет осуществлять мониторинг работы программного комплекса на всех этапах, что значительно минимизирует вероятность появления ошибок при обучении моделей и верификации дикторов. Элементы регистрации дикторов позволяют интерактивно пополнять и редактировать голосовые базы данных дикторов, так как параметры анализа речевых сигналов и сами голосовые команды могут быть в любой момент вызваны из БД путем указания имени учетной записи диктора (login).

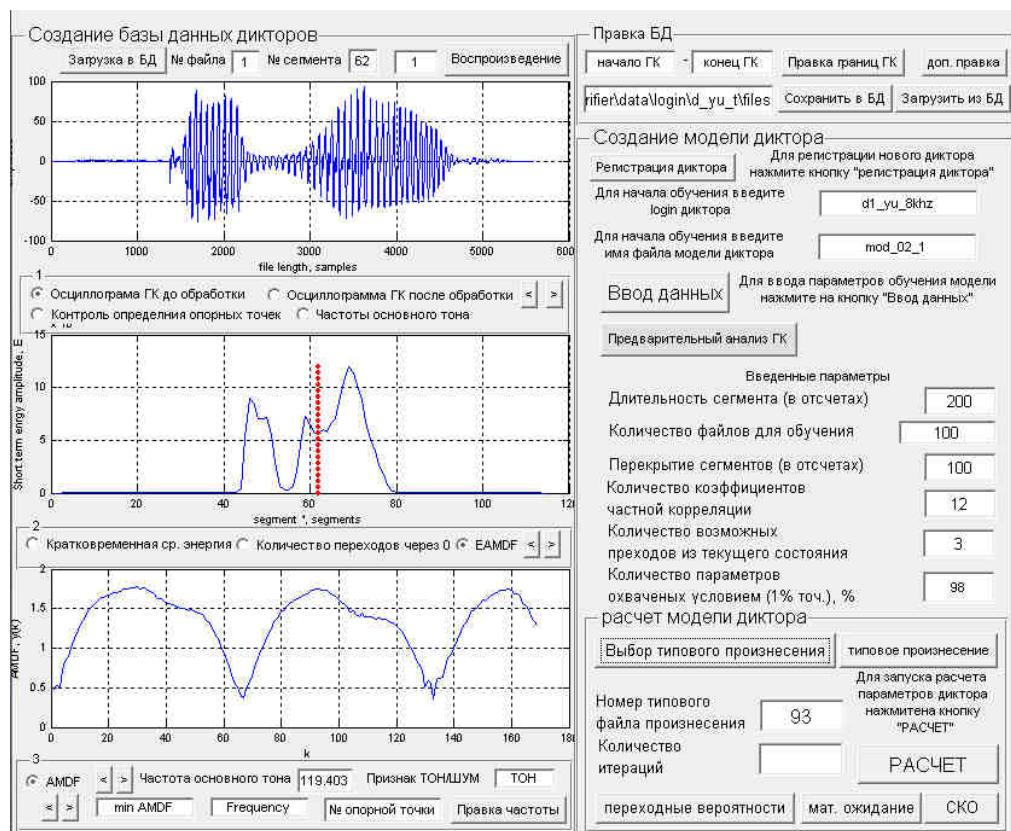


Рисунок 9 - Фрагмент исследовательского автоматизированного программного комплекса для тексто-зависимой верификации диктора.

Окно для проведения предварительного органолептического анализа голосовой команды диктора представлено на рисунке 10.

Представленное на рисунке 10 окно позволяет оператору системы голосовой верификации проводить первичный органолептический анализ поступившей голосовой команды из выборки файлов диктора. В данном окне оператор визуально оценивает качество записи, устанавливает границы сигнала, пороговые значения для E_n и f_z . Получив все необходимые для дальнейшего анализа данные, оператор запускает процедуру определения границ голосовых команд всей выборки файлов и инициирует обучение модели. Необходимо отметить, что подобный анализ необходим только на этапе предварительной обработки сигнала и обучения модели для минимизации погрешностей при создании модели диктора. На этапе верификации программный комплекс работает автономно, так как все необходимые параметры уже сохранены в учетной записи диктора.

В процессе тестирования предложенный метод продемонстрировал высокий показатель стабильности и надежности. По сравнению с описанным в [2] он обладает большей информативностью, способен работать в условиях умеренной динамической изменчивости окружающей среды и отвечает всем требованиям, предъявляемым к системам определения границ речи.

В качестве меры оценки эффективности алгоритма была использована величина ошибки выделения границ речи $Roish.gr. = Pложн.идент. + Pрусч.сегм.$ [1], которая складывается из двух показателей:

- вероятности ложной идентификации $Pложн.идент.$, т.е. определения факта наличия речевого сообщения в момент времени, когда речевого сообщения на самом деле не было;
- вероятности усечения речевого сегмента $Pрусч.сегм.$, т.е. отсутствия сигнала о наличии речевого сообщения в момент времени, когда речь в сигнале присутствует.

В данном методе ошибка выделения границ речи $Roish.gr.$ составила от 1 до 5 % при уровне отношения сигнал/шум (SNR) от 1 до 4 Дб соответственно. Это значительно меньший разброс точности определения границ сигнала, что позволяет использовать метод в задачах автоматической верификации диктора. Дальнейшая минимизация $Roish.gr.$ осуществляется в процессе правки базы данных голосовых команд оператором системы верификации.

В качестве недостатков системы можно выделить необходимость обучения оператора для работы с данным программным комплексом т. к. он обладает высоким уровнем информативности и требует знания теоретических аспектов голосовой верификации.

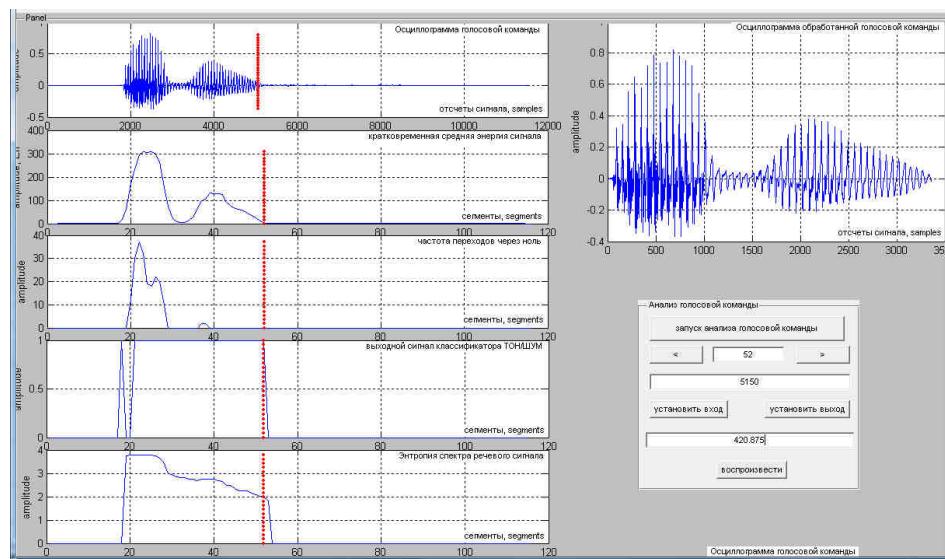


Рисунок 10 - Окно для проведения предварительного анализа голосовой команды диктора

Библиографический список

1. Карпов А.А. Робастный метод определения границ речи на основе спектральной энтропии // Науч.-теор. журнал «Искусственный интеллект» (Донецк, Украина). 2004. №4. С. 607-613.
2. Спажакин Ю.Г., Сушкова Л.Т. Метод выделения информативного речевого фрагмента в задачах автоматической верификации диктора. 13-я международная конференция «цифровая обработка сигналов и ее применение - DSPA-2011» издательство «РНТОРЭС имени А.С. Попова», Москва.- 2011. С 249-252. ISBN 978-5-905278-01-3.
3. Dan Miller, Senior Analyst, Opus research // Voice Biometrics Conference 2007, Washington.
4. Ghulam Muhammad, Extended average magnitude difference function based pitch detection. The International Arab Journal of Information Technology, Vol. 8, No. 2, April 2011.
5. Khurram Waheed, Kim Weaver and Fathi M. Salam. A robust algorithm for detecting speech segments using an entropy contrast // Proc. 45th IEEE International Midwest Symposium on Circuits and Systems MWSCAS'2002. – Oklahoma (USA). – 2002.
6. Rabiner L., Juang B. Fundamentals of speech Recognition. New Jersey: Prentice-Hall, Englewood Cliffs, USA, 1993.
7. Shen J.-L., Hung J.-W., Lee L.-S. Robust Entropy-based Endpoint Detection for Speech Recognition in Noisy Environments // Proc. Int. Conf. on Spoken Lang. Processing ICSLP'98. – Sydney (Australia). – 1998.
8. Young-Hwan Song, Doo-Heon Kyun, Jong-Kuk Kim, and Myung-Jin Bae, On SNR Estimation by the Likelihood of near Pitch for Speech Detection, World Academy of Science, Engineering and Technology 32 2007.

AUTOMATIC SPEAKER VERIFICATION: THE DEFINITION OF THE SPEECH BOUNDARIES

Spazhakin Yu.G.

Vladimir State University named after A.G. and N.G. Stoletovs
nwp_@mail.ru

One of the main processes modeling of vocal tract parameters of the speaker in task of automatic verification is an extraction of informative speech fragment or determination of speech borders from array of surrounding noise and sound artifacts.

In given article is considered block of preliminary analysis of the vocal commands for text-dependent speaker verification system, for speech borders determination.

Traditionally for realization of given task methods based on analysis to short term average energy of the signal are used. Advanced systems further to energy level estimation use analysis of zero-crossings frequency and spectral power of the signal. However, all these methods can't provide high accuracy of speech borders determination because of their not stable work under noisy signal. This causes appearance of mistakes during speaker voice modeling and reduction of verification accuracy.

In the given work it is offered to use method of informative speech fragment extraction based on the tone/noise detector, pitch frequency meter and analysis of entropy of the spectrum, short term average energy, zero-crossing frequency of speech signal. Work of the block of analysis of the vocal commands is founded on parallel processing of specified features. In the event of appearance of signal hits in the output of pitch frequency detector during borders determination, falsely identified as voiced speech, the analysis of data segment on energy level, zero crossings frequency, entropy of the spectrum, duration of given unceasing fragment of the signal occurs. The most optimum hypothesis under collective decision making is taken as true, and segment is classified as border of the vocal command, fragment of the intensive background noise or record artifact.

Offered method allows to extract informative speech fragment with high accuracy, mistake of determination of speech borders are 1 - 5 %.



СОЗДАНИЕ АППАРАТНО-ТЕХНИЧЕСКОГО КОМПЛЕКСА НА ЖЕЛЕЗНОДОРОЖНЫХ ПУНКТАХ ПРОПУСКА

Моисеева Т.В., Буравлев В.В.

Московский государственный технический университет им. Н.Э. Баумана

С каждым годом количество граждан, обладающих паспортно-визовыми документами нового поколения (ПВД НП) и пересекающих государственную границу Российской Федерации, неуклонно возрастает. Соответственно возрастают требования, предъявляемые к техническим средствам паспортного контроля, к проверке ПВД граждан, пересекающих государственную границу.

Для обеспечения деятельности подразделений пограничного контроля, осуществляющих пропуск через государственную границу в транспортных средствах заграничного следования (при движении), ведётся разработка автоматизированное рабочее место контролера для железнодорожных пунктов пропуска (АРМ ОПК).

Аналоги АРМ ОПК в последние годы активно внедряются или уже внедрены в оперативно-служебную деятельность пограничных органов Австралии, Беларуси, США, Японии, некоторых стран Евросоюза. При этом внедрение этих аналогов происходит поэтапно.

На первом этапе аналоги нацелены на автоматизацию пропуска через государственную границу граждан своей страны, которые обладают электронными ПВД, содержащими персональные данные владельца и его биометрические характеристики. На втором этапе действие этих аналогов расширяется на граждан других государств, обладающих электронными ПВД. Ни в одном из представленных в мире аналогов не поддерживаются ПВД старого образца, не содержащие электронный чип.

АРМ ОПК создается как функциональный элемент программно-технического комплекса в пункте пропуска через государственную границу ведомственного сегмента Пограничной службы ФСБ России государственной системы изготовления, оформления и контроля ПВД.

Аналоги создаваемого АРМ ОПК, принятые на вооружение (снабжение) пограничных органов РФ, отсутствуют.

АРМ ОПК включает в себя следующие составные элементы:

- устройство считывания изображения и информации со страницы ПВД и информации из машиносчитывающей зоны ПВД;
- устройство считывания изображения лица пассажира, предъявившего ПВД;
- устройство считывания информации из встроенной в ПВД бесконтактной интегральной микросхемы;

- устройство распознавания, обработки и хранения считываемой и получаемой информации;
- устройство отображения и ручного ввода информации;
- устройство сопряжения и обмена информацией с программно-техническим комплексом;
- комплект устройств электропитания;
- программное обеспечение.

Суммарное время проверки ПВД пассажира, предъявившего ПВД, с использованием АРМ ОПК не должно превышать 40 секунд.

АРМ ОПК предназначено для выполнения основных задач, направленных на повышение эффективности проведения паспортного контроля оператором паспортного контроля в нестационарных условиях. АРМ ОПК должно обеспечивать:

1. Считывания изображения и визуальной информации с ПВД;
2. Считывание данных из бесконтактной интегральной схемы ПВД, содержащей биометрические данные..
3. Считывание изображений ПВД лиц, следующих через государственную границу;
4. Распознавание считанной и обработку получаемой информации, а также вывод результатов на экран в соответствии с функциональными задачами и алгоритмами, реализованными в АРМ ОПК.
5. Проверку подлинности ПВД на основе применения технологии проверки электронной цифровой подписи.
6. Интеграцию с имеющейся ПТК пограничной службы.
7. Передачу информации о результатах паспортного контроля в ПТК пограничной службы.

CREATE HARDWARE-TECHNICAL COMPLEX FOR RAIL CHECKPOINT

Moiseeva T.V., Buravlev V.V.
Bauman Moscow State Technical University



ИССЛЕДОВАНИЕ ПАРАМЕТРОВ ПОДПИСИ ЧЕЛОВЕКА: АНАЛИЗ ЦЕЛЕЙ, ВОЗМОЖНЫХ МЕТОДОВ И ИХ ТЕХНИЧЕСКОГО ОБЕСПЕЧЕНИЯ

Брумштейн Ю.М., Вдовина Е.С., Иванова М.В.
Астраханский государственный университет, г. Астрахань
brum2003@mail.ru

Развитие информационных технологий (ИТ) не только повышает надежность оценки подлинности подписи человека, но и дает возможность решения ряда дополнительных задач. Поэтому в данной статье авторами предпринята попытка комплексного анализа вопросов, связанных с исследованием (определением) параметров подписи человека (ППЧ) и возможными направлениями (вариантами) использования этих параметров.

Обычно индивидуальная подпись человека воспроизводится им «одинаково» за счет моторной памяти, причем считается, что «паттерн» подписи хранится в мозгу человека. Устойчивая подпись может быть выработана примерно к моменту выдачи первого паспорта – когда мышцы верхних конечностей, центральная и периферическая нервная система уже в достаточной мере развиты. Нарушение вида личной подписи может быть связано с: «невыработанностью» подписи; «неустойчивым» (вариативным) управлением мышцами; заболеваниями или травмами верхних конечностей, центральной или периферической нервной системы.

Для выполнения подписи, как правило, используются три пальца «активной» руки для «зажатия» пишущего инструмента (ПИ) - обычно это ручка или карандаш. Если форма подписи фиксируется «в объективной форме» на бумажном или ином носителе, то она может быть: сразу же визуально сравнена с эталоном; при необходимости подвергнута ретроспективному анализу, в т.ч. и с вводом ее изображения в ЭВМ. Отметим, что компьютеризованные базы данных подписей граждан распространены пока слабо (в отличие от баз данных по дактилоскопии), а какие-то аналоги «дактилоформул» в отношении подписей обычно не применяются.

В [4, с.59] сравниены результаты экспертиз оценок различных биологических характеристик человека (максимальная оценка 3 балла). При этом «подпись» получила по одному баллу для характеристик «универсальность», «的独特性», «стабильность» и три балла для «собираемости» (последний термин означает, что она может быть получена от каждого человека). В то же время для «динамики письма» оценки более высокие - по 3 балла для «универсальности», «的独特性» и «собираемости» и 1 балл для «стабильности».

Рассмотрим основные цели исследования ППЧ.

(R1) Оценка подлинности подписи традиционно осуществляется путем ее «визуального сличения» с некоторым образцом (эталоном). Им может быть подпись в паспорте, банковских документах, контракте и пр. Если представленная подпись выглядит «не похожей», то человека обычно просят расписаться еще раз. При этом, помимо повторного сравнения с эталоном, обычно проверяется еще и «устойчивость» формы подписи.

При визуальном сличении подписи с эталоном: доли ошибок 1-го рода (подлинная подпись не признается таковой) и 2-го рода («чужая» подпись признается подлинной) в случае достаточного опыта проверяющего могут быть небольшими; не используются количественные оценки «степени совпадения» ППЧ (они могут быть даны лишь качественно); оценки группами экспертов применяются редко - лишь в «спорных» случаях.

«Микроскопов сравнения» (успешно используемые в рамках выявления поддельных банкнот) для сличения формы подписей практически не применяются, в т.ч. из-за вариативности «масштабов» подписей.

(R2) Проверки списков в поддержку выдвижения кандидатов на выборные должности (в этих списках подписи граждан нередко подделываются) обычно осуществляют специалисты-почерковеды с хорошей зрительной памятью. При этом ими кроме ППЧ учитываются и иные факторы: цвет линий; вид использованного ПИ; указанные адреса проживания подписчиков и пр. Для цели «R2» потенциально были бы полезны: базы данных с «изображениями подписей»; методы их компьютерного анализа; методы «подбора» аналогов и их ранжирования по «визуальной близости». Отметим, что в таких базах «изображения подписей» при наличии их привязки к данным о гражданах, необходимо будет рассматривать как часть «персональных данных», а владельцев таких баз – как «операторов персональных данных» [1].

(R3) Задачи определения соответствия подписи неизвестного лица одному из образцов подписей в базе данных с подписями, встречаются редко. При этом на основании только одной росписи надежно определить лицо, подделавшее чужую подпись, чаще всего невозможно. Однако, если имеются отпечатки пальцев на бумаге (в т.ч. и лица, предположительно выполнившего роспись), то задача значительно упрощается.

(R4) В процессе реабилитации после заболеваний и травм (в т.ч. верхних конечностей, кистей и пальцев рук) форма подписи может восстанавливаться не сразу. Поэтому степень совпадения текущей формы подписи с эталоном может быть средством контроля качества (полноты, динамики) реабилитации.

(R5) При некоторых видах хронических заболеваний тестируемый не может воспроизвести «плавные линии» в подписи (она носит «угловатый характер» и составлена из отдельных отрезков). Таким образом, вид подписи может иметь и некоторое диагностическое значение.

(R6) Запоминание заданного «образца подписи» и способность ее воспроизвести могут быть важным средством контроля оперативной и долгосрочной памяти тестируемых лиц. При этом варьируемыми экспериментальными факторами могут быть: продолжительность однократной демонстрации «образца подписи» для запоминания; пауза между демонстрацией образца и воспроизведением подписи; отвлекающие факторы (задания) в процессе такой паузы. Существенно, что при воспроизведении «заданного образца» этом используется в основном зрительная память, а не моторная (в отличие от воспроизведения собственной подписи).

(R7) В ряде случаев тестируемым иногда не удается адекватно воспроизвести «образец подписи» даже если ее он постоянно находится перед их глазами. Это может быть, в частности, результатом нарушения моторики верхних конечностей. Поэтому, исследование «R7» может также рассматриваться как тестовая задача.

Итак, цели исследований, связанных с подписями, не сводятся только к проверкам их подлинности.

Переходим к технологиям ввода (сохранения) информации о подписи.

(T1) Как уже отмечалось, традиционные технологии анализа ППЧ и оценки ее подлинности связаны с хранением образцов подписей, сделанных на бумаге. При этом, обычно, подписи-эталоны

ставятся однократно, т.е. их «устойчивость» не проверяется. При необходимости эти образцы могут быть просканированы и введены в ЭВМ в виде изображений. Очистка таких изображений от «мусора» (случайных помех) возможна средствами компьютерной графики как автоматически, так и вручную. Однако, если поверх подписи поставлена «гербовая печать» или какой-то штамп (особенно того же цвета), то «выделить» подпись – достаточно сложно.

В дальнейшем статические изображения подписи и «эталона» могут сравниваться различными методами.

(T2) Развитие информационных технологий привело к появлению «чувствительных площадок/планшетов», а затем и сенсорных экранов. Они могут реагировать на касания и передвижения как пальцев, так и специальных стилусов. Однако вид «подписей», выполняемых на таких устройствах «одним пальцем» (например, указательным), может отличаться от подписей, выполняемых традиционно. Важно что многие виды сенсорных устройств реагируют на касание именно пальцев или специальных стилусов, но не пластмассовых стержней, ручек и т.п. предметов. Однако использование малоразмерных стилусов может исказить подпись.

Эти чувствительные устройства позволяют ввести в ЭВМ не только форму подписи, но и информацию о динамике ее выполнения – в случае использования достаточно высокой частоты дискретизации. При использовании на планшетных компьютерах раздельно написанных букв их распознавание осуществляется с учетом последовательности написания отдельных элементов и их состава.

Динамический учет «формы отпечатка» ПИ минимально требует для каждого момента времени запоминания матрицы воздействий на «точки» сенсорного элемента. Для экономии объема памяти при хранении можно запоминать координаты только тех точек, на которых такое давление было ненулевым. Эти точки находятся внутри некоторого перемещающегося по плоскости «прямоугольника». Поэтому для экономии памяти можно хранить координаты левого нижнего угла прямоугольника и локальные координаты тех точек, где давление было ненулевым, «привязанные» к положению этого угла. Это удобно сделать в виде матрицы из «0» и «1» с размерностью, соответствующей максимальному размеру «прямоугольника». Если необходимо учитывать и давления, то вместо «1» необходимо хранить и величины давлений.

Для уменьшения объема информации можно перейти к «средней линии» подписи. Для этого матрица «точек с давлением» на каждом моменте времени рассматривается как «кластер» точек, а центр кластера находится по минимуму суммы квадратов расстояний всех точек кластера от выбираемого центра. Таким образом мы получим двумерный ряд значений «Х»-«У» привязанных к дискретным моментам времени (обычно на равномерной сетке по времени).

Сила нажатия (СН) «пера» также является информативным параметром для анализа ППЧ [2,3,6]. Для «средней линии» СН может подсчитываться как суммарная по всем точкам этого кластера (каждая «точка давления» соответствует «виртуальному мини-прямоугольнику» на сенсорном элементе). Альтернативой учета/обработки СН может быть учет «толщины средней линии» или суммарной площади «мини-прямоугольников» для всех точек, на которые есть давление в текущий момент. В обоих случаях будем иметь трехмерный ряд по времени.

(T3) Типичные причины «не учета» сил нажатия при анализе «образов подписей на бумаге»: различие жесткости подложки (на которой лежит бумага в процессе выполнения подписи) обычно ведет к различиям по глубине «вдавленности» линий, а также локальных «прорывов» бумаги ручкой; глубина вдавливания может зависеть и от эмоционального состояния человека – при волнении сила нажатия хуже контролируется; учесть глубину «вдавливания» при получении сканированного изображения затруднительно.

Ранее использовались «перьевые ручки», у которых толщина линии в подписи зависела от силы нажатия, однако чернила часто «расплывались», особенно при плохом качестве бумаги. С переходом к шариковым ручкам толщины линий для них стали зависеть главным образом от диаметра шарика в пишущих стержнях. Для ручек с «капиллярными стержнями» (включая и фломастеры) толщина линий может меняться при изменении силы нажатия, но, к сожалению, сами границы линий у них «не гладкие», а жирность линии меняется.

Использование карандашей для выполнения подписей ограничивается, в основном, оперативными целями, т.к. карандашные линии «повреждаются» и «корректируются» легче, чем подписи шариковой ручкой или чернилами. Для механических карандашей толщина линии подписи зависит от диаметра грифеля, однако сила нажатия может в какой-то степени влиять на жирность линии. Для традиционных карандашей из дерева с грифельными стержнями толщина линии зависит от: толщины стержня; его жесткости; остроты заточки.

Таким образом, в рамках традиционных технологий учет «сил нажатий» в подписях затруднен.

При использовании сенсорных устройств сила нажатия может быть учтена лишь в некоторых устройствах, причем в ряде случаев это делается лишь косвенно - по «площади отпечатка пальца». Если предполагается использовать стилусы для выполнения подписи с одновременным учетом силы нажатия по площади отпечатка, то для «конечной части» таких устройств может потребоваться возможность их «расплющивания». В [3, с.93] «компьютерный планшет с пером для рисования» рассматривается как «стандартное компьютерное оборудование». Для комплектов «планшет+ручка» фирмы Wacom и некоторых других учитывается не только сила нажатия, но и ее направление, что позволяет, например, имитировать выполнение акварельных рисунков.

Если для анализа достаточно запоминание только изменение сил давления во времени (без привязки к «Х»-«У» координатам), то могут быть применены ручки с чувствительным пером, в которых сила давления оценивается датчиком в ручке. Информация о нажатии может либо сразу передаваться в ЭВМ, либо запоминаться в виде отдельных файлов для каждой подписи на флэш-накопитель, встроенный в ручку (с последующим анализом файлов на ЭВМ).

(T4) Если в конечной части пишущего инструмента предусмотреть установку «блоков трехмерных датчиков-акселерометров», то характеристики динамики выполнения подписи можно будет получить непосредственно с них (без использования чувствительного планшета), в принципе это позволяет учесть даже особенности перемещения ПИ над чувствительной панелью или бумагой в периоды отрыва от них. Однако усилия нажатия таким способом отследить практически нельзя - из-за малых «вдавленностей» подписей на траектории. При установке двух датчиков-акселерометров (в верхней и нижней части пишущего инструмента) появляется возможность учитывать и динамику изменения наклонов ПИ в процессе выполнения подписи.

(T5) Для мониторов на ЭЛТ ранее иногда применялись устройства типа «световое перо», которые позволяли «проводить» некоторые линии на экране. В принципе эти устройства можно было бы использовать и для ввода формы подписи (при достаточно легкой конструкции №пера). Однако для жидкокристаллических дисплеев технологии «светового пера» не могут быть реализованы в принципе.

(T6) Трение пишущего инструмента о бумагу или иную поверхность, а также «механическая инерционность» самого инструмента, могут вносить некоторые искажения в форму подписи. Поэтому представляет интерес (в порядке обсуждения) выполнение «подписи» лазерной указкой на экране, расположенному в затемненной комнате и удаленном на несколько метров от лица, пользующегося указкой. «Считывание» положения луча и определение изменяющихся во времени координат «Х-У» целесообразно проводить с помощью видеокамеры. За счет большого расстояния «указка-экран» усиливается возможность оценивать «мелкие колебания» на траектории. Однако этот метод исключает учет «толщины линии» (определяется диаметром луча указки) и «силы нажатия пера». Сейчас в продаже есть аккумуляторные указки с мощностью порядка 10 Мвт. По диаметрам они соответствуют типичным ручкам, используемым для выполнения подписи.

Переходим к методам анализа подписей. Прежде всего отметим, что в литературе по криминалистике (например, [5]) традиционно: предлагаются параметры и методы оценки характеристик почерка для рукописных текстов достаточно большого объема; считается, что эти тексты выполнены на бумаге; используется достаточно много характеристик почерка, из которых в отношении подписей наиболее применимой является «выработанность» (по нашей терминологии – устойчивость).

Методы обработки введенных данных о подписях разделим на несколько групп.

(G1) Сравнение подписи с эталоном только по статическим изображениям. Они могут быть получены: путем сканирования подписей с последующей оцифровкой; расчетно – по данным о динамике выполнения подписи (с учетом ее толщины или по «средней линии» - см выше); по данным о движении луча (см. «Т6»).

Предварительная обработка анализируемого изображения (АИ) может включать несколько этапов. (s1) Приведение исследуемого изображения к той же «цветности» или «количеству градаций серого», что и эталон (однако проще всего анализ «черно-белых» изображений). (s2) Выделение участка с подписью с помощью окаймляющего прямоугольника (ОП), в который она может быть вписана (что соответствует переходу от «абсолютных координат к относительным»). Площадь ОП (S_{pr}) может быть оценена как произведение разниц максимальных (X_{\max}, Y_{\max}) и минимальных (X_{\min}, Y_{\min}) координат для линии подписи по осям «Х» и «У»

$$S_{pr} = (X_{\max} - X_{\min}) * (Y_{\max} - Y_{\min}) \quad (1)$$

(s3) Приведение «наклонной» подписи к «горизонтальному» положению. Для этой цели может автоматически осуществляться «вращение» изображения до тех пор, пока площадь ОП по (1) не станет минимальной. Отметим: значительное число лиц привыкло выполнять подписи с наклоном; первоначальный наклон изображения должен отличаться от горизонтального не более чем на 45^0 – иначе можно получить вертикальное или «перевернутое» горизонтальное изображение. (s4) Для задач аутентификации подписей и некоторых других может быть информативным сравнение соотношения вертикальных и горизонтальных размеров «выровненного по горизонтали» эталона и изображения анализируемой подписи, т.е. $(X_{\max} - X_{\min}) / (Y_{\max} - Y_{\min})$. Значительные отличия могут говорить о вероятном несовпадении сравниваемых объектов. Однако необходимо иметь в виду, что «финальный росчерк» подписи у многих людей может существенно различаться. (s5) Для задач сравнения с эталонами необходимо также «масштабирование» АИ, приведенного к горизонтальному положению. Для раздельной по осям нормировки координат линии анализируемой подписи

$$X_{norm} = X * (X_{\max}^{(et)} - X_{\min}^{(et)}) / (X_{\max} - X_{\min}); \quad Y_{norm} = Y * (Y_{\max}^{(et)} - Y_{\min}^{(et)}) / (Y_{\max} - Y_{\min}) \quad (2)$$

где: $X_{\max}^{(et)}, X_{\min}^{(et)}, Y_{\max}^{(et)}, Y_{\min}^{(et)}$ относятся к подписи-эталону.

Альтернативным вариантом может быть использование общего нормирующего множителя (N)

$$X_{norm} = X * N; \quad Y_{norm} = Y * N \quad (3)$$

$$N = \sqrt{((X_{\max}^{(et)} - X_{\min}^{(et)}) / (X_{\max} - X_{\min}) * (Y_{\max}^{(et)} - Y_{\min}^{(et)}) / (Y_{\max} - Y_{\min}))} \quad (4)$$

После проведения указанных выше операций «приведения» АИ к эталону по наклонам и масштабам возможно сравнение изображений. Для черно-белых растровых изображений с учетом толщин линий, проще всего осуществить «попиксельное» наложение растров и дать оценку степени совпадения по формуле

$$Q = 2K_+ / (K^{(et)} + K^{(an)}), \quad (5)$$

где: K_+ - количество совпавших «единичных» пикселей на изображениях; $K^{(et)}; K^{(an)}$ - количества «единичных пикселей» пикселей на «эталоне» и «анализируемом изображении». Понятно, что $0 \leq Q \leq 1$. Однако, такой метод будет хорошо работать только если: обе подписи достаточно устойчивые; толщина линий подписей не слишком мала; обе подписи имеют одинаковую толщину.

Если подписи представлены «средними линиями», более эффективен иной подход: для всех «единичных» пикселей в АИ ищутся «ближайшие соседи» в эталоне (в виде «единичных пикселей»); определяется расстояние до ближайшего соседа; эти расстояния суммируются; полученная сумма расстояний нормируется на количество «единичных пикселей» в АИ. Чем меньше будет нормированная сумма, тем лучше совпадение. В принципе аналогичный подход может быть распространен и на случай представления эталонов и АИ в виде подписей с «ненулевой» толщиной, но его вычислительная реализация может быть сложной.

(G2) Сравнение изображений экземпляров подписей для оценки их устойчивости (выработанности) – для двух АИ могут быть применены те же алгоритмы, что и для «G1». При нескольких АИ могут быть проведены их «попарные сравнения», а затем вычислено среднее значение коэффициента совпадения.

(G3) Исследование подписей на основе информации о динамике их выполнения может быть более эффективным по сравнению с анализом изображений. Если подпись выполнена в несколько «приемов» (т.е. с отрывом ПИ от чувствительной поверхности), то в [3] для этого случая предлагается считать, что если количество «отрывов» не совпадает с «эталоном», то подпись – не подлинная. Информация о динамике подписи может анализироваться в общем случае раздельно для «X», «Y» координат и давления (или толщины линии). При совпадении количеств отрывов в [3] предлагается использовать для каждого сегмента (фрагмента) подписи «дискретное преобразование Фурье», результаты которого передаются на вход «нейронной сети». Однако для «обучения» таких сетей (особенно, «больших») необходимо достаточно много экземпляров подписей.

Мы разделим «динамические методы» анализу подписей на три подгруппы по уровню сложности.

1-ая (простые методы). (1а) Оценка отношения «кратчайшего расстояния от начальной точки

подписи до ее конечной точки» к «общей длине всех фрагментов подписи». Если подпись состоит из нескольких фрагментов, то информативны: (1б) вектор долей длин фрагментов подписи (за «1» принимается общая длина всех фрагментов); (1б) вектор продолжительностей выполнения отдельных фрагментов (за «1» принимается общая продолжительность выполнения подписи); (1в) вектор долей продолжительностей отрывов ПИ (за «1» также принимается общая продолжительность подписи); (1г) количество «точек останова» на траектории, что характерно при резких изменениях направлений движения (в качестве таких точек целесообразно брать такие, в которых положение ПИ для двух последовательных моментов времени совпадают с точностью до заданной величины). Часть этих методов приблизительно инвариантна по отношению к размеру (масштабу) подписи и ее наклону. Поэтому операции по приведению подписи к горизонту и ее масштабированию могут быть не нужны.

2-ая (методы средней сложности). (2а) Будем рассматривать координаты «Х» для эталона и анализируемой подписи в дискретные моменты времени как временные ряды. Если общее время выполнения эталонной и анализируемой подписи существенно различаются, то для последней необходимо «масштабирование» по времени. При этом приведение «Х» координат анализируемой подписи к моментам времени эталона целесообразно выполнять с использованием интерполяции – например на основе кубических сплайнов. Далее для этих двух «параллельных рядов» может быть подсчитан коэффициент корреляции по Пирсону. Его высокие значения будут свидетельствовать в пользу совпадения подписей, низкие – в пользу несовпадения. Такой подход инвариантен по отношению к масштабу подписи, но чувствителен к ее наклону (поэтому целесообразно приведение образа подписи к горизонтальной оси). (2б) Аналогичная методика, позволяет получить коэффициент корреляции, и для «Y» координат. (2в) В дальнейшем может быть получен «усредненный» коэффициент корреляции по «Х» и «У» координатам (в виде среднего арифметического или среднего геометрического). Более продуктивным может быть «взвешенное» усреднение, учитывающее соотношение размеров подписей по «Х» и «У» осям. (2г) Описанный подход возможен и в отношении обработки «сил нажатий» или «толщин линий». Однако при попытке «усреднить» коэффициенты корреляции для «нажатий» и координат «Х» и «У» возникает проблема адекватного выбора весовых коэффициентов.

3-я (методы высокой сложности). (3а) Уже упоминавшиеся методы на основе дискретного преобразования Фурье. (3б) Использование «таблиц» (карт) вейвлет-анализа, в которых представлены значения амплитуд для сочетаний «время-частота». Они могут отражать «вариативность»: скоростей перемещения ПИ вдоль «Х», «У» осей, а также траектории; давления вдоль отдельных осей или траектории в целом. В случае «приведения» анализируемой подписи к общему масштабу времени с эталонной, для прямого сравнения таких таблиц возможно, например, использование методов корреляционного анализа.

Итак, сделаем выводы. 1. Развитие ИТ позволяет значительно расширить возможности получения информации для анализа подписей. 2. Сам анализ с использованием ИТ может выполняться не только для аутентификации подписей, но и для других целей. 3. Целесообразна дальнейшая разработка алгоритмов оценки ППЧ, в т.ч. для решения тестовых и тренировочных задач.

Библиографический список

1. О персональных данных.- Федеральный закон N 152-ФЗ от 27.07.2006 (ред. от 25.07.2011 по N 261-ФЗ)
2. Островский А.А., Жариков Д.Н., Лукьянов В.С., Попов Д.С. Динамические методы биометрической аутентификации //Известия ВолГТУ, Сер. «Актуальные проблемы управления, вычислительной техники и информатики в технических системах. Вып.8.- №6(66), 2010.-с.72-76
3. Островский А.А., Жариков Д.Н., Лукьянов В.С. Система биометрического анализа подписи, основанная на сверхбольшой искусственной нейронной сети //Известия ВолГТУ, Сер. «Актуальные проблемы управления, вычислительной техники и информатики в технических системах. Вып.11.-№9(82), 2011.-с.92-94
4. Спирidonов И.Н. Биометрические технологии в системе безопасности государства /Физика и радиоэлектроника в медицине и экологии: Труды 9-й межд. научн.-техн. конф. с элем. научн. молод. школы – Владимир: 2010. с.58-62
5. Томилина В.П. Упражнения по криминалистической технике.-Минск.:Вышэйшая школа, 1974 – 352с.
6. Троицкий Д.П., Чирков К.В. Учет нажима пера в системах автоматической идентификации

личности.-/Научная молодежная школа по биометрическим технологиям для медико-биологической диагностики в рамках 9-ой МНТК «Физика и радиоэлектроника в медицине и экологии» ФРЭМЭ'2010:Материалы-Владимир,2010- с.118-124

**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.
Astrakhan state university, Astrakhan
brum2003@mail.ru

The general review of information technologies (IT) usage directions for solution of psychophysiological testing and training problems is given. It is shown, that IT application considerably expands functional and methodical possibilities. Realization on PC for problems of hands brushes and fingers motility testing/training is considered, including: cursor moving to the given or imagined point on the monitor; «tracking» by the cursor of cross-hairs movement on the monitor screen; carrying out the cursor along the template of moving. IT application for testing/training of hands brushes and separate fingers compression is analyzed. Some options of brushes and fingers testing/training with application of laser pointers are investigated.

**РАЗРАБОТКА И ИССЛЕДОВАНИЕ АЛГОРИТМА ЛОКАЛИЗАЦИИ КОНТРОЛЬНЫХ
ТОЧЕК ЛИЦА НА ВИДЕОИЗОБРАЖЕНИИ**

Жиденко М. В.
Московский государственный технический университет им. Н.Э. Баумана
zhidenk@rambler.ru

В современных биометрических системах немаловажную роль играет задача распознавания лица человека, ракурса головы, мимики, направления взгляда – системы, где реализованы такие возможности, имеют ряд важных практических применений, в частности – в области управления компьютерами и различными человеко-машинными интерфейсами. И если поиск лица уже имеет общепризнанные реализованные алгоритмы (например, детектор Виолы-Джонса, входящий в набор свободной библиотеки OpenCV), то с ракурсом и тем более мимикой дело обстоит похуже. И, несмотря на множество разработок и исследований, до сих пор не придуман наиболее универсальный метод определения ракурса головы человека.

В данной работе рассказывается о методе приблизительной оценки ракурса головы человека с помощью поиска и трекинга контрольных точек (КТ), таких как внутренние и внешний углы глаз, вершина носа, углы губ. Общий подход условно можно описать следующим образом:

- производится обучение на некоторой размеченной выборке изображений путем выделения текстурных признаков для каждой из вышеперечисленных точек;
- усреднение параметров выделенных признаков и присвоение им статуса шаблонов;
- выделение области лица с помощью детектора Виолы-Джонса;
- используя известную область местоположения лица и зная средние пропорции головы, намечаются приблизительные области поиска точек глаз, носа и рта на первом кадре;
- поиск КТ лица путем сравнения с векторами шаблонных признаков;
- поиск КТ на следующих кадрах ведется в окрестностях уже найденных точек на предыдущем кадре.

Для выделения текстурных признаков в окрестности точки используется упрощенный метод, предложенный в [1]. В окрестности точки проводим фильтрацию. Фильтр представляют собой набор 16-ти т.н. «ядер», каждое из которых чувствительно только к одному из 16-ти направлений и находится как разность между двумя функциями Гаусса G^- и G^+ со смещенными центрами (рисунок 1).

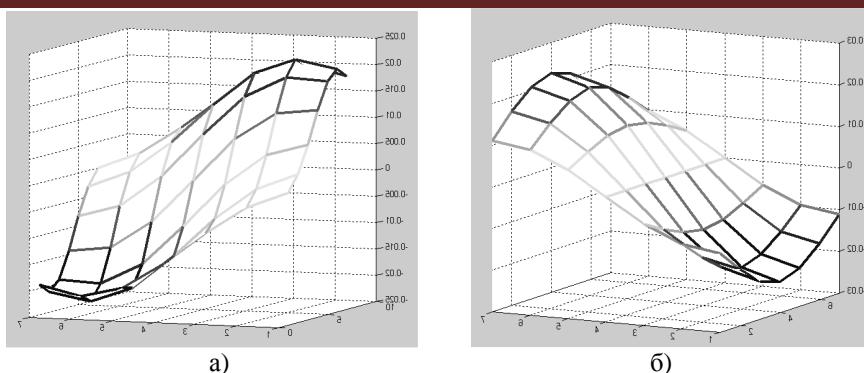


Рисунок 1- Вид функций Гаусса для различных направлений: а) угол $f=0^\circ$, б) угол $f=157.5^\circ$

Далее происходит вычисление свертки по всей интересующей нас области[1]:

$$CE_{ijfk} = \sum_{p,q} C_{i-p, j-q} * (G_{pqfk}^- - G_{pqfk}^+),$$

где C_{ij} представляет собой набор цветовых параметров: тона, насыщенности и яркости.

Максимальный отклик среди 16-ти значений CE_{ijfk} определяет максимальное изменение локальной границы вокруг данной точки. Дальнейшее тестирование программы показало, что достаточно использовать только один слой цветового пространства – lightness или gray.

Для каждого пикселя необходимо вычислить вектор признаков, состоящий из 49 элементов. На рисунке 2 показано, в каком виде рассматривается окрестность точки. Каждый узел сетки – это результат свертки для данной точки, вычисляемый по алгоритму, описанному выше. R_0 , R_1 и R_2 подбираются в зависимости от разрешения изображений в выборке.

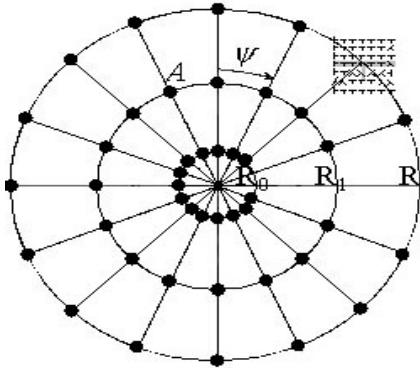


Рисунок 2 - Структура входного окна с детальным описанием окрестности каждой точки, $\Psi=22.5^\circ$

Затем происходит сравнение вектора признаков текущей точки с шаблонным и на выходе получаем численный результат K , чем больше его значение тем более окрестность рассматриваемой точки схожа с шаблонной [1]:

$$K = \sum_{i=1}^{49} th\left(\frac{1}{16} \sum_{j=1}^{16} Sg(A_{ij}^b; A_{ij}^{rw})\right),$$

где

$$Sg(a,b) = \begin{cases} 1 & \text{if } (a > 0) \wedge (b > 0), \\ 1 & \text{if } (a = 0) \wedge (b = 0), \\ 0 & \text{otherwise.} \end{cases}$$

$$th(x) = \begin{cases} x & \text{if } x > \text{threshold}, \\ 0 & \text{otherwise.} \end{cases}$$

На рисунке 3 показаны результаты порогового сравнения для трёх биометрических точек. Видно, что значение К, являющееся результатом сравнения с шаблоном, явно выше в области локализации КТ, чем в остальной окрестности.

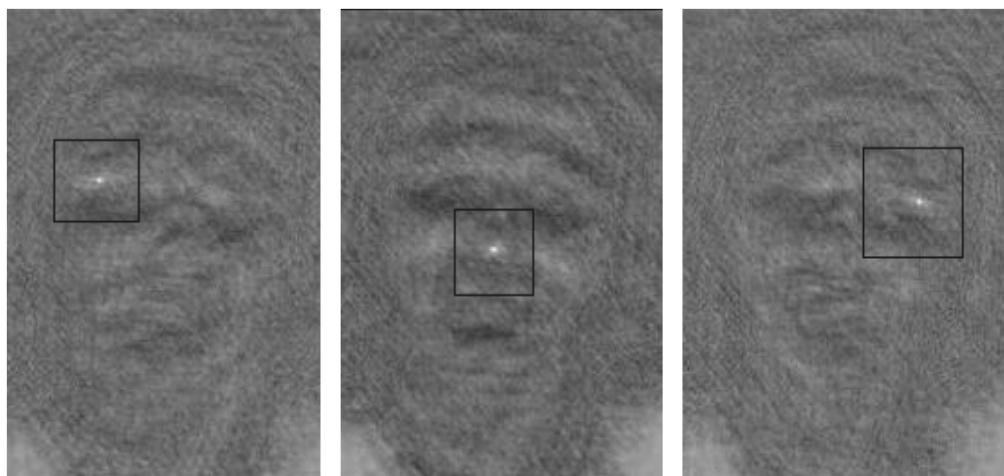


Рисунок 3 - Результаты порогового сравнения для трёх биометрических точек (визуализированная матрица значений К). Слева направо: внешний угол правого глаза, вершина носа, внешний угол левого глаза

Найденные точки считаются шаблонными, и алгоритм их поиска на последующих кадрах повторяется уже в небольшой окрестности данных КТ.

Для проведения экспериментальных исследований рассмотренного алгоритма было составлено 3 набора обучающей и тестовой выборок:

- обучающая выборка – изображения только одного человека, количество кадров 140;
- тестовая выборка – 30 кадров этого же человека;
- обучающая выборка составлена из 160 кадров видеороликов четырех разных людей;
- тестовая выборка тоже составлена из кадров видео этих же людей, количество – 50 кадров;
- обучающая выборка – та же что и в предыдущем пункте;
- тестовая выборка – 50 кадров видеоролика другого человека, не представленного в обучающей выборке.

Ниже приведены результаты тестирования для определения качества локализации внешних углов и вершины носа.

Таблица 1 – Результаты исследования качества локализации КТ правого глаза

Номер исследования	Размер обучающей выборки	Размер тестовой выборки	Количество верных определений координат	Количество ложных определений координат	Вероятность ошибки, %
1	140	30	29	1	3.3
2	160	50	45	5	10
3	130	30	28	2	6.7

Таблица 2 – Результаты исследования качества локализации КТ левого глаза

Номер исследования	Размер обучающей выборки	Размер тестовой выборки	Количество верных определений координат	Количество ложных определений координат	Вероятность ошибки, %
1	140	30	29	1	3.3
2	160	50	45	4	8
3	130	30	28	2	6.7

Таблица 3 – Результаты исследования качества локализации КТ носа

Номер исследования	Размер обучающей выборки	Размер тестовой выборки	Количество верных определений координат	Количество ложных определений координат	Вероятность ошибки, %
1	140	30	30	0	0
2	160	50	49	2	4
3	130	30	23	7	23.3

Как следует из приведенных результатов, процент ошибочного поиска КТ лица составляет до 10 % для глаз и до 20 % для носа. В большинстве случаев программа находила глаза в закрытом и полузакрытом положении, следовательно, отпадает проблема потери из поля зрения КТ в процессе поворота головы. Угол поворота головы, при котором программа с указанной выше точностью локализует КТ, составляет 25-30°, при больших поворотах некоторые КТ скрываются из поля зрения или сильно изменяют свои локальные текстурные признаки, что приводит к невозможности определения ракурса. Алгоритм оказался ресурсоемким – не позволяет обрабатывать видеоизображение в реальном времени, т.е. со скоростью 24 кадра/с.

Библиографический список

1. High-precision Detection of Facial Landmarks to Estimate Head MotionsBased on Vision Models /X.W. Gao, S. Anishenko, D. Shaposhnikov et al. //Journal of Computer Science. – 2007. – Vol.3, No.7. – P.528-532.

DESIGN AND ANALYSIS ALGORITHM OF LOCALISATION FACIAL LANDMARKS IN VIDEOSTREAM

Zhidenko M.V.
 Bauman Moscow State Technical University
 zhidenk@rambler.ru

Approach which provides face control points tracking using high-precision facial landmarks detection algorithm is considered. Results of its implementation and testing are presented.

РАЗРАБОТКА АЛГОРИТМА ПРОВЕРКИ ЛЮМИНЕСЦИРУЮЩИХ ВОЛОКОН НА ИЗОБРАЖЕНИЯХ ПАСПОРТНО-ВИЗОВЫХ ДОКУМЕНТОВ

Касаткин С.В.
 Московский государственный технический университет им. Н.Э. Баумана
 Kassergiu@gmail.com

Защитные волокна – окрашенные или бесцветные полимерные волокна, окрашенные целлюлозные волокна, вводимые в бумажную массу на стадии её подготовки к отливу. Они используются для защиты документов от подделок.

Алгоритм распознавания люминесцирующих волокон заключается в выделении контура волокна, определении, к какому классу относится волокно в зависимости от цвета. Для выделения контура изучаемого объекта применяют пороговую бинаризацию изображения. Необходимо выделить области с пикселями, яркость которых превышает некоторое пороговое значение. Пороговое значение может выбираться для каждого пикселя индивидуально (адаптивный порог) либо глобально для всего изображения (метод Оцу).

Суть алгоритма Оцу заключается в том, что выделяются два класса, таким образом, чтобы их внутриклассовая дисперсия была минимальна:

$$\sigma^2_{\omega}(t) = \omega_1(t)\sigma^2_1(t) + \omega_2(t)\sigma^2_2(t),$$

где веса ω_1 — это отношение площади пикселей, яркость которых ниже порогового уровня t к общей площади изображения, ω_2 — отношение площади пикселей, яркость которых выше порогового уровня t к общей площади изображения, σ^2_1 — среднее квадратичное отклонение яркости пикселей в первой области, σ^2_2 — среднее квадратичное отклонение яркости пикселей во второй области. В результате все пиксели, принадлежащие первой области принимают значение яркости 0, а принадлежащие второй области — 255.

В случае, когда используется адаптивный порог, для каждого пикселя изображения выбирается некоторая окрестность. Для данной окрестности ищется среднее значение яркости, которое будет считаться пороговым значением для выбранного пикселя:

$$t = \frac{\sum_{i=0}^N \eta_i}{N} + Const,$$

где η — яркость пикселя из окрестности,

N — число пикселей в окрестности.

После проведения бинаризации получаем множество контуров различных объектов. Бывают случаи, когда в это множество не попадают необходимые контуры волокон из-за разрыва в контурах. В данных случаях для устранения разрыва используют дилатацию с эрозией. Зная геометрические параметры, цвет, медиану или среднее значение яркости всех пикселов волокон, разницу между яркостью пикселей, принадлежащих волокну и окружающих его пикселей можно выделить его контур среди остального множества контуров (рисунок 1).

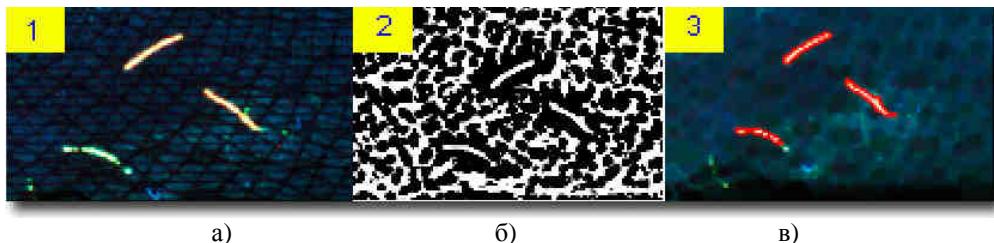


Рисунок 1 - Этапы выделения люминесцирующих волокон:

а) исходное изображение, б) результат бинаризации, в) конечный результат выделения

Для повышения вероятности распознавания контура волокна среди остального множества контуров используют аппроксимацию выделенного контура ломаной с небольшим количеством вершин.

После выделения контуров волокон необходимо классифицировать их по цвету (зеленый, красный, желтый). Для решения данной задачи выполняются сортировка волокон по значениям цветовой координаты в одном из цветовых каналов изображения (синий, зеленый, красный).

Описанный алгоритм проверки люминесцирующих волокон на изображениях паспортно-визовых документов был реализован на языке C++, с использованием библиотеки функций *OpenCV*.

Библиографический список

1. Дэвид Форсайт, Жан Понс. Компьютерное зрение. Современный подход. Издательство: Уильямс, 2004. 928 с.
2. Под редакцией и с предисловием В. Л. Стефанюка. Перевод на русский язык - А. Ю. Батырь, Р. Г. Герр. Компьютер обретает разум. Издательство: Мир, 1990. 240с.
3. Открытый текст: электронное издание [электронный ресурс] – режим доступа: <http://www.goznak-mpf.ru/index.php?lang=rus&link=protect2>
4. Открытый текст: электронное издание [электронный ресурс] – режим доступа: <http://www.vodyanoyznak.ru/magazine/50/926.htm>

**DEVELOPMENT OF FLUORESCENT FIBERS IMAGES VERIFICATION ALGORITHM ON
PASSPORT AND VISA DOCUMENTS**

Kasatkin S.V.
Bauman Moscow State Technical University
Kassergiu@gmail.com

An algorithm for fluorescent fibers recognition on scanned images of travel documents is worked out. Tasks of image segmentation and classification of fibers according to their color are considered. Two methods: adaptive thresholding and Otsu method - were implemented on programming language C++ using OpenCV libraries.

◆

**ОЦЕНКА УСТОЙЧИВОСТИ СИСТЕМЫ АВТОМАТИЧЕСКОГО РАСПОЗНАВАНИЯ
ГОЛОСОВЫХ КОМАНД К ПРОИЗНЕСЕНИЯМ ПОСТОРОННИХ СЛОВ**

Левин Е.К., Рагузин П.С.
Владимирский государственный университет им. А.Г. и Н.Г. Столетовых, eklevi@gmail.com
ЗАО «ЭЛЕКТОН», г. Радужный Владимирской обл., petrag@pisem.net

Использование в медицинских учреждениях автоматических справочных систем с голосовым управлением сокращает затраты времени на получение необходимой информации по телефону. Однако непроизвольное произнесение посторонних слов совместно с голосовыми командами (ГК) может вызвать ложное срабатывание системы, что затрудняет ее использование.

Для оценки устойчивости системы автоматического распознавания голосовых команд (САРГК) к произнесениям посторонних слов обычно определяют относительную частоту (false alarm rate – FAR) [1] ложных срабатываний путем тестирования системы на большой базе звуковых файлов. FAR является точечной оценкой вероятности ложной тревоги и определяется, по сути, как отношение числа ложных тревог к общему числу произнесений посторонних слов. Недостатком существующего способа определения FAR является сильная зависимость полученной оценки от состава слов тестовой звуковой базы, что не позволяет сравнивать результаты тестирования, если оно проводилось на разных звуковых базах. Нельзя для данной ГК спрогнозировать значение FAR на звуковой базе, которая отличается от тестовой базы составом слов. В данной работе рассматривается возможность снижения зависимости FAR от состава слов тестовой звуковой базы.

Наиболее распространенным подходом к построению САРГК является использование моделей скрытых марковских процессов в качестве моделей звуков, из которых состоят модели голосовых команд (ключевых слов) [1]. Звук, рассматриваемый с учетом окружения двумя соседними звуками, называется трифоном. Соответствующая модель называется моделью трифона. Если звук рассматривается без учета окружения, то ему соответствует модель монофона. Модель трифона соответствует произнесенному звуку в большей степени по сравнению с монофонной моделью. Последовательности трифонных моделей образуют модели ключевых слов.

Произнесение постороннего слова сопоставляется с моделями ГК и с соответствующей последовательностью монофонных моделей. При сопоставлении определяются соответствующие метрики. Если метрика сопоставления с моделью ГК больше метрики сопоставления с последовательностью монофонных моделей, то имеет место ложное срабатывание системы – произнесение постороннего слова воспринимается как ГК. Чем больше звуков постороннего произнесения совпадает со звуками ГК, тем более вероятным становится ложное срабатывание. Проанализируем зависимость FAR от числа совпадающих звуков.

Пусть $\underline{v_1} \underline{v_2} \underline{v_3} v_4 v_5 \underline{v_6} v_7 \underline{v_8} \underline{v_9} v_{10}$ и $\underline{n_1} \underline{n_2} \underline{n_3} n_4 n_5 n_6 n_7 \underline{n_8} n_9 \underline{n_{10}} \underline{n_{11}} n_{12}$ – транскрипции ГК и постороннего произнесения, соответственно. Совпадающие знаки транскрипции подчеркнуты. Каждому знаку транскрипции ГК соответствует модель. Все модели, кроме крайних, являются трифонными, а крайние – монофонными.

Если модели звуков достаточно точные, то звук $\underline{n_1}$ сопоставляется с монофонной моделью звука $\underline{v_1}$. Обозначим через e_{m1} метрику сопоставления первого звука постороннего произнесения со «своей» монофонной моделью. Аналогично звук $\underline{n_2}$ сопоставляется со «своей» трифонной моделью звука $\underline{v_2}$.

Обозначим соответствующую метрику через e_{tRL2} . Индекс RL обозначает, что слева и справа звук n_2 окружают звуки, которые соответствуют его трифонной модели. Обозначим через e_{tL3} метрику сопоставления третьего звука постороннего произнесения со «своей» трифонной моделью при наличии соответствующего окружения только с левой стороны. Звуки: n_4 n_5 n_6 n_7 сопоставляются с «чужими» трифонными моделями. Обозначим соответствующие метрики через d_{t4} , d_{t5} , d_{t6} , d_{t7} . Звук n_8 сопоставляется со «своей» трифонной моделью звука n_6 . Однако его окружение с обеих сторон не соответствует трифонной модели звука n_6 . Обозначим соответствующую метрику через e_{t8} . Рассуждая аналогично, для остальных звуков постороннего произнесения обозначим соответствующие метрики через d_{t9} , e_{tR10} , e_{tL11} , d_{m12} .

Суммарная метрика сопоставления произнесения данного i -го постороннего слова с моделью данной j -ой ГК

$$M_{i\Gamma Kj} = e_{m1} + e_{tRL2} + e_{tL3} + d_{t4} + d_{t5} + d_{t6} + d_{t7} + e_{t8} + d_{t9} + e_{tR10} + e_{tL11} + d_{m12}.$$

Метрика сопоставления данного произнесения с последовательностью монофонных моделей соответствующих звуков $M_{im} = e_{m1} + e_{m2} + \dots + e_{m12}$. Разность метрик

$$\Delta M_{im-\Gamma Kj} = M_{im} - M_{i\Gamma Kj} = (e_{m1} - e_{m1}) + (e_{m2} - e_{tRL2}) + (e_{m3} - e_{tL3}) + (e_{m4} - d_{t4}) + (e_{m5} - d_{t5}) + (e_{m6} - d_{t6}) + (e_{m7} - d_{t7}) + (e_{m8} - e_{t8}) + (e_{m9} - d_{t9}) + (e_{m10} - e_{tR10}) + (e_{m11} - e_{tL11}) + (e_{m12} - d_{m12}).$$

Данное постороннее слово может произноситься по-разному, поэтому разность $\Delta M_{im-\Gamma Kj}$ является случайной величиной. Так как она является суммой многих примерно равнозначных случайных величин, то целесообразно считать ее распределение вероятностей гауссовым. Вероятность того, что $\Delta M_{im-\Gamma Kj}$ примет отрицательное значение (возникнет ложное срабатывание системы) определяется следующим выражением: $p(\Delta M_{im-\Gamma Kj} < 0) = 0,5 - \Phi(\alpha)$. Здесь $\Phi(\alpha)$ - функция Лапласа, α – отношение математического ожидания к среднеквадратическому отклонению данной случайной величины.

Так как величина метрики сопоставления зависит от степени соответствия произнесения звука модели, то математическое ожидание величины $\Delta M_{im-\Gamma Kj}$ состоит из суммы отрицательных и положительных слагаемых. К положительным слагаемым относятся математические ожидания, соответствующие следующим типам разностей метрик: $(e_m - d_t)$, $(e_m - d_m)$. Наибольшей является разность $(e_m - d_t)$. Отрицательные слагаемые: $(e_m - e_{tRL})$, $(e_m - e_{tL})$, $(e_m - e_{tR})$, $(e_m - e_t)$. Наибольшее абсолютное значение имеет математическое ожидание разности $(e_m - e_{tRL})$, а наименьшее – $(e_m - e_t)$. Математические ожидания разностей: $(e_m - e_{tL})$, $(e_m - e_{tR})$ отличаются сравнительно мало.

Суммарная дисперсия разности $\Delta M_{im-\Gamma Kj}$ является суммой дисперсий всех случайных величин, определяющих эту разность. Дисперсии метрик типа d меньше дисперсий метрик типа e . Чем больше метрик типа d и меньше метрик типа e , тем больше отношение α и, следовательно, меньше вероятность ложного срабатывания. Соотношение чисел метрик различных типов характеризует вероятность ложного срабатывания. Если предположить что метрики типов e_{tR} , e_{tL} примерно равны, то их можно объединить, тогда для рассмотренного примера произнесение постороннего слова относительно данной ГК можно охарактеризовать следующей комбинацией типов метрик.

tRL	t(R)L	t	m	m	t
		+			

Набор чисел во второй строке таблицы можно трактовать как код метрики, который определяет вероятность ложного срабатывания.

На основе вышеизложенного целесообразен следующий порядок оценки вероятности ложного срабатывания. Для заданной ГК при тестировании определяются те фрагменты слитно произносимых слов звуковой базы, которые вызвали ложное срабатывание САРГК. Для каждого фрагмента определяется структура произнесений, которые могут вызвать ложное срабатывание. В структуре указываются те звуки произнесения (транскрипционные знаки), которые совпали со знаками транскрипции ГК. Кроме того, помечаются те знаки произнесения, которые отличаются от соответствующих знаков транскрипции ГК. Для рассматриваемого примера структура произнесения, которое вызвало ложное срабатывание, выглядит следующим образом

[v₁ v₂ v₃ **** v₆ * v₈ v₉ *]. Здесь знаком * помечены несовпадающие знаки. Далее определяются в транскрипции звуковой базы все фрагменты, которые соответствуют данной структуре. Определяется величина FAR как отношение числа фактических ложных срабатываний к числу фрагментов, которые соответствуют данной структуре. Для каждой структуры определяется своя величина FAR. Аналогично определяется FAR для каждой ГК из заданного их перечня.

Так как каждому коду метрики соответствует несколько «помеховых» структур, то целесообразно определять величину FAR и для кода метрики. В этом случае набор значений FAR и соответствующих кодов метрик является обобщенной оценкой «помехоустойчивости» САРГК для данной ГК. Аналогичную обобщенную оценку можно использовать и для всего набора заданных команд.

Для проверки правильности приведенных рассуждений проведена обработка результатов тестирования системы, разработанной ООО «Центр речевых технологий» - ЦРТ (г.Санкт-Петербург), на двух базах (базы 1 и 2) с использованием одинакового состава ключевых слов (Таблица 1) [2]. Базы 1,2 – это результат прочтения четырьмя дикторами (две женщины, двое мужчин) двух разных текстов. Соответствующие звуковые файлы (частота дискретизации – 8 кГц, глубина квантования – 16 двоичных разрядов) – это результат прохождения микрофонных сигналов через фильтр, имитирующий частотную характеристику стандартного телефонного канала. База 1 длительностью 2826с содержит 6221 слово, а база 2 имеет длительность 1812 с и содержит 3964 слова.

В каждом сеансе распознавания использовалось одно ключевое слово. В условиях слитной речи (чтение текста) появление пауз – явление относительно редкое, поэтому при обработке результатов тестирования наличие пауз не учитывалось.

Таблица 1

была, вечером, говорила, даже, действительно, женщина, кажется, комнату, меня, надо, ничего, обыкновенно, очень, подумал, понимаешь, последнее, сегодня, сказал, тебе, телефону, хорошо

Для обработки результатов распознавания использовались следующие данные: тексты звуковых баз, транскрипции текстов с указанием времени начала произнесения каждого звука. Каждому произнесенному ключевому слову ставились в соответствие метки времени, которые выделяли те последовательности знаков транскрипции, которые соответствовали результатам распознавания. Обработка результатов распознавания осуществлялась специально созданной программой.

Для каждого ключевого слова составлялась таблица с результатами первичной обработки результатов тестирования в виде, представленном в таблице 2. Здесь использованы обозначения: w – число транскрипционных знаков ключевого слова; e – число одинаковых транскрипционных знаков ключевого и неключевого слов, имеющих слева и справа одинаковое окружение; s – число одинаковых знаков ключевого и неключевого слов, имеющих одинаковое окружение только с одной стороны; d – число одинаковых знаков ключевого и неключевого слов, имеющих разное окружение с каждой стороны. Структура помехи показывает число знаков, совпадающих со знаками ключевого слова, а также показывает расположение несовпадающих знаков.

Затем результаты первичной обработки суммировались, и формировалась таблица 3 (фрагмент большой таблицы). Здесь i – число ложных тревог (срабатываний); g – число фрагментов звуковой базы, созвучных ключевому слову и соответствующих данной структуре помехи.

Таблица 2

Кл. слово	Транскрипция кл. слова	Транскрип. Помехи	Совп. знаки помехи	Структура помехи	w	e	s	d	Файл помехи
сегодня	s' i1 v o0 d' n' a4	f s' i1 v o0 p	* s' i1 v o0 *	_040	7	2	2	0	mtb0032.seg_B2
		f s' i1 v o0 n	* s' i1 v o0 *						mtb0480.seg_B2
		e0 s' t' s v o0 j	* s' * * v o0 *	_010020	7	0	2	1	mtb0091.seg_B2
		a0 s' e0 l v o0 z	* s' * * v o0 *						mtb0325.seg_B2
		f s' e0 h o0 d' i4	* s' * * o0 d' *						mtb0323.seg_B2

Таблица 3

Слово	Транскрипция	w	Структура помехи	e	s	d	i	g
была	b y1 1 a0	4	_01010	0	0	2	4	58
даже	d a0 zh y4	4	_010	0	0	1	10	1432
даже	d a0 zh y4	4	_01010	0	0	2	2	59
даже	d a0 zh y4	4	_010010	0	0	2	1	60
даже	d a0 zh y4	4	_020	0	2	0	6	118
даже	d a0 zh y4	4	_030	1	2	0	2	12

Далее проводилось суммирование чисел ложных срабатываний и фрагментов базы, созвучных каждому ключевому слову, по парам: «слово - тип структуры помехи». Затем для каждой пары значений (i,g) вычислялись границы доверительного интервала оценки вероятности ложной тревоги с доверительной вероятностью 0,9.[3]. В дальнейшем анализировались лишь те оценки, для которых отношение половины доверительного интервала к его середине не превышает 26%.

Таблица 4

Номер базы	Середина интервала / границы интервала				
	Была 010	Говорила 050	Даже 010	Надо 010	Тебе 030
2	0.0086 0.010 – 0.0067	0.8523 0.97 – 0.74	0.0076 0.0095 – 0.0057	0.0056 0.0069 – 0.0043	0.5638 0.67 – 0.46
	1	0.0073 0.0087 – 0.0059	0.8083 0.94 – 0.68	0.0108 0.012 – 0.009	0.003 0.0037 – 0.0023
Отношение середин интервалов («база 2/база 1»)					
	1.18	1.05	0.70	1.87	0.87

На основе данных таблицы 4 можно сделать следующие выводы. Во-первых, видно, что с увеличением у слова-помехи числа транскрипционных знаков одинаковых со знаками ключевого слова, растет вероятность ложной тревоги. Во-вторых, несмотря на изменение состава неключевых слов базы для одинаковых пар «ключевое слово-тип структуры помехи» интервальные оценки перекрываются или очень близки. Можно говорить о том, что рассмотренный метод оценки вероятности ложной тревоги снижает зависимость оценки от состава неключевых слов базы, что позволяет прогнозировать оценку вероятности ложной тревоги для данного ключевого слова при смене состава слов звукового материала.

Рассмотрим теперь возможность получения более обобщенной оценки вероятности ложной тревоги. Сгруппируем значения числа ложных тревог и «созвучных» фрагментов звуковой базы по набору параметров {w, e, s, d}. Данные представлены таблицей 5. Здесь величины FAR 1, FAR 2 (отношения i/g) относятся к базам 1 и 2, соответственно. Представлены оценки, для которых отношение половины доверительного интервала к его середине не превышает 30%.

Таблица 5

w	4	4	4	4	4	6	6	7
e	0	0	0	0	1	0	1	0
s	0	0	2	2	2	0	2	2
d	1	2	0	1	0	2	0	1
FAR 1	0,0044	0,032	0,044	0,30	0,38	0,0066	0,096	0,11
FAR 2	0,0050	0,026	0,046	0,34	0,32	0,0069	0,15	0,14

Из анализа таблицы следует, что для фиксированного набора значений {w, e, s, d} точечная оценка (i/g) вероятности ложной тревоги меняется мало при смене состава слов базы. Она может служить обобщенной оценкой вероятности ложной тревоги для заданного перечня ключевых слов.

Библиографический список

1. Xeudong Huang, Alex Acero, Xciao-Wuen Hon. Spoken language processing: a guide theory algorithms, and system development. Prentice Hall PTR, New Jersey, 2001, 980pp.

2. Левин Е.К., П.С.Рагузин, М.Ю.Татарникова Оценка вероятности ложного срабатывания системы автоматического распознавания голосовых команд. // Научно-технические ведомости СПбГПУ. Информатика, телекоммуникации, управление. №5, 2011, с.7 – 13.
3. Гмурман В.Е. Теория вероятностей и математическая статистика: Учебное пособие. - 12-е изд., перераб. - М.: Высшее образование, 2006. - 479с.

STABILITY EVALUATION OF AUTOMATIC VOICE COMMANDS RECOGNIZER TO PRONOUNCEMENTS OF OUTSIDE WORDS

Levin E.K., Raguzin P.S.

Vladimir State University named after A.G. and N.G. Stoletovs, eklevi@gmail.com
“ELEKTON”, Raduzhny, Vladimir Region, petrag@pisem.net

Involuntary pronouncing of outside words together with voice commands can cause false operation of system of automatic recognition of voice commands that complicates its use. Normally for an evaluation of stability САРГК to pronouncements of outside words define the relative frequency (false alarm rate – FAR) false operations by system testing on big basis of sound files. A lack of an existing method of determination of FAR is its strong dependence on composition of words of test sound basis that doesn't allow to compare results of system testing on different sound bases. In this operation possibility of lowering of dependence of FAR from composition of words of test sound basis is considered.

The analysis of influence of coincidence of sounds of outside pronouncing and voice command on value of FAR is carried out. The set (vector) of parameters of outside pronouncing on which value of FAR depends is defined. It is offered to define FAR for those values of a vector of parameters which can false operation. Results of testing recognizer are processed. Testing was carried out on two bases with different composition of words and identical composition of speakers. For identical sets of parameters of outside pronouncements distinction in FAR values for different bases didn't exceed 60 % that testifies to small dependence of FAR on composition of words of test sound basis



РАЗРАБОТКА АЛГОРИТМА РАСПОЗНАВАНИЯ СОГЛАСНЫХ ВИЗЕМ ПО ВИДЕОИЗОБРАЖЕНИЮ

Омарбеков М.А.

Московский государственный технический университет им. Н.Э. Баумана

Введение

Распознавание речи, одно из важнейших способов человеческой коммуникации, например, при некоторых болезнях речевого аппарата, когда «пропадает голос». Так же актуальной задачей является разработка системы для обучения правильной артикуляции при произнесении русской речи людьми с нарушением слуха. Разрабатываемая система предназначена для обучения пользователя навыкам правильной артикуляции для упрощения визуального восприятия русской речи людьми с нарушениями слуха и заключается в контроле правильности произнесения обучаемым известных слов.

Цели и задачи

Целью проекта является разработка аппаратно-программного комплекса системы для автоматического распознавания речи по губам.

Задачи решаемые при разработке системы:

- обработка видеоизображений с целью вычисления координат контрольных точек лица диктора;
- разработка комплекса параметров характеристик губ;
- разработка структурно-функциональной схемы аппаратно-программного комплекса автоматизированного распознавания визем русской речи;
- разработка алгоритма классификации согласных визем.

Краткое описание

Программное обеспечение включает в себя:

- видеорегистрации отдельных фонем;
- «нарезки» видеопотока на отдельные изображения (кадры);
- расстановки контрольных точек;
- коррекции положения контрольных точек;
- вычисления параметров;
- принятие решений.

Схема алгоритма показан на рисунке 1.

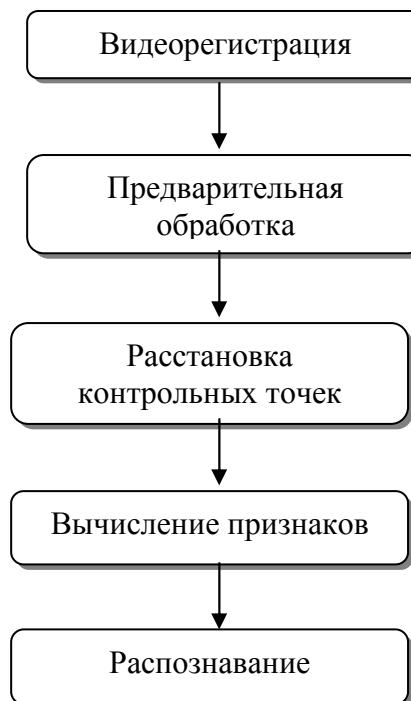


Рисунок 1 - Схема алгоритма

Для видеорегистрации использовались следующие виземы: Б, В, Г, Ж, З, Л, Р, Ф, Х, Щ. Виземы были выбраны наиболее визуально различные друг от друга. Каждая визема была снята по пять раз с средней продолжительностью 2 секунды, между виземами есть паузы в 3 секунды, чтобы можно было их различить при обработке.

В предварительной обработке выполняются следующие действия:

- формат видео файла преобразуются в .avi.
- видеопоток разбиваются на отдельные кадры.

Для расстановки контрольных точек используется программа 1 (расстановка контрольных точек и вычисление признаков), интерфейс программы показан на рисунке 2.

Для распознавания движений губ необходимо вычислить признаки. В качестве признаков используются углы (рисунок 3) и отношение высоты губ к его ширине (В/Ш). Среди полученных точек, используя координаты (x;y) определяем углы α_1 ($\angle 218$), α_2 ($\angle 317$), α_3 ($\angle 416$) и В/Ш (37/15).

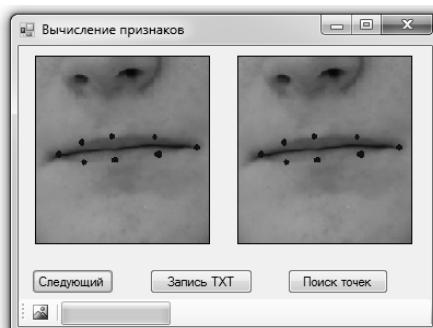


Рисунок 2 - Внешний вид программы для расстановки контрольных точек и вычисления признаков

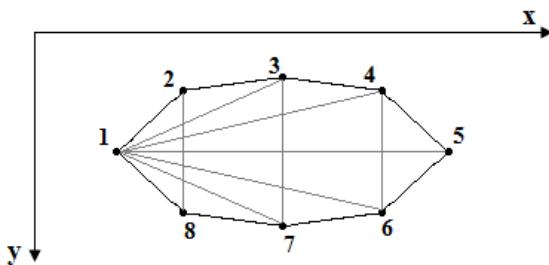


Рисунок 3 - Признаки α_1 ($\angle 218$), α_2 ($\angle 317$), α_3 ($\angle 416$) и В/Ш (37/15)

Для решения задачи используются эталоны параметров для каждой виземы. Чтобы получить эталон для виземы, необходим два видеоролика с виземой.

Для определения степени схожести сравнивают признаки эталона с признаками распознаваемой виземы.

Библиографический список

1. Крак Ю.В., Бармак А.В., Тернов А.С. Информационная технология для автоматического чтения по губам украинской речи // Компьютерная математика.-2009.-№2-С.86-89
2. Солдатов С.А. (Лаборатория компьютерной графики, ВМК МГУ), Lip Reading: Preparing Feature Vectors.
3. Чистович Л.А., Кожевников В.А. и др., Речь артикуляция и восприятие. – М.: наука, 1965
4. Мурыгин К.В. (Институт проблем искусственного интеллекта МОН и НАН Украины, г. Донецк), Концепция системы распознавания речи на основе чтения по губам.
5. Chalapathy Neti (IBM T. J. Watson Research Center, Yorktown Heights), AUDIO-VISUAL SPEECH RECOGNITION. – Workshop 2000 Final Report

THE DEVELOPMENT OF CONSTANT VISEMES RECOGNITION ALGORITHM FOR VIDEO IMAGE

Omarbekov M. A.
Bauman Moscow State Technical University

Speech recognition is one of the most important ways of human communication, for example, some diseases of the vocal apparatus, when the "lost his voice." It is also an urgent task is to develop a system for learning the correct pronunciation of the articulation with the Russian language in persons with impaired hearing. The developed system is designed to teach the proper skills to articulate user to simplify the visual perception of the Russian language in persons with impaired hearing and is to monitor the correct pronunciation of words known to the student. The aim of the project is to develop a hardware-software systems for automatic speech recognition on the lips.

Problems solved by development of the system:

1. Processing of video images in order to calculate the coordinates of control points face the speaker;
2. Develop a set of parameters of the characteristics of the lips;
3. Development of structural and functional scheme of hardware and software-aided recognition of Russian speech visemes;
4. Development of consonant visemes classification algorithm.

РАЗРАБОТКА И ИССЛЕДОВАНИЕ АЛГОРИТМА ТРЕКИНГА ЛИЦ В ВИДЕОПОТОКЕ НА ОСНОВЕ МЕТОДА ФИЛЬТРАЦИИ ЧАСТИЦАМИ

Петрук В.И.

Московский государственный технический университет им. Н.Э. Баумана
petruk.v.i@gmail.com

В наше время актуальной является задача создания автоматизированных систем видеонаблюдения и контроля доступа, одной из функций которых является межкадровое прослеживание или трекинг движущихся объектов. Соответствующие алгоритмы обычно реализуются в два этапа: сначала в первых кадрах видеоряда обнаруживается интересующий объект (задача детекции), а затем организуется его прослеживание в видеопотоке (задача трекинга). Основной целью данной работы является построение алгоритма трекинга лиц в видеопотоке, функционирующего в режиме реального времени. В качестве базового алгоритма трекинга был взят алгоритм фильтрации частицами (particle filter), что обусловлено особенностями поставленной задачи. Задача детекции лиц решалась с помощью алгоритма Viola-Jones, поскольку в настоящее время он является оптимальным по соотношению скорость работы/качество [1, 2]. Алгоритм трекинга, опирается на информацию о цвете кожи человека. На основе компромисса между качеством и скоростью классификации, а также в силу специфики метода фильтрации частицами, был реализован детектор кожи, построенный с использованием байесовского подхода [3].

Главной задачей трекинга в общем случае является контроль в режиме реального времени местоположения объекта и траектории его движения. При этом динамика отслеживаемого объекта, как правило, описывается системой нелинейных дифференциальных уравнений. В настоящее время наиболее популярны алгоритмы, основанные на методе фильтрации частицами.

Рассмотрим нелинейную динамическую систему общего вида в пространстве состояний:

$$x_t = a(x_{t-1}, u_t) \leftrightarrow \overbrace{f(x_t, x_{t-1})}^{\substack{\text{плотность распределения} \\ \text{вероятности перехода}}} \quad (1)$$

Модель наблюдений имеет вид:

$$y_t = b(x_t, v_t) \leftrightarrow \overbrace{g(y_t, x_t)}^{\substack{\text{плотность распределения} \\ \text{вероятности наблюдений}}} \quad (2)$$

Под x_t и y_t здесь понимаются скрытое состояние системы и вектор наблюдений, порожденные соответственно нелинейными функциями $a(\cdot)$ и $b(\cdot)$; u_t – шум в системе, v_t – шум в наблюдениях. Основной задачей является определение текущего вектора состояния x_t системы при известном векторе наблюдений y_t [4, 5].

Предположим, что процесс является марковским, т.е. условная плотность распределения вероятности, соответствующая предшествующим состояниям $x_{0:t-1} \stackrel{\text{def}}{=} (x_0, \dots, x_{t-1})$ зависит лишь от вектора предыдущего состояния посредством функции $f(x_t, x_{t-1})$. Также условная плотность распределения вероятности вектора y_t , соответствующая предшествующим состояниям $x_{0:t}$ и наблюдениям $y_{0:t-1}$ зависит лишь от вектора состояния x_t через функцию правдоподобия $g(y_t, x_t)$. Кроме того, будем полагать, что вектор начального состояния x_0 распределен по некоторому известному закону с плотностью вероятности $\pi_0(x_0)$.

Возможность моделирования случайного процесса и вычисления плотностей вероятности перехода и наблюдения играет ключевую роль в алгоритме фильтрации частицами, представляющего собой последовательный метод Монте-Карло. Рассмотрим общий алгоритм выборки по значимости. Необходимо получить оценки параметров некоторого сложного закона распределения вероятностей p , например, математического ожидания

$$\bar{h} \stackrel{\text{def}}{=} \int h(x)p(x)dx, \quad (3)$$

где $h(\cdot)$ – некоторая полезная для оценки функция.

В случаях, когда аналитическое решение невозможно, задача может решаться косвенно посредством генерации случайной выборки $\{x^{(i)}\}_{1 \leq i \leq N}$ в соответствии с законом p и аппроксимации распределения p точками, так чтобы

$$\bar{h} \approx \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N h(x^{(i)}). \quad (4)$$

В более общем случае, когда нет возможности напрямую сгенерировать выборку по закону p можно воспользоваться некоторым другим известным (инструментальным) распределением q , т.е. сгенерировать N случайных точек $x^{(i)}$, $1 \leq i \leq N$, распределенных по закону q . Далее необходимо провести этап коррекции, для того, чтобы гарантировать, несмещенност оценки h . Коррекция заключается в присваивании каждой точке некоторого положительного веса, значение которого пропорционально вычисленному в ней отношению $r = \frac{p}{q}$. Функция r называется функцией важности.

Тогда математическое ожидание может быть вычислено с использованием взвешенного среднего:

$$\bar{h} = \int h(x) \frac{q(x)p(x)}{q} dx = \int h(x)r(x)q(x)dx \approx \sum_{i=1}^N \frac{\tilde{w}^{(i)}}{\sum_{j=1}^N \tilde{w}^{(j)}} h(x^{(i)}), \quad (5)$$

где $\tilde{w}^{(i)} \stackrel{\text{def}}{=} r(x^{(i)}) = p(x^{(i)})/q(x^{(i)})$ представляет собой ненормированный вес i -й точки.

Несмотря на то, что при решении задачи оценки математического ожидания алгоритм выборки по значимости изначально призван помочь преодолеть проблему прямой генерации точек в соответствии с законом p он позволяет также сгенерировать выборку, подчиняющуюся этому закону. Это достигается с помощью алгоритма ресемплинга выборки по значимости. После нормирования весов

$$w^{(i)} \stackrel{\text{def}}{=} \frac{\tilde{w}^{(i)}}{\sum_{j=1}^N \tilde{w}^{(j)}} \quad (6)$$

происходит перераспределение точек. Основную идею подхода иллюстрирует рисунок 1, на котором больший вес элемента выборки соответствует большему радиусу круга. После применения процедуры ресемплинга общее количество точек сохраняется, и все они имеют одинаковый вес.

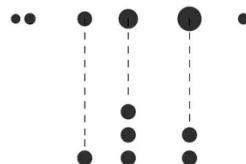


Рисунок 1 – Ресемплинг выборки

Кроме того, ресемплинг выборки позволяет избежать ее вырождения, т.е. явления, когда все кроме одной точки имеют пренебрежимо малый вес. Оценить количество «эффективных» точек можно воспользовавшись приближенным соотношением

$$\hat{N}_{\text{eff}} = \frac{1}{\sum_{i=1}^N (w^{(i)})} \quad (7)$$

Если $\hat{N}_{\text{eff}} < N$ и \hat{N}_{eff} достаточно мало, то это свидетельствует о вырождении выборки.

Приведем опирающийся на порядковую статистику алгоритм ресемплинга [5].

1. Инициализация функции распределения: $c_1 = w^1$.
2. Для всех $i = 2 : N$ конструируется функция распределения:

$$c_i = c_{i-1} + w^{(i)}. \quad (8)$$

3. Генерация точки отсчета согласно равномерному закону распределения: $u_1 \sim U(0, N^{-1})$

4. $i = 1$.

5. Для всех $j = 1 : N$

$$u_j = u_1 + (j-1)/N. \quad (8)$$

Пока $u_j > c_i : i = i + 1$. Присваивание: $x^{j*} = x^i$, $w^{j*} = N^{-1}$.

Рассмотрим теперь применение описанной выше методики к решению задачи последовательной оценки состояния динамической системы. Инициализируя процедуру «априорным» законом распределения $\pi_0(x_0)$, получим апостериорную функцию плотности распределения вероятности $\pi_{0:t|0:t}(x_{0:t} | y_{0:t})$ используя рекурсивный алгоритм предиктор-корректор [4].

Предиктор:

$$\pi_{0:t|0:t-1}(x_{0:t} | y_{0:t-1}) = \pi_{0:t-1|0:t-1}(x_{0:t-1} | y_{0:t-1})f(x_t | x_{t-1}). \quad (9)$$

Корректор:

$$\pi_{0:t|0:t}(x_{0:t} | y_{0:t-1}) = \frac{g(y_t | x_t)\pi_{0:t-1|0:t-1}(x_{0:t-1} | y_{0:t-1})}{\ell_{t|0:t-1}(y_t | y_{0:t-1})}. \quad (10)$$

где $\ell_{t|0:t-1}$ – предсказываемое распределение y_t заданное предыдущими наблюдениями $y_{0:t-1}$. Выражение $\ell_{t|0:t-1}$ представляет собой нормирующую константу и опускается в стандартных реализациях последовательных методов Монте-Карло.

Требуется сгенерировать выборку в соответствии с законом $\pi_{0:t|0:t}(x_{0:t} | y_{0:t})$. Идея заключается в том, что генерируется N траекторий точек (частиц) по известному закону $q_{0:t}(x_{0:t} | y_{0:t})$ и вычисляются ненормированные веса

$$\tilde{w}_t^{(i)} = \frac{\pi_{0:t|0:t}(\tilde{x}_{0:t}^{(i)} | y_{0:t})}{q_{0:t}(\tilde{x}_{0:t}^{(i)} | y_{0:t})}, \quad i = 1 : N. \quad (11)$$

Используя взвешенную выборку можно определить математическое ожидание любой функции h определенной в пространстве траекторий:

$$\bar{h} = \int h(x_{0:t}) \pi_{0:t|0:t}(x_{0:t} | y_{0:t}) dx_{0:t} \approx \sum_{i=1}^N \frac{\tilde{w}_t^{(i)}}{\sum_{j=1}^N \tilde{w}_t^{(j)}} h(x_{0:t}^{(i)}). \quad (12)$$

Нормированный вес i -й точки $w_t^{(i)} = \tilde{w}_t^{(i)} / \sum_{j=1}^N \tilde{w}_t^{(j)}$. Далее можно сгенерировать подчиняющуюся апостериорному закону распределения $\pi_{0:t|0:t}$ выборку траекторий частиц $\{x_{0:t}^{(i)}\}_{1 \leq i \leq N}$ на основе выборки $\{\tilde{x}_{0:t}^{(i)}\}_{1 \leq i \leq N}$ в соответствии с весами $\{w_t^{(i)}\}_{1 \leq i \leq N}$. Характерной особенностью последовательной процедуры выборки по значимости является выбор инструментального распределения таким образом, чтобы указанные выше шаги можно было выполнять один за другим, следовательно закон распределения $q_{0:t}(x_{0:t} | y_{0:t})$ необходимо строить так, чтобы была возможна его факторизация в форме близкой к целевому апостериорному закону распределения

$$q_{0:t}(x_{0:t} | y_{0:t}) = \overbrace{q_{0:t-1}(x_{0:t-1} | y_{0:t-1})}^{\text{существующая траектория продолжение траектории}} \overbrace{q_t(x_t | x_{t-1}, y_t)}^{\text{предположение траектории}}. \quad (13)$$

Тогда выражение для вычисления ненормированных весов принимает простой вид

$$\tilde{w}_t^{(i)} = \frac{\pi_{0:t|0:t}(\tilde{x}_{0:t}^{(i)} | y_{0:t})}{q_{0:t}(\tilde{x}_{0:t}^{(i)} | y_{0:t})} \propto w_{t-1}^{(i)} \times \frac{f(\tilde{x}_t^{(i)} | \tilde{x}_{t-1}^{(i)})g(y_t | \tilde{x}_t^{(i)})}{q(\tilde{x}_t^{(i)} | \tilde{x}_{t-1}^{(i)})\ell_{t|0:t-1}(y_t | y_{0:t-1})}, \quad (14)$$

где символ \propto обозначает пропорциональность. Необходимо вычислять масштабный коэффициент $\ell_{t|0:t-1}$ нет, т.к. он впоследствии самонормализуется. Важной особенностью последовательного метода выборки по значимости является предположение, что все траектории независимы и одинаково распределены. Приведем стандартный алгоритм фильтрации частицами:

1. Для всех $i = 1 : N$

Генерация выборки $\tilde{x}_0^{(i)} \sim q_0(x_0 | y_0)$.

$$\text{Назначение весов } \tilde{w}_0^{(i)} = \frac{g(y_0 | \tilde{x}_0^{(i)}) \pi_0(\tilde{x}_0^{(i)})}{q(\tilde{x}_0^{(i)} | y_0)}.$$

2. Для всех $t = 1 : T$

Вычисление $\hat{N}_{\text{eff}} = 1 / \sum_{i=1}^N (w^{(i)})$. Если $\hat{N}_{\text{eff}} < N_T$, то выполнение процедуры ресемплинга.

Для всех $i = 1 : N$

Перераспределение частиц $\tilde{x}_t^{(i)} \sim q_0(\tilde{x}_t^{(i)} | x_{t-1}^{(i)}, y_t)$.

$$\text{Вычисление весов } \tilde{w}_t^{(i)} = \frac{g(y_t | \tilde{x}_t^{(i)}) f(\tilde{x}_t^{(i)} | x_{t-1}^{(i)})}{q(\tilde{x}_t^{(i)} | \tilde{x}_{t-1}^{(i)})}.$$

$$\text{Нормировка весов } w_t^{(i)} = \tilde{w}_t^{(i)} / \sum_{j=1}^N \tilde{w}_t^{(j)}, \quad i = 1 : N.$$

Применительно к задаче трекинга лиц в видеопотоке (рисунок 2), наблюдаемыми данными y_t является информация о цвете пикселей в точках $x_t^{(i)}, i = 1, \dots, N$. На этапе инициализации алгоритма выборка генерируется в соответствии с равномерным законом распределения в прямоугольной области, соответствующей найденному детектором лиц объекту. В качестве функции плотности инструментального распределения $q_0(\tilde{x}_t^{(i)} | x_{t-1}^{(i)}, y_t)$ взята функция плотности равномерного распределения. Это объясняется тем, что в разработанном алгоритме трекинга не используется какая-либо априорная информация о возможном направлении движения объекта и цвете пикселей, т.е. $q_0(\tilde{x}_t^{(i)} | x_{t-1}^{(i)}, y_t) = q_0(\tilde{x}_t^{(i)} | x_{t-1}^{(i)})$. В связи с этим, частицами в одинаковой степени «исследуется» вся окрестность предыдущего положения отслеживаемого объекта. Тогда функция плотности вероятности перехода $f(\tilde{x}_t^{(i)} | x_{t-1}^{(i)})$ также отвечает равномерному закону. В роли функции правдоподобия $g(y_t | \tilde{x}_t^{(i)})$ выступает соответствующее разработанному байесовскому детектору кожи соотношение $\frac{P(c | \text{skin})}{P(c | \neg \text{skin})}$ вычисляемое в каждой точке $x_t^{(i)}, i = 1, \dots, N$ текущей выборки.

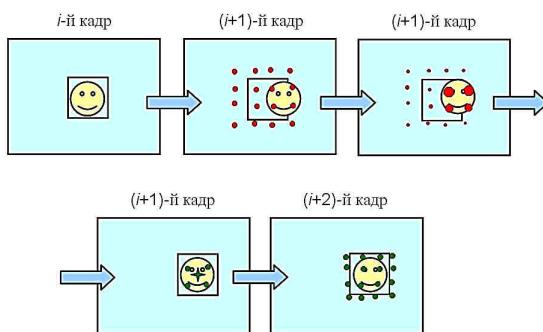


Рисунок 2 – Идея метода фильтрации частицами

Испытания показали, что алгоритм успешно справляется с прослеживанием лица, перемещающегося в плоскости кадра, а также удаляющегося от камеры или приближающегося к ней. При этом для устойчивой работы трекера требуется не менее 50 частиц при размере кадра 320x240, а наиболее оптимальным является число частиц, равное 100-150. Очевидно, что увеличение размера кадра видеопотока, и, как следствие, пропорциональное увеличение размера отслеживаемого объекта, приводит к необходимости увеличения числа исследуемых частиц. Отметим, что наибольшая вычислительная нагрузка связана с работой детектора лиц, в то время как увеличение числа частиц существенным образом не оказывает влияния на скорость работы программы. На ПК с процессором Intel Pentium 4 2.53 GHz и 512 Gb RAM под управлением ОС MS Windows XP SP3 построенная система трекинга может работать в режиме реального времени при размере кадра видеопоследовательности.

Библиографический список

1. Viola, P., Jones Michael, J., Robust-Real Time Face Detection. – International Journal of Computer Vision 57(2), 2004. – pp. 137–154.
2. Bradski, G., Kaehler, A., Learning OpenCV. – O'Reilly Media, Inc. – September 2008, – 557 p.
3. Петрук, В.И., Самородов, А.В., Современные подходы к решению задачи автоматической детекции кожи человека на изображениях. – Медико-технические технологии на страже здоровья: Сб. трудов XII НТК, Кипр, г. Ларнака, 25 сентября-2 октября 2010 г. – М.: НИИ РЛ МГТУ им. Н.Э. Баумана, 2010. – С.148-150.
4. Cappe, O., Godsill, S. J., Moulines, E., An Overview of Existing Methods and Recent Advances in Sequential Monte Carlo. – Proc. of the IEEE, Vol. 95, No. 5, May 2007. – pp. 899-924.
5. Arulampalam, S. M., Maskell, S., Gordon, N., Clapp, T., A Tutorial on Particle Filters for Online Nonlinear/Non-Gaussian Bayesian Tracking. – IEEE Transactions on Signal Processing, Vol. 50, №2, February 2002.

DEVELOPMENT AND RESEARCH OF A FACE TRACKING ALGORITHM BASED ON PARTICLE FILTERS

Petruk V.I.

Bauman Moscow State Technical University

petruk.v.i@gmail.com

The main task of this work is development and research of a real-time face tracking algorithm based on particle filters. As a result, the tracker works in real-time on a standard PC. Also, this paper gives a detailed presentation of the theory of particle filters.

◆

ИССЛЕДОВАНИЕ ЗАВИСИМОСТИ КАЧЕСТВА РАБОТЫ АЛГОРИТМА ЛОКАЛИЗАЦИИ КОНТРОЛЬНЫХ ТОЧЕК ЛИЦА НА ОСНОВЕ МОДЕЛИ ASM ОТ ЕЕ ПАРАМЕТРОВ

Прояев П.О.

Московский государственный технический университет имени Н.Э. Баумана

prozelek@mail.ru

Введение

Общение людей между собой было бы не таким полноценным без зрительного восприятия собеседника. Оценка таких факторов, как положение или наклон головы, направление взгляда, мимика лица, позволяет определять душевное состояние человека, его настроение, спрогнозировать его намерения и замыслы. Для людей оценка этих параметров не вызывает принципиальных затруднений, что нельзя сказать об автоматических системах. Одним из наиболее удачных алгоритмов автоматического определения особенностей лица является разработанные в 1995 г. Тимом Кутесом и Крисом Тейлором статистические модели формы объектов (ASM, active shape models, модели активной формы) [1]. Возможные области практического применения алгоритма – детекторы настроения, лжи, основанные на автоматическом анализе мимики. Несмотря на потенциально широкие возможности алгоритмов ASM, качество их работы существенно зависит от параметров изображений, ракурса и других факторов. Целью данной работы является исследование качества работы алгоритма локализации контрольных точек лица на основе ASM от параметров модели. Соответственно, был реализован алгоритм ASM, выделены параметры модели лица и проведено тестирование алгоритма при различных значениях этих параметров. Также было проведено сравнение результатов данного алгоритма и алгоритмов, реализованных в некоторых современных пакетах распознавания лиц.

Алгоритм локализации контрольных точек лица на основе ASM

Алгоритм основан на получении статистической модели лица по наиболее информативным его элементам (брови, глаза, нос, уши, рот и овал лица). При этом извлекаются локальные признаки

информационных точек, называемых контрольными точками (КТ), которые затем используются для поиска наиболее схожих точек на новом изображении.

Построение статистических моделей формы объекта по набору обучающих изображений было впервые предложено в работе [2]. Пусть дана обучающая выборка изображений с нанесенными контрольными точками, в качестве которых используются точки вдоль границ элементов лица. Форма лица кодируется вектором, составленным из координат контрольных точек. Форму лица удобно представить в виде суммы “средней” по обучающей выборке формы, набора линейных приращений, определяющих нежесткие (не сохраняющие расстояние между точками) преобразования средней формы и набора параметров, задающих жесткие преобразования формы – поворот, масштабирование и параллельный перенос. С целью поиска направлений приращений, соответствующих нежестким преобразованиям, к векторам формы обучающей выборки применяется процедура выравнивания, позволяющая исключить жесткие преобразования модели формы, содержащиеся в обучающей выборке. Направления линейных приращений средней формы, соответствующие нежестким преобразованиям, определяются как главные компоненты матрицы ковариаций выравненных векторов формы обучающей выборки. Подробное описание алгоритма построения модели формы приведено в [2, 3].

На этапе обучения извлекается информация о свойствах текстуры из изображений обучающей выборки. Для этого в окрестности i -ой КТ модели для j -го изображения обучающей выборки извлекается текстурный профиль, представляющий собой вектор $g_{i,j}$, состоящий из n_p значений разности интенсивностей изображения в точках, расположенных вдоль нормали к границе модели [4].

В процессе поиска предполагаемых перемещений точек в окрестности каждой КТ модели из тестового изображения извлекается профиль g (по нормали к границе модели) длиной $l > n_p$. Далее на этом профиле выбирается точка d_{best} такая, что профиль тестового изображения с центром в этой точке наиболее схож с эталонным профилем [4]. В качестве меры схожести используется расстояние Махalanобиса:

$$f_{prof}(d) = (h(d) - \bar{g})^T S_g^{-1} (h(d) - \bar{g}),$$

где $h(d)$ – подмножество профиля g длины n_p с центром в точке d ,

S_g – матрица ковариаций профилей обучающей выборки.

Точка d_{best} выбирается в качестве предполагаемого нового положения соответствующей КТ.

Совокупность координат точек $d_{best,i}$ задает приближение модели формы s^k на k -й итерации [5].

Описанный процесс повторяется итерационно до тех пор, пока не будет выполнено условие

$$\|s^{k+1} - s^k\| < \epsilon \quad (1)$$

или не будет превышено максимально допустимое число итераций [5]. Процедуры обучения и поиска проводятся по пирамиде соответствующего изображения произвольной глубины.

Реализация алгоритма ASM

Алгоритм ASM был реализован на языке C++ в среде Microsoft Visual Studio 2010 с применением пакета OpenCV 2.2.0. Обобщенная структурная схема алгоритма приведена на рисунке 1. Использованная схема расстановки КТ на изображениях лица показана на рисунке 2.

Пример результатов работы реализованного алгоритма ASM показан на рис 3. Черной линией показано начальное положение формы, белой – найденное. На левом рисунке – верное определение точек, на правом – ошибочное из-за наличия выраженных мимических изменений.

В качестве варьируемых параметров алгоритма выбраны:

- `rsca_num` – количество главных компонент пространства векторов наиболее существенных изменений формы лица;
- `pyrlevels` – глубина построения пирамиды изображения;
- `zero_tresh` – пороговое значение критерия того, что все модели формы обучающей выборки выравнены
- `profilelength` – длина текстурного профиля КТ в пикселях;
- `searchdepth` – длина (в одну сторону) исследуемого сегмента около каждой КТ модели формы для поиска на нем участка, наиболее похожего на текстурный профиль, полученных при обучении;

- `maxiterations` – число итераций поиска положения модели формы для каждой ступени пирамиды изображения;
 - `norm_thresh` – пороговое значение критерия ε (1) того, что положение модели формы найдено на текущем изображении лица.

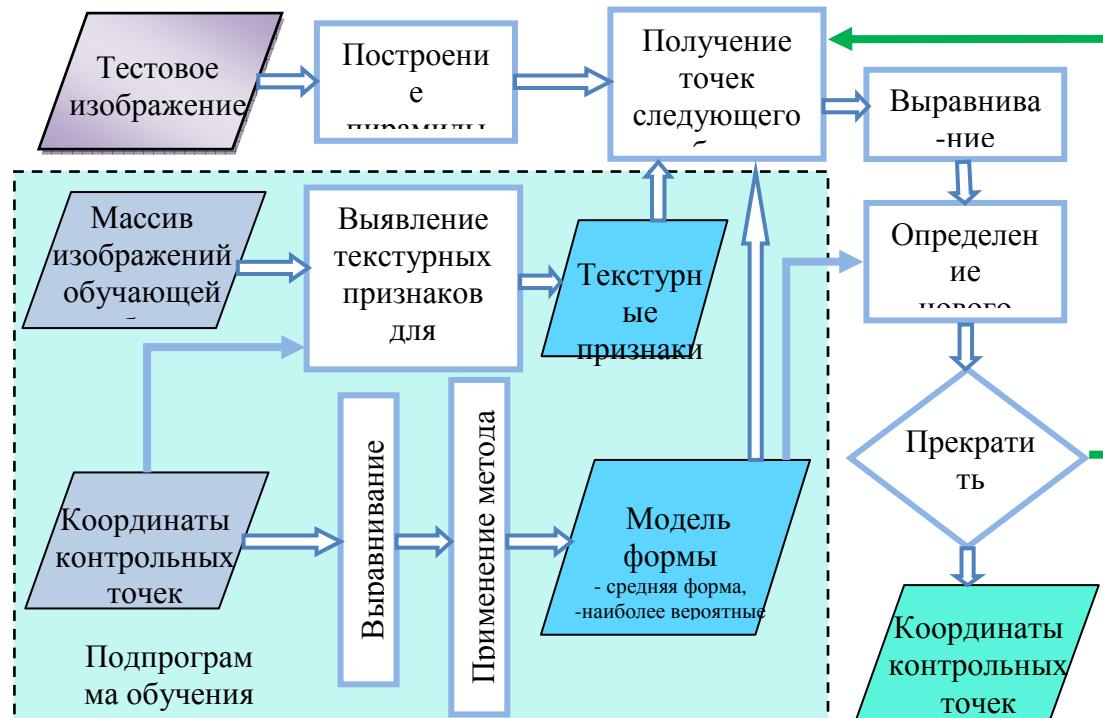


Рисунок 1 - Структурная схема алгоритма ASM

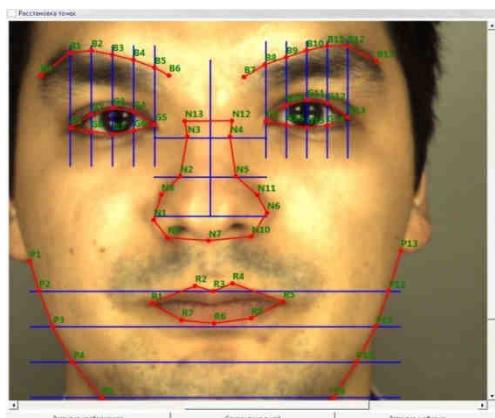


Рисунок 2 - Схема расстановки контрольных точек лица

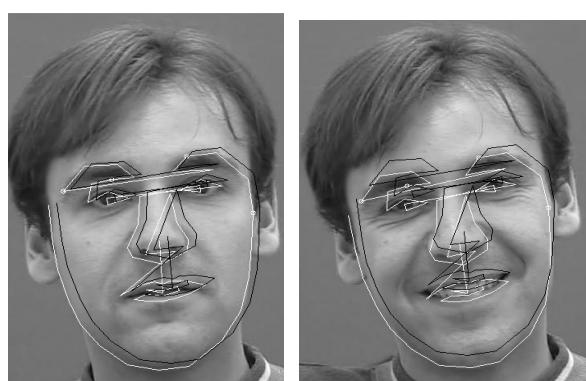


Рисунок 3 - Пример обработки изображений базы Franck

Результаты экспериментальных исследований

Экспериментальные исследования реализованного алгоритма ASM проводились в НИИЦ БТ МГТУ им. Н.Э. Баумана на базе размеченных изображений Franck (5 000 изображений). На рисунке 3 приведены примеры содержащихся в ней изображений. Показателем точности считалось среднее расстояние в процентах (относительно расстояния между центрами глаз) между истинным положением контрольной точки и найденным для данной области. Была проведена оптимизация указанных параметров алгоритма, исходя из критериев наивысшего качества его работы и максимального быстродействия для случая построения модели формы, содержащей 64 КТ. Наивысшее качество построения модели формы достигается при следующих значениях параметров: $pca_num = 5$; $pyrlevels = 6$; $zero_tresh = 0,001$; $profilelength = 9$; $searchdepth = 14$; $maxiterations = 70$; $norm_tresh = 0,003$. Максимальное быстродействие построения модели формы достигается при: $pca_num=3$; $pyrlevels = 3$; $zero_tresh = 0,004$; $profilelength = 9$; $searchdepth = 8$; $maxiterations = 20$; $norm_tresh = 0,005$. В таблице 1 приведены показатели качества работы алгоритма в зависимости от pca_num (другие параметры при этом соответствуют оптимуму быстродействия).

Таблица 1 - Результаты тестирования алгоритма ASM в зависимости от pca_num

pca_num Область	40	35	30	25	15	7	5	3	2
Все лицо	6,9	7,0	6,8	7,0	6,8	5,4	4,7	4,2	8,8
Рот	7,3	7,4	7,3	7,4	7,2	5,6	4,4	4,0	7,6
Глаза	5,3	5,4	5,2	5,2	5,1	3,4	3,1	3,6	8,6
Брови	5,4	5,3	5,2	5,5	5,3	4,7	4,3	3,5	9,4

Результаты сравнивались с работой аналогичных алгоритмов, реализованных в современных пакетах VOSM (Visionopen) [7] и ASMLib [8]. В таблице 2 приведены результаты их тестирования. Быстродействие алгоритмов ASM и VOSM составляет порядка 0,5 с., а ASMLib – 0,3 с.

Таблица 2 - Результаты тестирования других библиотек алгоритма

Область	VOSM	ASM Lib
Все лицо	8,8	6,9
Рот	10,0	7,5
Глаза	4,6	4,8
Брови	5,0	4,8

Обсуждение результатов и выводы

Наилучший результат по быстродействию показала работа алгоритма пакета ASMLib. При тестировании на базе изображений Franck точность ASM при большом числе pca_num удовлетворительна, но несколько ниже, чем у других алгоритмов. При малом числе pca_num алгоритм ASM показывает лучшую точность. Его производительность же несколько ниже, чем у ASMLib, но удовлетворительна. Исследование влияния параметров алгоритма ASM, особенно числа главных компонент, показало важность оптимизации их значений. Также следует обратить внимание на глубины построения пирамиды изображения и число итераций поиска. Число итераций поиска должно быть необходимым, но не излишним для определения положения модели формы. Пирамиду большой глубины следует строить для изображений высокого разрешения, при этом точность и быстродействие находятся в обратной зависимости.

Дальнейшая работа может быть направлена как на оптимизацию реализованного алгоритма, так и на существенную его модернизацию. При попытке построения модели формы на лице, сильно искаженном мимикой или с ракурсом, отличающимся от фронтального, качество работы исследованного алгоритма существенно снижается. Необходимо создать модель формы, обеспечивающую последовательное приближенное определение координат КТ при значительных отклонениях ракурса лица от фронтального и выраженных мимических изменениях с уточнением координат КТ на последних этапах работы алгоритма.

Библиографический список

1. Cootes T.F., Taylor C.J., Cooper D.H., Graham J. Active shape models - their training and application. 1995. C. 38 – 59.
2. Taylor C. J., Cooper D. H., Graham G. Training models of shape from sets of examples. In Proc. British Machine Vision Conference. 1992. C. 9 – 18.
3. Cootes T. F., Wheeler G.V., Walker K.N., Taylor C. J. View-based active appearance models. Image and Vision Computing, 20. 2002. C. 657 – 664.
4. Stan Z. Li, Anil K. J. Handbook of face recognition. Springer Science. 2005. C. 39 – 63.
5. Hill A., Cootes T. F., Taylor C. J. Active shape models and the shape approximation problem. In Proc. British Machine Vision Conference, BMVA Press, UK, Sept 1995. C 157 – 166.
6. Gao X.W., Anishenko S., Shaposhnikov D. High-precision Detection of Facial Landmarks to Estimate Head Motions Based on Vision Models. Journal of Computer Science, Vol.3, No.7. 2007. C. 528 – 532.
7. <http://www.visionopen.com/downloads/vosm/>
8. <http://code.google.com/p/asmlib-opencv/>
9. Romdhani S., Gong S., Psarrou A. A multi-view non-linear active shape model using kernel PCA. In T. Pridmore and D. Elliman. editors, Proc. British Machine Vision Conference, Vol. 2. 1999. C 483 – 492.

**RESEARCH OF ASM-BASED FACE CONTROL POINTS LOCALIZATION ALGORITHM
QUALITY DEPENDENCE FROM MODEL PARAMETERS**

Proyaev P.O.

Bauman Moscow State Technical University

prozelek@mail.ru

One of the most successful algorithms of automatic features definition at face is developed in 1995 by Cootes T.F., Taylor C.J. This is statistical form models of objects (ASM, active shape models).

Despite potentially ample opportunities of ASM algorithms, quality of their work essentially depends on parameters of images, foreshortening and other factors. The purpose of the given work is research of quality face control points localization algorithm based on ASM from model parameters.

The algorithm is based on obtaining of statistical model of the face on its most informative elements (such as an eyebrow, eyes, a nose, ears, a mouth and a face form). Local features of the informative which then are used for search of the most similar points on the new face image are thus derived.

Accordingly, ASM-based algorithm has been implemented, parameters of face model are allocated and algorithm testing at various values of these parameters is done. Experimental researches of implemented algorithm ASM performed on the Franck database (5 000 images). Also comparison of given algorithm results and the algorithms, realized in some modern packages of face recognition, has been performed. Parameters influence research showed importance of optimization of their values especially for principal components of the most essential changes of the face shape space amount. At small number of principal components algorithm ASM showed the best accuracy, rather than other tested algorithm libraries.

БИОИМПЕДАНСНЫЙ ИДЕНТИФИКАТОР ЛИЧНОСТИ

Струнин Р.М., Исаев Р.В.

Владимирский государственный университет им. А.Г. и Н.Г. Столетовых
rspwork@mail.ru, Isakov-RV@mail.ru

В современном мире для установления личности (идентификации) человека разработано и используется немало методов, технологий и аппаратно-программных средств. Оперативная и достоверная идентификация личности является одной из важнейших задач правоохранительных органов, медицинских учреждений, а также подразделений, ответственных за обеспечение информационной безопасности в организациях.

Идентификация личности – установление тождества личности человека по совокупности

признаков путем их сравнительного исследования [2]. В большинстве случаев, установить личность человека значит определить базовые идентификационные характеристики (признаки) его личности. Среди них: фамилия, имя, отчество, год рождения, место рождения, рост, вес, фото, видео человека и др. Для проведения медицинских и судебно-медицинских экспертиз применяются антропометрические, анатомические, рентгеноанатомические, гистологические и другие методы [1].

Значительным прорывом в научно-практической деятельности стало создание электронных систем идентификации личности, повсеместное применение которых сегодня наблюдается в различных организациях и даже дома, например, при использовании бытовой техники, компьютеров и мобильных телефонов. Необходимо отметить, что созданные технологии все еще несовершенны и кроме явных достоинств имеют свои недостатки. По этой причине актуальным является разработка и совершенствование перспективных методов, технологий, технических и программных средств идентификации личности человека.

В зависимости от применяемого метода для идентификации личности используют электронные устройства контроля доступа нескольких типов. Первая группа устройств использует статические биометрические параметры: отпечатки пальцев, геометрия руки, сетчатка глаза и т.п. Вторая группа устройств использует для идентификации динамические параметры: динамика воспроизведения подписи или рукописного ключевого слова, голос и т.п. У электронных устройств (систем) идентификации первого типа, есть один общий недостаток, который их объединяет и дает возможность произвести несанкционированный доступ – это пройти точку контроля, используя злоумышленниками частей тела или конечностей человека имеющего доступ в данной системе, например: глаз, руку и т.д. Вторая группа устройств характеризуется пониженной надежностью распознавания: динамические параметры могут меняться у одного и того же человека.

Решением проблемы может стать разработанный биоимпедансный идентификатор личности. Данное электронное устройство основано на методе биоимпедансного анализа, сущность которого заключается в измерении базовой электрической проводимости различных тканей тела. Начало практического применения биоимпедансного анализа для характеристики состава тела человека, сначала для оценки водных секторов организма, а затем и других компонентов состава тела, принято связывать с работами французского анестезиолога Анри Томассета, выполненными в начале 1960-х гг. (Thomasset, 1962).

История российских исследований и разработок в области биоимпедансного анализа насчитывает более 70 лет. Первые работы по этой тематике были опубликованы в 1930-х гг. (Гарусов, 1934, 1938), и в те же годы небольшими партиями выпускалась биоимпедансная аппаратура для оценки приживаемости трансплантатов на основе данных об их электрической проводимости.

Метод биоимпедансного анализа, применительно к задаче идентификации основан на пропускании переменного тока малой мощности через ткань биообъекта, тем самым измеряя импеданс руки идентифицируемой личности. Результаты измерений сравниваются с базой данных «биоимпедансных отпечатков» известных лиц и если сравнение прошло успешно, то результатом будет определение личности исследуемого человека. Измеряя импеданс руки человека на разных частотах, имеется возможность определить живая рука или мертвая, тем самым решая проблему несанкционированного доступа при использовании модели или отсоединенной кисти руки другого человека. Необходимым условием для функционирования системы является организация контрольных точек входа/выхода по периметру предприятия и на границе помещений (зон, территорий), пребывание в которых регламентировано правилами внутреннего распорядка и правами доступа сотрудников.

Контрольные точки оснащаются специальными устройствами для считывания «биоимпедансных отпечатков». Для считывания параметров идентифицируемого используется панель с электродами-измерителями и электродом-излучателем переменного тока, представленный на рисунке 1.

Работа аналоговой части биоимпедансного идентификатора личности смоделирована в программе Multisim 11.0. В качестве исходных параметров выбрана частота измерения 47.719 кГц и сопротивление рук двух биообъектов на данной частоте (50 кОм и 90 кОм). На рисунке 2 показана работа виртуального осциллографа, которая отображает сигнал после прохождения переменного тока через ткань биообъекта (рисунок 2). После детекции и фильтрации сигнала аналоговым низкочастотным фильтром сигнал выпрямляется (рисунок 3).

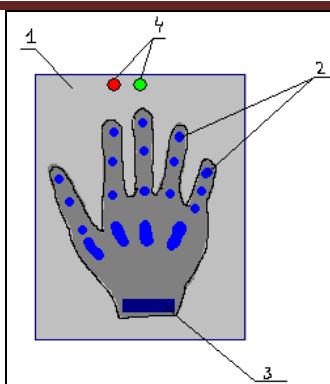


Рисунок 1 - Панель считывания данных. 1- корпус панели; 2-электроды (измерительные); 3-электрод (токовый); 4-светодиоды (красный и зеленый)

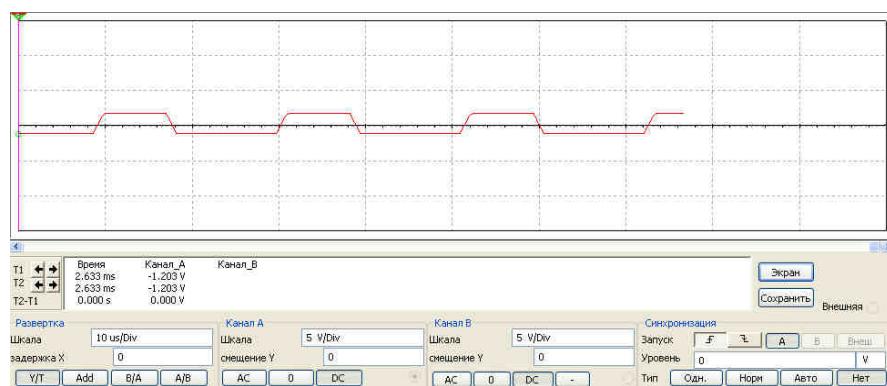


Рисунок 2 - Сигнал после прохождения переменного тока через ткань биообъекта

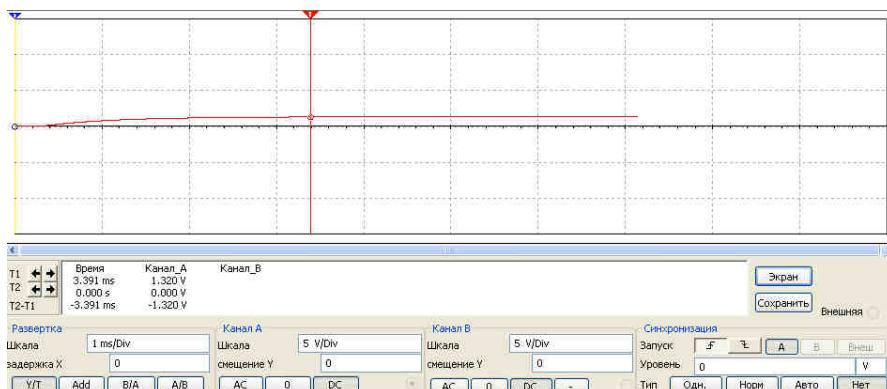


Рисунок 3 - Сигнал после фильтра НЧ (сопротивление 50 кОм)

Для второго биообъекта (90 кОм), соответствующий сигнал дал повышение выходного напряжения (рисунок 4), что даёт возможность измерения импеданса.

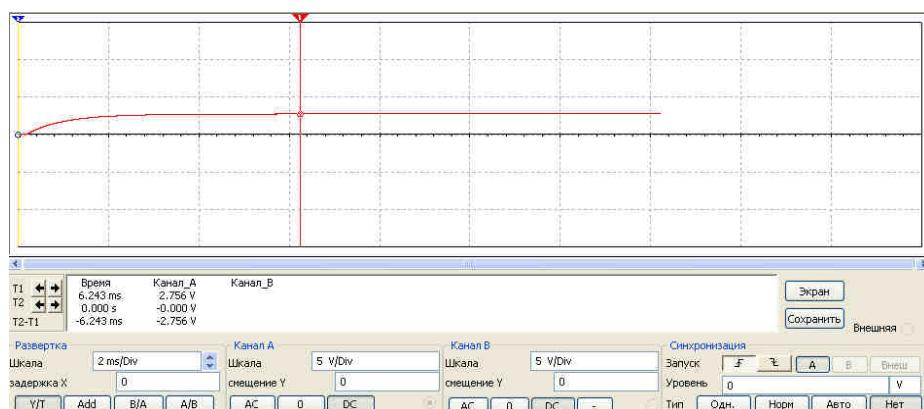


Рисунок 5 - Сигнал после фильтра НЧ сопротивление 90 кОм

Система поддерживает функционирование контрольных точек без физического ограничения прохода и контрольных точек, оборудованных управляемыми преграждающими устройствами (УПУ) – турникетами, шлагбаумами и т.п.

Контрольные точки без физического ограничения прохода предназначены в основном для сбора информации о перемещениях сотрудников и позволяют организовать мониторинг местонахождения персонала в режиме реального времени, а также организовать учёт фактически отработанного времени и времени, проведенного сотрудником в нерабочих помещениях (столовые, спортзалы, комнаты отдыха и т.д.). Факт пересечения контрольной точки фиксируется считывателем, информация передается на локальный вычислительный мост для идентификации и далее на пульт охраны и сервер системы для записи события в БД (личность и время пересечения контрольной точки), для обработки и формирования отчетов. Обязанность сотрудников фиксировать факт пересечения такой точки должна быть регламентирована внутренним дисциплинарным уставом предприятия.

При попытке пересечении контрольной точки, оборудованной УПУ, информация со считывателя передается на сервер системы или локальный мост-вычислитель, где производится идентификация сотрудника и в соответствии с его правами доступа, графиком его работы и графиком доступа в помещение автоматически формируется решение о разрешении или запрещении прохода. В зависимости от конфигурации системы воздействие на исполнительный механизм УПУ производится автоматически или по команде с пульта охраны. На сервере системы фиксируются как факты успешного пересечения такой контрольной точки (личность сотрудника и время события), так и факты неудавшихся попыток несанкционированного прохода (также личность сотрудника и время).

Библиографический список

1. <http://dic.academic.ru/dic.nsf/emergency/876> Идентификация - EdwART. Словарь терминов МЧС, 2010
2. http://dic.academic.ru/dic.nsf/enc_medicine/12320 Идентификация - 1. Малая медицинская энциклопедия. — М.: Медицинская энциклопедия. 1991—96 гг. 2. Первая медицинская помощь. — М.: Большая Российская Энциклопедия. 1994 г. 3. Энциклопедический словарь медицинских терминов. — М.: Советская энциклопедия. — 1982—1984 гг.

BIOIMPEDANCE IDENTIFIER OF THE PERSONALITY

Strunin R.M., Isakov R.V.
Vladimir State University named after A.G. and N.G. Stoletovs
rspwork@mail.ru, Isakov-RV@mail.ru

The article is devoted bioimpedance ID card based on the bioimpedance analysis method, which essentially consists of measuring the electrical conductivity of various tissues of the body. As a result, we developed a device that determines the basic identification data (signs) of the human person, based on this method. When identifying the biological object at different frequencies is determined by the living or dead arm. A prerequisite for the functioning of the system is the organization of the control log/output points. Checkpoints are equipped with special devices to read the personal identifiers. To read the parameters identified by the panel is used with electrodes and electrode-measuring devices, the emitter of alternating current. The system supports the operation of the control points without physical limitations, and pass the checkpoint, equipped with obstructive controlled devices - turnstiles, barriers, etc.



ИССЛЕДОВАНИЕ СВОЙСТВ ИЗОБРАЖЕНИЙ ОБЛАСТИ РТА ДЛЯ РАЗРАБОТКИ АЛГОРИТМА ВЫДЕЛЕНИЯ ВНУТРЕННЕГО КОНТУРА ГУБ

Самойлов Д.С.

Московский Государственный Технический Университет им. Н.Э. Баумана
samoylov.work@gmail.com

Введение

Развитие компьютерной техники ведет к усовершенствованию интерфейсов между человеком и компьютером. Один из важнейших способов человеческой коммуникации - речь, поэтому надежный ввод речевой информации является важным направлением усовершенствования человеко-машинных интерфейсов. Существующие системы распознавания речи, основанные на звуке, недостаточно надежны, так как их точность резко ухудшается при искажении звуковой информации шумами различной природы, например, в аэропортах, метро. При некоторых болезнях речевого аппарата, когда «пропадает голос». Кроме того, при наличии нескольких говорящих система распознавания речи сталкивается с проблемой идентификации говорящего в данный момент. Поэтому целесообразно одновременное использование видеинформации, то есть чтения по губам, что также является важной частью человеческого восприятия речи.

В данной работы предлагается проанализировать изображения в нескольких цветовых пространствах для поиска наиболее подходящего для дальнейшего выделения внутреннего контура губ.

Анализ цветовых моделей

Проанализированы изображения в следующих цветовых пространствах:

YCbCr (Y – luminance, U или Cb – Chrominance-blue, V или Cr - Chrominance-red, что переводится как “Яркость – Цветность синего – Цветность красного”).

HSV (Hue — цветовой тон. Варьируется в пределах 0—360°, однако иногда приводится к диапазону 0—100 или 0—1. Saturation — насыщенность. Варьируется в пределах 0—100 или 0—1. Value (значение цвета) или Brightness — яркость. Также задаётся в пределах 0—100 и 0—1.)

YIQ (Y – яркость, I и Q две искусственных цветоразностных. Сигнал I называется синфазным, Q - квадратурным),

XYZ (Сопоставление первичным составляющим света (красному, зеленому и синему), которые должны присутствовать, чтобы человек со средним зрением мог воспринимать все цвета видимого спектра трех пространственных координат X, Y, Z).

В проводимом исследовании первоначально выделяется область интересов, в которой располагаются губы человека. Затем происходит преобразование из цветового пространства RGB, последовательно, в пространства, представленные выше, далее полученные изображения раскладываются на отдельные компоненты, и строится гистограмма для каждого из них. После проведенного анализа полученных результатов наиболее подходящим для дальнейшего выделения внутреннего контура оказалось цветовое пространство YIQ, а конкретно его компоненты I и Q. Комбинация этих компонентов позволила получить изображение, представленное на рисунок 1.

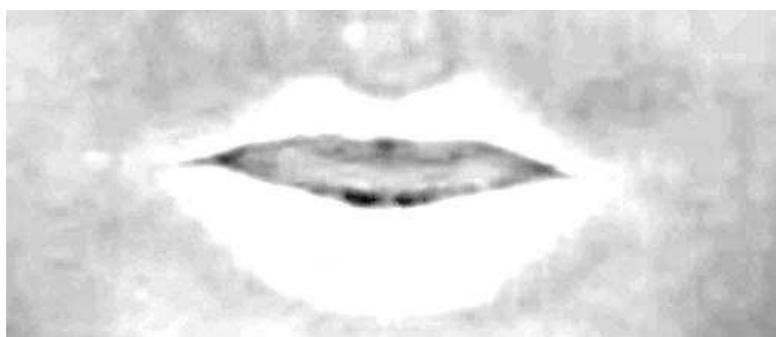


Рисунок 1 - Изображение комбинации цветовых компонент I и Q

Библиографический список

1. Р. Гонсалес, Р. Вудс. Цифровая обработка изображений, Москва: Техносфера, 2005. – 1072с.
2. J. Luettin, N.A. Thacker, and S.W. Beet. Speechreading using shape and intensity information. In IEEE International Conference on Spoken language, volume 1, 1996

RESEARCH OF THE CHARACTERISTICS OF THE MOUTH REGION IMAGES FOR DESIGNING AN ALGORITHM FOR INNER LIPS CONTOUR LOOPING

Samoylov D.S.
Bauman Moscow State Technical University
samoylov.work@gmail.com

In this paper the transformation of the mouth region images to color spaces YCbCr, HSV, YIQ and XYZ was performed. The histograms were plotted for each channel of these color spaces. The obtained results were analysed and the most suitable image type for looping the inner lips contour was chosen.

3D МОДЕЛИ ЛИЦА ЧЕЛОВЕКА В ЗАДАЧАХ РАСПОЗНАВАНИЯ

Шаханов М.И.
Владимирский Государственный Университет им. А.Г. и Н.Г Столетовых
grizzly106@gmail.com

3D модели лица

Подходы по распознаванию лица, в основе которых лежат двумерные модели, достигли значительных успехов. Тем не менее, точность распознавания для них может значительно падать при изменяющихся условиях освещения и положении объекта распознавания. Представление лица с помощью трехмерных(3D) моделей позволяет преодолеть эти проблемы.

Трехмерные модели лица содержат больше информации, что очень полезно для обработки, анализа изображения и идентификации по нему личности.

Поверхность лица может быть представлена явно и неявно. Строго говоря, *явные функции* $f(\vec{x}): R^m \rightarrow R^n$ это функции, в которых n зависимых переменных могут быть явно определены через m независимых. Элементарные фигуры (сфера, эллипсоиды) могут описываться аналитическими функциями. К сожалению, большинство объектов реального мира невозможно описать аналитическими уравнениями поверхности. Поэтому чаще используют дискретное представление поверхности.

Облако точек самый простой способ представления поверхности. Оно состоит из неупорядоченного набора точек, которые лежат на поверхности, в трехмерном случае неупорядоченный набор x, y и z координат[4]. Не смотря на то, что облако точек это не полное представление поверхности, а лишь разреженная аппроксимация, его анализ представляет большой интерес. Во-первых, данные, полученные с 3D сканеров, чаще всего представлены в виде облака точек. Во-вторых, облако точек является основой для последующей обработки и преобразования поверхности в новое представление. На рисунке 1 показан пример 3D лица в виде облака точек.



Рисунок 1 – Изображение 3D лица из базы RMA (~5000 точек)

Основным преимуществом представления поверхности облаком точек является простота обработки и возможность редактирования. Отсутствие связей или параметрических зависимостей позволяет легко вставлять, удалять и перемещать точки поверхности. Другое преимущество заключается в большом количестве разработанных алгоритмов для обработки облака точек.

Контурные и профильные кривые также могут описывать поверхность. Главная идея – это представление фигуры в виде объединения кривых. Сами кривые могут быть описаны как набор соединенных точек или параметрически.

Контурные линии замкнутые, непересекающиеся кривые на 3D поверхности и обычно разной длины. Изолинии равной глубины(iso-depth curve) могут быть получены протаскиванием плоскости через 3D лицо в одном направлении и получением p различных пересечений объекта плоскостью. Линии изорадиуса (iso-radius curve) представляют собой контуры, полученные пересечением 3D объекта с цилиндром радиусом

$$r = \sqrt{x^2 + y^2}$$

или сферы радиусом

$$r = \sqrt{x^2 + y^2 + z^2}.$$

Линии геодезического расстояния (iso-geodesic curve) – это контур, каждая точка на котором соответствует одному геодезическому расстоянию до опорной точки. Как правило, эта опорная точка кончик носа.



Рисунок 2 – Изолинии на поверхности лица (изолинии равной глубины, изорадиус, полученный пересечением цилиндром и сферой, геодезическая линия относительно кончика носа)

В отличие от контурных линий, профильные имеют начальную и конечную точки. На рисунке 3 показаны примеры, когда начальная точка профильных линий располагается на кончике носа и все линии образуют одинаковый угол друг с другом в плоскости XY, а также профильные линии располагаются на одинаковом расстоянии относительно друг друга.



Рисунок 3 – Представление 3D лица профильными линиями

Необходимо понимать, что кривые не полностью описывают поверхность лица, так как она определена только на этих кривых.

Контурные и профильные кривые редко используются для 3D распознавания. Наиболее популярные из них это геодезические линии, так как они имеют относительно слабую чувствительность к изменению выражения лица, что основано на предположении, что поверхность, подверженная изменению формы при изменении выражения может быть приблизительно аппроксимирована с помощью изометрических преобразований.

Полигональная сетка. В исследовании 3D моделей вообще, а в 3D распознавании лица в частности, большинство исследователей представляют поверхность трехмерного объекта в виде сетки. Такое представление упрощает процесс рендеринга модели. На рисунке 4 показана триангулированная сетка.

Задачу получения сетки по облаку точек в общем случае называют задачей восстановления поверхности, хотя она также может включать в себя восстановление по другим полным представлениям поверхности.

Тем не менее, существуют трудности с получением самих 3D моделей. Несмотря на то, что 3D сканеры за последние несколько лет стали значительно дешевле и увеличили точность представления, остается проблемы получения изображений без резких выступов и полостей.



Рисунок 4 – 3D лицо, представленное в виде сетки

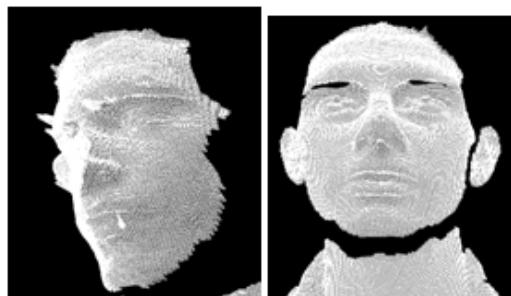


Рисунок 5 – Выступы и полости в полученной 3D модели лица

Использование медианного и Гауссова фильтра позволяет сгладить выступы, а интерполяция поверхностей используется для заполнения полостей и вычисления недостающих точек модели[4].

Основное достоинство полигональной сетки - простота её визуализации. Многие алгоритмы для трассировки лучей, обнаружения перекрытий были разработаны для полигональных сеток. Другое преимущество сеток по сравнению с облаком точек в том, что сетки используют явные знания о связности, что полезно для вычисления геодезического расстояния между двумя точками. Эта особенность применяется в распознавании лица, потому что геодезическое расстояние между точками на плоскости используется в 3D распознавании инвариантному к выражению лица, так как геодезическое расстояние изменяется меньше, чем евклидово.

Параметрическое представление 3D поверхности может быть выражена системой параметрических уравнений:

$$S(u, v) = \begin{cases} x = f_1(u, v) \\ y = f_2(u, v) \\ z = f_3(u, v) \end{cases}$$

где u и v параметрические параметры.

2.5D модель (карта глубин, карта высот, полуторхмерное изображение) частная форма параметрической поверхности, где $x = u$ и $y = v$.

2.5D модель представляется в виде функции $f(x, y)$, которая означает, что каждая точка (x, y) на плоскости имеет не более одного значения глубины. Под глубиной понимается расстояние от приемника изображения до регистрируемой точки на поверхности объекта[5]. Более светлые точки расположены ближе к наблюдателю, а темные - дальше.



Рисунок 6 – 2.5D модель лица

Многие 3D лазерные сканеры дают изображения в виде карты высот. Так как большинство значений x и y лежат на регулярной сетке, поверхность может быть представлена двумерной матрицей и методы обработки двухмерных изображений применены к ней. Главным недостатком такого представления считается то, что карта глубин показывает 3D модель только в одном направлении обзора.

Неявные представления поверхности

В общем случае, неявные функции определяются как изолинии скалярной функции $\phi: R^n \rightarrow R$. Трехмерно неявно заданная поверхность S математически определяется как

$$S = \{ \vec{x} \in R^3 \mid \phi(\vec{x}) = \rho \}$$

Такую неявную функцию называют изоповерхностью, а изоповерхность с $\rho = 0$ нулевым контуром или нулевой поверхностью. Изоповерхности представляют собой трехмерный аналог изолиний – двухмерные поверхности, которые существуют в трехмерном пространстве. Изоповерхность делит пространство на два полупространства – внутренне и внешнее. Простейшие поверхности (сфeroиды, эллипсоиды) могут быть описаны аналитическими функциями называемыми алгебраическими поверхностями.

Радиальные базисные функции один из видов неявно заданных функций, использование которых дает мощный инструмент для интерполяции разреженных данных, таких как 3D облако точек, представляющих трехмерные объекты.

$$S(\vec{x}) = \sum_{i=1}^N \lambda_i \Phi(\| \vec{x} - \vec{x}_i \|) + p(\vec{x}),$$

где λ_i – коэффициенты РБФ, Φ – радиальная базисная функция, \vec{x}_i центр РБФ и $p(\vec{x})$ полином. Проще говоря, РБФ состоит из взвешенной суммы радиально симметричных базисных функций с центром в \vec{x}_i . Представление 3D – это набор точек на поверхности РБФ. Для получения такого представления необходимо найти весовые коэффициенты, решив систему уравнений

$$\forall x_i : s(x_i) = f_i$$

Преимущество использования интерполяции РБФ является отсутствие необходимости вычисления связности между точками, также возможно регулировать сглаживание во время решения системы уравнений по нахождению весов РБФ. Недостаток – высокая вычислительная сложность алгоритма[3].

Функции евклидова расстояния. Особый класс скалярных функций – функции расстояния. Данная функция вычисляет расстояние от точки \vec{p} плоскости рассечения до ближайшей точки на поверхности S .

$$dist_s(\vec{p}) = \inf_{x \in S} \| \vec{x} - \vec{p} \|$$

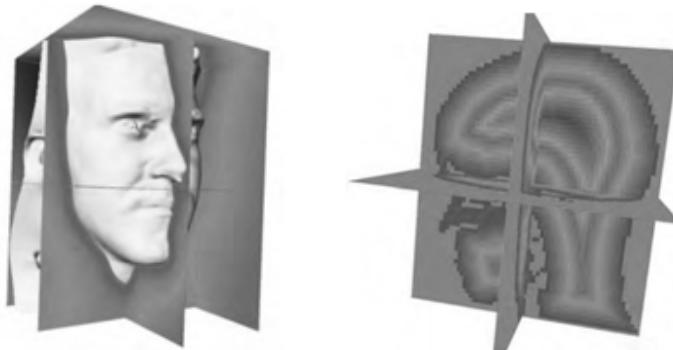


Рисунок 7 – Примеры интерполяции РБФ 3D лица человека и функция евклидова расстояния

Выводы. Выбор способа представления модели лица сложная задача. Каждый из рассмотренных выше методов имеет свою область применимости. Сводная таблица 1 показывает преимущества и недостатки представленных моделей.

Таблица 1 – Преимущества и недостатки способов представления поверхности

	Точность	Сжатие	Получение	Понятность	Параметризаци	Вычислимость	Отображение	Осн. преимущества.	Осн. недостатки.	Исп-е в распоз. лица
2D модель	-	+	+	+	-	+	+	Простота	Зашумленность	++
Облако точек	±	±	+	+	±	+	+	Простота	Разреженность	++
Конт-е и проф-е линии	-	+	±	+	+	±	+	Инвариантность	Разреженность	++
Полигон. сетка	+	±	±	+	±	±	+	Множество инструментов	Дискретность	++
Карта глубин	±	±	+	±	+	+	±	Получение	Самоперекрытие	++
Геом. карта.	+	±	-	-	+	±	±	Параметризация	Вычисление	+
Сплайн	+	+	-	±	+	+	+	Параметризация	Вычислимость	-
РБФ	+	±	-	±	±	-	-	Полнота	Вычислимость	-
Функц. расст-я	+	-	-	±	±	-	-	Использ. в других представлениях	Требования к памяти	-

Автоматическая локализация антропометрических точек лица играет важную роль в локализации изображения, распознавании выражений, а также получения представления в виде контуров и кривых. Модели, получаемые на выходе 3D сканера, нуждаются в предобработке, удалении выступов и полостей, а затем преобразовании в выбранную модель представления для дальнейшего распознавания. Наиболее популярными моделями из рассмотренных являются триангулированные сети и используются для вычисления инвариантного к изменению выражений лица геодезического расстояния. Облако точек также является популярным способом представления, но разреженность представления поверхности и отсутствие связей между точками требует дополнительных вычислений для получения необходимой информации из модели. В то же время, облако точек – базовое представление, исходя из которого, строятся все остальные представления. Представление модели с помощью карты глубин позволяет использовать классические методы распознавания 2D изображений. Следует отметить, что существуют классы представлений 3D модели, которые явно не использовались при распознавании, что может являться поводом для их дальнейшего исследования.

Библиографический список

1. Conde, C. Multimodal 2D, 2.5D & 3D Face Verification / Cristina Conde, Engel Serrano, Enrique Cabello // International Conference on Image Processing, ICIP 2006, October 8-11, Atlanta, Georgia, USA: IEEE, 2006. – P. 2061-2064.
2. Cyganek ,B. An Introduction to 3D Computer Vision Techniques and Algorithms / Boguslaw Cyganek and J. Paul Siebert. - John Wiley & Sons, 2009. – 483 p.
3. Haar, F. B. A 3D Face Matching Framework / F. B. ter Haar, R. C. Veltkamp. - Technical Report UU-CS-2007-047, Utrecht University, 2007. - Mode of access: <http://www.cs.uu.nl/research/techreps/repo/CS-2007/2007-047.pdf>
4. Malik, A. S. Depth Map and 3D Imaging Applications: Algorithms and Technologies [Text] / Aamir Saeed Malik, Tae Sun Choi, Humaira Nisar. – Hershey: Information Science Reference, 2012. – XV, 631 p.
5. Шаханов, М.И. Повышение надежности распознавания лиц по цифровой 3D-модели [Электронный ресурс] / М.И. Шаханов // Междисциплинарные исследования в науке и образовании. – 2012. – № 1. – URL: <http://www.es.rae.ru/mino/62-206> (дата обращения: 20.01.2012); URL: www.es.rae.ru/mino/pdf/2012/1/206.doc (31.03.2012).

3D FACE MODEL IN RECOGNITION PROBLEM

Shakhanov M.I.

Vladimir State University named after A.G. and N.G. Stoletovs,
grizzly106@gmail.com

This paper provides an excursus of recent face representation research trends in and 3D model based algorithms. Face recognition is the preferred mode of identity recognition by humans. It is natural, robust and unintrusive. Variations in pose, illumination and expression limit the performance of 2D face recognition techniques. 3D face recognition can be a way out of these problems, both as a stand-alone method, or as a supplement to 2D face recognition. 3D models help to derive face features that still can be used in face recognition. The problems of accuracy, conciseness, acquiring, intuitiveness, parameterization, computability and displayability are also considered in this paper.



МЕТОДЫ И АЛГОРИТМЫ ИНТЕГРАЦИИ ИНФОРМАЦИИ В ЗАДАЧАХ ПРИНЯТИЯ РЕШЕНИЙ И КЛАССИФИКАЦИИ

Самородов А.В.

Московский государственный технический университет им. Н.Э. Баумана
avsbmstu@yandex.ru

В современной научно-технической литературе используются различные основания для группировки методов и алгоритмов интеграции информации. К наиболее распространенным относятся основания:

- по степени приближения к статистически оптимальным правилам,
- по используемым свойствам функций доверия [1]
- по уровню интеграции информации [2],
- по свойствам используемых математических правил [3, 4],
- по зависимости от контекстной информации [4],
- по типу неопределенности [5],
- по виду используемой алгоритмической композиции и др.

В докладе рассматривается объединенная схема группировки методов и алгоритмов интеграции информации, основанная на интерпретации объединяемых величин. В зависимости от того, рассматриваются ли объединяемые величины, как интерпретируемые в соответствии с той или иной моделью неопределенности, как скалярные величины, значения которых являются сопоставимыми, или как набор величин, не интерпретируемых явным образом, а рассматриваемых в качестве некоторого абстрактного вектора признаков, выделяются явные, скалярные и неявные методы. Реализация данных методов зависит от уровня, на котором выполняется интеграция информации, т.е. от природы объединяемых данных, в зависимости от которой выделяют уровни признаков, степеней схожести и решений.

Наиболее востребованными и развивающимися в настоящее время являются методы интеграции информации на уровне решений, называемые методами мультиклассификации [6]. За последние два десятилетия был достигнут существенный прогресс в теории и практике создания систем мультиклассификации [7, 8]. Среди прочих методов, скалярные методы мультиклассификации устойчиво демонстрируют высокие результаты решения самых разных задач принятия решений и классификации. В настоящее время выделяют две основные стратегии построения мультиклассификаторов на основе скалярных методов: усреднение и специализация.

В рамках стратегии усреднения веса слабых классификаторов, как и правила их объединения, определенные в процессе обучения, не изменяются. К данной стратегии относятся линейные алгоритмические композиции со своим наиболее известным представителем – алгоритмом AdaBoost (AB) [9].

В отличие от усреднения, стратегия специализации учитывает области компетенции слабых классификаторов. Это приводит к зависимости весов слабых классификаторов от конкретного

положения распознаваемого объекта в пространстве признаков. Одним из подходов объединения слабых классификаторов в рамках стратегии специализации без явного моделирования областей компетенции является нечеткое интегрирование [10]. В настоящее время известно множество примеров успешного применения нечеткого интеграла (НИ) в области распознавания образов [11]. Однако отсутствие возможности обучения слабых классификаторов и отбора признаков непосредственно в процессе построения мультиклассификатора ограничивает применение НИ.

Учитывая взаимодополняющие характеристики АВ и НИ, ранее был предложен ряд подходов к их совместному использованию. В [3] было показано, что с помощью НИ возможно объединять слабые классификаторы, отобранные алгоритмом АВ, с результатом, как минимум, не хуже, а зачастую лучше, чем обеспечиваемый собственным правилом агрегации АВ. В [12] рассмотрено применение бустинга для обучения нечетких классификаторов. В ряде последующих работ последовательная процедура бустинга была применена для отбора приближенных дескриптивных нечетких правил [13].

В отличие от указанных работ, в докладе представлен новый подход к объединению алгоритма АВ и нечеткого интегрирования, предложенный в [14], в котором НИ встроен в АВ и используется для классификации на каждой итерации бустинга вместо собственного линейного правила агрегации алгоритма АВ. В докладе представлены результаты экспериментальных исследований, показывающих, что разработанный алгоритм, названный FuzzyBoost, обеспечивает существенное повышение вероятности правильной классификации в случае неаддитивной разделяющей классы границы в пространстве признаков.

Библиографический список

1. Horvitz E., Heckerman D., Langlotz C. P. A framework for comparing formalisms for plausible reasoning. //In Proc. National Conference on Artificial Intelligence. – Philadelphia, 1986. – P.210-214.
2. Ross A.A., Nandakumar K., Jain A.K. Handbook of multibiometrics. – Springer, 2006. – 198 p.
3. Kuncheva L.I. “Fuzzy” versus “nonfuzzy” in combining classifiers designed by boosting. //IEEE Transactions on fuzzy systems. – 2003. – Vol.11, No.6. – P.729-741.
4. Bloch I. Information combination operators for data comparative review with classification //IEEE Transactions on systems, man, and cybernetics – part A: Systems and humans. – 1996 – Vol.26, No.1. – P.52-67.
5. Bonissone P.P. Soft computing: the convergence of emerging reasoning technologies //Soft computing. – 1997. – No.1. – P.6-18.
6. Kuncheva L.I. Combining pattern classifiers. Methods and algorithms. John Wiley & Sons, Inc., 2004. – 350 p.
7. Барбаш Ю.Л. Коллективные статистические решения при распознавании. М.: Радио и связь, 1983, 224 с.
8. Ghosh J. Multiclassifier systems: back to the future. //LNCS 2364, 2002. – P.1-15.
9. Friedman, J., Hastie, T., Tibshirani, R. Additive logistic regression: a statistical view of boosting. //The Annals of Statistics. – 2000. – Vol.38, No.2. – P.337-374.
10. Fuzzy models and algorithms for pattern recognition and image processing /J.C. Bezdek et al. Kluwer Academic Publishers, 1999. – 778 p.
11. Grabisch M., Labreuche C. A decade of application of the Choquet and Sugeno integrals in multi-criteria decision aid. //Ann Oper Res. – 2010. – Vol.175. – P.247–286.
12. Junco, L., Sanchez, L. Using the Adaboost algorithm to induce fuzzy rules in classification problems. //Proc. ESTYLF, Sevilla. – 2000. – P.297-301.
13. Del Jesus M.J., Hoffmann F., Navascues J.L., Sanchez L. Induction of fuzzy rule based classifiers with evolutionary boosting algorithms. //IEEE Transactions on Fuzzy Sets and Systems. – 2004. – Vol.12, No. 3. – P.296-308.
14. Samorodov A.V. Application of a fuzzy integral for weak classifiers boosting //Pattern Recognition and Image Analysis. – 2011. – Vol.21, No.2. – P.206–210.

METHODS AND ALGORITHMS FOR INFORMATION FUSION IN THE TASKS OF DECISION-MAKING AND CLASSIFICATION

Samorodov A.V.

Bauman Moscow State Technical University, avsbmstu@yandex.ru

The taxonomy of methods and algorithms for information fusion is considered. New multiclassifier algorithm, called FuzzyBoost, providing decision-level fusion, is proposed. Experimental researches demonstrated that FuzzyBoost has better performance than AdaBoost in the cases of classes, separated by nonadditive decision

ТЕСТИРОВАНИЕ БИБЛИОТЕК АВТОМАТИЧЕСКОЙ РАССТАНОВКИ КОНТРОЛЬНЫХ ТОЧЕК ЛИЦА

Томак К.С.

Московский государственный технический университет им. Н.Э. Баумана
tomak_ks@mail.ru

Автоматическая расстановка контрольных точек лица может быть использована в задачах распознавания лица, оценки эмоционального состояния по изображению лица, распознавания артикуляции и т.д.

На данный момент алгоритм с использованием *ASM* (*Active Shape Model*) является наиболее распространенным алгоритмом расстановки контрольных точек. *ASM* – это статистические модели формы объекта. Форма в контексте данной работы – это геометрическое описание части объема, занимаемого рассматриваемым объектом, определяемая его внешними границами. Другими словами, мы абстрагируемся от его положения, размера, цвета и пр. характеристик. Форму объекта представляет множество точек. Задача алгоритма *ASM* – сопоставить эту модель с новым изображением.

Целью проведенной работы было определение наиболее эффективной (с точки зрения минимальной погрешности) библиотеки автоматической расстановки контрольных точек лица алгоритмом *ASM*.

Для тестирования использованы 2 библиотеки (*VOSM* и *ASM Library*), имеющие различную реализацию алгоритма. Обе библиотеки используют алгоритм обнаружения лица *OpenCV*, затем уже в ограниченном этим прямоугольником пространстве начинается расстановка точек посредством *ASM*.

Тестирование проводилось на 5 базах данных изображений, которые представлены в таблице 1.

База данных изображений – это изображения и соответствующие им разметки в формате или pts, или asf, или xml. На одном изображении находится строго одно лицо. Под разметкой будем понимать множество контрольных точек, соответствующих определенному изображению из базы и имеющих атрибуты в виде координат.

Таблица 1 - Базы изображений для тестирования и их характеристики

База изображений	Количество изображений	Количество точек	Формат представления точек
<i>Talking Face video</i>	5000	68	pts
<i>The IMM face database</i>	240	58	asf
<i>ASM Library</i>	47	68	pts
<i>MMA</i>	1077	68	xml
<i>MMI</i>	951	68	xml

Все форматы точек конвертировались в *xml* для удобства тестирования.

Для каждой базы данных была сформирована выборка из 40 изображений для проверки правильности расстановки точек. Определенные алгоритмом координаты сравниваются с координатами, размеченными оператором вручную и сохраненными в базе данных.

Вычисляется погрешность расстановки каждой точки по отношению к расстоянию между глазами. Выбранная формула основана на различном разрешении изображений в базах. С ее помощью мы разрываем связь полученных результатов об отклонениях и размерами объектов выборок.

После расчета отклонений всех контрольных точек лица высчитываются 4 значения:

- среднее по всем n точкам модели;
- среднее по всем точкам глаз
- среднее по всем точкам бровей
- среднее по всем точкам рта ($i \in \text{Imouth}$).

Можно обучать алгоритм на одной базе данных, а проверять его работу на другой. Таким образом, мы получаем таблицу по каждому алгоритму, где столбцами являются обучающие выборки, а строками – тестовые выборки. Пересечение строки и столбца – 4 значения: δ_{total} , δ_{eyes} , δ_{eyebrows} , δ_{mouth} .

Вышесказанное справедливо для всех баз данных, кроме *The IMM face database*. Если алгоритм обучен на базе *The IMM face database*, тестовая выборка данных должна быть также из этой базы, т.к. это единственная база с количеством точек равным 58, а значит, сравнить их с размеченными 68 точками никак не удастся.

Помимо таблиц, результатами тестирования являются:

- изображения с точками, расставленными алгоритмом,
- координаты точек в формате *xml*,
- файл в формате *xml*, в котором представлена информация об отклонениях расстановки для каждой тройки {Алгоритм, База для обучения, База для тестирования}.

– В результате тестирования показано, что минимальная погрешность достигается при использовании библиотеки *ASM Lib*. Эта библиотека, помимо этого, имела меньшее время работы алгоритма по сравнению с библиотекой *VOSM* (приблизительно в 3 раза).

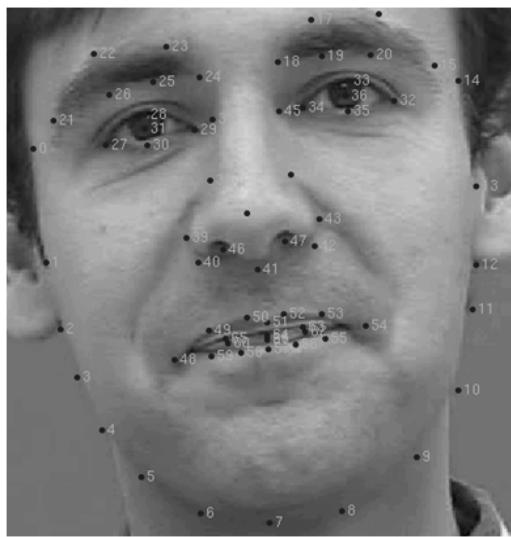


Рисунок 1 – Пример изображения лица с нанесенной разметкой
(База данных *Talking Face video*)

```

<?xml version="1.0" encoding="UTF-8"?>
- <Data number_of_img_in_fitDB="40" number_of_men_in_fitDB="1"
number_of_img_in_modelDB="1" number_of_men_in_modelDB="47"
fitDB="FRANCK" modelDB="ASMLib" Programme="ASMLib">
  - <Deltas>
    <total_delta value="9,86367416381836"/>
    <delta_mouth value="10,2452039718628"/>
    <delta_eyes value="9,68291664123535"/>
    <delta_eyebrows value="7,43275594711304"/>
  + <Points_deltas>
  </Deltas>
</Data>

```

Рисунок 2 – Результаты работы библиотеки *ASM Lib* в виде *xml* для двух БД

Библиографический список

1. Maat L.M., Sondak R.C., Valstar M.F., Pantic M. Web-based Database for Facial Expression Analysis // Proc. of IEEE Int. Conf. Multimedia and Expo (ICME05). – July 2005. – pp. 317 – 321.
2. Nordstrom M.M., Larsen M., Sierakowski J. The IMM Face Database. – May 2004.
3. Cooters T.F., Taylor C.J., Cooper D.H., Graham J. Active Shape models – Their Training and application. – July 1992.

TESTING LIBRARIES OF AUTOMATIC PLACEMENT OF FACE CONTROL POINTS

Tomak K.S.

Bauman Moscow State Technical University

tomak_ks@mail.ru

Automatic localization of face control points can be used for facial recognition, evaluation of emotional state and articulation, etc. VOSM and ASM Library implement popular active shape models (ASMs) fitting methods. ASMs are statistical models of the shape of objects which iteratively deform to fit to an example of the object in a new image, developed by Tim Cootes and Chris Taylor in 1995. The ASM model is trained from manually drawn contours (surfaces in 3D) in training images. The aim of this work was to determine the most effective (in terms of minimum error) library of automatic placement of face control points. Two libraries (VOSM and ASM Library), having a different implementation of the ASM algorithm, was selected for testing. Testing was performed on five databases of images. Test results are presented in the form of tables, images with points, coordinates of the points in the format of xml.

КНИГА I ◆ BOOK I — АВТОРСКИЙ УКАЗАТЕЛЬ ◆ AUTHOR INDEX

Antakov M.A.	164, 203	Кручинина А.П.	158	Седунова И.Н.	70
Burnaevsky I.S.	203	Кузнецов А.А.	84, 91, 196, 206, 231, 235, 239, 244, 265, 268	Селивёрстов А.А.	118
Miškinis P.	156			Скавронский С.В.	120
Niemann H.	35			Скуридин В.С.	57
Tereshchenko S.A.	203			Скибина О.Г.	81
Wheeler B.C.	247			Смирнов А.А.	190
Zeissler V.	35	Куликов Д.А.	228	Смирнова О.Н.	190
Агаджанян Н.А.	33	Лапитан Д.Г.	215, 228	Солдаткина Ф.И.	81
Адаменко А.Н.	120	Лищук В.А.	61	Спиридов И.Н.	42, 136, 184
Аллатов А.В.	168	Любимов Б.Я.	50	Стасюк Е.С.	57
Аль Салем С.	257	Любовцев В.В.	219	Стрелков Н.О.	208
Аль-Хайдри В.А.	175, 182	Максимова Е.О.	179	Султанов Е.С.	149
Анохин М.И.	67	Малахов Н.Б.	131, 137	Сумин С.А.	107
Архипов Е.А.	257	Маркова Е.С.	38	Таранов А.А.	136, 184
Барышников В.Ю.	115, 129	Маштаков А.В.	129	Теплов А.Ю.	140
Баумане Л.Х.	120	Мащенко Н.М.	88	Терентюк Г.С.	74
Бойко И.П.	124	Мезенцева Л.В.	249	Терещенко С.А.	179
Буреев А.Ш.	75	Мельник О.В.	162	Теряева Н.Б.	
Буренков В.Н.	124	Митрофанова М.Ю.	168	Титенок С.А.	179
Варламова Н.В.	57	Митюшин С.И.	129	Тихомирова И.А.	224
Винокуров Д.С.	208	Михайлов Н.Ю.	88, 219	Торпуджан И.С.	88
Волков А.Г.	63	Набродов П.А.	190	Торшин В.И.	140
Воробьева О.М.	107	Нестеров Е.А.	57	Ульянова Е.В.	262
Гаврилов В.М.	100, 187	Никитин О.Р.	187, 257	Усов Н.А.	50
Газизова Д.Ш.	61	Новиков И.А.	252	Фадин В.С.	129
Гаркави Л.Х.	88	Новикова Я.С.	102	Фархутдинов А.М.	140
Голев Г.Д.	115, 129	Одаленко А.Н.		Фёдоров В.Ф.	45
Гришин К.Н.	77	Озерова М.И.	252	Федотов А.А.	171
Гришин С.Н.	140	Осякова А.О.	224	Фридман В.Л.	81
Гудошников С.А.	50	Пермяков С.А.	124, 231, 235	Фургалев Г.О.	88
Гуменный В.Г.	265, 268	Петров Е.П.	211	Хайруллин Р.М.	74
Гуськова Н.К.	88	Петухов В.И.	120	Харина Н.Л.	211
Дегтерева М.И.	38	Плетенёв А.Н.	179	Хдрян А.А.	200
Дементьев В.К.	187	Полушкин П.А.	262	Хенман Г. М.	184
Долженков С.Д.	107	Попов С.В.	96	Хлипавка Н.А.	190
Дорофеев К.В.	75	Проскуряков А.В.	63	Холмогорова Н.В.	158
Жаков С.В.	70	Пугачев А.И.	129	Цветкова И.Н.	115, 129
Жигалов И.Е.	252	Путято Т.Г.	67	Цуканова М.Н.	192
Жукова Г.В.	88	Раскачнов Г.А.	219	Цыганова Н.А.	74
Земляков И.Ю.	75	Ратова А.В.	215	Чепенко В.В.	84, 111
Золотухина Ю.И.	77	Ржаникова Е.Д.	211	Чернова И.В.	107
Ильин А.И.	109	Рогаткин А.Д.	228	Чинёнова О.А.	100
Исаков Р.В.	111, 175 182	Рогаткин Д.А.	215, 228	Чуев А.С.	192
Казаков В.А.	57	Рогов А.С.	57	Шашков А.В.	192
Калабин А.Л.	257	Розанов А.Е.	55	Шевчик Е.А..	215
Калакутский Л.И.	171	Розанов В.В.		Шикульская О.М.	77
Каторгина Г.И.	124	Романова М.А.	120	Шмиг А.А	265, 268
Кирюхин А.В.	168	Рыбникова Е.И.	96	Шувалов П.Л.	162
Козюра А.В.	152	Садкин В.Л.	57	Шушкевич Н.И.	120
Колпаков А.В.	136, 184	Сазонова С.И.	57	Шербатюк Т.Г.	102
Коновалов О.Н.	249	Сазыкина Л.В.	61	Шуков А.Н.	120
Крамм М.Н.	208	Самойленко А.П.	63	Яскин Е.Г.	124
Кривченко З.Т.	144	Светлик М.В.	75		
Кручинин П.А.	158	Северин А.Е.	55, 158		

КНИГА II ◆ BOOK II — АВТОРСКИЙ УКАЗАТЕЛЬ ◆ AUTHOR INDEX

El-Zoghbi R.A.	220	Кашапова Л.Х.	242	Праведникова Н.В.	167
Kulikov Y.	126	Кинтюхин А.С.	85	Прояев П.О.	284
Loeffler A.	126	Кириллов А.В.	99	Путрик М.Б.	169
Lyavinskova E.	126	Китчер Э.	213	Пятницкий А.М.	108
Sorg B.S.	205	Клименко Н.С.	135	Рагузин П.С.	273
Агафонов М.И.	206	Кодин А.В.	65, 96	Рамадхани Раджабу	228
Аксенова Ю.Ю.	118	Кожевников Е.С.	102,	Рахманина А.А.	201
Аль-Джабери Р.Х	176	Комушкин Д.А.	138	Романов В.В.	91
Альджарадат М.М.	223	Конорев Н.Н.	167	Романов О.В.	67
Аль-Хулейди Н.А.	173	Конышева Е. Г.	56	Руфицкий М.В.	216
Амоя К.	166	Кореневская С.Н.	167	Самойлов А.Г.	210, 212
Артиухова О.А	111, 124, 135, 183	Кореневский Н.А. Коренной Ф.И. Короткиева Н.Г.	194 144 113	Самойлов Д.С.	292
Ассанович Б.А.	237	Коцарь А.Г.	167	Семенов Ю.Н.	142
Бабич М.В.	152	Крамм М.Н.	196	Серегин С.П.	167
Бадван А.	176	Крицкова А.Н.	148	Сидоренко А.А.	210, 212
Баханович Д.А.	196	Крупчанников Р.А.	194	Синицин Д.В.	225
Беляев Л.В.	77	Крылов А.В.	99	Ситкевич Т.А.	237
Бобе А.С.	248	Кубланов В.С.	152, 160	Спажакин Ю.Г.	252
Бойко И.П.	104	Кузьминова Т.А.	65	Стародубцева Л.В.	194
Борисов В.И.	160	Куликов Н. И.	54	Стрелков Н.О.	196
Бочаров Д.А.	242	Куприянов А. Д.	54	Струнин Р.М.	288
Брагинский М.Я.	42	Кущ Л.В.	131	Сушкова Л.Т.	166
Брумштейн Ю.М.	118, 262	Лаврентьева Ю.Э.	169	Сысков А.М.	160
Буравлев В.В.	261	Латышева Е.Ю.	242	Толпекин В. Е.	45, 59
Буренков В.Н.	104	Левин Е.К.	273	Томак К.С.	300
Бурыкин Ю.Г.	42	Леус А.В.	232	Томакова Р.А.	178
Валеев Н.М.	96	Логинов С.И.	42, 85	Травова Е.С.	118
Валик Я.О.	124	Мавзютов А.А.	236	Трефилов М.А.	83
Васильева С.А.	157	Магрупов Т.М.	157	Тышкевич Д.С.	42
Вдовина Е.С.	262	Магрупова М.Т.	157	Федотов О.В.	99
Винокуров Д.С.	196	Мальгичев В. Н.	56	Филатов И. А.	56
Волков И.И.	185	Мамаев И.М.	99	Филимонов В.Н.	99
Галкин А.П.	176, 223	Матюха В.А.	225	Филист С.А.	178
Гуленкин В.М.	144	Мачалов В.А.	65	Хаустов А. И.	59
Дарахма Ислам	223	Медовый В.С.	108	Холмова М.А.	183
Долженков С.Д.	167	Мелешко В.В.	91	Хосейн М.	96
Егоров С.А.	49	Миклашевич А.М.	237	Шарова О.И.	206
Ефремов М.А.	185	Моисеева Т.В.	261	Шаталова О.В.	185
Жданов А.В.	33, 70, 83	Морозов В.В.	38	Шаханов М.И.	293
Жиденко М. В.	268	Насер А.А.	178, 194	Шашкин И. Н.	59
Золотов А.Н.	216	Невзоров А. М.	56	Шикульская О.М.	189, 201
Золотухина Ю.И.	201	Неживая Ю.Н.	118	Штых Д.В.	51
Иванова М.В.	262	Новиков А.В.	167	Шумаков Д. В.	59
Иванова Н.Л.	96	Новикова Е.А.	51	Юречко И.А.	189
Исаков Р.В.	166, 288	Новикова Ю.А.	70	Юречко М.А.	189
Истомина Т.В.	131	Обади Х.М.	176	Яскин Е.Г.	104
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		
		Полушин П.А.	225		

Feller K.H.	311	Калакутский Л.И.	85	Попова Е.С.	138
Nguyen Quoc Tai	118, 121	Капаруллина Е.Н.	148	Потрахов Е.Н.	33
Vu Van Son	118, 121	Катков К.В.	70	Потрахов Н.Н.	33
Аксенова Ю.Ю.	112	Кирюхин А.В.	151, 250, 265	Ракуть И.В.	55
Аль-Мабрук М.А.	296	Кисляков А.Н.	162	Решетилов А.Н.	89, 148
Аль-Саиди С.	123, 129	Китова А.Е.	89	Розанов В.В.	88, 230
Ананченко В.Н.	70	Клемин В.А.	215	Романова М.А.	307
Анцыгин И.Н.	294	Клемина А.В.	215	Рубай Д. В.	179
Афанасьев А.В.	77	Койкова Т.И.,	275	Рыбаков С.С.	143
Афанасьева О.А.	82	Колесник Г.П.	218, 279	Садовский И.Н.	170, 188, 190
Бабушкин А.М.	289	Колесов В.В.	89	Сазонов Д.С.	170
Багма Д.Н.	287	Колесов С.Н.	77, 82	Самойлов С.А.	52
Бастриков В.В.	294	Константинова М.А	268	Сапитонова Т.Н.	256
Бастрикова Н.С.	294	Кореневская С.Н.	256	Святенко А.В.	227
Батин А.С.	167	Коровина О.С.	136	Северин А.Е.	45, 230
Батоцыренова Т.Е.	230, 236	Кувичкина Т.Н.,	148	Седунова И.Н.	294
Бахтинов П.И.	85	Кузнецов А.А.	182, 232	Селиверстов А.А.	48, 151
Бельчихина А.В.	246	Куликова О.К.	42	Семашко Т.В.	89
Бернюков А.К.	305	Лашин А.Е.	91	Скакунова А.А.	285
Бойко Б.Н.	210	Леммле Д.В.	125	Смирнов В.Ю.	204
Бойчак Д.В.	33	Лещев И.А.	242	Смирнов М.В.	250
Болицкая Н.В.	33	Лисецкая С.Ю.	142	Спиридов И.Н.	94
Брумштейн Ю.М.	112	Литвин А.В.	70	Сушкова Л.Т.	130, 268, 307
Буренков В.Н.	242, 265, 271	Малинин В.С.	74	Сысоев Н.Н.	45
Васильев А.Ю.	33	Матвейчук И.В.	45	Таннинг Ж. Ф.	250
Вдовин В.А	36	Мещерина Н.Н.	112	Тарасов С.П.	155
Волкова Е.И	236	Мильман И. И.	106	Тимашев С.Ф.	101
Воловик М.Г.	77, 82	Минц Е.Ф.	275	Труляев В. С.	279
Волощенко А.П.	155	Михайлова Р.В.	89	Урумбаева О.Б.	112
Герасимов С.А.	179	Молчков Е.В.	85	Фадин В.С.	130
Герасимова О.В.	48, 151	Моногаров О.И.	277	Фролова Т.Н.	61
Глотов В.А.	37	Московченко П.А.	140	Харьков С.В.	256
Готовский М.Ю.	254	Мочула А.В.	68	Хохлов К.О.	106
Градов О.В.	63	Мочула О.В.	68	Чепенко В.В.	175
Громов А. О.	218	Музыка О.А.	224	Черных В.Я.	210
Грунская Л.В.	167	Муравина Н.Л.	77, 82	Чижков А.Я.	207
Демин И.Ю.	215	Муравьев А.В.	36	Чирков К.В.	145
Дёмин С.А.	101	Нанчикеева М.Л.	250	Чистова М.В.	210
Джура С.Г.	298	Никитин О.Р.	48, 123, 129, 151, 199, 202, 238	Чубаров В.В.	45
Долгов Г.Ф.	61, 111, 138, 142	Никифоров И.А.	77, 82	Шахнин В.А.	277
Долженков С.Д.,	256	Нотченко А.В.	63	Швецов Г.А.	259
Доронина Н.В.	148	Оленев Е.А.	140, 287	Шень М. В.	106
Дудорова М.В.	246	Орлов И.Я.	77, 82	Широбоков А.В.	242, 271
Думская Н.С.	210	Осинина Н.В.	145	Штадельманн Ж.В.	94
Ермаков А.В.	125	Осокин И.О.	202	Шугайло В.В.	98
Ермакова И.В.	179	Панищев О.Ю.	101	Шулятьев А.А.	195
Ершов А.И.	242, 271	Пасечник А.С.	123	Шутеев С.В.	45
Ефимов В.А.	160	Пашинов Е.В.	188	Яваева И.С.	112
Закарая М.Г.	250, 265	Певзнер А.А.	36	Яковлев В.В.	48, 123, 151
Закиров А.А.	160,	Плеханов А.А.	313	Яковлев С.В.	199
Земляков И.Ю.	68,	Полушин П.А.	125	Яскин Е.Г.	271
Иванов С.В.3	230	Поляков И.С.	238	Яшина Н.К.	286
Исакевич В.В.	167	Поляков Ю.С.	101		
Исакевич Д.В.	167	Попов Н.С.,	227		
Исаков Р.В.	130, 136, 175, 296				

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

УЧАСТНИКИ КОНФЕРЕНЦИИ — ♦ — CONFERENCE PARTICIPANTS

Национальный технический университет Украины Киевский политехнический институт, г. Киев
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