

СОДЕРЖАНИЕ ♦ CONTENTS

Книга 1 ♦ Book 1

ПЛЕНАРНОЕ ЗАСЕДАНИЕ ♦ PLENARY SESSION 19

СЕКЦИЯ 1 ♦ SECTION 1

Методы и средства диагностики и лечения заболеваний ♦

Methods and facilities of diagnostic and treatment

47

СЕКЦИЯ 2 ♦ SECTION 2

Биокибернетика и математическое моделирование ♦

Biocybernetics and mathematical modeling

126

СЕКЦИЯ 3 ♦ SECTION 3

Биомеханика, проблемы коррекции и лечения опорно-

двигательного аппарата ♦

Biomechanics, problems of correction and treatment of musculoskeletal system

232

СЕКЦИЯ 4 ♦ SECTION 4

Новые информационные и телекоммуникационные технологии в медицине и экологии ♦

New information and telecommunication technologies in medicine and ecology

276

ПЛЕНАРНОЕ ЗАСЕДАНИЕ

Состояние и проблемы системы здравоохранения Владимирской области Одинцова И. А.....	19
Этническая физиология и адаптация человека к различным условиям среды обитания Агаджанян Н.А.....	24
Применение наносцинтилляторов для новых методик медицинской диагностики и терапии Классен Н.В., Кедров В.В., Кривко О.А., Шмытько И.М., Кудренко Е.А., Шмурак С.З., Киселев А.П., Осипьян Ю.А.	26
Комплекс автоматизированной микроскопии МЕКОС-Ц2: роботизация, контроль качества и обучение Медовый В.С.	30
Идентификация механизмов и режимов обработки сенсорной информации мозгом человека по их моторным проявлениям Антонец В.А. , Еськов В.М., Яхно В.Г.	33
Новый стандарт подготовки технических специалистов в области обеспечения биомедицинских исследований Попечителев Е.П.	37
Brain-Computer Interface for Virtual Reality Control Guger C., Holzner C., Groenegress C., Edlinger G., Slater M.	40
Владимирский государственный университет на службе биомедицине Сушкова Л. Т.	44

СЕКЦИЯ 1

Методы и средства диагностики и лечения заболеваний

Метод исследования и лечения заболеваний речеобразующего тракта на основе биологической обратной связи Чижевская С.Ю., Мешеряков Р.В.	47
Разработка подходов к применению слабых комбинированных низкочастотных переменных и постоянных полей для лечения и профилактики злокачественных новообразований Новиков В.В., Новиков Г.В., Пономарев В.О., Кувичкин В.В., Фесенко Е.Е.	49
Дистанционная инфракрасная радиотермометрия в дифференциальной диагностике дистрофических и воспалительных процессов глаза Орлов П.И., Афанасьев А.В., Никифоров И.А., Орлов И.Я.	52
Концепция развития прогностической экспертной системы на основе раздельного капиллярного кровотока Бойко И.П., Вершинин В.В., Каторгина Г.И., Урванцев А.С.	56
Некоторые аспекты гемостаза желудочно-кишечного тракта у пожилых пациентов Тимченко И.В., Соколова Т.Д., Соколов И.В., Ахмятова Н.Н., Хохлов И.А., Терехов С.В., Мелконов В.Ю.	59

Содержание

Эндоваскулярное удаление доброкачественных образований гортани с помощью электрохирургических и радиоволновых аппаратов Тимченко И.В., Соколова Т.Д., Ахмятова Н.Н., Хохлов И.А., Терехов С.В., Мелконов В.Ю.	61
Метод управляемой окклюзии при исследовании состояния сосудистосердечной системы Чащин А. В., Попечителев Е. П.	63
Высокоразрешающая рентгеновская компьютерная томография в ранней диагностике хронической обструктивной болезни лёгких Селивёрстов А.А.	68
Опыт выполнения трансмиокардиальной лазерной реваскуляризации у больных ИБС с конечной стадией поражения коронарных артерий Бокерия Л.А., Беришвили И.И., Вахромеева М.Н., Никитин Е.С., Старостин М.В., Глушкова И.В., Хвичия Л.Э., Солнышков И.В., Сарджвеладзе Э.Г., Вахрамеева А.Ю.	70
Фактор субъективности в ультразвуковой диагностике Попов С.В.	72
От оценки естественной эволюции гипертонической болезни к обоснованию подходов к выбору тактики ведения Нанчикеева М.Л., Крюкова Е.В., Гладкая А.А., Кононович Ю.К., Носова С.В., Остапущенко О.С., Романова М.А.	74
Методика предоперационного прогнозирования состояния левого желудочка сердца с патологическими образованиями Смирнова М.Ю.	77
Беговая нагрузочная провокация при диагностике бронхиальной астмы у детей Анохин М.И., Гращенкова Т.А.	81
Методы компьютерного исследования параметров гемостаза Ерушова Н.А., Истомина Т.В., Сидорова М.А.	82
Цветоимпульсная терапия зрительных функций Коржук Н.Л., Чепурин А.А., Щеглова М.В.	86
Язвенная болезнь желудка и двенадцатиперстной кишки в сочетании с артериальной гипертонией и ИБС. Клинические, морфологические и функциональные различия и лечение больных Медведев В.Н., Ивкова И.А., Медведева В.Н., Лапочкина Л.Е., Овечкина Л.В.	91
Ингибиторы ангиотензинпревращающего фермента в клинической практике. Новые показания к их применению в гастроэнтерологии Медведев В.Н., Овечкина Л.В., Медведева В.Н., Ивкова И.А., Инберг Л.М., Ярков А.М., Боницкая Ю.Ю., Лапочкина Л.Е., Золотова Т.Е.	93
Индивидуализация режимов низкоинтенсивной лазерной терапии с использованием оригинальной методики фотоплетизмографического мониторинга Малиновский Е.Л., Картелишев А.В., Евстигнеев А.Р.	99
Возможности прогнозирования результатов низкоинтенсивной лазерной терапии по маркерам дерматоглифической конституции у больных различных нозологических групп Малиновский Е.Л., Картелишев А.В., Евстигнеев А.Р.	103

Содержание

Лечение синдрома хронической усталости с применением индивидуально дозированная низкоинтенсивной лазерной терапии Малиновский Е.Л., Картелишев А.В., Евстигнеев А.Р.	107
Лазерный доплеровский метод измерения скорости кровотока для диагностики различных заболеваний Легаев В.П., Комушкин Д.А., Запруднова М.М., Медведев Е.А.	111
Неинвазивный способ диагностирования скорости кровотока Запруднова М.М., Комушкин Д. А., Медведев Е.А.	115
Действие чрескожной электронейростимуляции аппаратом «ДИАДЭНС-КАРДИО» на периферический кровоток Иевлева Ж.В., Иевлев А.В., Шкляр Т.Ф., Бляхман Ф.А.	117
Новые подходы в развитии современной физиотерапии Бойко И.П., Рыжова Е.Г., Каторгина Г.И., Мазирова А.М., Мухина М.Ю., Берсенёв А.В.	122
Лазерная терапия в амбулаторной стоматологии Сорокин С.А., Черняченко В.В., Черняченко С.В.	124

СЕКЦИЯ 2

Биокибернетика, математическое моделирование, методы и средства обработки сигналов и изображений

Кинетика стволовых клеток в пограничном слое в питательной жидкости на подвижной мембране Карабчинский А.Л., Крашенинников М.Е., Семеренко Д.А., Степанов Г.В.	126
Математическая модель и алгоритм стохастического управления процессами лечения сложных заболеваний Анцыферов С.С., Голубь Б.И., Ширяев С.В.	129
Моделирование отображения источников некогерентной эмиссии с помощью корреляционной локации 4-го порядка Миргородский В.И., Герасимов В.В., Пешин С.В.	133
Применение метода молекулярной динамики для решения задач конструирования биомедицинских нанотехнологий Карлышков С.В., Чубарь Л.А.	137
Применение математических методов моделирования и географических информационных систем для прогнозирования распространения особо опасных болезней животных Гуленин В.М., Коренной Ф.И.	140
Математическая модель синапса ленточного типа - источника медленной адаптации афферентной импульсации в первичных афферентах вестибулярной системы животных Куликовская Н.В., Курилов В.И.	145
О роли нормального закона распределения фаз ритма сердца Кузнецов А.А.	149
О технике оценки фрактальной размерности фазовых портретов динамических систем Кузнецов А. А., Плеханов А. А.	152

Содержание

Алгоритм выделения RR-интервалов из электрокардиограмм Плеханов А.А., Rybalko R.....	157
Исследование частотных характеристик сигнала пульсовой волны при разных адаптационных реакциях у онкологических больных Михайлов Н.Ю., Гаркави Л.Х., Шепелев И.Е., Толмачев Г.Н., Пляка П.С., Долбина Т.В., Машенко Н.М.	161
Математическая модель вестибулярной функции в экстремальных условиях 1 ^{го} этапа падения Александров В.В., Александрова Т.Б., Сидоренко Г.Ю., Шуленина Н.Э., Сото Э.....	164
О поиске нестационарных характеристик электроэнцефалограмм Боснякова Д.Ю., Обухов Ю.В., Дикарев Ф.А., Кузнецова Г.Д., Габова А.В., Жарикова А.В.	168
Геометрический анализ нелинейных хаотических колебаний кардиоритма как новый метод для автоматического обнаружения фибрилляции предсердий Зозуля Е.П.	172
Энтропия точечной диаграммы ритма сердца Кузнецов А.А.	176
Многомасштабный корреляционный анализ и основанное на нем представление сигналов медико-биологического происхождения Анциперов В.Е., Обухов Ю.В.	180
Исследование плоских многопинхольных кодирующих коллиматоров для однофотонной эмиссионной томографии Антаков М. А.	184
Реконструкция эквивалентного токового источника сердца Крамм М.Н., Лебедев В.В., Винокуров Д.С.	187
Длинноволновая вариабельность сердечного ритма Кузнецов А.А., Корнилов Е.М.	191
О возможности выделения естественных ритмов сердца по коротким электрокардиограммам Кузнецов А.А., Шерменева О.С.	195
Циклические составляющие вариабельности ритма сердца по данным коротких регистраций ЭКГ в течении суток Кузнецов А.А., Рунушкин В. А.	199
Применение алгоритмов оконтурирования в задачах автоматизированной диагностики патологий Никитин О.Р., Константинова М.А, Пасечник А.С.	204
Модель модуля нечеткого вывода для ранней диагностики ишемической болезни сердца Грахов А.А., Жилин В.В., Филист С.А.	208
Цифровая обработка медицинских изображений Петров Е. П., Медведева Е.В.....	212
Алгоритм автоматизации процесса диагностики микроциркуляции сосудов на основе гомоморфной фильтрации реосигнала Аверьянов М.Е., Бернюков А.К., Романова М.А., Сушкова Л.Т.....	215

Содержание

Правдоподобная оценка роста онкологических рисков в малых профессиональных группах с использованием методов имитационного моделирования Исакевич В.В., Исакевич Д.В.	219
Применение динамически реконфигурируемых систем в задачах цифровой обработки биоэлектрических сигналов Берников А.К., Филиппов А.К.	220
К вопросу о математической модели ударного объема в динамике Бодров М. А., Егоров Б. А.	225
О выборе дискретизации биологических объектов и об оценке числа обусловленности применительно к задачам импедансной томографии Михайлова А.Г.	228

СЕКЦИЯ 3

Биомеханика, проблемы коррекции и лечения опорно-двигательного аппарата

Ортопедический пневматический воротник – новое средство реабилитации патологии шейного отдела позвоночника у детей и подростков Егоров Н.А., Егорова С.А.	232
Методы компьютерной стабилографии в задачах клинической неврологии Кууз Р.А., Ронкин М.А., Фирсов Г.И.	236
Автономный ортопедический аппарат. Автоматизированного остеосинтеза. Система измерения осевых усилий Козырев В.В., Федотов О.В., Крылов А.В., Паринов С.М.	240
Моделирование позы больного ДЦП при Hamstring-синдроме до и после хирургической коррекции по А.М. Журавлеву Кручинин П. А., Сумина О. В.	244
Компьютерная оценка состояния чрескостного остеосинтеза бедренной кости с учетом мышечных усилий Измайлова З.Т.	249
Использование технологий быстрого прототипирования при изготовления медицинских изделий Новикова Е.А., Жданов А.В., Бортникова Т.М.	251
Использование электромеханических приводов в устройствах биомеханических тренажеров. Егоров С.А., Новикова Ю.А., Жданов А.В.	253
Применение роликовинтовых механизмов в медицинской технике Целищев А.С.	256
Использование математических моделей движения человека при обработке измерительной информации в биомеханике Кручинин П.А., Мишанов А.Ю.	259
Проектирование исполнительных механизмов медицинских автономных устройств на базе сквозной САПР Pro/ENGINEER Егоров С.А., Жданов А.В., Новикова Ю.А.	263

Содержание

Сравнительные исследования гидродинамического воздействия на биологические ткани Розанов В.В., Матвейчук И.В., Северин А.Е., Денисова Л.А., Эйхенвальд Э.В.	265
Моделирование процессов гидродинамической инцизии костной ткани Розанов В.В., Кудряшов Ю.И., Матвейчук И.В., Сысоев Н.Н.	266
Построение автоматизированной биотехнической системы остеосинтеза с учетом индивидуальных особенностей человека Патрина Т.А., Марков М.В.	270
Моделирование устойчивой ходьбы человека Калабин А.Л.	274
Разработка и лабораторно-стендовые испытания мехатронного имплантируемого привода искусственного сердца Жданов А.В., Беляев Л.В., Новикова Е.А.	276

СЕКЦИЯ 4

Новые информационные и телекоммуникационные технологии в медицине и экологии

Compressed image coding with protection from decompression Assanovich B, Kiseleva N.

Предоперационное прогнозирование результатов операций в герниологии Лебедева Е.А.

Методика использования OLAP-инструментария. Систем бизнес анализа для повышения эффективности процессов управления ИТ-услугами Крылов Е.В.

Пейджинговая связь для участковых врачей и медсестер Туляков Ю.М., Туляков М.Ю., Чернова Т.М., Шакаров Д.Е.

Территориальная надежность подвижной наземной связи Туляков Ю.М.

Destiny of paging Tuljakov J.M., Shakarov D.E.

Программный комплекс реографического анализа на основе инверсной фильтрации Бернюков А.К.

К возможности повышения помехоустойчивости в системах передачи биомедицинской информации Полушин П.А.

Использование распределенного кодирования в системах передачи медико-биологической информации Полушин П.А., Максимов А.Д., Матюха В.А.

Планирование в грид-системах с неопределенными параметрами узлов Морев Н. В.

Адаптивный метод интерполяции траекторных перемещений Шахнин В.А.

Содержание

Перспективы применения крейтовых систем в медицинской практике Поздняков А.Д., Поздняков В.А.
Экономичный метод оценки качества связей в беспроводной сети с переменной топологией Звягин М.Ю., Милованов Д.С., Шамин П.Ю.
Оценка надёжности линии связи в сети с ограниченно подвижными отключаемыми узлами Звягин М.Ю., Милованов Д.С., Прокошев В.Г., Шамин П.Ю.
Организация устойчивого канала связи в сети с ограниченно подвижными отключаемыми узлами Милованов Д.С., Шамин П.Ю.
Алгоритмы сбора информации, маршрутизации и агрегации в мобильных сетях Аракелян С.М., Звягин М.Ю., Милованов Д.С., Шамин П.Ю.
Децентрализованная распределенная информационная система взаимодействия медицинских учреждений Июгин Н.А., Голубев А.С., Рошин С.В.
RFID in Medical Applications Pyatenko A., Kuznetsova D., Loeffler A., Wissendheit U.
TDM (time-division multiplexing) virtual circuit problem and solution in technology «network-on-chip» Md. Muid Hassan.
Использование вычислительных мощностей графических процессорных устройств для задач вычисления тестопригодности и построения тестовых векторов для интегральных схем Парневич И.В.
Поиск косвенных информационных связей Лезов А.П.
Выбор параметров фотоплазмограмм для базы данных Дюпин А.А., Юран С.И.
Многоуровневый подход к построению изображений при визуализации компьютерной графики Котов Д.С.
Метод групповой трассировки лучей с использованием Streaming SIMD Extensions Котов Д.С.
Программный комплекс для анализа структуры биосигналов Исакевич В.В., Папулин А.В.
Использование компьютерных технологий реверсивного проектирования для медицинских изделий Беляев Л.В., Жданов А.В., Луковенко И.В.
Диагностика электромеханического модуля привода искусственного сердца с применением программного комплекса LABVIEW Беляев Л.В.
Автоматизированная система беспроводной передачи данных

Содержание

Ратников И.Е.
Методика обработки параметров СОЭ в капле крови	
Радченко А.С.
CAD/CAM/CAE-технология проектирования и изготовления искусственного желудочка	
сердца	
Морозов В.В., Шмыгов Е.И., Костерин А.Б.
Робастный способ повышения помехоустойчивости сигналов приемо-передающих	
устройств медицинских приборов	
Максимов Ю.П.
Моделирование в среде MATLAB и автоматизированный выбор аппаратов защиты для	
оборудования медицинского назначения	
Максимов Ю.П., Стариakov В.А., Фадеев В.А.
К вопросу проектирования сетей передачи медицинской информации	
Самойлов А.Г., Ратников И.Е., Ву Ван Шон
Модель многолучевого распространения сигналов в каналах мобильной медицинской связи	
Ву Ван	
Шон
Предпосылки единства теории поля и экология их приложений	
Гайдаров А.С.	
.....
Концептуальные проблемы экологичности информационных технологий	
Гайдаров А.С.	
.....

PLENARY SESSION

Condition and system of public health services problems in the Vladimir Region I.A. Odintsova	24
The ethnic physiology and adaptation of the person to various conditions of inhabitancy N.A. Agadjanian	25
Application of nanoscintillators for new methods of medical diagnostics and therapy N.V. Klassen, V.V. Kedrov, O.A. Krivko, I.M. Shmyt'ko, E.A. Kudrenko, S.Z. Shmurak, A.P. Kiselev, Yu.A. Ossipyan	29
Automated microscopy system MECOS-C2: robotization, quality control and training V.S. Medovy	33
Modes and mechanisms of sensor information processing by human brain using the motor activity V.A. Antonets, V.M. Eskov, V.G. Jahno	36
The new standard of preparation of technical experts in the field of maintenance of biomedical researches E.P. Popechitelev	40
Нейрокомпьютерный интерфейс для виртуального управления Guger C., Holzner C., Groenegress C., Edlinger G., Slater M.	44
Vladimir state university on biomedicine's service L.T. Sushkova	46

SECTION 1 Methods and facilities of diagnostics and treatment

Research and treatment methods of diseases speech formation path on the biological feedback basis S.U. Chizhevskaya, R.V. Mescheriakov	49
Development of approaches to application of weak combined static and low frequency alternating magnetic fields for treatment and prophylactics malignant tumors V.V. Novikov, G.V. Novikov, V.O. Ponomarev, V.V. Kuvichkin, E.E. Fesenko	52
Remote infrared radiometry in differential diagnostics dystrophic and inflammatory process of eyes dystrophic and inflammatory process P.I. Orlov, A.V. Afanasjev, I.A. Nikiforov, I.Ya. Orlov	56
The concept of development of forecast expert system on the basis of a capillary blood-groove I.P. Boiko, V.V. Vershinin, A.S. Urvantsev	58
Some aspects of the elderly patients gastroenteric path hemostasis I.V. Timchenko, T.D. Sokolova, I.V. Sokolov, N.N. Ahmjanova, I.A. Hohlov, S.V. Terehov, V.J. Melkonov	61
Endoscopic removal of non-malignant formations of the throat by means of electrosurgical and radiowave devices I.V. Timchenko, T.D. Sokolova, I.V. Sokolov, N.N. Ahmjanova, I.A. Hohlov, S.V. Terehov, V.J. Melkonov	63

Operating occlusion method in research of vascular-heart system condition A.V. Chastchin, E.P. Popechitelev	67
The role of high-resolution computed tomography in early diagnostics of chronic obstructive pulmonary disease A.A. Seliverstov	69
Experience of transmiocardial laser revascularization at CHD patients with the final stage of defeat of coronary arteries performance L.A. Bokerija, I.I. Berishvili, M.N. Vahromeeva, E.S. Nikitin, M.V. Starostin, I.V. Glushkova, L.E. Hvichija, I.V. Solnyshkov, E.G. Sardzhveladze, A.U. Varfalameeva	71
Factor of subjectivism in ultrasound diagnostics S.V. Popov	74
From the estimation of natural evolution of hypertonic disease to the substantiation of approaches to the choice of guidance tactics M.L. Nanchikeeva, E.V. Krjukova, A.A. Gladkaya, J.K. Kononovich, S.V. Nosova, O.S. Ostapushchenko, M.A. Romanova	77
Method of preoperational prediction of left ventricle of heart with postinfarction complication M.U. Smirnova	81
Racing loading provocation at diagnostics of the children's bronchial asthma M.I. Anohin, T.A. Grashchenkova	82
Methods of computer research hemostasis parameters N.A. Yerushova, T.V. Istomina, M.A. Sidorova	86
Color-impulse therapy of visual functions N.L. Korjhuk, A.A. Chepurin, M.V. Shcheglova	91
Stomach ulcer of the stomach and duodenal gut in the combination arterial hypertension and CHD. Clinical, morphological both functional distinctions and treatment of patients V.N. Medvedev, I.A. Ivkova, V.N. Medvedeva, L.E. Lapochkina, L.V. Ovechkina	92
Inhibitors of angiotensin changing enzyme in clinical practice. New reasons of its application in gastroenterology V.N. Medvedev, L.V. Ovechkina, V.N. Medvedeva, I.A. Ivkova, L.M. Inberg, A.M. Jarkov, J.J. Bonitskaja, L.E. Lapochkina, T.E. Zolotova	98
Personalising of modes low laser treatment with application of a photoplethysmographic monitoring original technique E.L. Malinovskiy, A.V. Kartelishev, A.R. Evstigneev	102
Possibilities in prognosis of low level laser treatment results a software to markers dermatoglyphic constitution for patients with different nosology E.L. Malinovskiy, A.V. Kartelishev, A.R. Evstigneev ..	107
Treatment of a chronic fatigue syndrome with individually batching low laser therapy application E.L. Malinovskiy, A.V. Kartelishev, A.R. Evstigneev	111
Laser Doppler speed measurement method of the blood-groove for diagnostics of various diseases V.P. Legaev, D.A. Komushkin, M.M. Zaprudnova, E.A. Medvedev	115
Non-invasive way of blood-groove speed diagnostics M.M. Zaprudnova, D.A. Komushkin, E.A. Medvedev	117

The effects of dynamic transcutaneous electrical nerve stimulation with use the apparatus “DiaDENS-Cardio” on peripheral blood flow Z.V. Levleva, A.V. Levlev, T.F. Shklyar, F.A. Blyakhman	121
New approaches in development of modern physiotherapy I.P. Boiko, E.G. Ryzhov, G.I. Katorgina, A.M. Mazirova, M.J Muhina, A.V Bersenyov	124
 Laser therapy in out-patient stomatology S.A. Sorokin, V.V.Chernjachenko, S.V.Chernjachenko	125

SECTION 2

Biocybernetics and mathematical modeling

Stem cells kinetics in boundary layer into nutrient liquid on active membrane A.L. Karabachinsky, M.E. Krashenninikov , D.A. Semerenko , G.V.Stepanov	129
Mathematical model and algorithm stochastic control by processes of treatment difficulty diseases S.S. Antsyferov, B.I. Golub, S.V. Shiryaev	133
Modeling of imaging of non-coherent emission sources by correlation location of 4-th order V.I. Mirgorodsky, V.V. Gerasimov, S.V. Peshin	137
Application of the molecular dynamics methods of for the decision of problems of designing biomedical nanotechnologies S.V. Karlyshkov, L.A. Chubar	140
Application of mathematical modeling techniques and geographic information systems to predict the spread of especially dangerous animal diseases V.M. Gulenkin, F.I. Korennoy	144
Matematical model of data transmission in ribbon synapses N.V. Kulikovskaya, V.I. Kurilov	148
About normal law role of the heart rhythm phases distribution A.A. Kuznetsov	152
About technique of an estimation of dynamic systems phase portraits fractal dimensions A. A. Kuznetsov, A.A. Plekhanov	157
The RR-intervals determination algorithm for electrocardiograms A.A. Plekhanov, R. Rybalko	161
The oncology patients pulse wave signal frequencies research of the different adaptation responses N.Y. Mikhailov, L.H. Garkavi, I.E. Shepelev, G.N. Tolmachev, P.S. Plyaka, T.V. Dolbina, N.M. Mashenko	163
A mathematical model of the vestibular function in extreme conditions V.V. Alexandrov, T.N. Alexandrova, N.E. Shulenina, G.Yu. Sidorenko, E. Soto	168
On the search of the non-stationary characteristics of electroencephalograms in absence epilepsy D. Yu. Bosnyakova, Yu.V. Obukhov, F.A. Dikarev, A.V. Gabova, G.D. Kuznetsova, A.V. Zharikova	171
The geometrical analysis of non-linear chaotic fluctuations of the rhythm of heart as the new method for automatic detection of atria fibrillation E.P. Zozulya	175

Entropy of a heart rhythm dot diagram A.A. Kuznetsov	179
Multiscale correlation analysis of real medical and biological signals and theirs graphical-based representation W.E. Antciperov, Y.V. Obuchov	183
Researching of the flat multi-pinhole coded apertures for a single-photon emission computed M.A. Antakov	187
The heart equivalent source of current reconstruction M.N. Kramm, V.V. Lebedev, D.S. Vinokurov	191
Long-wave variability of the intimate rhythm A.A. Kuznetsov, E.M. Kornilov	195
About an opportunity of environment natural rhythms allocation under short electrocardiograms A.A. Kuznetsov, O.S. Shermeneva	199
Cyclic making variabilities of a heart rhythm according to short ECG registration during day A.A. Kuznetsov, V.A. Runushkin	203
Implementation of contouring algorithms in aim of automatic diagnose O. Nikitin, M. Konstantinova, A. Pasechnik	207
Model module fuzzy conclusion for early diagnosis coronary heart disease A.A. Grahov, V.V. Zhilin, S.A. Filist	211
Digital processing of medical images E.P. Petrov, E.V. Medvedeva	215
Algorithm of automation of process of diagnostics of microcirculation of vessels with application homomorphological filtrations of reographic signal M.E. Averyanov, A.K. Bernyukov, L.T. Sushkova, M.A. Romanova	219
Likelihood estimation of oncological risk growth in small professional groups of population using simulation technique V.V. Isakevich, D.V. Isakevich	220
Digital application-specific computers for bioelectrical signal processing A.K. Bernukov, A.K. Filippov	224
On the mathematical model of systolic volume in dynamics M.A. Bodrov, B.A. Egorov	227
About the choice of digitization biological objects and about the estimation number applying of conditionality to problems of the impedance tomography A.G. Mihaylova	231

SECTION 3 Biomechanics, problems of correction and treatment of musculoskeletal system

Orthopedic pneumatic support: New means of rehabilitation of a children and teenagers neck pathology N.A. Egorov, S.A. Egorova	235
------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------	-----

Methods of computer stabilography in the tasks of clinical neurology R.A. Kuuz, M.A. Ronkin, G.I. Firsov.....	240
Autonomous orthosis vehicle for the automated osteosynthesis system of measurement of axial efforts V.V. Kozirev, O.V. Fedotov, A.V. Krilov, S.M. Parinov.....	244
Mathematical modeling of the cerebral palsy posture of the patient with hamstring muscle spasticity preceding and following A. M. Zhuravlev's intervention P.A. Kruchinin, O.V. Sumina	249
Computer estimation of osteosynthesis transosseous status in femur taking into account the muscular efforts Z.T. Izmaylov	251
Use of technologies of fast prototyping at manufacture medical products E.A. Novikova, A.V. Zhdanov, T.M. Bortnikova.....	253
Use of electromechanical drives in biomechanical training devices S.A. Egorov, J.A. Novikova, A.B. Zhdanov	256
Application of roller screw mechanisms in medical equipment A.S. Tselishev	259
Use of mathematical model of human motion in biomechanics signal processing P.A. Kruchinin, A.Yu. Mishanov	262
Designing of executive mechanisms of medical independent devices on the basis of through CAD Pro/Engineer system S.A. Egorov, A.V. Zhdanov, J.A. Novikova.....	265
Comparative researches of hydrodynamic influence on biological tissues B.B. Rozanov, I.V. Matvejchuk, A.E. Severin, L.A. Denisova, E.V. Ejhenvald.....	266
The simulation of bone tissue hydrodynamic incision processes V.V. Rozanov, Yu.I. Kudryashov, I.V. Matveychuk, N.N. Sysoev.....	270
Construction of the automated biotechnical system of the osteosynthesis in view of individual features of the person T.A. Patrina, M.V. Markov.....	274
Simulation of steady walking of a person A.L. Kalabin	275
Development and laboratory tests of mechatronic implantable artificial heart drive A.V. Zhdanov, L.V. Beljaev, E.A. Novikova.....	279

SECTION 4 New information and telecommunication technologies in medicine and ecology

Сжатие кодированного изображения с защитой от декомпрессии Б. Ассанович, Н. Киселева.....
Preoperative forecasting of results of surgical operation in herniology E.A. Lebedeva

Содержание

The use of business analysis systems based on OLAP – technology for managerial process efficiency increase	
E.V. Krylov
Paging communication for local doctors and nurses	
Ju. M. Tuljakov, M. Ju. Tuljakov, T.M. Chernova, D.E. Shakarov
Territorial reability of mobile ground communication	
Ju.M. Tuljakov
Пейджинговая служба оповещения	
Ю.М. Туляков, Д.Е. Шакаров
Program complex for reographic analysis based on inverse filtration	
A.K. Bernjukov
The possibility of increasing of interference immunity in biomedical telecommunication systems	
P.A. Polushin
The use of distributed coding in medical-biological telecommunication systems	
P.A. Polushin, A.D. Maksimov, V.A. Matyuhina
Scheduling in grids with indeterminate node parameters	
N.V. Morev
The adaptive method for interpolation of trajectories movements	
V.A. Shakhnin
Outlook of using crate systems in a medical practice	
A. D. Pozdnyakov, V.A. Pozdnyakov
A low-cost method for links reliability evaluation in mobile network with variable topology	
M.U. Zwjagin, D.S. Molovanov, P.U. Shamin
Links reliability evaluation in mobile network with restrictedly moveable disconnectable peers	
M.U. Zwjagin, D.S. Milovanov, V.G. Prokoshev, P.Yu. Shamin
Building of stable communication channel in mobile network with restrictedly moveable disconnectable peers	
D.S. Milovanov, P.Yu. Shamin
Information gathering, routing and aggregation algorithms intended for using in mobile networks	
S.M. Arakeljan, M.U. Zwjagin, D.S. Molovanov, P.U. Shamin
the decentralized distributed information system for medicine institutions cooperation	
N.A. Iyugin, A.S. Golubev, S.V. Roschin
Радиочастотная идентификация в медицинских приложениях	
Pyatenko A., Kuznetsova D., Loeffler A., Wissendheit U.
Задача виртуальной схемы с мультиплексированием на основе временного разделения и ее решение с помощью технологии «сеть на кристалле»	
Мд. Муид Хассан
Use of computing capacities of graphic processor units for problems of calculation testability and constructions of test vectors for integrated circuits	
I.V. Parnevitch
Search of inderect information connections	

Содержание

A.P. Lezov	
Choice of photoplethysmogramms parameters for database	
A.A. Dyupin, S.I. Yuran.....	
Multilevel approach to images rendering in computer graphics visualization	
D.S. Kotov.....	
Group ray tracing approach using streaming SIMD extensions	
D.S. Kotov.....	
Programmed complex for the analysis of frame of biosignals	
V.V. Isakevich, A.V. Papulin.....	
Use of computer technologies of reversive designing for medical products	
L.V. Beljaev, A.B. Zhdanov, I.V. Lukovenko	
Diagnostics of the electromechanical module drive of artificial heart with application of program complex LABVIEW	
L.V. Beljaev.....	
The automated system of wireless date transmission	
I.E. Ratnikov	
Method of processing parameters erythrocyte sedimentation rate (ESR) in a blood drop	
A.S. Radchenko	
Computer aided technology for designing and manufacturing of artificial heart ventricles	
V.V. Morozov, A.B. Kosterin , E.I. Shmygov	
Robast way of signals in receiving and transferring medical devices noise stability increase	
U. P. Maksimov.....	
Modeling in MATLAB environment and automation selection devices of protection for medical equipments	
Y.P. Maksimov, V.A. Starikov, V.A. Fadeev	
Towards to problem of medical information transmission networks design	
A.G. Samoylov, I.E. Ratnikov, Vu Van Shon.....	
Multipath propagation model in medical mobile communication channels	
Vu Van Son.....	
The reasons of the field theory unity and ecology of their appendices	
A. Gaidarov.....	
Conceptual ecology problems of informational technologies	
A. Gaidarov.....	

ПЛЕНАРНОЕ ЗАСЕДАНИЕ

СОСТОЯНИЕ И ПРОБЛЕМЫ СИСТЕМЫ ЗДРАВООХРАНЕНИЯ ВЛАДИМИРСКОЙ ОБЛАСТИ

И.А. Одинцова

Департамент здравоохранения Администрации Владимирской области, Владимир

Основная задача отрасли здравоохранения - обеспечение качества и доступности оказания медицинской помощи, рационального использования бюджетных средств, достижения стабилизации или положительной динамики основных показателей здоровья населения Владимирской области.

Финансовое обеспечение.

Впервые за многие годы здравоохранение области в настоящее время работает в условиях бездефицитного финансирования программы государственных гарантий оказания населению Владимирской области бесплатной медицинской помощи.

Так, стоимость Программы государственных гарантий увеличена до 4822,5 млн. руб., что позволило снизить в 2007 году дефицит средств на здравоохранение до 11,2 %. При этом стоимость бесплатной медицинской помощи составила 4689,3 млн. руб.

Стоимость расходов в части финансирования бесплатной медицинской помощи увеличилась в 2007 г. в сравнении с 2006 годом на 16,7 %.

Программой предусмотрены расходы на оказание бесплатной медицинской помощи за счет средств областного бюджета в размере 1082,1 млн. руб. Исполнено средств областного бюджета на здравоохранение – 1081,6 млн. руб., в том числе средства субвенций на исполнение мер социальной поддержки отдельных категорий граждан по зубопротезированию и лекарственному обеспечению - 86,7 млн. руб. Расходы на лекарственное обеспечение увеличены по сравнению с 2006 годом на 19,7 млн. руб. или в 1,3 раза и тенденция увеличения расходов на эти цели продолжена и в 2008 году.

Финансирование территориальной Программы ОМС произведено в размере 2732,0 млн. руб., что составляет 99,7% к утвержденной стоимости территориальной программы ОМС (2 740,8 млн. руб.).

Из них на финансирование медицинской помощи направлено 2 643,4 млн.руб., что составило 101,4 % к утвержденной стоимости медицинской помощи (2607,6 млн.руб.).

Средства ОМС на оказание медицинской помощи в расчете на 1 жителя увеличены по сравнению с 2006 годом на 30,7%, средства бюджета - на 5,3 %. Значительный рост средств ОМС связан в том числе и с передачей затрат на содержание учреждений,

О деятельности службы.

С учетом задачи по улучшению демографической ситуации в первую очередь, следует сказать о службе материнства и детства. На протяжении нескольких лет в области действует областная целевая программы «Охрана материнства и детства». Существенное укрепление материально-технической базы учреждений родовспоможения произошло за счет средств, полученных родовспомогательными учреждениями по родовым сертификатам в рамках реализации национального проекта «Здоровье».

Эти меры позволили повысить качество оказания медицинской помощи матерям и новорожденным, свидетельством чего является ряд показателей, отражающих состояние здоровья беременных женщин. За прошедший период работы по родовым сертификатам отмечаются следующие положительные результаты:

- с 50% до 35,3% снизилась доля беременных женщин с анемией, к общему числу закончивших беременность;
- процент нормальных родов увеличился с 32% до 34%;
- показатель материнской смертности составил 20,4 на 100000 родившихся живыми (в 2005 г. - 36,6);

- отмечено снижение показателя перинатальной смертности в родильных домах (с 8,1 на 1000 в 2005 г. до 8,0 в 2007 г.) и ранней неонатальной смертности (с 2,0 на 1000 родившихся живыми в 2005 г. до 1,7 в 2007 г.).

- отмечена тенденция к снижению % абортов с 37,4 в 2006 г. до 33,9 в 2007 г.

Важное событие этого года – открытие акушерского корпуса в Муроме и перинатального центра во Владимире. Ввод этих объектов стал возможен благодаря усилиям администрации области, администраций городов Мурома и Владимира. За счет всех источников на строительство объектов было выделено более 380 млн. рублей. В 2007 году уделялось особое внимание совершенствованию высокотехнологичной и специализированной медицинской помощи в государственных учреждениях здравоохранения области. Именно уровень развития этого этапа медицинской помощи определяет лицо здравоохранения области и его конкурентоспособность.

В 2007 году была принята и успешно реализована областная целевая программа «О мерах по развитию специализированной и высокотехнологичной медицинской помощи в государственных учреждениях здравоохранения Владимирской области в 2007 году». Впервые за последние годы столь существенно обновлен парк медицинской техники областной клинической больницы и онкологического диспансера. Расходы на эти цели составили 173 млн. рублей.

В течение последних лет одним из основных направлений лечебной работы явилось развитие современных технологий в оказании медицинской помощи больным патологией сердечно-сосудистой системы.

В созданном с этой целью в 2003 г. на базе ВОГУЗ «Областная клиническая больница» отделении рентгенохирургических методов на протяжении последних лет активно внедрялись и совершенствовались высокотехнологичные методы диагностики и лечения, такие как коронароангиография, имплантация электрокардиостимуляторов, баллонная ангиопластика со стентированием. Объемы оказания высокотехнологичных методов лечения из года в год возрастают.

Количество выполненных коронарографий увеличилось со 170 в 2003 г. до 602 в 2007 г. План коронарографий 2007 года был перевыполнен на 13,3% (на 71 исследование) за счет средств, сэкономленных по результатам проведённых торгов.

Количество имплантаций электрокардиостимуляторов возросло с 86 в 2006 году до 167 в 2007 году, в т.ч. установлено 48 импортных ЭКС с функцией частотной адаптации, что позволило ликвидировать имеющуюся очерёдность и имплантировать ЭКС в соответствии с существующими стандартами качества оказания медицинской помощи.

Количество коронарных ангиопластик со стентированием увеличилось с 29 в 2006 году до 167 в 2007 году. Кроме того, выполнено 13 ангиопластик со стентированием церебральных и периферических сосудов, 2 нейрорадиологические окклюзирующие процедуры.

17 рентгеноэндоваскулярных окклюзирующих процедур выполнены детям с пороками сердца. Ни в одной из территорий центрального федерального округа не зарегистрировано такого количества рентгеноэндоваскулярных окклюзирующих процедур у детей.

Высокотехнологичную медицинскую помощь в 2007 году получили 1388 жителей области, не выезжая за ее пределы. Кроме того, за пределы области было также направлено 2015 человек. А ведь в 1999 году мы направили на лечение за пределы области всего 202 человека.

В 2007 году на эти цели направлено 37 млн. рублей, в том числе привлечено 9 млн. рублей средств федерального бюджета. Общая сумма расходов выше уровня 2006 года в 18 раз.

Положительной оценкой результативности нашей работы явился и факт включения Владимирской области в число территорий Российской Федерации, в которых реализуется пилотный проект.

Пилотный проект: первые шаги.

С 1 июля 2007 года Владимирская область, в числе 19 субъектов Российской Федерации, участвует в реализации пилотного проекта, направленного на повышение качества услуг в сфере здравоохранения.

В рамках реализации в области пилотного проекта, направленного на повышение качества оказания медицинской помощи, отрабатываются новые методы управления, финансирования, стандартизации и реформирования системы оплаты труда.

В проекте задействовано 76 учреждений здравоохранения из всех муниципальных образований региона. Со всеми учреждениями здравоохранения департаментом здравоохранения и Владимирским областным фондом ОМС заключены трехсторонние Соглашения.

Со второго полугодия 2007 года финансирование учреждений здравоохранения, участвующих в реализации пилотного проекта, осуществляется за счет средств обязательного медицинского страхования по всем видам расходов.

С этой целью Владимирским областным фондом ОМС были заключены Соглашения с 22-мя органами местного самоуправления (21 + г. Покров) о передаче бюджетных средств на 2-ое полугодие 2007 года на сумму 189,6 млн. руб. Также переданы средства из областного бюджета в размере 65,6 млн. руб., запланированные ранее на содержание государственных учреждений здравоохранения.

Общая сумма бюджетных средств, переданных территориальному фонду ОМС в 2007 году, составила 255,2 млн. руб.

Положительным моментом одноканального финансирования является предоставление большей самостоятельности хозяйствующим субъектам в определении приоритетов расходования средств, переход от бюджетно-сметного планирования к оплате медицинской помощи по конечному результату, что повышает стимулирование труда работников учреждений здравоохранения, а также ответственность руководителей за конечный результат.

По данным на начало 2008 г. лечебными учреждениями направлено на заработную плату с начислениями 42,4% средств пилотного проекта, на медикаменты – 37,0 %, на изделия медицинского назначения, оборудование и мягкий инвентарь – 20,6 %.

Одноканальное финансирование учреждений здравоохранения позволяет оплачивать оказанную медицинскую помощь по всем видам расходов в соответствии с предоставленными объемами. При этом финансирование учреждений не зависит от наполняемости местных бюджетов.

При формировании проекта областного и консолидированного бюджета на 2008 год, по согласованию с органами местного самоуправления затраты на содержание учреждений здравоохранения, работающих в системе ОМС, предусмотрены в бюджете территориального фонда обязательного медицинского страхования в виде взносов на страхование неработающего населения. Этот шаг позволил обеспечить в 2008 году бездефицитное финансирование в учреждениях системы ОМС материальных и хозяйственных статей расходов. Размер взносов на страхование неработающего населения при этом увеличился до 2 569,1 млн. руб. (в 2007 году- 1 128,3 млн. руб.), или в 2,28 раза. Взносы на страхование 1 неработающего составили в 2008 году 3 627,72 руб., в 2007 году – 1593,2 руб.

Новым при работе в условиях пилотного проекта стало направление пилотного проекта «Обеспечение финансирования стационарной медицинской помощи в соответствии с нормативами финансовых затрат, рассчитанными на основе стандартов медицинской помощи, с учетом оценки качества оказанной медицинской помощи». Эта работа проводится в 23 учреждениях здравоохранения.

На основе федеральных стандартов медицинской помощи рассчитаны и утверждены приказом департамента здравоохранения восемь нормативов финансовых затрат для лечебно-профилактических учреждений Владимирской области по шести нозологическим формам:

- острый инфаркт миокарда;
- врожденная пневмония недоношенных и новорожденных;
- стенокардия;
- субарахноидальное кровоизлияние;
- внутримозговое кровоизлияние;
- термические и химические ожоги.

Необходимо отметить, что при выборе нозологических форм по нормативу финансовых затрат определяющими были показатели летальности, длительности пребывания на койке, которые снижаются при условии применения современных подходов в диагностике и лечении этих заболеваний.

Говорить о кардинальном изменении ситуации за такой короткий период невозможно, однако, определенную положительную тенденцию уже можно отметить.

Так уменьшилась длительность пребывания больного на койке со стенокардией с 12 до 11,7, инфарктом миокарда с 16 до 15,7, с ожогами с 14,3 до 12,6. Средняя длительности лечения у новорожденных детей с врожденной пневмонией уменьшилась с 27 до 24 койко-дней, не зарегистрировано ни одного случая летального исхода заболевания. В группе больных с субарахноидальными и внутримозговыми кровоизлияниями средняя длительность лечения сократилась на 2,8 дня, отмечено снижение летальности на 9%. Имеется тенденция снижения летальности при ожогах с 5,1 до 5,0.

В ряде учреждений введен механизм частичной аккумуляции средств на уровне амбулаторно-поликлинических учреждений на основе финансирования по подушевому нормативу – частичное фондодержание. Создана система внутри- и межучрежденческих взаиморасчетов разработан Порядок ведения регистра прикрепленного застрахованного населения к медицинским учреждениям, создан и внедрен программный продукт по выписке направлений на стационарное лечение.

Амбулаторно-поликлиническая служба учреждения фондодержателя рассчитывается за госпитализацию прикрепленного застрахованного населения со стационаром своего учреждения и с другими учреждениями стационарного типа.

Очевидно, что при правильной организации работы это направление пилотного проекта позволит сформировать механизм повышения ответственности амбулаторно-поликлинического звена системы здравоохранения за состояние здоровья прикрепленного населения.

Реформирование в рамках пилотного проекта системы оплаты труда медицинских работников в зависимости от конечных результатов позволяет устанавливать взаимосвязь уровня заработной платы медицинских работников от качества предоставляемых услуг, а также от личного вклада каждого сотрудника вне зависимости от стажа работы.

В учреждениях здравоохранения области предложена к использованию модель оценки конечных результатов труда медицинских работников с введением критериев эффективности оказания медицинской помощи для амбулаторно-поликлинической службы и стационаров.

Участие области в пилотном проекте обусловило дополнительный рост заработной платы медицинских работников увеличилась на 45,5% по отношению к первому полугодию 2007 года. Средний размер ее составляет сегодня 10 159 руб.

К основным достижениям пилотного проекта следует отнести:

- формирование на 2008 год бездефицитной Программы государственных гарантий оказания населению Владимирской области бесплатной медицинской помощи;
- развитие партнерских отношений с органами местного самоуправления в части становления механизма одноканального финансирования здравоохранения через систему ОМС;
- финансирование стационарного этапа лечения целого ряда заболеваний, оказывающих существенное влияние на уровень смертности в регионе, по нормативу финансовых затрат;
- дальнейший рост заработной платы медицинских работников.

Для закрепления достигнутых результатов и выработки обоснованных рекомендаций по дальнейшему реформированию системы здравоохранения Российской Федерации администрация Владимирской области обратилась в Правительство с предложением о пролонгации проекта до конца 2008 года.

Общие усилия позволили сохранить положительную тенденцию в динамике основных демографических показателей.

2007 год стал во Владимирской области годом закрепления положительных тенденций демографических показателей, прослеживаемых в регионе за последние годы, что в большой степени обусловлено комплексными, программными мероприятиями, предпринятыми на государственном уровне.

В 2007 году зарегистрировано устойчивое снижение уровня смертности до 18,6 (по сравнению со стабильным показателем 2002-2005 г.г. – 20,2-20,3), отмечен рост показателя рождаемости до 10,1 (максимальный уровень за последние 15 лет).

Главным фактором депопуляции остается сохраняющееся превышение смертности над рождаемостью.

Как и в целом по Российской Федерации, первое место в структуре причин общей смертности принадлежит болезням системы кровообращения, второе и третье места стабильно приходятся на травмы, отравления и новообразования.

В истекшем году зарегистрировано снижение показателя преждевременной смертности населения трудоспособного возраста с 10,0% в 2006 до 8,2 % в 2007 году.

Наибольшая доля (31,0%) потерь населения трудоспособного возраста приходится на смерть от внешних причин (травмы и отравления). Управляемость этим показателем большей частью выходит за пределы ответственности отрасли, вместе с тем, убыль населения вследствие заболеваний сердечно-сосудистой системы (54,8%) весьма существенно зависит от доступности и уровня качества оказания медицинской помощи. Рост причин смертности класса болезней системы кровообращения требует дополнительного анализа во всех муниципальных образованиях.

К демографическим показателям, имеющим в последние годы на территории Владимирской области постоянную положительную динамику, относится младенческая смертность представленные в таблице 1.

Таблица 1.
Динамика младенческой и материнской смертности

Показатели	Годы						
	2001	2002	2003	2004	2005	2006	2007
Число женщин, умерших от осложнений беременности, родов и послеродового периода на 100 тыс. родившихся живыми	32,1	46,3	21,8	14,6	36,7	14,3	20,4
Число умерших в возрасте до 1 года на 1000 родившихся живыми	14,6	13,2	9,3	9,9	9,3	7,7	7,1

Сокращение младенческой смертности явилось следствием мер, предпринимаемых как администрацией Владимирской области, так и департаментом здравоохранения по повышению качества медицинской помощи беременным женщинам, роженицам, родильницам, новорожденным детям и детям 1 года жизни, направленных на укрепление и совершенствование материально-технической базы учреждений детства и родовспоможения, обеспечения доступности высококвалифицированной специализированной медицинской помощи.

Сохраняется на стабильных цифрах показатель смертности детского населения в возрасте от 0 до 14 лет - 0,94 на 1000 в 2006 году и 0,8 на 1000 в 2007 г. Не претерпела изменений и структура детской смертности. Основной причиной смерти детей в возрасте от 0 до 14 лет, как в целом по Российской Федерации, является смерть от травм и отравлений, болезни перинатального периода и врождённые уродства.

Постоянно изменяющиеся и усложняющиеся условия, в которых работает отрасль, особенно в последние годы требует безусловного укрепления управленческого потенциала. В настоящее время практически завершается процесс разделения полномочий. На каждом уровне полномочий имеется своя сфера ответственности. Попытки скрыть свой непрофессионализм за решениями вышестоящих органов случаются все реже, и будут пресекаться. Отсюда едва ли не самой важной задачей отрасли является повышение профессионализма управленческих кадров.

При всем своем разнообразии управленческие задачи имеют схожие алгоритмы решения. Необходимо профессионально реагировать на динамичные процессы реформирования отрасли, системно подходить к постановке и решению задач, отвечать за их реализацию.

Перед нами стоит объемная задача широкого внедрения стандартов оказания медицинской помощи. Опыт пилотного проекта показывает, что только таким путем можно реально оценить стоимость медицинской помощи и оценивать адекватность финансирования.

Немаловажным является вопрос повышения эффективности контроля качества за оказанием медицинской помощи. Без такого контроля слова о результативности расходов, об экономических рычагах становятся пустым звуком. Основную роль в осуществлении контроля должны сыграть страховые медицинские организации.

Нельзя не сказать о том, что здравоохранение как, вероятно, никакая другая отрасль находится под пристальным вниманием общественности. У населения к нам много вопросов, претензий. В большинстве своем негативные публикации в прессе являются результатом слабой информированности населения. Поэтому необходимо повышать информированность населения, активизировать наше взаимодействие со средствами массовой информации.

CONDITION AND PROBLEMS SYSTEM OF PUBLIC HEALTH SERVICES ON THE VLADIMIR REGION

I.A. Odintsova

Public health services of Administration of the Vladimir area, Vladimir

The primary goal of branch of public health services - maintenance of quality and availability of rendering of medical aid, rational use of budgetary funds, achievements of stabilization or positive dynamics of the basic parameters of health of the population of the Vladimir area.



ЭТНИЧЕСКАЯ ФИЗИОЛОГИЯ И АДАПТАЦИЯ ЧЕЛОВЕКА К РАЗЛИЧНЫМ УСЛОВИЯМ СРЕДЫ ОБИТАНИЯ

Н.А. Агаджанян

Российский университет дружбы народов, Москва

Адаптация организма к условиям среды может носить различный характер и затрагивать все стороны организации и жизнедеятельности человека и животных. Современный человек в поисках новых сырьевых и энергетических ресурсов, расширяя хозяйственную и производственную деятельность, необычайно раздвинул границы своего обитания и освоил практически все регионы нашей планеты.

В новых природных и производственных условиях человек нередко испытывает влияние весьма необычных, чрезмерных и жестких факторов среды, неадекватных его природе. Причем речь идет не только о микроклиматических и геофизических параметрах среды обитания - с появлением опасности экологического кризиса говорят уже о взаимном

приспособлении биосфера и общества. В настоящее время традиционные способы адаптации меняются, особенно в связи с возникновением на уровне системы «общество – природа» специфической и самой сложной социально-биологической адаптации.

Современный период развития здравоохранения и медицинской науки характеризуется небывалыми темпами преобразования основных показателей общественного здоровья, изменением профиля патологии, связанного с особенностями жизни современного человека. В проблеме сохранения здоровья нации приоритетным является раннее выявление и своевременная профилактика заболеваний. Развивающийся в настоящее время системный подход к диагностике, профилактике и лечению должен охватывать не только организм человека, но и среду его обитания, в том числе поведенческие, обрядовые, культуральные, ментальные, социальные составляющие.

Адаптацию человека к новым природным и производственным условиям можно кратко охарактеризовать как совокупность социально-биологических свойств и особенностей, необходимых для устойчивого существования организма в конкретной экологической среде обитания.

В то же время, многовековая история развития народов свидетельствует, что в процессы приспособления были вовлечены не только физиологические, биохимические и генетические механизмы, но и культуральные, обрядовые и ментальные составляющие, без которых невозможно полноценное приспособление к внешним условиям.

В эпоху научно-технического прогресса человек живет в среде, которая в значительной мере создана им самим, влияние которой до настоящего времени осознано не до конца. Современные исследования особенностей адаптации человека к среде обитания сводятся к изучению влияния различных факторов на организм - физический облик, цвет глаз и волос, группу крови и другие генетические и физиологические признаки. Вместе с тем, некоторые нарушения, ускользающие от внимания исследователей, возникают в результате изменения ментальных, обрядовых и психологических модальностей среды, могут создавать катастрофические условия, приводящие к системным нарушениям адаптационного поля, что приводит к полному разрушению многих сообществ.

Таким образом, на повестке дня фундаментальная задача - добиться сознательной гармонизации взаимодействия людей с физической и психологической средой их жизни, чтобы это взаимодействие совершилось адекватно человеческой природе. В решении ее первостепенная роль принадлежит медико-биологической науке, которая должна не столько прогнозировать возникновение заболеваний, сколько способствовать сохранению и укреплению здоровья нынешних поколений, а также гарантировать здоровье будущих поколений.

THE ETHNIC PHYSIOLOGY AND ADAPTATION OF THE PERSON TO VARIOUS CONDITIONS OF INHABITANCY

N.A. Agadjanian

Peoples' Friendship University of Russia, Moscow

In work are considered ethnic, psychological and social components of adaptable process. It is shown, that high-grade adaptation is reached at a harmonious combination as physiological, биохимических, genetic mechanisms, and ethnically caused traditions, ceremonies, beliefs and representations



ПРИМЕНЕНИЕ НАНОСЦИНТИЛЛЯТОРОВ ДЛЯ НОВЫХ МЕТОДИК МЕДИЦИНСКОЙ ДИАГНОСТИКИ И ТЕРАПИИ

Н.В. Классен, В.В. Кедров, О.А. Кривко, И.М. Шмытько,
Е.А. Кудренко, С.З. Шмурак, А.П. Киселев, Ю.А. Осипьян

Институт физики твердого тела Российской академии наук, Черноголовка,
e-mail: klassen@issp.ac.ru

Сцинтилляторы – это материалы, излучающие вспышки света (сцинтиляции) при поглощении ими компонентов ионизирующих излучений (рентгеновских и гамма – квантов, электронов, протонов, нейтронов, альфа – частиц и т.д.). Наносцинтилляторы – это порошковые сцинтилляционные материалы с размером порошинок не более 100 нм. Исследования по получению и исследованию наносцинтилляторов, ведущиеся в последние годы в Институте физики твердого тела РАН, выявили обширный ряд особенностей, весьма перспективных для разработки новых методик и устройств медицинской диагностики и терапии [1]. Пример электронно – микроскопического изображения наносцинтилляторов приведен на рис. 1.

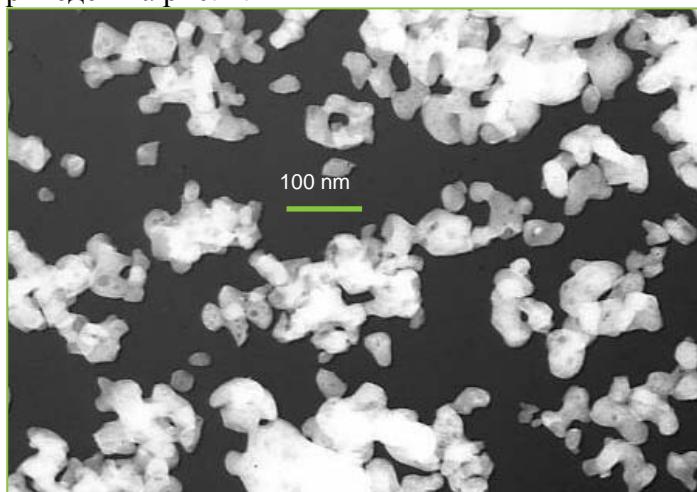


Рис. 1. Трансмиссионная электронная микроскопия наносцинтилляторов фторида лютения (LuF_3)

Среди этих особенностей – избирательное взаимодействие сцинтилляционных наночастиц с органическими молекулами различных составов и конфигураций, выражающееся, в частности, в том, что в контакте с молекулами одного типа наночастицы изменяют и атомарную структуру, и оптические свойства, в то время как контакт с молекулами других типов заметных изменений не вызывает. Это явление легко понять на основе различий в атомарных структурах приповерхностных слоев различных наночастиц и наномолекул. Если конфигурация присутствующих на свободных поверхностях вступающих в контакт нанообъектов соответствуют друг другу как геометрически, так и энергетически (т.е. комплементарны), вероятность связывания этих объектов велика. Если же, наоборот, комплементарность отсутствует, связывание маловероятно. Нами экспериментально было установлено, что показанные на рис. 1 наночастицы фторида лютения изменяют и структуру, и оптические свойства при контакте с молекулами РРО (2,5 дифенилоксазола), но контакт с молекулами полистирола изменений не вызывает.

На базе описанного выше свойства наносцинтилляторов в данный момент разрабатывается методика выявления и последующего уничтожения различного рода патогенных биорганелл непосредственно внутри живого организма. Последовательность действий в данном случае такова: первоначально подбираются частицы наносцинтилляторов, комплементарные к тем патогенным биорганеллам, диагностика и уничтожение которых актуальны (различные типы вирусов, бактерий, канцерогенных образований). Затем разрабатывается методика введения подобранных наночастиц в

организм (для этого они должны быть сделаны гидрофильными). При ясно выраженной способности вводимых наночастиц связываться с биоорганелами только определенного вида обнаруживаемый по рентгеновской дифрактометрии организма факт изменения угловых спектров рентгеновской дифракции наночастиц будет свидетельствовать, что связывание с отыскиваемыми патологиями произошло. Так как дифрактометрия организма будет производиться при сканировании узким коллимированным рентгеновским пучком (см. рис. 2), одновременно с установлением наличия патогенных объектов внутри организма будет определяться и их местоположение.

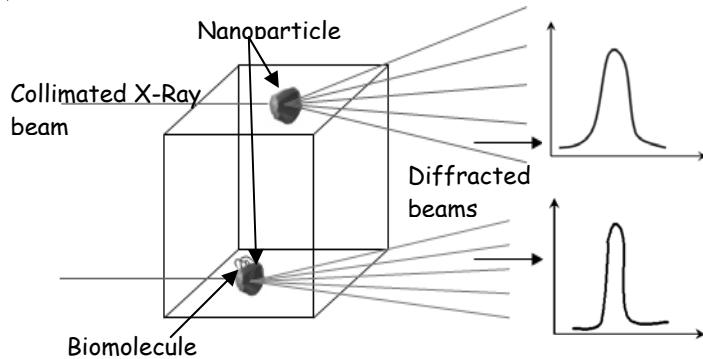


Рис. 2. Схема определения местоположений патогенных биорганелл, комплементарных данному типу наносцинтилляторов, путем дифрактометрии при сканировании организма сколлимированным рентгеновским пучком. При связывании введенных наночастиц с искомыми биорганеллами регистрируется изменение углового спектра рентгеновской дифракции.

Для реализуемости практической описанной выше методики необходимо получить два ключевых результата: 1) реально подобрать пары «наносцинтиллятор – патогенная биорганелла», способные связываться с высокой избирательностью; 2) создать достаточно чувствительный рентгеновский детектор, регистрирующий изменения небольшие дифракционного спектра сравнительно малого числа наночастиц при приемлемых для живого организма интегральных экспозициях. Решение первой задачи облегчается свойством живых организмов вырабатывать антитела против всех инородных для организма биообъектов. Эти антитела и обладают необходимой комплементарностью для того, чтобы экранировать инородный объект от взаимодействий с другими компонентами данного организма. Нами уже установлены практические связи с ведущими медицинскими центрами России, которые готовы обеспечивать наши эксперименты антителами для тех биорганелл, которые их интересуют. В этой ситуации задача подбора комплементарной пары сводится в разработке методики закрепления уже имеющихся антител на поверхности наночастиц.

Создание рентгеновского детектора с необходимыми чувствительностью и угловым разрешением осуществляется в данный момент по схеме скрещенных сцинтилляционных волокон на основе технологии наносцинтилляторов. Данная схема показана на рис. 3. Наносцинтилляторы наносятся на боковые поверхности световодов, а сцинтилляционные сигналы регистрируются фотодиодами, установленными на торцах световодов. При этом число чувствительных точек определяется количеством пересечений соседних взаимно перпендикулярных световодов, а число необходимых электронных каналов регистрации – только общим числом световодов, которое на много порядков меньше, чем достигается значительная экономия средств и объема нагрузки на компьютер. Угловое разрешение детектора определяется поперечным сечением световода с наносцинтилляторами.

Высокая энергетическая чувствительность подобного детектора обеспечивается двумя другими преимуществами наносцинтилляторов: повышенной в несколько раз эффективностью высвечивания при поглощении рентгеновских квантов и значительно ускоренной кинетикой высвечивания [1]. Два этих фактора способны существенно увеличить соотношение «сигнал – шум» регистрационных каналов. За счет повышения энергетической чувствительности и общей площади захвата рентгеновского излучения у

разрабатываемого нами детектора нового типа общая радиационная доза облучения пациентов может быть существенно снижена.

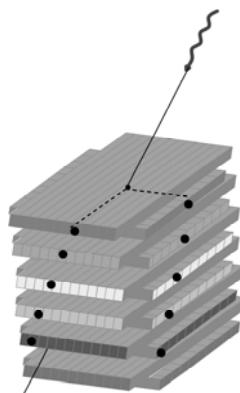


Рис. 3. Схема рентгеновского детектора со скрещивающимися рядами сцинтилляционных волокон. В данной схеме обеспечивается высокое угловое разрешение при минимальном количестве необходимых фотодетекторов.

Описанная выше диагностическая методика обладает многими важными достоинствами относительно существующих сейчас. Во-первых, диагностика производится непосредственно внутри организма без изъятия проб, что обеспечивает ее оперативность. Кроме того, устанавливается местонахождение очага патологии. Принципиально важной является возможность быстро уничтожать патогенные органеллы сразу же после их обнаружения. Это основано на эффекте связывания наших наносцинтилляторов с патогенными объектами. Если сцинтиллятор включает в свой состав элементы с большими атомными номерами, эффективно поглощающими рентгеновское излучение, значительная доля поглощенной энергии будет передаваться присоединенным органеллам и уничтожать их. Эта методика особенно важна для терапии тех заболеваний, медикаментозное лечение которых проблематично (например, практически все виды онкологии, вирусы СПИДа, птичьего гриппа и др., приспособившиеся к медикаментам туберкулезные палочки Коха).

Применение наносцинтилляторов способно обеспечить существенный прогресс и в других направлениях медицинской диагностики и терапии. При использовании для детектирования рентгеновского излучения наночастиц из полиморфных материалов, которые изменяют свою атомарную структуру при поглощении рентгеновских квантов, быстродействие детекторов может быть ускорено до долей пикосекунды, а пространственное разрешение доведено до уровня десяти микрон и даже менее. Регистрация длительности временного интервала между моментами вылета рентгеновского кванта из источника и поглощения его детектором с точностью в 1 пикосекунду обеспечивает точность определения пути его пролета в 0,3 мм. В случае сканирования узким рентгеновским пучком (рис. 2) это дает возможность определять трехмерное пространственное положение точек рассеяния внутри организма с той же точностью в 0,3 мм. Это существенно лучше по пространственному разрешению, чем широко применяемая сейчас компьютерная рентгеновская томография. Но при томографической съемке пациент подвергается облучению гораздо большими дозами, чем при сканировании при одном угловом положении. Поэтому введение высокоскоростной рентгеновской съемки на основе наносцинтилляционных детекторов дорогостоящая и радиационно опасная томография может оказаться не нужной.

Значение улучшения пространственного разрешения рентгеновской диагностики с помощью наносцинтилляторов до десяти микрон – т.е. до типичного масштаба живой клетки – трудно переоценить. В сочетании с описанными выше применениями наносцинтилляторов как маркеров патогенных объектов это позволяет выявлять патологии на самой ранней стадии их зарождения, когда излечение достигается гораздо легче. Кроме того, с применением в наносцинтилляторах и рентгеновских излучателях тех же химических элементов, распределение которых в организме важно для его адекватной диагностики, контрастную чувствительность рентгенодиагностики можно усилить на

порядок и более. В этом случае появляется возможность при ангиографии определять местоположение и размеры тромбов (по рентгеновской микроскопии распределения ионов железа), выявлять кальцинирование сердечных клапанов, визуализировать зарождение камней в почках и печени и т.д. На этом перечень возможностей, открываемых нанотехнологиями для медицинской диагностики, не исчерпывается. К примеру, рентгеновская микроскопия перемещений ионов калия и натрия в нейронах позволит проследить движение нервных импульсов, что важно для диагностирования и лечения многих нервно-психических заболеваний и вообще для детализации представлений о функционировании организма в целом (вплоть до раскрытия механизмов памяти и мышления).

ЛИТЕРАТУРА

1. Классен Н.В. и др. “Advantages and problems of nanocrystalline scintillators”, Transactions IEEE, Nuclear Materials. June 2008.

APPLICATION OF NANOSCINTILLATORS FOR NEW METHODS OF MEDICAL DIAGNOSTICS AND THERAPY

**N.V. Klassen, V.V. Kedrov, O.A. Krivko, I.M. Shmyt'ko, E.A. Kudrenko, S.Z. Shmurak,
A.P. Kiselev, Yu.A. Ossipyan**

Institute of Solid State Physics, Russian Academy of Sciences, Chernogolovka
e-mail: klassen@issp.ac.ru

Nanoscintillators synthesized and investigated in ISSP, Chernogolovka demonstrate a wide set of advantages which provide essential improvement of facilities of medical diagnostics and therapy. Selective interactions of nanoscintillators with various organic molecules registered by X-Ray diffractometry enable development of an original method of *in vivo* diagnostics of viruses, cancer cells and other pathogenic objects inside living bodies. This method is based on variations of atomic structures of nanoscintillators after their selective binding with definite kinds of bio-organells. Selective binding with pathological bio-organells can be provided by connection of nanoscintillators with those anti-bodies which are created by living bodies against these pathologies. Detection of pathogenic viruses or bacteria inside living bodies is made by introduction of especially prepared nanoscintillators and subsequent scanning of the patient body with well collimated X-Ray beam. Increase of sensitivity of X-Ray diagnostics and improvement of its angular resolution is achieved by development of a new type of cross- bar X-Ray detector using nanoscintillators deposited onto lateral surfaces of light-guide fibers. Express detection of pathological bioobjects just inside living bodies can be followed by effective destruction of the pathologies by X-Ray excitation of the nanoscintillators which capture the pathological objects and subsequent transfer of the energy to the adsorbed molecules.

In addition nanoscintillators can be used for development of superfast X-Ray detectors which will be effective for time-of flight registration of X-Ray quanta. Temporal resolution of 1 ps will enable development of 3-dimensional imaging of inner composition of living bodies with spatial resolution of 0.3 mm what is much better than the resolution of X-Ray computed tomography. In addition time – of – flight registration provides essential decrease of irradiation doses during 3-dimensional imaging of patients.



КОМПЛЕКС АВТОМАТИЗИРОВАННОЙ МИКРОСКОПИИ МЕКОС-Ц2: РОБОТИЗАЦИЯ, КОНТРОЛЬ КАЧЕСТВА И ОБУЧЕНИЕ

В.С. Медовый

ЗАО «Медицинские компьютерные системы (МЕКОС)», Москва
e-mail: medovy@mecos.ru

Современные медицинские лаборатории оснащены 3-мя поколениями микроскопов: традиционными ручными; компьютеризованными с подключением видеокамеры и компьютера; моторизованными компьютеризованными с программным управлением операциями микроскопии. Первое поколение является уходящим, по-видимому, к 2010 году объем продаж таких микроскопов будет небольшим. Второе поколение, имеющее революционное преимущество современных информационных технологий, становится наиболее массовым. Информационные услуги (база данных, бланки, отчеты, редакция, печать, Интернет) и количественный анализ объектов поля зрения создали ранее недоступный уровень точности, контроля качества, комфорта, обучения. Вместе с тем широко распространенные медицинские микроскопические анализы препаратов с невысокой концентрацией объектов и со значительным объемом сканирования препарата при таком составе оборудования не могут быть эффективно автоматизированы. Врач остается в контуре управления, требования к его квалификации не снижаются. Третье поколение, которое в последние годы получило стремительное развитие, создает новый тип методик анализа – автоматизированную микроскопию. Комплекс автоматизированной микроскопии (КАМ) может перемещать и фокусировать препарат, выбирать траекторию просмотра, обнаруживать и измерять объекты анализа. Некоторые модели позволяют автоматически менять объективы, конденсоры, фильтры, регулировать освещение и съемку [1]. Автоматизация рутинных операций микроскопии (авто и мульти фокус, 3-х мерные проекции, возврат препарата в заданные точки, комбинированные изображения, виртуальные слайды и др.) позволяет существенно улучшить визуальный анализ и условия труда врача-лаборанта. Однако основное преимущество современных КАМ над системами 2-го поколения связано с роботизированными функциями, полностью заменяющими врача в процессе микроскопии и радикально снижающими объем визуального анализа.

В последние годы из-за конкуренции проточных анализаторов медицинская микроскопия в основном перестала заниматься объектами с простой морфологией. Современный микроскопический анализ медленно смещается в сторону все более сложных цитологических и гистологических объектов, для которых не удается найти количественное описание. Такие объекты из-за вычурной формы, большого числа разнообразных включений, высокой вариабельности могут быть описаны в учебниках только в расплывчатых качественных терминах. Визуальный анализ врачом соответствует методу экспертизы оценок с применением полукачественных шкал. В большинстве случаев такой анализ трудоемок, требует высокой квалификации врача, контроль качества затруднен. Автоматизации анализов объектов указанного типа соответствует термин «роботизированная» функция КАМ, поскольку оценка качества работы такой автоматической функции может быть выполнена только в сравнении с качеством работы врача-лаборанта. Роботизированный КАМ заменяет не только руки, но и глаза врача, распознавая сложные образы клеток и тканей. Успешными примерами роботизированных функций КАМ последних лет являются различные виды анализов мазков крови, анализы осадков мочи, анализы препаратов фекалий на гельминты и ряд других, в которых удалось полностью автоматизировать наиболее трудоемкий этап сбора выборки объектов анализа в значительной площади препарата сложной структуры. При этом качество сбора выборки превышает качество сбора выборки при ручной микроскопии. Точность предварительной автоматической сортировки, например, типов лейкоцитов, достигает 97%. Врач может быстро просмотреть на экране галереи изображений рассортированных объектов и исправить ошибки автоматической сортировки, доведя ее точность до 100%. Методика позволяет многократно снизить нагрузку на высококвалифицированный персонал,

повысить точность и воспроизводимость анализов [2,3]. Вместе с тем применение КАМ создает ряд важных дополнительных возможностей, среди которых контроль качества анализов, создание реалистичных моделей препаратов, объективное описание объектов анализа. Это позволяет говорить о возможности очередной информационной революции в медицинской микроскопии.

Одной из таких новых функций является создание компьютерных моделей препаратов с применением технологии «виртуальных слайдов». Виртуальный слайд является электронным аналогом физического препарата и представляет собой компьютерное расширенное сфокусированное поле зрения, состоящие из многих сотен соседних полей зрения микроскопа без потери информации на стыках. Виртуальные слайды в настоящее время широко применяются в телемедицине для удаленных консультаций [4]. По технологии, впервые внедренной в семействе КАМ МЕКОС-Ц2 [5,6], опытный врач с помощью специального программного обеспечения может дополнить виртуальный слайд своими указаниями о диагностически значимых объектах анализа. Эти указания в форме названий типов и, при необходимости, границ объектов, визуализируются непосредственно в поле зрения. Такие обучающие «референсные» виртуальные слайды (РВС), могут использоваться как для повышения квалификации персонала собственной лаборатории, так и для контроля качества роботизированных функций КАМ. Благодаря разработке специального программного обеспечения, автоматически снабжающего врача подсказками о типах объектов, трудоемкость создания РВС сравнима с трудоемкостью прямого микроскопического анализа этого же препарата на ручном микроскопе, врач при этом находится в комфортабельных условиях дружественного интерфейса перед экраном компьютера. В отличие от результатов ручной микроскопии РВС содержит полную информацию о препарате, может храниться в базе данных и использоваться многократно. Разумеется, качество автоматических подсказок может быть высоким только при использовании уже имеющихся достаточно эффективных высокоспециализированных роботизирующих функций, разработанных специально для препаратов данного типа. РВС можно рассматривать как учебное пособие нового поколения, значительно более реалистичное и информативное, чем современные атласы. С помощью РВС можно не только учить, но и проверять уровень подготовки персонала, пересылая по линиям связи РВС со скрытыми указаниями экзаменуемому. Можно также проверять правильность указаний РВС, созданного врачом удаленной лаборатории и переданный по линиям связи в аттестующий орган. РВС можно использовать для контроля качества работы КАМ в процессе эксплуатации на конкретных препаратах конкретной лаборатории. Благодаря высокому уровню комфорта подобные технологии оказываются привлекательными как для врачей старшего поколения, так и для молодых специалистов.

Еще более важным обстоятельством является возможность применения РВС для обучения не только персонала лабораторий, но и самих роботизирующих функций КАМ. База данных разработки и испытаний КАМ с применением только натурных экспериментов с реальными препаратами и реальной микроскопией из-за весьма высокой стоимости и трудоемкости, чрезвычайного разнообразия патологий, пробоподготовки и других факторов не может быть достаточно представительной. Вместе с тем эффективность технологий разработки и испытаний является определяющим элементом успеха проекта при создании весьма сложных программных продуктов, оцениваемых по качественным критериям, каким является ПО роботизированного КАМ. Основная проблема разработки при этом смещается из области поиска новых алгоритмов в область настройки известных. Пересыла РВС разработчикам МЕКОС-Ц2, лаборатории, эксплуатирующие КАМ, могут участвовать в разработке новых поколений роботизированных функций. Постоянно пополняемый из множества источников архив РВС МЕКОС-Ц2 радикально улучшает представительность баз испытаний (экзаменационная выборка) и разработки (обучающая выборка). Обучающая выборка РВС используется непосредственно в процессе создания новых версий ПО МЕКОС-Ц2 с применением алгоритмов самообучения, в частности, с применением методов обучающихся нейронных сетей. Специально разработанная для

использования РВС структура ПО МЕКОС-Ц2 позволяет радикально сократить общий требуемый объем испытаний по сравнению с традиционной схемой существующих стандартов испытаний [5,6].

Роботизированный КАМ является естественным элементом телемедицины, поскольку он позволяет передать для консультаций не только универсальный виртуальный слайд весьма значительного объема (10 Г байт), но и гораздо более компактную выборку изображений объектов анализа, например выборку 200 лейкоцитов и 10 полей зрения в тонкой части мазка крови. Высоконадежный высокоавтоматизированный роботизирующий КАМ, не требующий для своего обслуживания специального персонала и дорогостоящих расходных материалов, представляется обязательным элементом оборудования удаленных лабораторий первичного звена ближайшего будущего. Помимо консультаций, такой КАМ, как было отмечено выше, является источником повышения квалификации персонала.

Для средних и крупных лабораторий применение КАМ позволяет разгрузить высококвалифицированный персонал, выполнять в дополнении к стандартным группу углубленных анализов, из-за высокой трудоемкости нереализуемых на ручном микроскопе (например, количественный анализ морфологии 1000 эритроцитов, 500 лимфоцитов и т.п.). Может накапливаться база РВС с редкими патологиями для научно-исследовательских целей и обучения.

В заключение отметим роль роботизирующих КАМ в создании объективных описаний объектов анализа. Компьютерная программа, выполняющая функцию распознавания, например, типов лейкоцитов, имеет дело с количественными характеристиками изображений клеток, которые автоматически формируются в процессе анализа. В случае приближения точности автоматической сортировки к 100% можно говорить о том, что в процессе создания КАМ было найдено объективное достаточно точное описание морфологии каждого типа лейкоцита, пусть и в невоспринимаемых врачом терминах (зрительный анализатор врача использует какие-то другие, малопонятные алгоритмы распознавания, основанные, по-видимому, на интегральных полукаличественных оценках образа). Таким образом, создание высокоэффективных роботизирующих КАМ предоставляет возможность перейти от качественных описаний современных учебников к более точным количественным описаниям, что, в свою очередь, предоставляет шансы сузить диапазоны нормы, определить новые типы объектов и в конечном итоге увеличить диагностическую значимость микроскопических анализов.

ЛИТЕРАТУРА

1. Медовый В.С., Парпара А.А., Соколинский Б.З., Демьянов В.Л. Комплектации оборудования и системная платформа комплексов автоматизированной микроскопии. Медицинская техника, 2007, №2, стр. 29-36.
2. Swolin B., Simonson P., Backman S., Lofqvist I., Bredin I., Johnsson M. Differential counting of blood leukocytes using automated microscopy and a decision support system based on artificial neural networks — evaluation of DiffMasterTM Octavia. Clin. Lab. Haem. Vol. 25, 2003, p. 139-147.
3. Плясунова С.А., Р.Ш. Балугян, К.Е. Хмельницкий, В.С. Медовый, А.А. Парпара, А.М. Пятницкий, Б.З. Соколинский, В.Л. Демьянов, Д.С. Николаенко. Автоматизированные методики микроскопических анализов мазков крови - медицинские испытания комплекса МЕКОС-Ц2. Клиническая лабораторная диагностика, №10, 2006, стр. 22-24, 33-39.
4. Glatz-Krieger K, Glatz D, Mihatsch MJ. Virtual slides: high-quality demand, physical limitations, and affordability. Hum Pathol 2003;34:968-74.
5. Медовый В.С., Парпара А.А., Пятницкий А.М., Соколинский Б.З., Демьянов В.Л. Структура системы автоматической микроскопии МЕКОС-Ц2 и методики ее испытаний. Медицинская техника, №4, 2006 г, стр. 36-41.

6. В.С.Медовый, Д.С.Николаенко, А.А. Парпара, А.М.Пятницкий, Б.З.Соколинский, В.Л.Демьянов, Т.В.Журкина, И.Б.Пальчунова. Автоматизация микроскопических анализов мазков крови и контроль качества с применением референсных виртуальных слайдов. Клиническая лабораторная диагностика, №6 2008 г (в печати).

AUTOMATED MICROSCOPY SYSTEM MECOS-C2: ROBOTIZATION, QUALITY CONTROL AND TRAINING

V.S. Medovy

Medical Computer Systems Co., Moscow

e-mail: medovy@mecos.ru

Modern medical laboratories are equipped by 3 generations of microscopes: traditional manual; computerized with videocamera and computer connected up; motorized computerized with program control of microscopy process. The second generation is most common used in developed countries. Maximum level of automation is provided by third generation - automated microscopy systems (AMS), which can fulfill not only routine microscopy functions but also robotic ones. Robotic functions exclude a doctor from microscopy process and radically decrease volume of visual control of analyses results. Robotic AMC increases labour productivity and improves quality control. It also can create important additional properties which allow to say about new information revolution in medical microscopy. Among this new properties are technology of reference virtual slides (RVS) and quantitative descriptions of cytological and histological images. RVS is a well-known virtual slide used for telemedicine supplemented with a doctor specifying of analysis objects. MECOS Co. (Moscow, Russia) has developed special software for RVS production on the base of MECOS-C2 AMS robotic functions. The RVS production software supply a doctor with automatic prompts that is why labour productivity of RVS production is comparable with usual manual microscopy analysis labour productivity but RVC contains full specimen information and can be used many times for teaching and trials. RVS technology was first used in MECOS-C2 AMS for gathering of representative samples of trials for new version of MECOS-C2 software testing. Structure of MECOS-C2 software allows to use RVS database directly for robotic functions teaching (parameters tuning). RVC can be used also as modern teaching and certification tools for staff control and training.

If near 100% exactness of robotic functions is achieved the AMS quantitative descriptions of analysis objects can be fixed and used for new definitions of cell types. It opens possibility to decrease diffusion of boundaries between cell types and improve their diagnostic amount.

ИДЕНТИФИКАЦИЯ МЕХАНИЗМОВ И РЕЖИМОВ ОБРАБОТКИ СЕНСОРНОЙ ИНФОРМАЦИИ МОЗГОМ ЧЕЛОВЕКА ПО ИХ МОТОРНЫМ ПРОЯВЛЕНИЯМ

В.А. Антонец, В.М. Еськов, В.Г. Яхно

Институт прикладной физики РАН, Нижний Новгород
Сургутский государственный университет, Сургут
e-mail: antva@appl.sci-nnov.ru

Достигнутые в последние десятилетия поразительные результаты в области исследования механизмов деятельности мозга по восприятию и переработке информации в значительной степени обеспечены развитием новых методов психофизических, электрофизиологических, томографических и биохимических исследований, а также их комбинаций. Похоже, что дошла очередь и до биомеханики, а именно до обсуждения

возможности выявления механизмов переработки мозгом информации и оценки количественных параметров этих механизмов на основе данных, получаемых методами биомеханики. В частности, речь идет о возможности применения для этих целей наблюдений за проявлениями моторной активности человека. Сама по себе такая идея не нова, а является, скорее, классической, поскольку еще И.М.Сеченов [1] сформулировал представление о том, что высшая нервная деятельность имеет моторное отражение. Эта идея не нова и в том смысле, что многочисленные прикладные разработки создают и используют специальные человеко-компьютерные интерфейсы, которые по параметрам поведенческой двигательной активности (позы, жесты, мимика и их динамика) - и/или регистрируемым вегетативным показателям (температура, давление, мышечный тонус и др.) оптимизируют работу компьютеров и/или обеспечивают управление техногенными комплексами.

В предлагаемой лекции обсуждаются возможности, связанные с применением представлений о нейронных сетях для создания моделей механизмов обработки информации и управления вегетативными и моторными функциями человека. Наличие таких моделей позволяет ставить обратную задачу и, таким образом, пытаться по параметрам моторики оценить параметры деятельности мозга и некоторых его функциональных отделов.

Рассматриваются три примера. Один из них основан на так называемой компартментной модели фазотонической моторно-вегетативной регуляции [2]. Другой – на компартментной модели респираторной нейронной сети [3]. Третий – на нейронно-сетевой модели распознавания сенсорных зрительных стимулов [4,5]. В нем рассмотрен экспериментальный метод [6], основанный на том, что в процессе исследования человек встраивается в лабораторную человеко-машинную систему, предназначенную для решения им задач управления сенсорными стимулами. При этом величины рассогласования параметров сенсорного сигнала с требуемыми в управленческой задаче параметрами используются для идентификации параметров моделируемой нейронной сети.

Фазотонная модель мозга предложена В.В. Скупченко [2] на основе анализа широкого класса нейромоторных дискинезий физического и тонического типа, а также действия на них стереотаксических операций и препаратов, влияющих на баланс нейротрансмиттерных систем катехоламинергического и холинергического типа. По наблюдениям В.В.Скупченко действие этих операций и препаратов носит универсальный характер и нормализует не только двигательные, но и вегетативные функции. Это привело его к идеи моторно-вегетативной интеграции и существования общего нейродинамического механизма регулирования, в котором имеется тесная связь между тонической (медленной) моторной системой и парасимпатическим отделом вегетативной системы, а также между физической (быстрой) моторной системой и симпатическим отделом вегетативной системы.

Взаимодействие физического и тонического системокомплексов и позволяет в динамическом режиме устойчиво управлять моторикой и вегетативными функциями организма выбирая моторные и вегетативные стереотипы, обеспечивающие приспособление к текущей ситуации. В этой модели дискинезии рассматриваются как расстройство выбора адекватных моторных стереотипов. В этом смысле они и отражают патологический нейродинамический баланс, характеризующий состояние высших отделов нервной системы. В.В. Скупченко успел построить и обосновать лишь качественную схематическую модель. Эта модель еще ждет своей количественной реализации. В тоже время, предложенная им схема позволяет интерпретировать обширный набор экспериментальных данных.

Компартментное моделирование респираторной нейронной сети [3] построено на основе представлений о функциональной системе, в которой определенные элементы

системы регулирования реализуются в форме нейронных пулов, представляющих собой нейронные сети, выполняющие различные функциональные операции. Такой подход использует принцип биологического правдоподобия, т.е. максимального учета реальных свойств нейронов и респираторных нейронных сетей.

При таком типе моделирования приходится проводить рассмотрение на разных функциональных уровнях. На первом уровне моделируются нейронные сети для демонстрации достижимости режимов работы пула – компартмента, требуемых для выполнения назначенных ему функций в целостной системе управления. На втором уровне моделируется вся интегральная системы управления как совокупность взаимодействующих между собой компартментов, каждый из которых наделяется свойствами, соответствующими его функциям. При этом особое внимание уделяется минимизации числа переменных в модели. Был доказан ряд теорем, демонстрирующих существование решений, которые позволяют описать характерные фазы дыхания – инспираторную, постинспираторную и экспираторную, а также ряд режимов дыхания – нормальный циклический, гипервентиляционный и гиперкапнический, приводящий к взаимозависимости параметров инспираторной и экспираторной фаз.

Таким образом, создана возможность идентификации параметров модели на основе сопоставления с экспериментальными данными. Однако решение такой обратной задачи для нелинейных компартментных моделей оказывается весьма сложным и достигается численными методами. Для специфических же режимов апноэ и гипервентиляции модели управления оказываются линейными, а решение обратной задачи аналитическим.

Распространение теорем на модели других управляющих систем, в т. ч. и на фазотонную модель управления двигателевой активностью, позволяет идентифицировать ее параметры как для случаев произвольных движений конечности человека (теппинга), так и для случаев непроизвольных движений – тремора, гиперкинеза, осцилляторных дискинезий.

В третьем примере демонстрируется возможность идентификации параметров нейронных сетей мозга, обеспечивающих обнаружение, выделение и распознавание сенсорных стимулов.

Теоретически такая возможность обосновывается общепризнанными представлениями о том, что обработка поступающей от рецепторов информации, необходимой для ориентации во внешней среде и для оценки состояния самого организма, выполняется нейронными сетями коры головного мозга. Настройка сетей на выполнение специализированных операций, в т.ч. и селектирования признаков сенсорных стимулов, осуществляется за счет регулирования возбуждающих и тормозных связей между нейронами, а также порогов их возбуждения.

Распознающие нейронные сети поддаются количественному моделированию, при котором соответствующие участки сенсорной коры головного мозга описываются как двумерные плоские слои, состоящие из большого числа нейроноподобных активных пороговых элементов, взаимодействующих между собой через возбуждающие и тормозные связи [4,5]. В частности, была разработана, построена и изучена численно нейронно-сетевая модель анализа полутоновых изображений. Она позволила связать вид функции пространственных возбуждающих и тормозных межнейронных связей (форма и пространственный масштаб) и пороги возбуждения нейронов с селективными характеристиками (порог обнаружения и разрешающая способность) для знайательного набора зрительных стимулов, включая стимул «угловая ориентация линий».

Затем с помощью разработанной ранее методики [6], успешно использованной для исследования сенсорных характеристик мышечного и слухового анализаторов, было проведено измерение погрешности в управлении ориентацией прямолинейного отрезка,

отображаемого на экране монитора компьютера у ряда испытуемых. Ориентируясь на свои ощущения, они управляли ориентацией отрезка на экране так, чтобы он оставался параллельным образцовому отрезку, также отображавшемуся на экране. Управление углом ориентации осуществлялось за счет свободного осмысленного перемещения руки. Величина перемещения измерялась ультразвуковым локатором, что позволяло формировать управляющий сигнал для поворота отрезка. Среднеквадратическая величина мгновенных отклонений угла наклона управляемого отрезка от образцового отождествлялась с шириной ориентационной характеристики для данного значения угла. Далее производилась оценка параметров настройки нейронно-сетевой модели, путем их подбора, обеспечивающего воспроизведение полученных в эксперименте селективных характеристик. Полученные теоретические и экспериментальные результаты позволяют оценить число нейронов в сети, достаточное для достижения наблюдаемой точности селекции угла. При известном межнейронном расстоянии в сетях известным становится и характерный геометрический размер специализированных нейронных паттернов сенсорной коры.

Двумерные динамические модели оказываются применимыми и для анализа функций мозга более высокого уровня, включая некоторые процессы «осознания» сенсорных сигналов. Подобные модели позволяют оценить минимальные времена, необходимые для осознания стимула в соответствии с видом «модельной» преднастройкой системы, в частности, предсказать величину так называемой «критической частоты слияния» в последовательности импульсных слуховых стимулов.

Работа выполнена при частичной поддержке грантов АФГИР РМО-10214, РФФИ № 05-08-33526 и 08-07-99037-р_офи.

ЛИТЕРАТУРА

1. Сеченов И.М., Рефлексы головного мозга, Избранные произведения, т.1, Изд. Академии Наук СССР, 1952
2. Скупченко В.В. Фазотонный мозг, Хабаровск: ДВО АН СССР, 1991
3. Еськов В.М., Введение в компартментную теорию респираторных нейронных сетей, М.: Наука, 1994
4. Яхно В.Г., Найдель И.В., Иванов А.Е. Модельные нейроноподобные системы. Примеры динамических процессов // В кн.: Нелинейные волны'2004 (отв. ред. А.В. Гапонов-Грехов, В.И. Некоркин). Н.Новгород: ИПФ РАН, 2005. С.362–375.
5. Яхно В.Г. Динамика нейроноподобных моделей и процессы «сознания». VIII Всероссийской научно-технической конференции «Нейроинформатика - 2006»: Лекции по нейроинформатике. МИФИ, 2006. С. 88-111.
6. V.A.Antonets et al. Measurements and Perception in Man/Machine Systems // Progress in nonlinear science. Nizhny Novgorod, 2002, vol.III: Nonlinear oscillations, control and information, pp. 123-128.

MODES AND MECHANISMS OF SENSOR INFORMATION PROCESSING BY HUMAN BRAIN USING THE MOTOR ACTIVITY

V.A. Antonets, V.M. Eskov, V.G. Jahno

Institute of applied physics of the Russian Academy of Science, N. Novgorod
Surgut state university, Surgut
e-mail: antva@appl.sci-nnov.ru

The purpose of the given work is consideration of motor display activity of the brain.



НОВЫЙ СТАНДАРТ ПОДГОТОВКИ ТЕХНИЧЕСКИХ СПЕЦИАЛИСТОВ В ОБЛАСТИ ОБЕСПЕЧЕНИЯ БИОМЕДИЦИНСКИХ ИССЛЕДОВАНИЙ

Е.П. Попечителев

С-ПбГЭТУ «ЛЭТИ», Санкт-Петербург

e-mail: eugeny_p@mail.ru

Высокий уровень техники и технологий в отраслях мировой экономики определяет настоятельную необходимость подготовки квалифицированных специалистов, способных решать целый ряд задач комплексного характера по оценке и управлению процессами жизнедеятельности живых биологических систем в разных условиях их существования. При этом речь не идет о быстром выздоровлении или спасении жизни пациента как это характерно для практического здравоохранения в общепринятоом понимании. На первый план выходят иные проблемы: создание необходимых условий для трудовой деятельности и поддержание высокого уровня работоспособности человека, быстрое обучение и оценка приобретенных им навыков, организация комфортной среды обитания и обеспечение разнообразных потребностей живых систем, организация наукоемких биологических исследований не только человека, но и других представителей живого мира и т.п. и т.д. Можно утверждать, что современный мир находится под большим влиянием так называемого “биологического фактора” (прежде всего, человеческого фактора, но не только), от обеспечения нормальных условий жизнедеятельности которого зависит дальнейшее существование жизни на Земле. Для решения этих проблем требуются специалисты с фундаментальной базовой подготовкой в области разработки, проектирования и эксплуатации технических систем, связанных с обеспечением и учетом этого фактора в быту, биологических науках, медицине и на производстве. Только подготовка выпускников на стыке целого ряда фундаментальных дисциплин, в состав которых включены не только технические дисциплины, позволяет им успешно работать в этой сфере деятельности, обладать универсальными и предметно-ориентированными компетенциями, что обеспечивает их социальную мобильность и устойчивость на рынке труда.

Общность технических средств, необходимых для решения разнообразных задач привела к формированию представлений о более общем понимании проблем технического обеспечения биологического (в частности, человеческого) фактора в современном мире, о формировании нового взгляда на системы и технологии, применяемые при изучении и использовании этого фактора в народном хозяйстве. Эти системы и технологии получили определение как “Биотехнические системы” и “Биотехнические технологии”. При этом под биотехническими системами понимается *особый класс технических систем, представляющих собой совокупность биологических и технических элементов, связанных между собой в едином контуре управления*, а под биотехническими технологиями – *технологии, основанные на применении биотехнических системах, обеспечивающие разнообразные потребности живых систем и включающие операции с самими биологическими объектами*. Следует учесть, что и понятие биологического объекта претерпело изменения, так как к этому классу объектов сегодня относят и живые организмы разного уровня, и материалы, необходимые для обеспечения их жизнедеятельности.

Причины повышения интереса к биотехническим системам и технологиям определяются многими факторами, среди которых выделим лишь некоторые, наиболее существенные:

– расширение областей исследований, в которых в качестве объекта исследования выступают биологические объекты;

- усиление роли человеческого фактора в индустриальном обществе и расширение сферы решения прикладных вопросов, связанных с повышением эффективности его использования;
- применение систем и технологий, разработанных с использованием достижений науки, техники, материалов и информационных технологий, в практической медицине для диагностики, лечения, профилактики и реабилитации;
- применение систем и технологий в агротехническом комплексе и сельском хозяйстве для оценки и управления состоянием животных и растений, оценки продуктивности сельскохозяйственных угодий и т.д.

Не трудно показать, что данное направление охватывает все области разработки и практического использования технических средств, связанных с контролем и управлением состояния БО и созданием условий их эффективного функционирования и жизнедеятельности живых систем. По сути дела биомедицинская техника вышла за рамки традиционной медицины и превращается в средство решения задач поддержания жизнедеятельности в разных сферах деятельности человека и не только его. Следует иметь в виде также то, что принципиальное отличие технических средств, связанных с обеспечением БО от других состоит в решении *фундаментальной проблемы* – разработки средств связи живого с неживым. Практически все вопросы синтеза новых средств или использования известных упираются в решение этой проблемы. И она объединяет все технические приложения в одно научное направление “Биотехнологии”.

Образовательные программы, реализуемые сегодня в рамках направлений «Биомедицинская инженерия» и «Биомедицинская техника», не отвечают в полной мере требованиям, предъявляемым к уровню подготовки специалистов такого направления науки. Они в большей степени ориентированы на решение задач медицинской практики, хотя в учебных планах высшего профессионального по этим направлениям предусматриваются дисциплины более широкого уровня подготовки. Практика распределения выпускников этих направлений показывает, что они успешно работают в более широком классе задач, в учреждениях иной ориентации.

Исходя из изложенного, было сформировано представление о новом направлении технического образования, основной целью которого стала бы подготовка технических специалистов, способных решать все задачи обеспечения биологического фактора. Оно было определено как направление «Биотехнические системы и технологии», включающее получение высшего профессионально профицированного (на уровне бакалавра) и углубленного профессионального (на уровне магистра) образования. Среди иных основной сферой деятельности, подготовленных по этому направлению, следует рассматривать разработку, производство и эксплуатацию биомедицинской и экологической техники, предназначеннной для контроля и управления состоянием живых систем, обеспечения их жизнедеятельности и поддержания оптимальных условий трудовой деятельности человека. Технические специалисты, получившие образование по этому направлению, должны обладать универсальными и предметно-специализированными компетенциями, способствующими его социальной мобильности и устойчивости на рынке труда.

Основным назначением профессиональной деятельности выпускников по направлению «Биотехнические системы и технологии» является участие в создании:

- приборов, систем и комплексов медико-биологического и экологического назначения;
- методов и технологий выполнения медицинских, экологических и эргономических исследований;

- автоматизированных систем обработки биомедицинской и экологической информации;
- биотехнических систем управления, в контур которых в качестве управляющего звена включен человек-оператор (или другие виды биологических объектов);
- биотехнических систем обеспечения жизнедеятельности человека и поддержки процессов жизнедеятельности других биологических объектов;
- систем автоматизированного проектирования и информационной поддержки биотехнических систем и технологий.

При создании новой техники и технологий в любой области от специалиста требуется овладение теми компетенциями, которые могут быть сформированы только на уровне магистерской подготовки. Конечно, при выборе путей реализации уровневой подготовки по направлению «Биотехнические системы и технологии» в технических вузах Российской Федерации, безусловно, должен быть в полной мере использован опыт подготовки специалистов (инженеров) по направлению «Биомедицинская техника» из действующего перечня направлений подготовки дипломированных специалистов, но дополненный новыми компетенциями, овладение которыми ранее не предусматривалось.

Обязательным условием перехода на уровневую подготовку в рамках нового направления «Биотехнические системы и технологии» является усиление фундаментальной составляющей подготовки как основы для накопления профессиональных знаний и компетенций. Причем эта фундаментальная подготовка должна проводиться на всех уровнях образования, развивая и углубляя те знания, которые он получает на более ранних стадиях. Другим обязательным условием является практико-ориентированная направленность подготовки, как магистров, так и бакалавров, т. е. ориентация на подготовку выпускников к профессиональной деятельности с определенными видами техники.

Для подготовки бакалавров необходима такая организация профессиональной составляющей подготовки, которая позволит на базе сформированного фундамента развить у студента способности применения полученных знаний в специфической, но при этом достаточно узкой области техники. Анализ прикладной направленности подготовки [5] показывает, что на сегодня широкий профиль в образовании специалиста не позволяет ему эффективно работать в соответствии с потребностями работодателя. Нужна четкая ориентация на определенный вид технических средств, что порождает большое число магистерских программ.

Последнее возможно при условии сужения в программе обучения (в вариативной части ОП вуза) части предметной области биотехнических систем и технологий до биомедицинской техники определенной направленности (профилизация бакалаврской подготовки). Основой для профилизации является учёт региональных особенностей в требованиях работодателей, с которыми вуз имеет договорные отношения, а также ориентация на определенный профиль последующей магистерской подготовки (если она предусмотрена в договоре с работодателем).

Разработка компетентностных моделей выпускников, завершивших обучение по ОП подготовки бакалавров и магистров направления «Биотехнические системы и технологии» является ключевой задачей, решение которой способствует выработке сопоставимых качественных характеристик для выпускников высших учебных заведений, получающих одну и ту же академическую степень или квалификацию. Это связано с тем, что компетентностная модель играет роль системообразующего элемента, связывающего установленные с учетом требований работодателей задачи профессиональной деятельности, к решению которых должен быть подготовлен бакалавр и магистр, с содержанием ОП, характеристиками образовательной среды вуза, формами организации учебного процесса, образовательными технологиями.

Компетентностная модель выпускника отражает результат освоения образовательной программы, т.е. именно на ее основе должна строиться система оценивания качества образования. Это обстоятельство также учитывалось при формировании всех групп компетенций выпускников. Исходя из этого, выбрана методика формирования общих и профессиональных компетенций, на базе которых формировался проект нового ГОС по направлению «Биотехнические системы и технологии».

THE NEW STANDARD OF PREPARATION OF TECHNICAL EXPERTS IN THE FIELD OF MAINTENANCE OF BIOMEDICAL RESEARCHES

E.P. Popechitelev

St.-PbGETU «LETI», St.-Petersburg

e-mail: eugenyp@mail.ru

The variant of the new standard of the maximum technical vocational training " Biotechnical systems and technologies " which can come in the stead of known directions "Bioiatrotechnics" and " Biomedical engineering " is considered. The reasons of such transition are analyzed and the base part of preparation is discussed. Are considered possible магистерские the specializations based by it to base and allowing to prepare for technical experts for the decision of many problems which are connected with application.



BRAIN-COMPUTER INTERFACE FOR VIRTUAL REALITY CONTROL

**Christoph Guger, Dr.¹, Clemens Holzner¹, Chris Groenegress, DI²,
Guenter Edlinger, Dr.¹, Mel Slater, Ph.D.²**

¹ G.tec medical engineering GmbH, Guger Technologies OEG,

² Centre de Realitat Virtual, Universitat Politècnica de Catalunya, Barcelona, Spain
e-mail: guger@gtec.at

An electroencephalogram (EEG) based brain-computer interface (BCI) was connected with a Virtual Reality system in order to control a smart home application. Therefore special control masks were developed which allowed using the P300 component of the EEG as input signal for the BCI system. Control commands for switching TV channels, for opening and closing doors and windows, for navigation and conversation were realized. Experiments with 3 subjects yielded accuracies of the BCI system between 83 and 100 % and showed that such a BCI system can be used for the smart home control. The Virtual Reality approach is a very cost effective way for testing the smart home environment together with the BCI system.

Introduction

An EEG based Brain-Computer Interface (BCI) measures and analyzes the electrical brain activity (EEG) in order to control external devices. BCIs are based on slow cortical potentials (Birbaumer et al. 1999), EEG oscillations in the alpha and beta band (Guger et al. 2001, Vaughan et al. 1996), the P300 response (Krusienski et al. 2006) or steady-state visual evoked potentials (SSVEP) (McMillan et al. 1995). BCI systems are used mainly for moving a cursor on a computer screen, controlling external devices or for spelling purposes (Guger et al. 2001, Vaughan et al. 1996, Krusienski et al. 2006). BCI systems based on slow cortical potentials or oscillatory EEG components with 1-5 degrees of freedom were realized up to now. However, high information transfer rates were reached based on 2 degrees of freedom as otherwise the accuracy of the BCI systems dropped down. SSVEP based systems allow selecting up to 12 different targets and are limited by the number of distinct frequency responses that can be analyzed in the EEG. P300 response based BCIs typically used a matrix of 36 characters for spelling applications (Krusienski et al. 2006).

Methods

Three subjects participated in the experiments and were trained firstly in spelling characters and numbers based on their P300 EEG response. Therefore, the characters of the English alphabet (A, B,...Z) and Arabic numbers (1, 2,...9) were arranged in a 6 x 6 matrix on a computer screen. Then the characters were highlighted in a random order and the subject had the task to concentrate on the specific character he/she wanted to spell. All experiments were undertaken in 2 modi: (i) the row/column speller – all items of one row or column are highlighted at the same time, (ii) the single character speller – only one character is highlighted. For the single character speller each character was highlighted 15 times. For the row/column speller each row and each column was also highlighted 15 times. This results in a speed up of 3 for the row/column speller. Another important parameter in the P300 experiment is the flash time (character is highlighted) and the dark time (time between 2 highlights). Both times should be as short as possible to reach a high communication speed, but must be long enough so that the subject can react on the flash and that the single P300 responses are not overlapping.

At the beginning of the experiment the BCI system was trained based on the P300 response of 42 characters of each subject with 15 flashes per character (about 40 minutes training time). All 3 subjects needed between 3 and 10 flashes (mean 5.2) per character to reach an accuracy of 95 % for the single character speller and between 4 and 11 flashes (mean 5.4) for the Row/Column speller. This resulted in a maximum information transfer rate of 84 bits/s for the single character speller and 65 bits/s for the row column speller.

Then the P300 based BCI system was connected to a Virtual Reality (VR) system. A virtual 3D representation of a smart home with different control elements was developed as shown in Figure 1.



Figure 1. Virtual representation of a smart home

In the experiment it should be possible for a subject to switch on and off the light, to open and close the doors and windows, to control the TV set, to use the phone, to play music, to operate a video camera at the entrance, to walk around in the house and to move him/herself to a specific location in the smart home. Therefore special control masks for the BCI system were developed containing all the different necessary commands. In total 7 control masks were created: a light mask, a music mask, a phone mask, a temperature mask, a TV mask (see Figure 2, left), a move mask and a go to mask (see Figure 2, right).

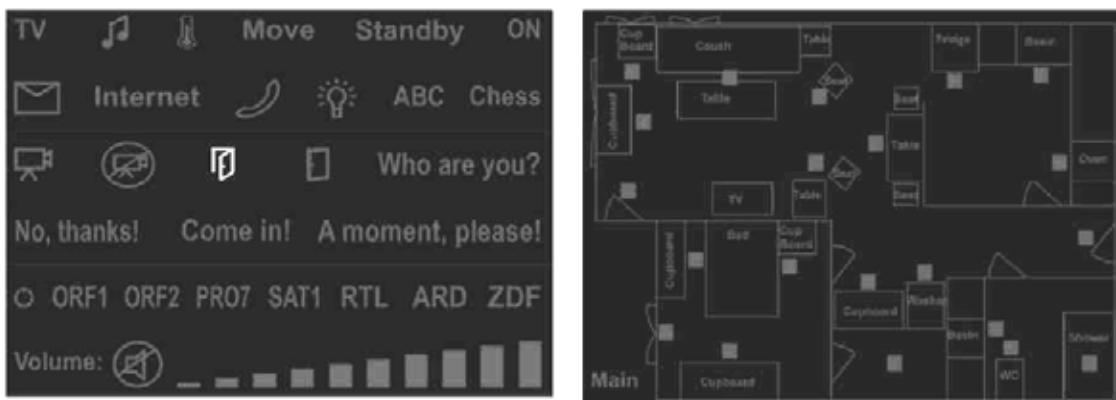


Figure 2. Left: Control mask with the main menu in the first 2 rows, the icons for the camera, door control and questions in the 3rd and 4th row and the TV control in the last 2 rows. Right: Control mask for going to a specific position in the smart home.

The experiment for the P300 smart home control was divided into 3 parts with 15, 11 and 16 decisions respectively. One task was e.g. to go to the living room, to switch on the TV and to select a specific channel.

Results

Table 1 shows the results of the 3 subjects for the 3 parts of the experiment and for the 7 control masks. Interestingly, the light, the phone and the temperature mask were controlled by 100 % accuracy. The Go to mask was controlled with 94.4 % accuracy. The worst results were achieved for the TV mask with only 83.3 % accuracy.

Table 1

Accuracy of the BCI system for each part and control mask of the experiment for all subjects.

Mask	Symbols	Probability [%]	Flashes	Time per character [s]
Light	25	4	375	33,75
Music	50	2	750	67,50
Phone	30	3.3	450	40,50
Temperature	38	2.6	570	51,30
TV	40	2.5	600	54,00
Move	13	7.7	195	17,55
Goto	22	4.5	330	29,70

Table 2 shows the number of symbols for each mask and the resulting probability that a specific symbol flashes up. If more symbols are displayed on one mask then the probability of occurrence is smaller and this results in a higher P300 response which should be easier to detect. The flashes column shows the total number of flashes per mask until a decision is made. The translation time per character that is longer if more symbols are on the mask.

Table 2

Number of symbols, occurrence probability per symbol, number of flashes per mask (e.g. 25 x 15 =375) and conversion time per character for each mask.

Mask	Symbols	Probability [%]	Flashes	Time per character [s]
Light	25	4	375	33,75
Music	50	2	750	67,50
Phone	30	3.3	450	40,50
Temperature	38	2.6	570	51,30
TV	40	2.5	600	54,00
Move	13	7.7	195	17,55
Go to	22	4.5	330	29,70

Discussion

The P300 based BCI system was successfully used to control a smart home environment with an accuracy between 83 and 100 % depending on the mask type. The difference in accuracy can be explained by the arrangement of the icons.

However, the experiment yielded 2 important new facts: (i) instead of displaying characters and numbers to the subject also different icons can be used, (ii) the BCI system must not be trained on each individual character. The BCI system was trained with EEG data of the spelling experiment and the subject specific information was used also for the smart home control. This allows using icons for many different tasks without prior time consuming and boring training of the subject on each individual icon. This reduces the training time in contrast to other BCI implementations where hours or even weeks of training are needed (Birbaumer et al. 1999, Guger et al. 2001, Vaughan et al. 1996). This reduction in training time might be important for locked-in and ALS patients who have problems with the concentration over longer time periods. The P300 concept works also better if more items are presented in the control mask as the P300 response is more pronounced if the likelihood that the target character is highlighted drops down (Krusienski et al. 2006). This results of course in a lower information transfer rate, but enables to control almost any device with such a BCI system. Especially applications which require reliable decisions are highly supported. Therefore the P300 based BCI system enables an optimal way for the smart home control. The virtual smart home acts in such experiments as a testing installation for real smart homes. Also wheelchair control, which many authors identify as their target application, can be realized with this type of BCI system in a goal oriented way. In a goal oriented BCI approach it is then not necessary e.g. to move a robotic hand by thinking about hand or foot movements and controlling right, left, up, down commands. Humans just think "I want to grasp the glass" and the real command is initiated by this type of BCI implementation.

Conclusions

A P300 based BCI system is optimally suited to control smart home applications with high accuracy and high reliability. Such a system can serve as a easy reconfigurable and therefore cheap testing environment for real smart homes for handicapped people.

Acknowledgements

The work was funded by the EU project PRESENCCIA.

REFERENCES

1. Birbaumer, N., Ghanayim, N., Hinterberger, T., Iversen, I., Kotchoubey, B., Kübler, A., Perelmouter, J., Taub, E., & Flor, H. (1999). A spelling device for the paralysed. *Nature*, 398, 297- 298.
2. Guger, C., Schlögl, A., Neuper, C., Walterspacher, D., Strein, T., & Pfurtscheller, G. (2001). Rapid prototyping of an EEG-based brain-computer interface (BCI). *IEEE Trans. Rehab. Engng.*, 9(1), 49-58.
3. Vaughan, T.M., Wolpaw, J.R. & Donchin, E. (1996). EEG-based communication: Prospects and problems. *IEEE Trans. Rehab. Engng.*, 4, 425-430.
4. Krusienski, D., Sellers, E., Cabestaing, F., Bayoudh, S., McFarland, D., Vaughan, T., & Wolpaw, J. (2006). A comparison of classification techniques for the P300 Speller. *Journal of Neural Engineering*, 6, 299 – 305.
5. McMillan, G.R., & Calhoun G.L. et al. (1995). Direct brain interface utilizing self-regulation of steady-state visual evoke response. *Proceedings of RESNA*, June 9-14, 693-695.

НЕЙРОКОМПЬЮТЕРНЫЙ ИНТЕРФЕЙС ДЛЯ ВИРТУАЛЬНОГО УПРАВЛЕНИЯ

Christoph Guger, Dr.¹, Clemens Holzner¹, Chris Groenegress, DI²,
Guenter Edlinger, Dr.¹, Mel Slater, Ph.D.²

¹ g.tec medical engineering GmbH, Guger Technologies OEG,

² Centre de Realitat Virtual, Universitat Politècnica de Catalunya, Barcelona, Spain
e-mail: guger@gtec.at

Статья посвящена нейрокомпьютерному интерфейсу (НКИ) на основе электроэнцефалограммы (ЭЭГ), подключенному к системе виртуальной реальности для управления элементами «умного» дома. С этой целью были разработаны специальные маски управления, которые позволяют использовать компонент P300 ЭЭГ как источника сигнала НКИ системы. Были реализованы управляющие команды переключения ТВ каналов, открытия и закрытия дверей и окон, навигации и общения. Эксперименты с 3 объектами продемонстрировали точность НКИ системы между 83% и 100%, что подтверждает возможность применения НКИ системы для управления «умным» домом. Использование Виртуальной Реальности является весьма эффективным с точки зрения затрат для тестирования внутренней среды «умного» дома вместе с НКИ системой.



ВЛАДИМИРСКИЙ ГОСУДАРСТВЕННЫЙ УНИВЕРСИТЕТ НА СЛУЖБЕ БИОМЕДИЦИНЕ

Л.Т. Сушкова

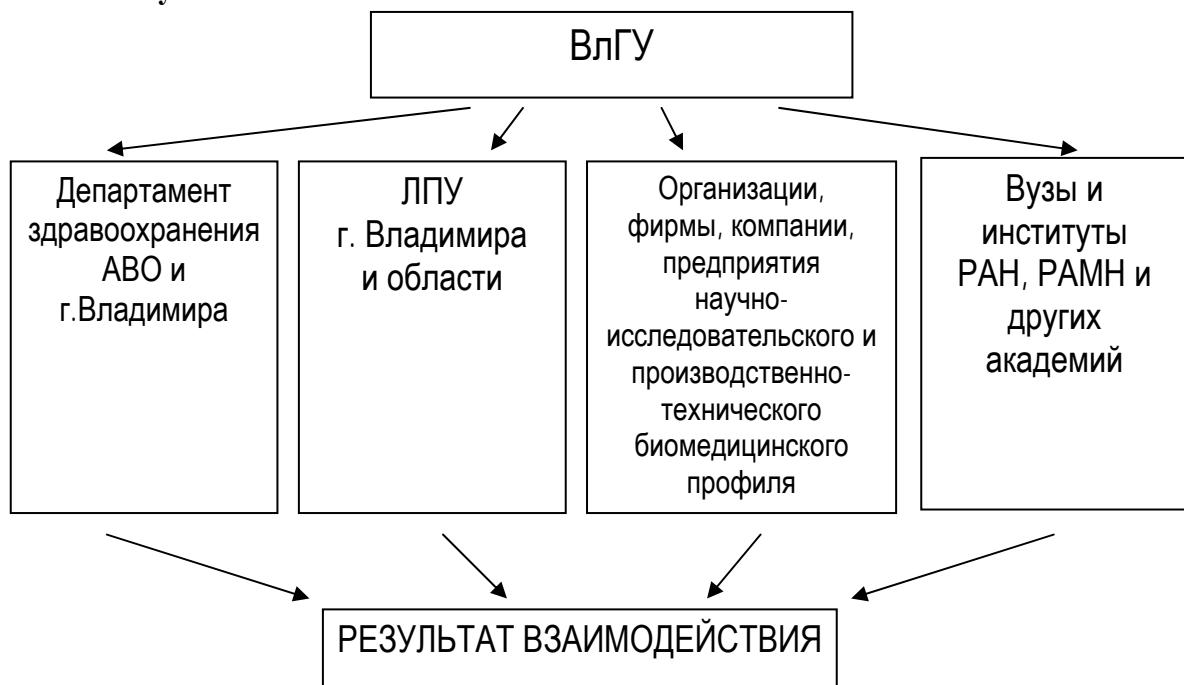
Владимирский государственный университет, Владимир

e-mail: ludm@vlsu.ru

Основа стратегического развития – 4 «И».

- Институт
- Инфраструктура
- Инновации
- Инвестиции

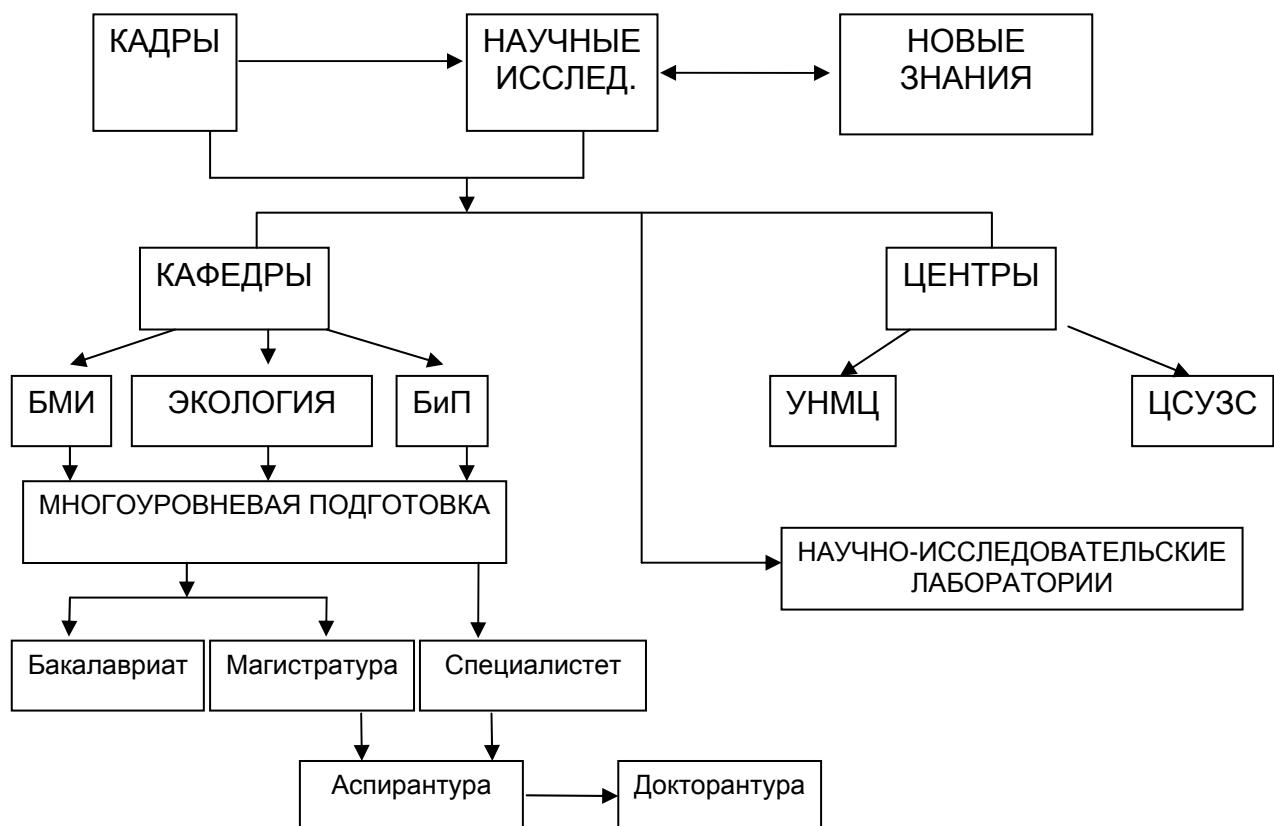
1. «Институт».



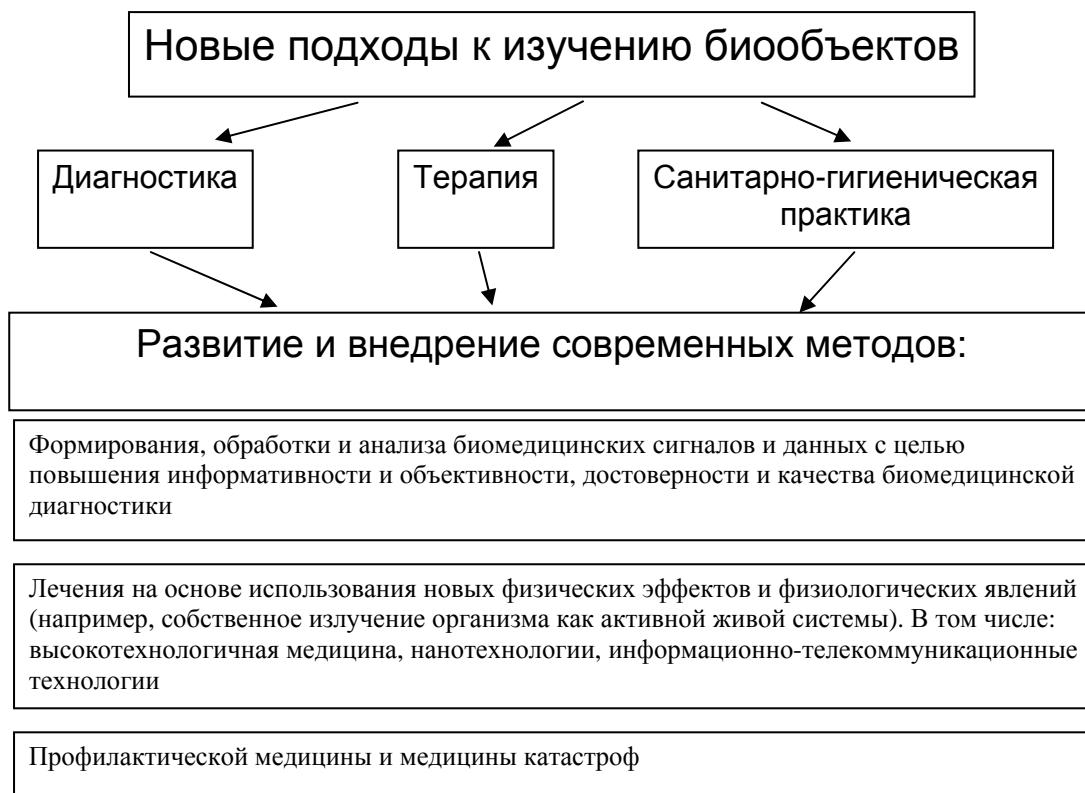


- Комплексный подход к решению проблем биомедицины
- Разработка и внедрение современных методов диагностики и лечения в практическое здравоохранение, в т.ч. профилактическая медицина

2. «Инфраструктура».



3. «Инновации».



4. «Инвестиции»

- Задача 3.1: Разработка и внедрение в образовательную практику новых и качественно усовершенствованных образовательных программ и учебно-методических материалов, ориентированных на обеспечение развития региональной системы медико-экологического мониторинга и составления «паспортов здоровья» населения, биотехнологий для сохранения и рационального использования уникальных природных объектов и биоразнообразия Владимирской области в кооперации с ведущими представителями бизнес-сообщества региона по данному направлению, сотрудничающими с университетом.
- Приобретено оборудования и ПО на сумму порядка 20 млн. руб.

VLADIMIR STATE UNIVERSITY ON BIOMEDICINE'S SERVICE

L.T. Sushkova
Vladimir State University, Vladimir
e-mail: ludm@vlsu.ru



**СЕКЦИЯ 1
«МЕТОДЫ И СРЕДСТВА ДИАГНОСТИКИ И ЛЕЧЕНИЯ
ЗАБОЛЕВАНИЙ»**

**МЕТОД ИССЛЕДОВАНИЯ И ЛЕЧЕНИЯ ЗАБОЛЕВАНИЙ
РЕЧЕОБРАЗУЮЩЕГО ТРАКТА НА ОСНОВЕ БИОЛОГИЧЕСКОЙ ОБРАТНОЙ
СВЯЗИ**

С.Ю. Чижевская, Р.В.Мещеряков

НИИ онкологии ТНЦ СО РАМН, Томский государственный университет систем
управления и радиоэлектроники, Томск
e-mail: balatskaya@oncology.tomsk.ru

Рак гортани относится к группе наиболее социально-значимых болезней, так как инвалидизация этой категории пациентов в значительной степени снижает трудовой потенциал общества. В настоящее время в России насчитывается около 25 тысяч больных, страдающих раком гортани, причем ежегодно в восстановлении голосовой функции нуждаются 2500 человек. Несмотря на то, что указанные новообразования можно отнести к опухолям наружной локализации, до 75 % этой группы больных поступают в специализированные учреждения с местно-распространенным процессом Т₃₋₄Н₀М₀. При таких распространенных стадиях методом лечения является комбинированный, включающий не только хирургический и лучевой компонент, но и противоопухолевую химиотерапию, где ведущим компонентом остается хирургическое вмешательство, которое приводит к нарушению дыхательной и голосообразующей функций.

Отличительной особенностью ларингэктомированных больных является то, что после операции нарушается естественная система звукообразования. Больной утрачивает способность произносить вокализованные звуки не только в силу отсутствия органа фонации, но также за счет разобщения дыхательного аппарата и речевого тракта. Теряется возможность создавать перепады давления в полости рта, необходимые для произнесения большинства звуков, утрачивается функция экспрессивной речи при сохранности артикуляционного аппарата и нейрофизиологических механизмов речи [1].

В голосообразующем тракте происходят изменения параметров гортани: массы, размера, подвижности органа. Нарушение подвижности голосовых складок или их удаление влечет за собой изменения в речевом сигнале больного. Прежде всего, это отражается на основном тоне, т. к. частота основного тона по своей сути является частотой колебаний голосовых складок. Таким образом, исследование различных характеристик основного тона может дать информацию об изменениях в гортани. Полученные данные могут использоваться для диагностики заболеваний гортани (в том числе злокачественных новообразований на ранних стадиях), динамического контроля, эффективности лечебного процесса, например, при химиотерапии, а также при голосовой реабилитации [2].

Успехи современной клинической онкологии опираются на прочный фундамент достижений смежных профессий. Полноценная диагностика заболевания, качественное лечение, реабилитация в послеоперационном периоде невозможна без учета новых данных о функциональных возможностях пациента и использования новейших технологических разработок, применяемых в медицине.

Совершенно оправданным является стремление ученых на современном уровне на стыке медицины, математики и компьютерных технологий, комплексно решить проблему улучшения качества жизни онкологических больных, так как одной из причин инвалидности пациентов наиболее трудоспособного возраста является потеря звучной речи после полного удаления гортани.

Очевидно, что одним из решений данной проблемы может быть создание измерительного комплекса (рис.1), включающего компьютер в качестве базового компонента измерительных комплексов. Поэтому была разработана внутренняя структура, по которой создано специализированное программное обеспечение, учитывающая особенности анализа речи человеком [3].

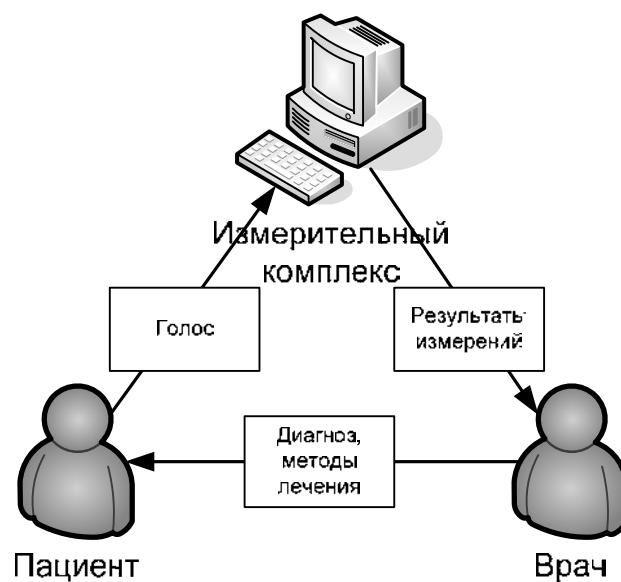


Рис. 1. Измерительный комплекс в медицинских исследованиях

Восстановление речевой функции у пациентов, которым выполнено полное удаление гортани, проводится путем формирования пищеводного голоса. При такой речи структура, имитирующая работу гортани, образуется в области первого физиологического сужения пищевода. Формирование пищеводной речи основывается на использовании выработанных в процессе жизни артикуляционных рефлексов речи взрослого человека. Формирование псевдоголоса - сложный процесс, в котором существенную роль играют раздражение коры головного мозга, взаимодействие речеслухового и речедвигательного анализаторов, выработка новых ассоциативных путей.

Для проведения логовосстановительной терапии необходимо создание новых условных рефлексов и осознанное закрепление их многократными голосовыми тренировками. С этой целью разработана методика восстановления звучной речи больных после полного удаления гортани с использованием биологической обратной связи на основе математического моделирования. Во время голосовых тренировок с использованием биологической обратной связи, у пациента появляется возможность осознанно управлять параметрами формируемого голоса (длительностью фонации, частотой основного тона, стабильностью частоты основного тона), которые не поддаются контролю в обычных условиях.

В докладе рассматривается метод по исследованию голоса и речевой реабилитации при развитии пищеводного голоса. Показывается сравнительная динамика характеристик голоса в процессе реабилитации. Даются выводы и рекомендации по улучшению естественности и разборчивости речевого сигнала.

ЛИТЕРАТУРА

1. Чойнзонов Е.Л. Рак гортани. Современные аспекты лечения и реабилитации / Е.Л. Чойнзонов, М.Р. Мухаммедов, Л.Н. Балацкая.–Томск: Изд-во НТЛ, 2006.–280 с.
2. Эндоскопическая диагностика и лазерная деструкция рака гортани / Г.В. Унгиадзе, Б.К. Поддубный, Н.В. Белоусова, А.Ю. Концевая // Современная онкология. – 2005.– Т. 07, № 3. – С. 64-81.

3. Бондаренко В.П. Адаптивный анализ голосового сигнала // Интеллектуальные системы в управлении, конструировании и образовании / В.П. Бондаренко, В.П. Коцбинский, Р.В. Мещеряков. – Томск: СТТ, 2004. – С. 58-61.

RESEARCH AND TREATMENT METHODS OF DISEASES SPEECH FORMATION PATH ON THE BIOLOGICAL FEEDBACK BASIS

S.U. Chizjevskaya, R.V. Mescheriakov

The Cancer Research Institute in Tomsk is the only one in Russian Siberia and Far East,

Tomsk State University of Control Systems and Radioelectronics, Tomsk

e-mail: balatskaya@oncology.tomsk.ru

In the report the research method a voice and speech rehabilitation is considered at development esophagus voices. Comparative dynamics of voice characteristics a during rehabilitation shows. Conclusions and recommendations on improvement of naturalness and legibility of a speech signal are given.



РАЗРАБОТКА ПОДХОДОВ К ПРИМЕНЕНИЮ СЛАБЫХ КОМБИНИРОВАННЫХ НИЗКОЧАСТОТНЫХ ПЕРЕМЕННЫХ И ПОСТОЯННЫХ ПОЛЕЙ ДЛЯ ЛЕЧЕНИЯ И ПРОФИЛАКТИКИ ЗЛОКАЧЕСТВЕННЫХ НОВООБРАЗОВАНИЙ.

В.В.Новиков, Г.В.Новиков, В.О.Пономарев, В.В. Кувичкин, Е.Е.Фесенко

Институт биофизики клетки РАН, Пущино, Московская область

e-mail: docmag@mail.ru

Во всем мире злокачественные опухоли являются второй по значимости причиной смерти. Основными методами лечения злокачественных опухолей являются хирургическое вмешательство, лучевая терапия и химиотерапия. Традиционные формы лечения, как известно, очень тяжело переносятся пациентами и не гарантируют полного выздоровления. По этой причине все более актуальным становится поиск новых методов лечения злокачественных опухолей.

Один из наиболее удивительных и интересных в фундаментальном и прикладном аспектах является противоопухолевый эффект слабых и сверхслабых магнитных (МП) и электромагнитных полей (ЭМП), обнаруженный рядом авторов в различных диапазонах частот и интенсивностей поля [1-3].

Ранее нами была обнаружена противоопухолевая активность у слабых комбинированных постоянного и переменного МП, настроенных на циклотронный резонанс ионов заряженных в естественных условиях аминокислот [2,4,5]. Важно отметить, что величина биологически активной переменной компоненты МП в этих опытах была очень мала (нанотесловый диапазон). Это в принципе снимало вопрос о нагреве биологических тканей, и как следствие, о возможной стимуляции опухолевого роста за счет температурных эффектов. Это переменное МП было биологически активным в присутствии постоянного МП, соответствующего по величине геомагнитному полю (20-50 мкТл).

Как показали дальнейшие опыты, сверхслабая переменная компонента МП проявляла выраженную противоопухолевую активность в трех ультразвукочастотных диапазонах: 0,25-0,75 Гц; 4-5 Гц и 16-17 Гц. Данные, иллюстрирующие этот факт, приведены на рисунках 1-3. Параметры комбинированных магнитных полей, обладающих противоопухолевой активностью подобраны с помощью экспериментов на мышах с трансплантированными опухолями. Экспериментальные работы с животными начались с

1993 года. К настоящему времени достигнута 60-98%-ая выживаемость мышей с определенными штаммами опухолей. Например, у мышей с инокулированной внутрибрюшинно асцитной карциномой Эрлиха максимальная выживаемость при оптимальных параметрах МП составила 92%.

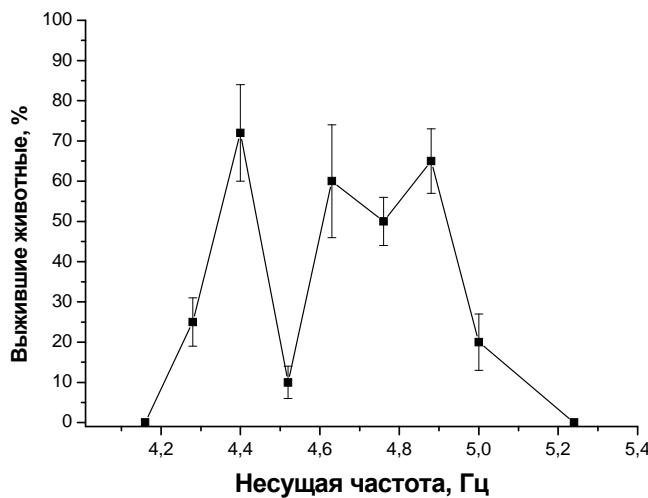


Рис. 1. Зависимость противоопухолевой активности слабых комбинированных коллинеарных магнитных полей (постоянное поле 42 мкТл, амплитуда переменного поля 80 нТл) от несущей частоты в диапазоне 4,16-5,24 Гц при модулирующей частоте 0,3 Гц.

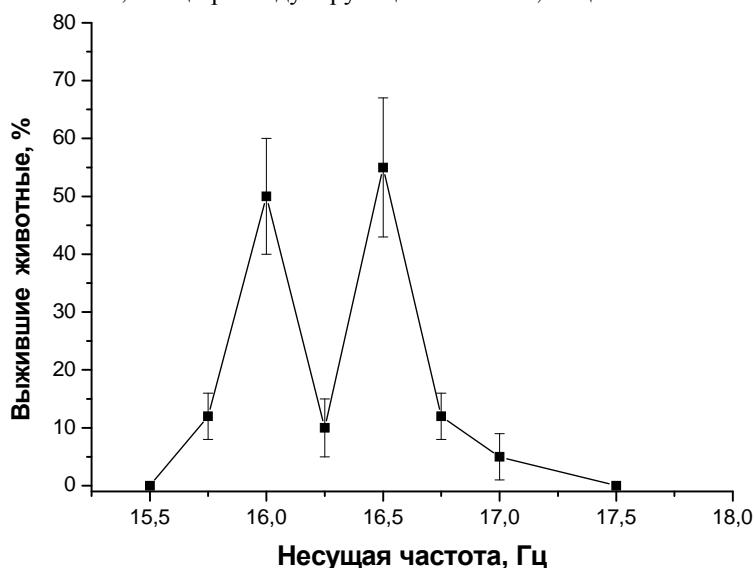


Рис. 2. Зависимость противоопухолевой активности слабых комбинированных коллинеарных магнитных полей (постоянное поле 42 мкТл, амплитуда переменного поля 80 нТл) от несущей частоты в диапазоне 15,5-17,5 Гц при модулирующей частоте 0,5 Гц.

По полученным нами результатам можно сделать следующие основные выводы: действие слабых комбинированных постоянного и низкочастотного переменного МП оказывает ингибирующий эффект на развитие трансплантированных опухолей у мышей, особенно выраженный на ранних стадиях развития опухолей; действие слабых МП на мышей-опухоленосителей с асцитной формой опухоли инициирует комплекс структурных изменений в опухолевой ткани, включающий в частности маргинацию хроматина (кариорексис) и резко выраженную вакуолизацию цитоплазмы; действие слабых МП на мышей-опухоленосителей с солидной формой опухоли инициирует комплекс структурных и ультраструктурных изменений в опухолевой ткани, включающий в частности фрагментацию ядер и образование апоптотических телец; полученные результаты свидетельствуют о селективном повреждающем действии слабых МП на опухолевые клетки, не затрагивающем клетки здоровых тканей.

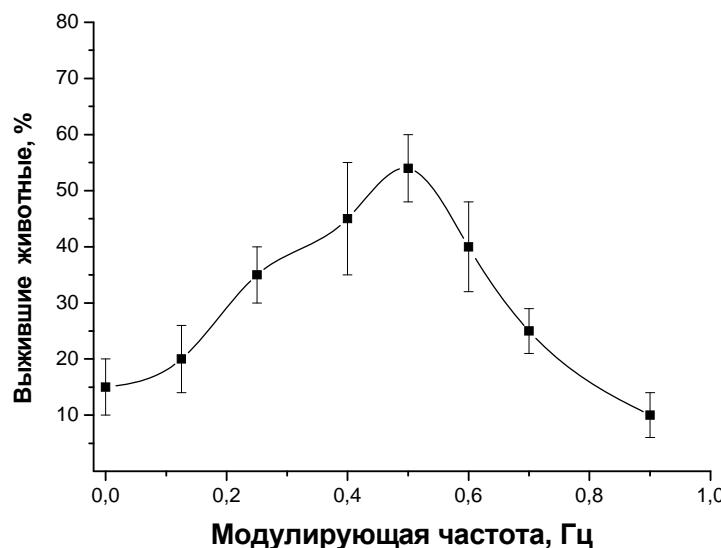


Рис. 3. Зависимость противоопухолевой активности слабых комбинированных коллинеарных магнитных полей (постоянное поле 42 мкТл, амплитуда переменного поля 80 нТл) от модулирующей частоты при несущей частоте 16,5 Гц.

МП на уровне целого организма активируют его защитные функции, что проявляется в реакции со стороны клеток крови (увеличение числа лимфоцитов, моноцитов и нейтрофилов в асцитической жидкости), активации фагоцитирующей функции макрофагов, активации синтетической способности фибробластов, продуцирующих коллаген для формирования соединительнотканых капсул, ограничивающих области скоплений опухолевых клеток в опухолевых узлах.

При анализе полученных результатов обращает на себя внимание тот факт, что величины максимальной биологической активности обнаруженные в опытах при настройке поля в различных частотных диапазонах, а также в пределах одного и того же частотного диапазона практически совпадают или близки. Это обстоятельство свидетельствует в пользу универсальности эффекторной части механизма, приводящего к повреждению опухолей при действии слабых магнитных полей. Ранее нами сообщалось о том, что при действии слабого МП на целый организм активируется система противоопухолевого иммунитета, в частности происходит стимуляция продукции фактора некроза опухолей (ФНО) макрофагами брюшной полости у мышей [6]. Этот механизм, по-видимому, вряд ли является единственным, и не может объяснить целый ряд обнаруженных нами экспериментальных фактов. Во-первых, опыты на мышах различных линий (SHK, СВА, C₅₇Bl, Balb) показали практически близкие величины противоопухолевой активности слабого МП [7]. Во-вторых, при использовании слабых ЭМП сантиметрового диапазона отмечена приблизительно такая же активация продукции ФНО [6], однако выраженность противоопухолевого эффекта в этом случае значительно ниже.

По нашему мнению возможными кандидатами на роль повреждающих агентов для опухолевых клеток в случае воздействия слабыми МП могут являться активные формы кислорода (АФК) продуцирующиеся и действующие непосредственно в опухолевой ткани и/или в клетках иммунной системы. Усиление производства АФК, в частности перекиси водорода при действии сверхслабого переменного МП может являться результатом стимуляции реакций взаимодействия радикалов с кислородом вследствие влияния поля на магнитные моменты ядер водорода в водной среде.

Все вышеприведенные данные указывают на значительные перспективы использования разрабатываемого нами подхода в медицине для лечения и профилактики злокачественных новообразований.

ЛИТЕРАТУРА

1. Акоев И.Г., Кожокару А.Ф., Мельников В.М., Усачов А.В. // Радиационная биология. Радиоэкология.-1995.-Т. 35.-В. 1.-С. 23-27.

2. Новиков В.В., Новикова Н.И., Качан А.К. // Биофизика.-1996.-Т. 41.-В. 4.-С. 934-938.
3. Музалевская Н.И., Урицкий В.М.. // Биофизика.-1997.-Т. 42.-В. 4.-С. 961-970.
4. Новикова Н.И., Новиков В.В., Кураковская В.Е. // Биофизика.-1998.-Т. 43.-В. 5.-
5. Новикова Н.И. Действие слабых электромагнитных полей на динамику развития трансплантированных опухолей мышей // Автореф. канд. диссер., Пущино, 2000. 23 с.
6. Новоселова Е.Г., Огай В.Б., Сорокина О.В., Новиков В.В., Фесенко Е.Е. // Биофизика.-2001.-Т.46.-В.1.-С.131-135.
7. Новиков В.В. Биологические эффекты слабых и сверхслабых магнитных полей // Автореф. доктор. диссер., Москва, 2005. 43 с.

DEVELOPMENT OF APPROACHES TO APPLICATION OF WEAK COMBINED STATIC AND LOW FREQUENCY ALTERNATING MAGNETIC FIELDS FOR TREATMENT AND PROPHYLACTICS MALIGNANT TUMORS

V.V. Novikov, G.V. Novikov, V.O. Ponomarev, V.V. Kuvichkin, E.E. Fesenko

Institute of Cell Biophysics RAS, Pushchino, Moscow Region

e-mail: docmag@mail.ru

We showed early anti-tumor effect of weak combined static and low frequency alternating magnetic fields with frequency equal cyclotron resonance frequency of charged aminoacids ions. Alternating magnetic field has biological activity in presence of static magnetic field with intensity near geomagnetic fields (20-50 μ T). It was shown that alternating component of magnetic fields displayed anti-tumor effect in 3 frequency ranges: 0,25- 0,75 Gz; 4-5 Gz and 16-17 Gz. For example mice with ascetic Erlich carcinoma inoculated intra- peritonealy showed maximum viability 92%. Summary of this work: weak combined static and low frequency alternating magnetic fields have inhibiting effect on progress of inoculated tumors in mice. Basic candidate on the role damaging agents for tumor cells after magnetic fields action are reactive forms of oxygen.



ДИСТАНЦИОННАЯ ИНФРАКРАСНАЯ РАДИОТЕРМОМЕТРИЯ В ДИФФЕРЕНЦИАЛЬНОЙ ДИАГНОСТИКЕ ДИСТРОФИЧЕСКИХ И ВОСПАЛИТЕЛЬНЫХ ПРОЦЕССОВ ГЛАЗА

П.И. Орлов, А.В. Афанасьев, И.А. Никифоров, И.Я. Орлов

Нижегородский государственный университет им. Н.И.Лобачевского,
Нижегородская государственная медицинская академия, Нижний Новгород

e-mail: orlov@rf.unn.ru

Воспалительные процессы увеального тракта являются частой и тяжелой патологией глазного яблока. Остро текущий воспалительный процесс в глазу, как правило, не вызывает каких-либо затруднений в его диагностике. Значительные трудности возникают при диагностике вялотекущих ареактивных воспалительных процессов как заднего (преимущественно), так и переднего отдела увеального тракта. А наиболее тяжелая патология глаза как раз и возникает при латентных торpidных процессах, которые современными методами плохо и поздно диагностируются. Еще большие трудности возникают при дифференциальной диагностике между воспалительными и дистрофическими процессами, а также при определении критериев наступления ремиссии или полного выздоровления.

Для решения этой задачи мы решили использовать температурный показатель. Абсолютно все авторы всегда подчеркивали большую ценность термодиагностического метода исследования и большую перспективность в его развитии и использовании. Но, несмотря на такой, казалось бы, всеобъемлющий характер термодинамического исследования орбитальной области и глаза, в офтальмотермодиагностике остается много неясного и даже противоречивого. Так, до сих пор не выработаны даже общепризнанные нормы температуры глазничной области и передней поверхности глазного яблока, и каждый автор устанавливает свою температурную норму, при этом разброс температур передней поверхности роговицы у людей по данным различных авторов достигает 7°C [1,2].

1. Материалы и методы исследования

В 2005 – 2006 гг. на базе офтальмологического отделения ФГУЗ КБ №50 ФМБА России г. Саров проводились исследования по измерению локальной поверхностной температуры глазного яблока с помощью дистанционного ИК-радиометра с диафрагмированной оптической системой, разработанного кафедрой радиотехники ННГУ им. Н.И.Лобачевского совместно с Нижегородской медицинской академией и являющегося ближайшим аналогом радиометра [3].

Обследования проводилось бесконтактным методом. Прибор устанавливался таким образом, чтобы принимающий датчик находился перпендикулярно центру роговицы. Наличие специального светового прицела позволяло контролировать площадь измеряемой поверхности глазного яблока и поддерживать постоянное расстояние до измеряемого объекта. Диаметр светового пятна составлял $5,0 \pm 1,0$ мм, а расстояние от измеряемого объекта до прицела – около 10 мм.

Метод является сравнительным – обследуются оба глаза пациента, сначала правый, затем левый. Измерение с каждого глаза делаются двух-трехкратно для уменьшения случайной погрешности. После фиксации каждого измерения, полученные данные заносятся в память прибора. Таким образом, радиометр может одномоментно содержать данные 20 измерений.

Время обследования одного пациента при такой методике измерения составляет 1,0 - 1,5 минуты, поэтому метод может быть применен (как дополнительный) в условиях поликлинической практики, учитывая поточный характер амбулаторной работы.

Всего было обследовано 231 человек в возрасте от 16 до 78 лет. Норма поверхностной температуры глазного яблока находится в интервале от 32 до 35,5°C. При отсутствии глазной патологии температурная асимметрия между двумя глазами составляет не более 0,1 – 0,25°C, что соответствует данным различных авторов. Статистическая обработка результатов измерений в норме проводилась путем оценки частоты показаний серии измерений ΔТ (температурной асимметрии между двумя глазами) в контрольной группе и последующим усреднением результатов измерений.

У молодых людей (от 16 до 35 лет) поверхностная температура глазного яблока 34,5-35,5°C, что в среднем на 2-2,5°C выше, чем у пожилых людей (более 50 лет). Это объясняется снижением уровня теплопереноса, от которого зависит поверхностная температура глазного яблока. Какую либо зависимость поверхностной температуры глазного яблока от пола зафиксировать не удалось.

Проведены измерения температуры в нескольких симметричных точках глазного яблока. Обнаружено постепенное снижение поверхностной температуры от периферии глазного яблока к центру роговицы. Температурная разница составляет здесь 0,3 – 0,4°C с минимумом в центре роговицы.

2. Изменение поверхностной температуры при дистрофических процессах

Дистрофические заболевания роговицы дали значительное снижение поверхностной температуры глазного яблока на 1,5 – 2,5°C (все данные приведены в сравнении с парным глазом). Это объясняется снижением уровня метаболизма, а значит и процесса теплопереноса в дистрофически измененной ткани роговицы.

Дистрофические изменения сетчатки и зрительного нерва вызывают снижение кровотока поверхностной температуры глазного яблока до 1 – 1,2°C и более, причем уровень снижения зависит от выраженности патологического процесса. Такая корреляция наблюдалась у всех больных с данной патологией.

Дистрофические изменения сетчатки и зрительного нерва вызывают снижение поверхностной температуры глазного яблока до 1 – 1,2°C и более, причем уровень снижения зависит от выраженности патологического процесса.

Снижение температуры не отмечено при токсических поражениях зрительного нерва, что, по-видимому, обусловлено отсутствием нарушения здесь местного кровотока и, следовательно, отсутствием нарушений процессов теплопереноса.

Отмечено снижение поверхностной температуры глазного яблока при дистрофических процессах стекловидного тела (помутнение, старые гемофтальмы), что можно объяснить как снижением уровня местного кровотока (что часто и является основной причиной развития дистрофических процессов), так и снижением процессов теплопереноса за счет изменения структуры тканей, а, значит, и появлением иной термической неоднородности.

3. Изменение поверхностной температуры при воспалительных процессах

Воспалительные процессы роговицы сопровождались повышением локальной температуры (в среднем на 1-1,5 °C), которое перестает регистрироваться после выздоровления (на фоне лечения). Температурная асимметрия в этом случае объясняется метаболическим сдвигом в зоне воспаления.

Повышением локальной температуры всегда сопровождались воспалительные заболевания сосудистой и сетчатой оболочек глаза. В большей степени температурный градиент выявлялся при иридоциклита.

Таким образом, с помощью данной методики мы можем объективно дополнительно оценивать и прогнозировать результаты проведенного лечения, что впоследствии может быть использовано для подбора оптимальных схем терапии (рис.1).

4. Изменение поверхностной температуры после травм и офтальмологических операций

Выявлено реактивное повышение локальной температуры после травм, хирургических операций. Через день после операции (экстракапсуллярная экстракция катаракты с имплантацией искусственного хрусталика) наблюдается повышение поверхностной температуры оперированного глаза более чем на 1 градус. На фоне проводимой послеоперационной терапии в течение 6 дней (кортикоиды, антибактериальные препараты) регистрируется снижение локальной температуры прооперированного глаза практически до исходной. Клинических симптомов постоперационного воспаления к этому времени также уже не наблюдалось. Это указывает на достижение ожидаемого эффекта операции – усиление местного кровотока, а, следовательно, и уровня метаболизма сетчатки.

Подобное повышение поверхностной температуры глазного яблока отмечено и после тяжелых ранений глаза.

Особо отметим, что наблюдается значительное повышение локальной температуры после реваскуляризирующих операций хориоидеи.

В виде иллюстрации на рис.2 изображен процесс динамики температурной асимметрии после проведенных хирургических операций.

Как видно из рисунков, по динамике температурной асимметрии можно судить о процессе выздоровления.

Статистическая обработка результатов измерений патологических процессов проводилась, используя непараметрический метод оценки доверительного интервала по серии измеренного параметра. Приведенные результаты соответствуют доверительной вероятности 0,90.

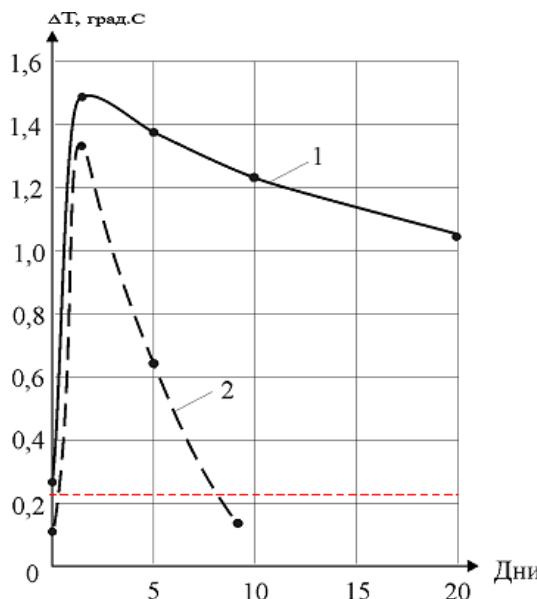


Рис.1. Динамика температурной асимметрии в процессе лечения острогоuveита (1), вялотекущегоuveита (2) и сенильной макулодистрофии (3) (пунктирной линией показано среднее значение нормы)

Нами проведена оценка возможности сомнительного диагноза. С этой целью учитывалась вероятность совпадения температурной асимметрии в случае воспалительного процесса в заднем отрезке глаза с показанием, соответствующим асимметрии при воспалении в переднем отрезке глаза (рис.3).

На рис.3: 1-норма, 2-дистрофические заболевания роговицы, 4-дистрофические изменения сетчатки и зрительного нерва, 5-воспалительные заболевания сосудистой и сетчатой оболочек глаза.

Как видно из приведенного исследования, температурная асимметрия является информативным параметром, который можно использовать для дифференциальной диагностики.

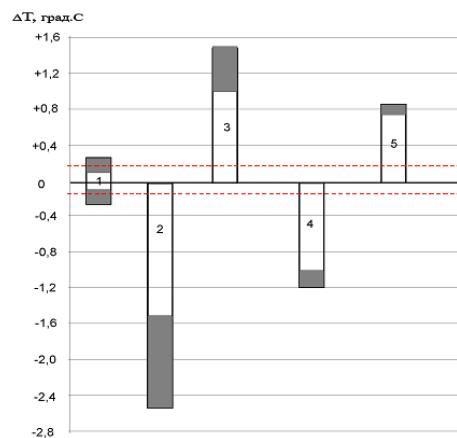


Рис.3 Температурная асимметрия переднего и заднего отрезков глаза, полученная по результатам ИК радиотермометрии (темным тоном показана дисперсия flуктуаций результатов измерений, пунктирной линией показано среднее значение нормы)

Таким образом, теоретическое и экспериментальное обоснование возможности контроля температуры ИК методом, а также создание адаптированного к офтальмологическим исследованиям ИК-радиометра позволит разработать методику дифференциальной диагностики воспалительных и дистрофических заболеваний глазного яблока и ранней диагностике воспалительных процессов глаза.

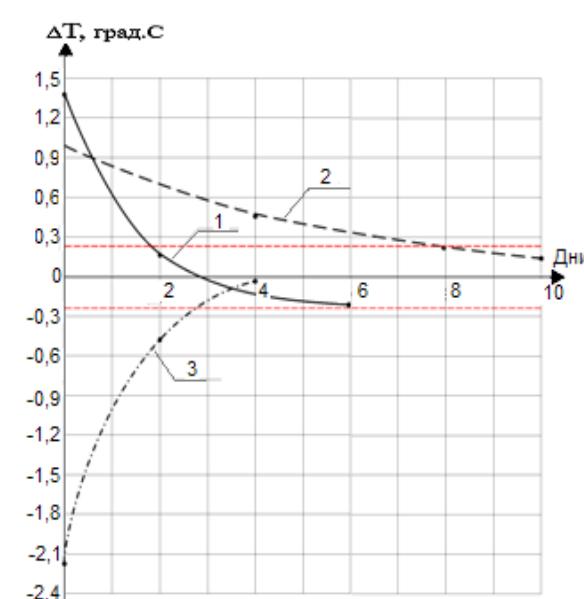


Рис.2. Динамика температурной асимметрии после хирургической операции (1 – реваскуляризация сосудистой оболочки глаза; 2 – экстракапсулярная экстракция катаракты. Пунктирной линией показано среднее значение нормы).

ЛИТЕРАТУРА

1. Вайль Ю.С., Варановский Я.М. Инфракрасные лучи в клинической диагностике и медико-биологических исследованиях. Л., Медицина, 1969.
2. Розенфельд Л.Г. // Врачебное дело. 1991. №1.С.28-31.
3. Афанасьев А.В., Орлов И.Я. Инфракрасный микропроцессорный пирометр с диафрагмальной оптикой // Приборы и техника эксперимента, 2003, № 1, с.149-152.

REMOTE INFRARED RADIOMETRY IN DIFFERENTIAL DIAGNOSTICS OF EYES DYSTROFIC AND INFLAMMATORY PROCESS

P.I. Orlov, A.V. Afanasjev, I.A. Nikiforov, I.Ya. Orlov

Nizhni Novgorod State University of N.I. Lobachevski

Nizhni Novgorod State Medical academy, Nizhny Novgorod

e-mail: orlov@rf.unn.ru

On the basis of experimental researching it is shown availability of method of IR radiometry as noncontact, noninvasive and absolutely harmless method of diagnostic and control of treatment of inflammatory and dystrophic process of eyes.



КОНЦЕПЦИЯ РАЗВИТИЯ ПРОГНОСТИЧЕСКОЙ ЭКСПЕРТНОЙ СИСТЕМЫ НА ОСНОВЕ РАЗДЕЛЬНОГО КАПИЛЛЯРНОГО КРОВОТОКА.

И.П. Бойко, В.В. Вершинин, Г.И. Каторгина, А.С. Урванцев

Учебно-научный медицинский центр, Владимирский государственный университет,
Владимир

В последнее время большое внимание в медицине уделяется исследованию капиллярного кровотока. На мировом медицинском рынке для исследования микроциркуляционного русла представлены аппараты ведущих стран (Россия, США, Швеция). Одной из причин такого внимания является то, что скорость кровотока является интегральной оценкой системной деятельности организма.

Целью выбора данного вопроса к разработке явилось то, что существует некоторое количество методик по обработке общего капиллярного кровотока, а отдельно артериокапиллярный кровоприток, артериовенулярный кровоотток и переходный обменный процесс практически не рассматриваются.

При артериокапиллярном кровопритоке к клетке доставляются кислород и питательные вещества, передающиеся клетке во время метаболического процесса. Продукты распада и углекислый газ выводятся через капилляровенулярный кровоотток.

Особо стоит остановиться на выделении метаболического процесса, поскольку отдача кислорода и питательных веществ происходит не мгновенно, а занимает некоторое время. То есть между моментами притока крови и ее оттоком выделен переходный процесс.

Исходя из вышесказанного, будет рассмотрен и изучен раздельный капиллярный кровоток в организме человека. Следуя из этого, коллективу авторов необходимо решить ряд задач: сбор данных об общем кровотоке, создание программного обеспечения для разделения капиллярного кровотока; разработка прогностической экспертной системы, которая дает возможность прогнозировать на основе совокупности входных данных обследуемого организма.

Начальным этапом исследования является разработка нового диагностического подхода получения данных о капиллярном кровотоке с целью прогнозирования состояния у

конкретного пациента. Для получения информации о пациенте проводилось соответствующее обследование. Исследование проводилось в школе на детях 1-11 классов. Изучались дети с различными группами здоровья для выявления возможного различия в кровотоке разных типов людей с определенными заболеваниями. Такой подход необходим для выявления закономерностей в разделении кровотока на составляющие для разных групп обследованных.

Исследование проводилось с помощью метода лазерной допплеровской флюметрии (ЛДФ). Лазерная допплеровская флюметрия основана на измерении допплеровской компоненты в спектре отраженного сигнала, рассеянного в основном на движущихся в тканях эритроцитах, и дает возможность проводить измерения величины перфузии тканей кровью, т.е. потока эритроцитов в единицу времени через единицу объема ткани. Согласно теоретическим расчетам, которые подтверждены в модельных экспериментах, допплеровская частота линейно связана со скоростью потока эритроцитов в тканях и малыми изменениями объемного кровотока, обусловленными колебательными процессами, различной природы, в системе микроциркуляции. Интегральная характеристика капиллярного кровотока, регистрируемая при ЛДФ, представляет собой показатель микроциркуляции (ПМ).

Природа ПМ достаточно сложна; этот показатель включает три основных параметра, определяющих уровень капиллярного кровотока: скорость движения эритроцитов(v_{sp}), капиллярный гематокрит(Ht) и плотность функционирующих капилляров(N_k), то есть

$$PM = v_{sp} \cdot Ht \cdot N_k.$$

В неинвазивном методе ЛДФ результирующий параметр определяет динамическую характеристику микроциркуляции крови - изменении потока крови (перфузии ткани кровью) в единицу времени в зондируемом объекте.

Для проведения обследования использован лазерный анализатор ЛАКК-01 фирмы «Лазма» с предоставленным программным обеспечением для снятия показаний с прибора. Анализатор представляет собой прибор для неинвазивного определения перфузии ткани кровью путем измерения допплеровского сдвига частоты, возникающего при зондировании лазерным излучением эритроцитов, движущихся в микроциркуляторном русле. Световодный зонд прибора устанавливался на предплечье пациента, на срединной линии на 4 см выше основания шиловидных отростков локтевой и лучевой костей. Выбор этой области обусловлен тем, что она бедна артериовенулярным анастомозами, поэтому в большей степени отражает кровоток в нутритивном русле. Исследуемый находится в положении сидя, рука должна находиться на уровне сердца. В ходе изучения, проводимой по единой методике, положение испытуемых одинаково.

Разработан метод исследования разделенного капиллярного кровотока, то есть создание математической модели и программного обеспечения к лазерному допплеровскому флюметру ЛАКК-01, основанный на выделении двух видов кровотока: артериокапиллярного кровопритока и капилляровенулярного кровооттока, а также обменного процесса.

При исследовании использовался предложенный нами способ разделения кровотока.

Алгоритм расчета процентного соотношения артериокапиллярного кровопритока, капилляровенулярного кровооттока и метаболического процесса.

1. Получение дискретных данных (показатель микроциркуляции крови) конкретного обследуемого.

2. Получение массива первых производных, путем нахождения разницы между соседними точками кривой (время изменяется дискретно, потому есть возможность такого расчета)

$$x'[i] = x[i] - x[i-1] \\ i = 2..n$$

3. Если в данной точке кривая возрастает (значение производной больше нуля), то данную точку относим к притоку.

4. Если в данной точке кривая убывает (значение производной меньше нуля), то данную точку относим к оттоку.

5. Если точка является точкой экстремума (перелома) функции (значение производной равно нулю), то данную точку относим к метаболическому процессу.

6. Исходя из количества точек, отнесенных к каждому из видов, вычисляем процентное соотношение кровопритока, кровооттока и метаболического процесса.

Следующим этапом исследования являлась разработка экспертной системы для прогнозирования состояния пациента, исходя из полученных результатов. Входными данными экспертной системы являются процентное соотношение кровопритока, кровооттока и обменного процесса. Также могут рассматриваться пульс, давление, индекс массы тела. На основе экспертных правил и реализованной машины вывода получается один из множества заранее спланированных прогнозов. Экспертная система способствует автоматизации работы врача в данной области. Правила системы сформированы также на основе клинических знаний в медицине.

Таким образом, мы пришли к следующим выводам:

-с помощью разработанных материалов вероятно, будет не только констатировать диагноз человека, но и предупреждать нежелательные явления, связанные с возможными отклонениями показателей микроциркуляции крови

-созданное программное обеспечение существенно облегчает работу врача при обследовании пациента

-данный метод отражает новый взгляд на рассмотрение кровотока в микроциркуляторном русле человека

ЛИТЕРАТУРА

1. Лазерная доплеровская флюметрия микроциркуляции крови / Под. ред. А.И. Крупинкина, В. В. Сидорова: Руководство для врачей.- М.: ОАО «Издательство «Медицина», 2005.-256 с.: ил.
2. Диагностические и коррекционные технологии для учащихся с задержкой психического развития, функциональными расстройствами речи и последствиями сотрясения головного мозга: монография / Г. И. Каторгина, И. П. Бойко, А. В. Берсенев; Владим. гос. ун-т_ Владимир : Издательство ВлГУ, 2006- 216с.
3. Некоторые физиологические системы у учащихся длительно использующих персональный компьютер учащихся с задержкой психического развития, функциональными расстройствами речи и последствиями сотрясения головного мозга: монография / Г. И. Каторгина, И. П. Бойко, Е. Г. Рыжова, А.М. Мазирова; Владим. гос. ун-т_ Владимир : Издательство ВлГУ, 2007- 110с.

THE CONCEPT OF DEVELOPMENT OF FORECAST EXPERT SYSTEM ON THE BASIS OF A CAPILLARY BLOOD-GROOVE

I.P. Boiko, V.V. Vershinin, A.S. Urvantsev

The educational scientific medical centre ,Vladimir State University, Vladimir

Recently the big attention in medicine is given to research of a capillary blood-groove. The reason of a choice of the given question to working out was that there is a quantity of techniques on processing of the general capillary blood-groove, and separately arterial capillary blood inflow, arterial venous outflow of blood and transitive exchange process practically are not considered.

The work purpose: creation of the software for data gathering on a capillary blood-groove; working out of expert system which gives forecasts on the basis of set of entrance data of a surveyed organism, including a blood-groove.

Work results on this question are:

-By means of the developed materials possibly, will not only ascertain the diagnosis of the person, but also to warn the undesirable phenomena connected with possible deviations of indicators of microblood circulation

-The-created software will essentially facilitate work of the doctor at inspection of the patient

-The-given method reflects a new sight at blood-groove consideration in microcirculation of the person.



НЕКОТОРЫЕ АСПЕКТЫ ГЕМОСТАЗА ЖЕЛУДОЧНО-КИШЕЧНОГО ТРАКТА У ПОЖИЛЫХ ПАЦИЕНТОВ

**И.В. Тимченко, Т.Д. Соколова, И.В. Соколов, Н.Н. Ахмятова, И.А. Хохлов,
С.В. Терехов, В.Ю. Мелконов**

ЦКБ №2 им. Н.А.Семашко, ОАО «РЖД», МТУСИ, г.Москва

Актуальность проблемы эндоскопической остановки и профилактики желудочно-кишечных кровотечений у больных пожилого возраста объясняется тем, что существует значительное число заболеваний пищеварительного тракта, течение которых осложняется геморрагией. Несмотря на то, что в настоящее время имеются высокотехнологичные возможности диагностики и лечения данной категории больных, летальность при операциях на высоте кровотечения достигает 18%.

Эндоскопическая остановка желудочно-кишечных кровотечений в комплексе с консервативной терапией в большинстве случаев позволяет добиться гемостаза при кровотечениях самых различных нозологий: острые и хронические эрозии желудка и 12-перстной кишки, острые и хронические язвы желудка и луковицы 12-перстной кишки, с-м Маллори-Вейсса, варикозное расширение вен пищевода, опухоли пищевода и желудка и в ряде случаев избежать оперативного лечения.

В нашей клинике за период с 1990 по 2007гг. 559 больным в возрасте от 60 до 89 лет, отягощенным сопутствующей сердечнососудистой и другой патологией были проведены мероприятия по остановке и профилактике рецидива желудочно-кишечных кровотечений. Кровотечения выраженной степени интенсивности имели место у 18 больных, умеренной у 169 и слабой интенсивности у 372 пациентов. 252 пациентам этой группы эндоскопические мероприятия по поводу желудочно-кишечного кровотечения проводились с использованием высокоэнергетического лазера, 261 пациенту с использованием электрокоагуляции, 46 больным с применением подслизистого введения гемостатических и сосудосуживающих средств.

У 5 больных в нашей клинике кровотечение развилось на фоне острого инфаркта миокарда. Эндоскопические мероприятия в данном случае выполнялись по жизненным показаниям. У 38 больных в анамнезе был перенесенный инфаркт миокарда с соответствующими изменениями на ЭКГ. Ишемическая болезнь сердца имела место у 81 пациента. Гипертоническая болезнь 1-III стадии имела место у 119 пациентов. Кроме выраженной сердечной патологии, обследованные нами больные имели и такие сопутствующие заболевания, как сахарный диабет, хронический бронхит, бронхиальную астму, эмфизему легких и другие.

Для остановки кровотечения умеренной и слабой степени выраженности с помощью фотокоагуляции лазером использовали YAG-Nd лазер *Sharplazer by sharp-lan 65*, кварцевые световоды, лазерные установки «Яхрома» и «Мехатрон» с длиной волны 630 и 627,8 нм, кварцевые световоды со шлифованным концом, с боковым отражением света, с цилиндрическими диффузорами. Мощность лазерного излучения для остановки кровотечения составляла 40 - 60 Вт. Продолжительность воздействия от 3 до 30 сек. Источник кровотечения после лазерного воздействия представлял собой плотно фиксированный стерильный коагуляционный струп, состоящий из подвергшихся коагуляционному некрозу форменных элементов крови, фибрина и небольшим отеком слизистой оболочки вокруг. Временный гемостаз достигнут во всех случаях, рецидив кровотечения возник у 26 больных в срок от одних до 7 суток, окончательную остановку кровотечения удалось выполнить эндоскопически.

Электрокоагуляция проводится для остановки выраженных, умеренных и слабых кровотечений, а также для укрепления рыхлых тромбов. Для электрокоагуляции использовались электрохирургический блок *UES-30 "Olympus"* и электрохирургический высокочастотный аппарат ЭХВЧ-50 МТУСИ. Процедура выполнялась сферическими и игольчатыми электродами, а также щипцами для горячей биопсии и гемостатическими щипцами. Выраженная степень интенсивности кровотечения имела место у 18 больных, в 14 случаях выполнен временный гемостаз. Двум больным при кровотечении из варикозно расширенных вен пищевода установлен зонд Блэкмора, одному пациенту выполнено ушивание кровоточащей язвы желудка и одному ушивание кровоточащей язвы 12-перстной кишки. Электрокоагуляция показала хорошие результаты при синдроме Маллори-Вейсса, при кровотечении из распадающихся опухолей. Продолжительность подачи разряда на электрокоагуляционный зонд продолжалась 1 - 2 сек. Коагулировали под контролем зрения, перемещали коагулятор в момент подачи тока и следили, чтобы в месте коагуляции не было скопления жидкости. Рецидив кровотечения в данной группе больных имел место у 10 пациентов, окончательная остановка кровотечения достигнута эндоскопически. Для профилактики рецидива кровотечения в ряде случаев на область коагуляции наносили kleевую аппликацию из пленкообразующих kleев использовали статизоль, лифузоль, гастрозоль или стойких пломбирующих медицинских kleев МК-7, МК-8, МК-14, в основу которых входят цианакрилатные соединения.

Инъекция лекарственных препаратов для остановки кровотечений умеренной интенсивности осуществлялась подслизистым введением сосудосуживающих и склерозирующих препаратов через инъекционные иглы на длинном гибком стержне. Вводились: новокаинадреналовая смесь, 0,5-1,0% раствора этоксисклерола. Сосудосуживающий и прицельный склерозирующий эффект вводимых препаратов давали достаточно надежный гемостаз. Слабой интенсивности кровотечения удавалось купировать орошением раствором аргентум нитрикум 0,5-2%, 0,5% раствором танина, 70% раствором этанола. Эндоскопический гемостаз достигнут во всех случаях.

После остановки желудочно-кишечного кровотечения больным проводился комплекс медикаментозной гемостатической терапии в условиях хирургического отделения или реанимации.

По результатам проведенной работы можно сделать выводы:

1. Больным пожилого возраста, имеющим острую и хроническую сердечную патологию, сопутствующие заболевания, осложнившиеся желудочно-кишечным кровотечением, необходимо выполнять эндоскопический гемостаз, который во многом определяет успех исхода заболевания.

2. Желудочно-кишечные кровотечения умеренной и слабой интенсивности в условиях эндоскопического отделения могут быть успешно остановлены электрокоагуляцией, фотокоагуляцией высокоэнергетическим лазером, инъекцией лекарственных препаратов.

3. Для остановки кровотечений любой степени интенсивности в условиях реанимации, операционной, хирургического стационара предпочтительнее использовать электрокоагуляцию, в ряде случаев дополненную kleевой аппликацией.

4. Для быстрого осуществления эндоскопического гемостаза вне эндоскопического отделения, используемые высокочастотные аппараты должны быть мобильные, малогабаритные, обладать достаточной мощностью. Электрохирургический аппарат ЭХВЧ-50 МТУСИ, используемый нами в последние два года, полностью отвечает указанным требованиям.

ЛИТЕРАТУРА

1. Manencov A.A., Denisov N.N., Bagdasarov V.H., Starkovsky A.N., Yurchenko S.V., Kornilov Yu.M., Mikaberidze, Sarcisov S.E. .Potentials for pulsed YAG: ND laser

- clinical application to endoscopic surgery // SPIE. - 1989. - V.1420, Optical fibres in medicine, VI. – p..254
2. Луцевич Э.В., Семенов М.В., Друянов Б.М. Применение высокоэнергетических лазеров при желудочно-кишечных кровотечениях. – Методические рекомендации.- Москва, Департамент здравоохранения МПС РФ, 1996. – 15 с.
 3. Луцевич Э.В., Странадко Е.Ф. Лазерные технологии в хирургии и онкологии // Международный Медицинский Журнал. - 1998. - №11-12. - с.927-932 .
 4. Вербицкий В.Г. Желудочно-кишечные кровотечения язвенной этиологии. М., - 2004.-242 с.

SOME ASPECTS OF THE ELDERLY PATIENTS GASTROENTERIC PATH HEMOSTASIS

**I.V. Timchenko, T.D. Sokolova, I.V. Sokolov, N.N. Ahmjatova, I.A. Hohlov,
S.V. Terehov, V.J. Melkonov**

CKB №2 n.a. N.A.Semashko, JSC "RZHD", MTUSI, Moscow

Radiofrequency thermal hemostasis in alimentary canals can be secured safely using percutaneous, laparoscopic, or open surgical techniques. Technologic advances in radiofrequency equipment, a new generation Electro-Surgical Units "MTUCI", methods of altering tissue response to radiofrequency treatment, and combined therapies will likely yield an improvement in the complete ablation rate of small polyps and make the treatment of larger polyps a clinically viable treatment alternative.



ЭНДОСКОПИЧЕСКОЕ УДАЛЕНИЕ ДОБРОКАЧЕСТВЕННЫХ ОБРАЗОВАНИЙ ГОРТАНИ С ПОМОЩЬЮ ЭЛЕКТРОХИРУРГИЧЕСКИХ И РАДИОВОЛНОВЫХ АППАРАТОВ

**И.В. Тимченко, Т.Д. Соколова, Н.Н. Ахмятова,
И.А. Хохлов, С.В. Терехов, В.Ю. Мелконов**

ЦКБ №2 им. Н.А. Семашко, ОАО «РЖД», МТУСИ, г.Москва

Широкое внедрение в клиническую практику современных эндоскопических методов исследования и лечения значительно расширило диагностические и лечебные возможности в отоларингологии. При доброкачественных опухолях гортани эндоскопические операции в большинстве случаев стали альтернативой хирургическим.

В эндоскопическом отделении ЦКБ №2 им. Н.А.Семашко ОАО РЖД за период с 2003 по 2007 г 93 пациентам в возрасте от 21 до 69 лет удалено 97 доброкачественных образований гортани. Среди них папилломы составили 36 (37,1%), фибромы и ангиофибромы 51 (52,5%), грануляционные разрастания области стояния трахеостомической трубки 6(6,1%), лейкоплакии 3(3,0%), липома 1(1%) случаев.

Папилломы (фиброзно-епителиальная опухоль) у 36 пациентов представляли собой одиночные или множественные 3-7мм сосочковые выросты, которые располагались в области передней комиссюры и передней трети голосовых складок. У 21 больного они имели широкое основание, у 11 небольшую ножку. У 4 пациентов имел место папилломатоз - обширное разрастание папиллом на широком основании.

Фибромы (фиброзный полип) удалены у 39 больных, они имели округлую форму, располагались на широком основании или короткой ножке в основном у свободного края голосовых складок, достигали размеров 5-10мм. Слизистая оболочка их имела розовый цвет. У 12 пациентов имели место ангиофибромы – округлые образования 3 - 10мм, мягко-эластичной консистенции, багрово-фиолетового окрашивания.

У 6 пациентов удалялись грануляционные разрастания, образовавшиеся на фоне длительного стояния трахеостомической трубки. Слизистая оболочка грануляций была гиперемирована, покрыта налетом фибрина. Грануляционные разрастания выступали в просвет трахеи, тем самым суживали его. У трех пациентов имели место белесого цвета напластвования на голосовых складках в сочетании с мелкозернистой гипертрофией. Морфологически верифицировалась лейкоплакия. У одной пациентки округлое образование 6 мм на толстой ножке было представлено жировой тканью.

Эндоскопическое удаление всех перечисленных доброкачественных образований гортани выполнялось фибробронхоскопами BF фирмы Fujinon и BF-40 фирмы «Olympus».

Удаление папиллом и фибром на ножках осуществлялось методом электроэксцизии электрохирургическими высокочастотными аппаратами UES-30 «Olympus» и ЭХВЧ-50 МТУСИ. Диатермическая петля SD-11L-1 или SD-9L-1 накладывалась на основание образования гортани, затягивалась и на нее подавался ток высокой частоты в смешанном режиме мощностью 35 Вт. Удаленное образование извлекалось для морфологической верификации.

Удаление папиллом на широком основании, удаление очагов лейкоплакий осуществлялось методом радиоволновой коагуляции радиохирургическим прибором *Surgitron TM* – США и радиохирургическим прибором МТУСИ, после выполнения предварительной биопсии, так как при использовании данного метода патологический очаг полностью вапоризировался. Суть метода заключалась в том, что радиоволновое разрушение патологической ткани осуществлялось при помощи тепла, которое образовывалось в клетках при прохождении через них направленных высокочастотных волн. Благодаря этому теплу внутриклеточная жидкость мгновенно «вспыхала» и разрывала клеточную оболочку. При этом разрушение касалось только тех слоев, которые непосредственно воспринимали узко направленную радиоволну от электрода. Глубже лежащие ткани не разогревались, что очень важно для тонких структур. С помощью радиоволновой коагуляции удалось максимально сохранить целостность и функциональное состояние голосовых складок.

Удаление ангиофибром, грануляционных разрастаний трахеи требовало более глубокого коагулирующего воздействия. Данные образования удалялись методом электро-коагуляции с помощью электрохирургических высокочастотных аппаратов UES-30 «Olympus» и ЭХВЧ-50 МТУСИ. При этом использовался шариковый электро-коагулятор, щипцы для горячей биопсии FD-5U. Суть метода заключалась в том, что грануляции или ангиофиброма частями захватывались щипцами для горячей биопсии, после каждого захвата на бранши щипцов подавался ток высокой частоты в режиме «коагуляция» с экспозицией 2 - 3 сек. Происходило постепенное сжигание образования. На месте воздействия остается посткоагуляционный дефект.

Таким образом, развитие высокотехнологичных методов оперативной «гибкой» эндоскопии с использованием электрохирургических аппаратов высокой частоты и радиохирургических приборов позволило решить вопрос удаления большинства доброкачественных опухолей гортани эндоскопическим путем, без открытых хирургических вмешательств.

ЛИТЕРАТУРА

1. Многотомное руководство по оториноларингологии, под ред. А.Г Лихачева.- М.: 1960; т. 1, с. 408, т. 3, с. 433.
2. Пальчун В.П. и Преображенский Н.А. Болезни уха, горла, носа. - М.: 1980, с. 182.
3. Пачес А.И. Опухоли головы и шеи. - М.: 1983, с. 333.
4. Лапкин К.В. Первый опыт применения радиохирургического прибора «Сургит-рон» в хирургии. /Актуальные вопросы хирургической гепатологии.- Томск, 1997.
5. Лейзерман М.Г. Эндоларингеальная микрохирургия с использованием радиоволны /Российская научно-практическая конференция «Современные проблемы заболеваний верхних дыхательных путей» Москва, 2002.

6. Романова Ж.Г., Чекин В.Л. Комплексное лечение папилломатоза гортани.- Там же.

ENDOSCOPIC REMOVAL OF NON-MALIGNANT FORMATIONS OF THE THROAT BY MEANS OF ELECTROSURGICAL AND RADIOWAVE DEVICES

**I.V.Timchenko, T.D.Sokolova, I.V.Sokolov, N.N.Ahmjatova, I.A.Hohlov, S.V.Terehov,
V.J.Melkonov**

CKB №2 n.a. N.A.Semashko, JSC "RZHD", MTUSI, Moscow

Radiofrequency thermal ablation of neoplasm in larynx can be performed safely using percutaneous, laparoscopic, or open surgical techniques. Technologic advances in radiofrequency equipment, a new generation Electro-Surgical Units "MTUCI", methods of altering tissue response to radiofrequency treatment, and combined therapies will likely yield an improvement in the complete ablation rate of small neoplasm and make the treatment of larger ones a clinically viable treatment alternative.



МЕТОД УПРАВЛЯЕМОЙ ОККЛЮЗИИ ПРИ ИССЛЕДОВАНИИ СОСТОЯНИЯ СОСУДИСТОСЕРДЕЧНОЙ СИСТЕМЫ

А.В. Чащин, Е.П. Попечителев
С-ПбГЭТУ «ЛЭТИ», Санкт-Петербург
e-mail: cha@valenta.spb.ru; eugeny_p@mail.ru

Создание окклюзионных воздействий на ткани верхней или нижней конечности является основным методическим приёмом, применяемым при измерениях артериального давления (АД) и в плетизмографических исследованиях состояния сосудистой системы (ССС) человека. В обоих методах используются специальные манжеты, в которых создаются определенные уровни внешнего давления (P_M) на ткани и регистрируются несколько феноменов, сопровождающих объемные изменения $V(t)$ кровеносных сосудов. В числе таких феноменов – изменения формы осцилляций объёмного кровенаполнения, генерация тонов Короткова, изменение скорости распространения пульсовой волны и другие проявления. Математическая обработка результатов регистраций позволяет определять показатели АД и оценивать характеристики состояния сосудов.

Протекающие при окклюзионных воздействиях (ОВ) процессы являются искусственно спровоцированными из-за создания условий, изменяющих, прежде всего, кровообращение в конечности. В работах [1, 2] было предложено рассматривать такую измерительную процедуру как функциональную пробу, причём сориентированную не только на сосудистую систему конечности, но и на область центральной гемодинамики [2]. Кроме того, в организме в ходе ОВ изменяется и состояние лимфотока, и характер движения тканевой жидкости, а также изменяются упруго-вязкие свойства сжимаемых тканей. Мягкие ткани частично вытесняются и уплотняются за пределами подманжетного пространства (W) в участках дистальнее и проксимальнее соответственно нижнего и верхнего края манжеты. В зоне непосредственного воздействия манжеты происходит сжимающее действие компонентов мягких тканей: кожного покрова, жировой ткани, мышечных волокон, фасциальной и соединительной тканей. Частично или полностью (в зависимости от уровня давления P_M) из зоны механически вытесняется часть тканевой жидкости (V_J); в этой же зоне прекращается лимфодренаж, выжимается кровь из венозных

сосудов (V_B), создаётся силовое действие (P_M) на стенку сосудов артериального русла, деформирующее форму пульсовой волны.

Принципиально важной особенностью происходящих изменений является сопровождающее управление сосудистым тонусом со стороны центральной нервной системы (ЦНС). Сосудистый тонус контролируется с помощью барорецепторов, которые расположены в кровеносных сосудах, разных по калибру и внутрисосудистому давлению. Управляющие воздействия, безусловно, отражаются в процессах ответной реакции организма на ОВ. Не случайно адаптивная реакция организма на процедуру измерения АД, кроме отмечаемых пациентами субъективных болевых ощущений, объективно демонстрирует неоднозначность в проявлении и направленности ответной реакции (вариабельности измеряемых показателей АД и частоты сердечных сокращений). Таким образом, из-за большого числа структурных образований и функциональных связей в организме, вовлеченных в процессы ответной реакции на внешние ОВ, эти процессы инициируют комплексный ответ организма и определяют последующие процессы восстановления.

На рис. 1 представлена функциональная схема передачи ОВ на внутренние структурные элементы – тканей и связи, непосредственно втянутые в реакции на окклюзионные пробы. В приведенной схеме выделены:

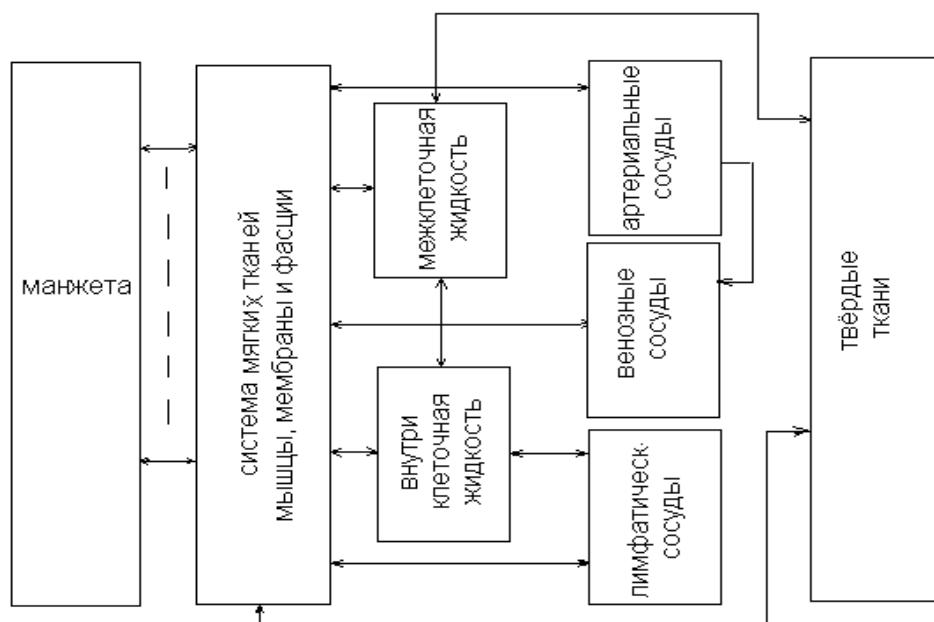


Рис. 1 Функциональная схема передачи ОВ на внутренние структурные элементы.

- внешняя окклюзионная манжета, от которой давление P_M передается через кожную поверхность на всю систему тканей в пространстве под манжетой;
- система мягких тканей, мышцы, клеточные мембранны;
- сосудистая система,
- жидкостные компоненты (кровь, лимфа, внеклеточная и внутриклеточная жидкости);
- соединительная, фасциальная и костные ткани.

Перечисленные структурные образования тканей, в той или иной мере, вступают в механическое взаимодействие, определяющее характер их пространственного смещения и процессы перераспределения жидкостных компонентов в объеме окклюзируемых тканей. Они регистрируются в виде интегральной реакции. Задействовано также значительное поле рецепторных образований разных тканей.

Изменениям в разных тканях при ОВ соответствует общая особенность. При взаимодействии тканей между собой в них, прежде всего, происходят объемные изменения,

передаваемые в виде давления на соседние ткани и на манжету. При этом, важно учесть, что из-за различия реологических свойств тканей организма эти изменения нелинейные и в разной степени проявляются в разных тканях при одних и тех же уровнях внешнего ОВ. В регистрациях реакции, производимой посредством манжеты и преобразователя давления, отражается вклад, создаваемый совместно разными тканями.

Для выделения реакции разных тканей предлагается метод, основанный на создании специфичных уровней окклюзии тканей, свойственных условиям их ответной реакции. Каждый уровень выбирается из условия исключения из общего регистрируемого процесса действия тех или иных тканей, за счёт превышения давления в манжете уровня давления в них. Это решение, в определённой мере, касается и методического вопроса оптимизации ОВ, с целью регистрации требуемых реакций, и относится к выбору контролируемых параметров. Реализация предлагаемого метода включает два принципа использования окклюзии:

- уровень ОВ призван обеспечивать поэлементное разобщение единства тканей;
- уровень ОВ не должен нарушать функциональную активность тканей, давление на которые превышает уровень окклюзии.

При управляемом ОВ последовательно исключается вклад отдельных тканей из общего объемного изменения. Так при малых постоянных уровнях P_M из-под пространства манжеты сначала вытесняются мягкие ткани; по мере повышения P_M , в пространстве под манжетой последовательно пережимаются лимфатические, капиллярные, венозные и артериальные сосуды. В такой процедуре изменение наружного объема тканей отражает процессы объемных изменений состояния разных тканей, располагаемых в глубине тела. Ступени же давления $P_M(\text{const})_i$ в таком исследовании целесообразно задавать, как воздействие, обеспечивающее на определённое время, окклюзию последовательно лимфатических, капиллярных, венозных и артериальных сосудов конечности. Это позволяет, сохраняя контроль внешнего давления на сосуды и мягкие ткани, регистрировать адаптивную реакцию в виде их объемного изменения, по связанным с ними сигналам $P_M(t)$.

При выборе способа обработки сигналов заметим, что значительное число происходящих процессов в тканях – квазипериодические, и, они во многом, предопределены работой сердца и других внутренних органов. Внешние же воздействия, как вмешательство в кровообращение организма и работу органов, проявляются в ответной реакции, прежде всего, изменением установившихся процессов и адаптацией к новым условиям. Закономерно ожидать, что оно отражается и на характере повторения протекающих процессов, и отличается от них в сравнении с отсутствием внешних воздействий.

В числе эффективных методов, проявляющих закономерности периодических временных процессов и волновых процессов в пространстве тканей целесообразно использовать методы спектрального преобразования и представления результатов анализа в частотной области. Они позволяют выделять основные частотные компоненты периодических процессов и определять относительный вклад управляющих биофизических механизмов, или внешних факторов, отвечающих за их проявление. Воспользуемся преимуществами аппарата спектральных исследований, направленных на получение данных предложенным методом управляемой окклюзии.

Экспериментальная апробация метода проводилась путём регистрации и наблюдения на экране монитора компьютера изменений сигнала $P_M(t)$ с использованием управляющей программы «Measurement and Automation Explorer» (National Instruments). В обработке результатов использовались средства программного пакета MatLab по алгоритму быстрого преобразования Фурье (БПФ), с разрешением 4096 отсчёта. Дискретизация сигналов для

передачи в персональный компьютер проводилась 16-ти разрядным аналого-цифровым преобразователем DAQCard-6036E (National Instruments), устанавливаемым в порт PCMCIA компьютера. В качестве преобразователя давления использовался преобразователь МРХ-5050DP (Motorola). Частота опроса регистрируемых сигналов устанавливалась 100 Гц.

Для исследования периодичности волновых процессов в сосудах и мягких тканях конечностей (в плечевой, локтевой и бедренной областях), в последовательной серии установочных экспериментов в манжете задавались разные ступени давлений, выбираемые из диапазона $P = 3\ldots120$ мм рт.ст. Оставляя P_m постоянным на каждой уровне ОВ, в течение не менее 3 мин. регистрировалась ответная реакция. Повышение давления на сосуды и мягкие ткани инициировало соответствующее изменение их объема, в ответ на ОВ. Изменения объема тканей в пространстве под манжетой передавалось на манжету, и создавало соответствующие изменения давления, регистрируемые техническими средствами.

На рис. 2 приведены примеры спектрограмм плотности мощности (СПМ) переменной составляющей сигнала P_m при трёх постоянных уровнях ОВ на ткани плечевой области. Оцифрованные отметки на вертикальных осях – значения СПМ, мм рт. ст.² /Гц, по горизонтальным – частота, Гц. При всех уровнях внешнего давления на ткани плечевой области в спектрограммах по разному проявляются пики высокочастотной (в диапазоне 1,2…1,4 Гц) и низкочастотной (ниже 0,6 Гц) составляющих. Эти составляющие представляют динамику объемных изменений быстрых и медленных волновых процессов, выделенных в реакции сосудов и мягких тканей. Очевидно, высокочастотный пик и его полоса частот связаны с пульсирующим характером работы кровеносных сосудов в области под манжетой и вариабельностью частоты сердечных сокращений. Они соответствуют и частоте пульса и диапазону его изменения, определенным в независимом электрокардиографическом исследовании. Низкочастотные же компоненты спектра отражают медленные волновые процессы в сосудах и мягких тканях плеча, обусловлены модулирующим действием дыхательных волн, возможным проявлением волн более высокого порядка (Траубе-Геринга-Майера, их гармониками, отражением и суперпозицией волн) и др. физиологическими механизмами действия.

Из спектрограмм (рис. 2) видно, что с каждой ступенью давления $P_m = P_m(\text{const})$, по мере её повышения от 5 до 60 мм рт.ст., низкочастотные спектральные составляющие процессов в тканях плеча подавляются, в сравнении с высокочастотными пиками. Это объясняется превышением окклюзионного давления уровня, при котором активность структур, участвующих в медленно волновых процессах, прекращается из-за полной окклюзии соответствующих сосудов и мягких тканей. В спектрограммах отмечается также изменение абсолютных значений уровней пиков и соотношений между ними. Во всех случаях исследований (30 человек) регистрируемые низкочастотные процессы соответствовали частотному диапазону волн 6…14/мин. Их разброс объясняется индивидуальными состояниями тканей пациентов. Результаты интерпретируются разным вкладом, вносимым в общую картину реакции разными тканями плечевой области на ОВ, и проявлением различных механизмов действия ответной реакции при разных уровнях внешнего давления.

Предварительные аналогичные исследования, проведённые на тканях локтевого участка обеих верхних конечностей и на нижних конечностях, в спектрограммах продемонстрировали качественно схожую картину проявления изменений в соотношениях между медленно и быстроволновыми составляющими процессов объемных изменений. Сравнительный анализ результатов таких спектрограмм для верхних и нижних конечностей нами представляется перспективным направлением дальнейших теоретических и экспериментальных исследований, направленным на диагностику ССС и мягких тканей.

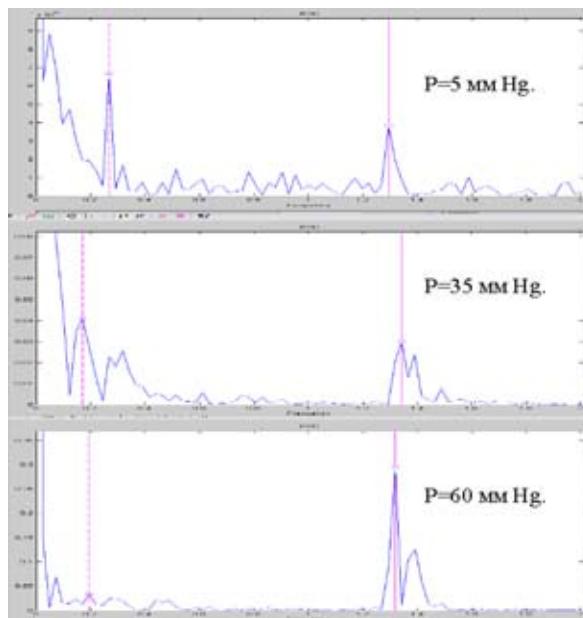


Рис. 2. Спектрограммы плотности мощности (СПМ) переменной составляющей сигнала P_m при трёх постоянных уровнях ОВ на ткани плечевой области.

Таким образом, предложенные модельные представления и полученные результаты на разных тканях демонстрируют принципиальную возможность разделения процессов объемных изменений в них, путём проведения управляемых окклюзионных воздействий на ткани и с применением анализа процессов в частотной области. Это позволяет проявлять структуру волновых процессов в тканях для целей диагностики состояний и подтверждает развитие модельных представлений о реакции организма в окклюзионных воздействиях.

ЛИТЕРАТУРА

- Попечителев Е. П., Чащин А. В. / Об одном подходе к анализу процессов кровообращения в сосудистой системе верхних конечностей // VII Международная научно-техническая конференция "Физика и радиоэлектроника в медицине и экологии" (ФРЭМЭ'2006), Владимир-Сузdal', с.34, 2006.
- Чащин А. В., Попечителев Е. П. / Модель состояния организма в процессах окклюзионных измерений артериального давления // Известия СпбГЭТУ (ЛЭТИ), Биотехнические системы в медицине и экологии, 2008 (в печати).

OPERATING OCCLUSION METHOD IN RESEARCH OF VASCULAR-HEART SYSTEM CONDITION

A.V. Chastchin, E.P. Popchitelev

The St.-Petersburg state electrotechnical university, St.-Petersburg
e-mail: cha@valenta.spb.ru; eugeny_p@mail.ru

The approach developing a direction of the modeling description of processes, occurring in different tissues of an organism in occlusive tests is offered at measurement of arteriotomy. Thus representations of changes in tissues and an organism as a whole are systematized. It allows to analyze a condition not only heart and vascular system, and also connected with display of processes of volumetric changes in tissues. Experimental data on division of the contribution of system of different tissues in the common integrated process, based on allocation of processes are resulted by spectral transformation. The offered model can be effective means of development of new methods and hardware-software complexes for diagnostics of an organism condition.



**ВЫСОКОРАЗРЕШАЮЩАЯ РЕНТГЕНОВСКАЯ
КОМПЬЮТЕРНАЯ ТОМОГРАФИЯ В РАННЕЙ ДИАГНОСТИКЕ
ХРОНИЧЕСКОЙ ОБСТРУКТИВНОЙ БОЛЕЗНИ ЛЁГКИХ**

А.А. Селивёрстов

Владимирское областное учреждение здравоохранения

«Областная клиническая больница», Владимир

e-mail: drgoody@km.ru

На сегодняшний день, согласно Глобальной стратегии диагностики, лечения и профилактики хронической обструктивной болезни лёгких, считается, что хроническая обструктивная болезнь лёгких (ХОБЛ) является заболеванием, которое можно предупредить и лечить. Характеризующаяся не полностью обратимым ограничением скорости воздушного потока болезнь обычно прогрессирует и связана с воспалительным ответом лёгких на патогенные частицы или газы, причём основной причиной является курение табака [2]. По данным Федеральной программы по ХОБЛ от 2004г., в России ожидается дальнейший рост числа больных данной патологией. В приведённом документе подчёркивается, что в России диагностика ХОБЛ находится на достаточно низком уровне [3]. Очевидно, это является отражением недостаточной разработанности вопросов диагностики ХОБЛ. Наряду со спирометрией как «золотым стандартом» в диагностике ХОБЛ [1] большое значение в выявлении и подтверждении рассматриваемого заболевания имеют различные методы лучевой диагностики (рентгенография грудной клетки в двух проекциях, компьютерная томография, в т.ч. высокоразрешающая (ВРКТ)), которые, как правило, используясь вслед за спирометрией, не позволяют выявить ранние стадии ХОБЛ. Тем самым не учитываются многие случаи, когда рентгенологические изменения в лёгких при ХОБЛ предшествуют клиническим проявлениям болезни, на что было указано в исследованиях Petty T. [4]. Выделенное противоречие, а также намечающаяся тенденция оснащения аппаратами рентгеновской компьютерной томографии (РКТ) всё большего числа лечебно-профилактических учреждений Российской Федерации, обусловливают необходимость более детального изучения возможностей различных методов лучевой диагностики в раннем выявлении ХОБЛ.

Целью нашего исследования было сравнить возможности рентгенографии грудной клетки в двух проекциях и высокоразрешающей компьютерной томографии в диагностике ХОБЛ на ранних стадиях.

Нами было обследовано 377 больных с подтверждённым данными исследования функции внешнего дыхания (ФВД) диагнозом ХОБЛ. При этом, согласно спирометрии, 125 больных относились к так называемой 0 стадии (преморбидное состояние, когда показатели ФВД нормальные относительно общепринятых), у 141 человека была поставлена I стадия, 78 пациентов относились к II стадии, 21 человек – к III стадии и 12 больных – к IV стадии ХОБЛ.

У 165 больных (43,8%) обзорные рентгенограммы не выявили каких-либо патологических изменений в лёгких. Среди патологических изменений, выявленных у 212 больных с помощью рентгенографии грудной клетки в двух проекциях, были признаки выраженной эмфиземы и буллёзных явлений (что характерно для поздних стадий ХОБЛ), грубые проявления хронического бронхита, косвенные признаки лёгочной гипертензии.

Примечательно, что все больные, у которых выявлялись вышеупомянутые изменения на рентгенограммах в двух проекциях, относились преимущественно к II-IV стадиям, 101 человек наблюдался с ХОБЛ I стадии.

Среди больных, у которых традиционная рентгенография грудной клетки не выявила каких-либо патологических изменений, 125 пациентам была поставлена 0 стадия ХОБЛ, а 40 – I стадия (по данным исследования ФВД). При этом ВРКТ выявила у данных «пропущенных» больных признаки начинающейся парасептальной, центролобулярной или

смешанной эмфиземы (у всех 165 пациентов), бронхо-/бронхиолоэктазов (возможно, врождённого характера) (у 41 больного) и/или бронхита (у 40 человек).

Таким образом, почти у половины обследованных больных (43,8%) рентгенография не выявила изменений лёгких, в то время как по данным ВРКТ эти изменения были установлены. Это касалось больных с подтверждённой спирографией 0 стадией ХОБЛ и 40 больных, относящихся ко I стадии болезни, т.е. пациентов на начальных проявлениях данной патологии. Учитывая возрастающую доступность РКТ для населения, мы рассматриваем данный факт как вполне очевидное требование к более углублённой разработке методик РКТ-диагностики ХОБЛ. Использование РКТ связано с гораздо более высокой чувствительностью данного метода, способной выявить минимальные изменения, в том числе и на ранних стадиях. Это определяется возможностью детального изучения морфологических изменений, в отличие от традиционной рентгенографии грудной клетки в двух проекциях. Следует предположить, что реализация обозначенного направления исследований будет способствовать решению актуальных вопросов, связанных со снижением высоких экономических затрат и высокой смертности от ХОБЛ.

ЛИТЕРАТУРА

1. Глобальная стратегия диагностики, лечения и профилактики хронической обструктивной болезни лёгких / Пер. с англ. под ред. Чучалина А.Г. – М.: Атмосфера, 2003.
2. Стандарты по диагностике и лечению больных хронической обструктивной болезнью лёгких (ATS / ERS, пересмотр 2004г.) / пер. с англ. под ред. Чучалина А.Г. – М.: Издательство «Атмосфера», 2005.
3. Хроническая обструктивная болезнь легких. Федеральная программа. Изд. 2-е / под ред. А.Г.Чучалина. – М., 2004.
4. Petty, T.L. Definition, epidemiology, courage and prognosis of COPD / T.L.Petty // Clin. Cornerstone. – 2003. – vol. 5. - № 1. – p. 1-10.

THE ROLE OF HIGH-RESOLUTION COMPUTED TOMOGRAPHY IN EARLY DIAGNOSTICS OF CHRONIC OBSTRUCTIVE PULMONARY DISEASE

A.A. Seliverstov

Vladimir Regional Hospital, Vladimir
e-mail: drgoody@km.ru

The aim of our investigation was to compare the abilities of chest X-ray and high-resolution computed tomography (HRCT) of the chest in diagnostics of chronic obstructive pulmonary disease (COPD) at the beginning stages.

We have examined 377 patients with the confirmed, using spirometry, COPD diagnosis.

In 43,8% of cases in our investigation the chest X-ray hasn't revealed any changes in lungs whereas we have revealed the signs of different types of emphysema, bronchi-/bronchioloeuctasis or/and bronchitis in these cases. It concerned patients with confirmed (using spirometry) 0 (125 patients) and I (40 patients) COPD stages.

Taking into account the increasing availability of HRCT it seems to us that the elaboration of COPD HRCT-diagnosis is rather important nowadays.



ОПЫТ ВЫПОЛНЕНИЯ ТРАНСМИОКАРДИАЛЬНОЙ ЛАЗЕРНОЙ РЕВАСКУЛЯРИЗАЦИИ У БОЛЬНЫХ ИБС С КОНЕЧНОЙ СТАДИЕЙ ПОРАЖЕНИЯ КОРОНАРНЫХ АРТЕРИЙ

Л.А. Бокерия, И.И. Беришвили, М.Н. Вахромеева, Е.С. Никитин, М.В. Старостин,
И.В. Глушкова, Л.Э. Хвичия, И.В. Солнышков, Э.Г. Сарджвеладзе, А.Ю. Вахрамеева
НЦ ССХ им. А.Н. Бакулева РАМН, Москва

Традиционные методы лечения (АКШ и стентирование) с успехом применяются для лечения ИБС уже многие годы. Однако эти методы не пригодны у больных с дистальным поражением коронарного русла. У этой категории больных (no-option patients) последние годы стали применять различные альтернативные методы реваскуляризации миокарда из которых широкое применение в клинике пока нашла только трансмиокардиальная лазерная реваскуляризация (ТМЛР). В связи с этим приводим результаты ТМЛР, выполненной в НЦ ССХ им. А.Н. Бакулева.

Цель сообщения – обобщить опыт выполнения ТМЛР у больных ИБС с конечной стадией поражения коронарных артерий.

Материалы и методы

За период с апреля 1997 г по настоящее время в НЦ ССХ им. А.Н.Бакулева РАМН выполнено 527 операций ТМЛР. В 353 случаях ТМЛР сочеталась с прямой реваскуляризацией миокарда. Из них у 245 пациентов ТМЛР сочеталась с АКШ, у 108 - с МИРМ. В 58 случаях операции сочетались с использованием ангиогенных факторов и в 6-и – со стволовыми клетками. 47 больным ТМЛР выполнялась в качестве повторного вмешательства. Методы исследования включали в себя ЭКГ, ВЭМ, ЭхоКГ исследование, а также изучение данных перфузии и метаболизма миокарда с помощью синхро-ОФЭКТ и ПЭТ.

Результаты и обсуждение

Общая госпитальная летальность составила 1,9 %. На последние 350 операции было только 2 летальных исхода (0,6%). Общая летальность (включая отдаленные результаты до 9 лет) составила 3,0 %. 7-летняя актуарная выживаемость составила 95,4%. Свобода от серьезных сердечных осложнений составила 95,4 %. При этом у больных достоверно увеличилась толерантность к физическим нагрузкам, уменьшилась потребность в приеме нитратов, снизился функциональный класс стенокардии и улучшилось качество жизни. Данные послеоперационной сцинтиграфии свидетельствуют о достоверном улучшении региональной перфузии, а ПЭТ – об уменьшении сегментов с гипернаправленным миокардом. В отдаленные сроки мы не наблюдали сердечных и ТМЛР-зависимых летальных исходов.

Кривая свободы от ИМ по Каплан-Мейеру по группе составила 98,7%.

У девяти пациентов после операции возник возврат стенокардии (2,1%).

98% больных в сроки до 5 лет были свободны от стенокардии - у них стенокардия либо полностью исчезла, либо снижалась на 2 и более ФК (CCS).

Изучение изменений функционального класса стенокардии (ФК) показало, что если до операции функциональный класс составлял в среднем 3.84 ± 0.55 , то через 5 лет он составил 1.1 ± 0.72 ($p < 0.001$).

По данным ВЭМ толерантность к физической нагрузке достоверно улучшилась с 56.8 ± 22.3 Вт исходно до 99.6 ± 17.1 Вт через 5 лет после операции.

Указанные данные свидетельствуют о нормализации функционального состояния миокарда и увеличении миокардиального резерва.

В отдаленные сроки большинство больных либо полностью перестали принимать нитро-препараты, либо прием нитроглицерина (НГ) и других антиангинальных препаратов снизился. В среднем потребность в НГ снизилась более чем в 20 раз, (до операции составила 8,67таб., после операции составила 0,43 таб./сутки).

По данным литературы, после изолированной ТМЛР исследователи, как правило, не отмечают достоверного прироста фракции выброса левого желудочка (ФВ ЛЖ) в покое после операции. После изолированной ТМЛР прирост общей ФВ ЛЖ действительно не достигает статистической значимости, но средняя ФВ ЛЖ после сочетанных операций в покое возросла с $50,8 \pm 5,03\%$ исходно до $57,4 \pm 2,6$.

В группе больных с обратимыми ДП к году после операции в целом, улучшение миокардиального кровотока, проявляющееся в исчезновении ДП на нагрузке выявлено у всех 100% больных. Улучшение перфузии у больных с частично обратимыми дефектами перфузии выявлено у 82% пациентов.

В отличие от изолированной ТМЛР, где перфузия достоверно улучшается преимущественно на нагрузке, при сочетанных операциях, улучшение перфузии в «леченных» сегментах происходит как при нагрузке, так и в покое.

Мы не имели летальных исходов при повторных вмешательствах и сочетании ТМЛР с АФ как на госпитальном этапе так и в отдаленные сроки (до 12 мес).

Представленные данные свидетельствуют о несомненной клинической эффективности состояния больных, которое, как оказалось, имеет явную тенденцию к дальнейшему улучшению по мере возрастания срока исследования.

Выводы: ТМЛР у больных ИБС с конечной стадией поражений коронарных артерий безопасная и эффективная процедура. У больных, не подлежащих прямым методам реваскуляризации миокарда, ТМЛР позволяет существенно улучшить функциональный класс стенокардии и достичь хорошего функционального состояния сердца и качества жизни больных. В основе эффективности ТМЛР лежит региональное улучшение перфузии и метаболизма миокарда. У повторных больных ТМЛР позволяет снизить показатели летальности и частоту осложнений. Сочетание ТМЛР с АФ α -ECGF позволяет достичь улучшение перфузии в течение первого месяца после операции. Большая эффективность сочетанных операций (АКШ, МИРМ) определяется полнотой реваскуляризации миокарда.

EXPERIENCE OF TRANSMIOCARDIAL LASER REVASCULARIZATION AT PATIENTS CHD WITH THE FINAL STAGE OF DEFEAT OF CORONARY ARTERIES PERFORMANCE

L.A. Bokerija, I.I. Berishvili, M.N. Vahromeeva, E.S. Nikitin, M.V. Starostin, I.V. Glushkova, L.E. Hvichija, I.V. Solnyshkov, E.G. Sardzhveladze, A.U. Varfalameeva

SC IVS it. A.N.Bakuleva of Russian Academy of Medical Science, Moscow

We have summarized our experience of 527 operations of TMLR managing in patients with IHD. 174 patients underwent isolated procedure (sole therapy), and in 353 patients it was combined with direct methods of myocardial revascularization.

Hospital mortality was 1.8% and general mortality was 2,9%.

Perfusion and myocardial contractility in these patients improve for certain and over a long period of time, FCS (CCS) descends and necessity for nitrate use is reduced. Quality of life index in these patients improves essentially.



ФАКТОР СУБЪЕКТИВНОСТИ В УЛЬТРАЗВУКОВОЙ ДИАГНОСТИКЕ

С. В. Попов

Воронежская государственная медицинская академия им. Н.Н. Бурденко,
Воронежский областной клинический консультативно-диагностический центр,
Воронеж

Ультразвуковой метод исследования различных органов и тканей человеческого организма предполагает получение и анализ сонографических характеристик исследуемого объекта врачом-диагностом. Данные характеристики могут быть как количественными, так и качественными. К количественным характеристикам относятся размеры, площадь и объём определённой структуры или органа, его составляющих и полостей, образований, зон поражения; частота сердечных сокращений, скорости артериального и венозного кровотока, а также показатели, производные от них.

Совокупность качественных параметров составляют характеристики контуров органа, образования или зоны поражения, их форма, эхогенность, эхоструктура, степень затухания ультразвукового сигнала в них.

Изображение исследуемого объекта получает на мониторе ультразвукового сканера врач-диагност. Оно зависит не только от технических характеристик трансдьюсера диагностического прибора и монитора, но и тех манипуляций, которые осуществляет врач для получения изображения. Оно зависит от наличия и качества звукопроводной среды между поверхностью тела или слизистой физиологической полости пациента и трансдьюсером, ориентации трансдьюсера относительно тела пациента, особенностей контакта трансдьюсера с кожными или слизистыми покровами исследуемого. Существенное влияние на качество получаемого изображения могут оказывать органы и структуры, не являющиеся предметом ультразвукового исследования (например, петли кишечника при осмотре печени, желчного пузыря, поджелудочной железы). Конституция пациента также имеет значение при проведении исследования (информативность диагностических манипуляций при обследовании внутренних органов у тучных больных, как правило, ниже, чем у лиц, не имеющих лишнего веса).

Таким образом, отражённое изображение исследуемой структуры человеческого организма зависит от множества условий, не связанных непосредственно со свойствами биологических тканей данной структуры. Вышеотмеченные факторы могут влиять как на количественные, так и на качественные характеристики изображения. Это должно в полной мере учитываться исследователем при интерпретации ультразвуковой картины для корректной оценки полученных данных и грамотного обоснования врачебного заключения по результатам диагностической манипуляции.

Важнейшим звеном диагностического процесса является фигура врача-исследователя. Именно от него зависит, насколько адекватно в каждом конкретном случае сонографический диагноз отображает полученную ультразвуковую картину. Элемент субъективности в данной отрасли медицинской диагностики весьма ощутим.

На восприятие и анализ диагностической информации может влиять следующее.

1. Теоретическая база исследователя.
2. Опыт практической работы врача.
3. Острота зрения и наличие глазных болезней.
4. Психологические особенности исследователя.
5. Количество времени, выделенного на проведение исследования и анализ результатов.
6. Санитарно-гигиенические условия проведения диагностических процедур.

Поясняя вышеперечисленное, нужно отметить, что профессиональные знания врача являются тем фундаментом, на котором зиждется вся его деятельность. Их недостаточность

является наиболее частоту причиной диагностических ошибок и последующих клинических коллизий. К работе с ультразвуковыми приборами должны допускаться только врачи, прошедшие полный курс соответствующей первичной специализации и успешно сдавшие экзамен на получение сертификата специалиста. Освоение основ сонографии является первым и непреложным условием начала работы врачом ультразвуковой диагностики.

Вместе с тем, качество исследований зависит от количества манипуляций, произведенных врачом. При этом нарабатываются определенные подходы к проведению исследований, специфические технические приемы, детализируются алгоритмы реализации диагностических процедур. Формируется интеллектуальная база данных, позволяющая с минимальными затратами времени и усилий распознать различные патологические процессы. Следует помнить, что работа врача ультразвуковой диагностики предполагает значительную нагрузку на органы зрения. В связи с этим возрастают риски возникновения различных расстройств зрения и глазных болезней. Поэтому профилактика заболеваний данного профиля применительно к врачам визуальной диагностики приобретает особую актуальность. Соответствующие превентивные и лечебные мероприятия должны быть своевременными и планомерными.

Нельзя забывать о психоэмоциональном состоянии врача, его способности сосредоточиться на предмете исследования, определить разумное соотношение значимости анамнестических сведений, физикальных, лабораторных данных и сонографических характеристик. Без взвешенной оценки всех показателей состояния здоровья пациента постановка достоверного диагноза маловероятна.

Проведение качественного исследования должно быть обеспечено достаточным количеством времени, предоставляемым врачу-диагносту для реализации необходимой процедуры. Недостаток времени ведет к методическим нарушениям и, как следствие, к ущербу качеству диагностики заболеваний. Однако и результаты грамотно выполненной диагностической процедуры требуют определенного времени для их анализа. Это свидетельствует о недопустимости «уплотнения» в силу различных причин графика приема пациентов и необходимости соблюдения юридически утвержденных соответствующих норм.

На качество исследования оказывают влияние санитарно-гигиенические характеристики помещения, в котором установлен ультразвуковой сканер. Это прежде всего возможность достичь необходимого затемнения кабинета (наличие на окнах плотных штор, жалюзи и т.п.). Адекватный световой режим нужен для неискаженного и наиболее полного восприятия глазом визуальной диагностической информации. Имеет значение и достаточная площадь помещения, позволяющая исследователю варьировать положение тела пациента сообразно решаемым диагностическим задачам.

Фактор субъективности в ультразвуковой диагностике играет значительную роль. Минимизация его значимости – процесс, необходимый для будущего совершенствования данного метода исследования. Пути реализации этого видятся в уделении большего внимания работе по обозначенным выше направлениям. Это позволит врачам-клиницистам более решительно опираться на данные сонографии при определении тактики дальнейшего обследования и лечения пациентов.

ЛИТЕРАТУРА

1. Громов А., Кубова С. Ультразвуковые артефакты. – М., 2007. – 119с.
2. Осипов Л.В. Ультразвуковые диагностические приборы: Практическое руководство для пользователей. – М., 1999. – 256с.
3. Рыбакова М.К., Митьков В.В. Практическое руководство по ультразвуковой диагностике. Эхокардиография. – М., 2007. – 380с.

FACTOR OF SUBJECTIVISM IN ULTRASOUND DIAGNOSTICS

S.V. Popov

Voronezh State Medical Academy named after N.N.Burdenko,
Voronezh Regional Clinical Diagnostic Centre, Voronezh

The role of physician-diagnostician during carrying out of ultrasound diagnostic procedures was examined. The factors with influence on perception and analysis of diagnostic information were picked out. The ways of improvement of ultrasonographic data assessment were determined.

ОТ ОЦЕНКИ ЕСТЕСТВЕННОЙ ЭВОЛЮЦИИ ГИПЕРТОНИЧЕСКОЙ БОЛЕЗНИ К ОБОСНОВАНИЮ ПОДХОДОВ К ВЫБОРУ ТАКТИКИ ВЕДЕНИЯ

М.Л. Нанчикеева, Е.В. Крюкова, А.А. Гладкая, Ю.К. Кононович,

С.В. Носова, О.С. Остапущенко, М.А. Романова

Владимирская областная клиническая больница, Владимир

За последние десятилетия достигнут существенный прогресс в понимании процессов, лежащих в основе возникновения и становления гипертонической болезни. Артериальная гипертония, возникающая под влиянием комплекса нейрогуморальных факторов у генетически предрасположенных индивидуумов, является следствием срыва адаптации. Закрепление стойкой высокой гипертонии сопровождается дисфункцией эндотелия, активацией внутритканевой РААС с избыточным синтезом ангиотензина II. Смещение равновесия в сторону преимущественного синтеза провоспалительных и профиброгенных цитокинов и сопряженной прокоагулянтной активностью лежит в основе поражения органов-мишеней у больных гипертонической болезнью (ГБ) и сопровождается ускоренным атерогенезом. Ремоделирование резистивных сосудов, обеднение и запустевание микроциркуляторного русла приводит к ишемии и органов-мишеней и прогрессирующей потери их функции. Предупреждение и раннее выявление поражения органов-мишеней у больных ГБ - профилактика развития ассоциированных клинических состояний с потерей функций жизненно-важных органов. Признаки поражения сердечнососудистой системы хорошо известны и общеприняты. Результаты наших предшествующих исследований позволяют считать, что ранними признаками поражения почек у больных ГБ (гипертонической нефропатии) наряду с МАУ, является повышение внутрипочечного сосудистого сопротивления, маркерами которого является увеличение резистивных показателей внутрипочечного кровотока. Важной характеристикой функционального состояния почек, отражающей изменения суммарной функции нефронов является также скорость клубочковой фильтрации (СКФ), которая на начальном этапе заболевания имеет тенденцию к повышению, а затем снижается.

Целью работы является определение клинической картины заболевания у нелеченых пациентов с ГБ на начальном этапе заболевания и у пациентов с длительным анамнезом гипертонии.

Материалы и методы : было обследовано 52 больных гипертонической болезнью, средний возраст 39 ± 15 , с длительностью заболевания $5,8 \pm 4,8$ лет. Средний уровень систолического АД (САД) составил $163,06 \pm 15,46$ мм рт.ст. и диастолического АД (ДАД) $96,3 \pm 9,73$ мм рт.ст.

Помимо общеклинического обследования больных, включавшего анализ жалоб, анамнеза, объективного обследования проводилось исследование параметров метаболического синдрома (индекс массы тела (ИМТ), определение показателей липидного обмена (общего холестерина (ОХ), холестерина липопротеидов высокой

плотности (ЛПВП), триглицеридов (ТГ), углеводного обмена (уровень глюкозы натощак и проведение теста толерантности к глюкозе), обмена мочевой кислоты (МК) – урекемия и урикозурия; функционального состояния почек - по уровню креатинина сыворотки крови (расчетный по Кокрафту-Голту). У всех больных ГБ исследовали альбуминурию (АУ) методом иммуноферментного анализа: микроальбуминурией (МАУ) - АУ в пределах от 30-300 мг/сутки. Всем больным проведено суточное мониторирование АД (СМАД) на аппарате АВРМ-04 (производство Венгрии). При проведении СМАД использовался стандартный режим, рекомендованный Объединенным национальным комитетом по лечению повышенного артериального давления (ОНК VI 1997) Автоматическая регистрация АД проводилась с интервалом 15 минут днем (7.00-23.00) и 30 минут ночью (23.00-7.00). Обязательным условием оценки параметров СМАД являлось 50 и более измерений за сутки (Рекомендации рабочей группы национальной программы НВВЕР США, 1990).

Внутрипочечную гемодинамику (ВПГ) исследовали методом цветовой допплерографии с импульсной допплерометрией на приборе ALOKA SSD-5500 с расчетом индекса резистентности RI в междолевых почечных артериях.

Маркерами ранней стадии гипертонической нефропатии считали: МАУ, изменение скорости клубочковой фильтрации (СКФ) в сторону ее увеличения более 130мл/мин/м² или снижения менее 90 мл/мин/м², но более 60 мл/мин/м² и RI $\leq 0,64$.

Ультразвуковое исследование сердца проводилось на аппарате ACCUSON128-ХП по стандартной методике. Рассчитывали массу миокарда левого желудочка (ММЛЖ) по формуле R.Devereaux, индекс массы миокарда левого желудочка (ИММЛЖ) по формуле ММЛЖ/S поверхности тела(г/см²). Значение ИММЛЖ считали нормальными для мужчин $\leq 117\text{г/м}^2$, для женщин $\leq 104\text{ г/м}^2$. Атеросклеротическую трансформацию периферических сосудов оценивалось по состоянию сосудистой стенки общей сонной артерии, патологическим считали утолщение интимы-медиции (ТИМ) $\geq 0,9\text{мм}$.

Изучали сосудистую реактивность- эндотелий- зависимую вазодилатацию (ЭДЗВ) оценивали в пробе с реактивной гиперемией плечевой артерии (изучали диаметр (d, мм) плечевой артерии до (d₁) и после(d₂) пробы). Показатели внутрипочечного кровотока исследовали допплерометрическим методом с определением резистивных показателей- индекс резистентности (RI) внутридолльковых сосудов.

Результаты и обсуждение:

Большинство обследованных больных имели мягкую и умеренную АГ. Среди всех обследованных больных отягощенный наследственный анамнез был выявлен у 56%. При оценке показателей обмена только у 15% больных все исследованные показатели соответствовали норме, у остальных имелись те или иные отклонения, а у 19 пациентов диагностирован метаболический синдром. Средние значения (M+SD) показателей метаболизма у больных ГБ (n=52) составили ОХ – 5,9+1,2 (моль/л); ТГ-1,51+0,9(моль/л), глюкоза 4,8+0,76(моль/л), МК-0,36+0,07(моль/л), ЭМК-669+138,99 (мг/сут), ИМТ- 29,0+5,8.

При оценке функционального состояния почек оказалось, что уровень креатинина в целом по группе составил 81,11+ 18,96 мкмоль\л и находился в пределах нормы у всех обследованных больных. Скорость клубочковой фильтрации (СКФ) в целом по группе составила 1187,95+38,11 мл/мин/м². У 65% больных была выявлена МАУ, ее средний уровень составил 46,26+26,29мг/сут. RI в целом по группе составил 0,64+0,04, у 57% он превышал пороговое значение. Средний уровень ММЛЖ у больных ГБ составил 204,73+44,32(г), ИММЛЖ-106,07+16,34(г\м²), ДДЛЖ выявлена у 57,4 % обследованных больных, ГЛЖ – у 21%.

Всех исследованных пациентов мы разделили на 2 подгруппы: пациенты с впервые выявленной артериальной гипертонией (ВВАГ, n=17) и пациенты с длительным (от 3 до 20 лет) анамнезом заболевания (ДАГ, n=35).

Клиническая характеристика подгрупп представлена в таблице 1.

Таблица 1.
Сравнительная клиническая характеристика пациентов с ВВАГ и ДАГ ($p<0,05$).

Показатель	ВВАГ N=17	ДАГ T=35
Возраст (г)	27,7±5,3	44,7±13,7
САД (мм.рт.ст)	152,7±10	168,4±14
ИМТ	25,9±4,3	29,9±5,8
Триглицериды крови (моль/л)	1,1±0,6	1,81±0,9
Сахар крови (моль/л)	4,3±0,5	5,0±0,8
ЭЗВД (%)	10,01±3,9	7,2±4,6
МАУ (мг/сут)	34,6±13	52,7±26
IR	0,6±0,05	0,66±0,05
ИММ (г/м ²)	95,4±10,9	112,0±21
ТКИМ (мм)	0,7±0,1	0,97±0,1

У пациентов с ДАГ был достоверно выше уровень систолического АД, в то же время при суточном мониторировании АД чаще выявлялась диастолическая АГ вочные часы и был выше суточный индекс времени диастолической артериальной гипертензии. Пациенты с ДАГ имели значимо более высокий ИМТ, уровень триглицеридов и глюкозы крови натощак. Частота сниженных уровней холестерина липопротеидов высокой плотности у пациентов с ДАГ была значимо выше, чем у пациентов с ВВАГ. В подгруппе пациентов с ДАГ значимо больше выявлено лиц с ожирением. Из 19 человек, у которых был диагностирован метаболический синдром 17 были из подгруппы с ДАГ. В подгруппе с ДАГ была более выражена эндотелиальная дисфункция, что проявлялось как более низкими средними показателями эндотелий-зависимой вазодилатации, так и частотой низких ее значений. Частота и степень ранних признаков поражения органов-мишеней были также более выражены у больных с длительным анамнезом заболевания. Так, в подгруппе с ДАГ только у 8 пациентов не обнаружено признаков ремоделирования миокарда левого желудочка (ЛЖ), у 16 пациентов выявлено концентрическое ремоделирование миокарда ЛЖ, а у 11- гипертрофия миокарда левого желудочка. В то же время в группе больных ВВАГ у большинства пациентов геометрия левого желудочка была нормальной и только у 5 выявлено концентрическое ремоделирование миокарда ЛЖ. Ранняя атеросклеротическая трансформация стенки общей сонной артерии выявлена у 2 пациентов с ВВАГ и у 80% пациентов с ДАГ. В подгруппе с ДАГ частота и выраженность признаков поражения почек так же существенно выше, чем у пациентов с ВВАГ, что проявляется более высокими уровнями и частотой МАУ, повышением RI (что свидетельствует о повышении внутрипочечного сосудистого сопротивления), и отклонением от нормальных значений скорости клубочковой фильтрации. У пациентов с ДАГ преобладают лица с незначительным снижением СКФ, что соответствует 2 стадии ХБП. В то время как у большинства больных пациентов с ВВАГ СКФ в норме или повышена. Обращает на себя внимание, что у 2 пациентов ВВАГ с признаками метаболического синдрома выявлены признаки системного вовлечения в патологический процесс органов-мишеней: увеличение ТКИМ, ремоделирование миокарда ЛЖ и признаки нефропатии (МАУ и повышение внутрипочечного сосудистого сопротивления, гиперфильтрация). Выявленные нами различия в клинической картине заболевания у больных ВВАГ и ДАГ(более высокое АД, большая частота и выраженность нарушений липидного, углеводного и пуринового обменов, метаболического синдрома, а так же частота ранних признаков поражение почек, сердца и периферических сосудов у пациентов с ДАГ) позволяет сделать вывод о том, что по мере прогрессирования заболевания, в отсутствии адекватной коррекции АГ и сопутствующих метаболических изменений, функциональные изменения, преобладающие у пациентов с ВВАГ трансформируются в органические, свойственные пациентам с ДАГ.

Заключение. Анализ собственно гипертензионного синдрома, сопутствующих метаболических изменений и ранних признаков поражения органов-мишней у пациентов ГБ выявил существенные различия изученных параметров в двух подгруппах пациентов, обследованных в дебюте заболевания и с длительным анамнезом гипертонии. Полученные данные позволяют сделать предположение о том, что в формировании стойкой артериальной гипертонии помимо наследственной предрасположенности важное значение имеют такие фенотипические особенности организма как образ жизни и метаболические нарушения. При отсутствии коррекции метаболических изменений и закреплении высокого артериального давления (под влиянием гемодинамических и нейро-гуморальных факторов) формируется системное сосудистое повреждение, как крупных эластичных сосудов, так и на уровне резистивных артериол, ремоделирование которых приводит к нарушению миоциркуляции (запустевание и разряжение капиллярного русла) и тотальной ишемии органов и тканей. Следствием этих процессов являются органные повреждения, которые ввиду общности патогенетических механизмов так же развиваются системно. Задачей интерниста является своевременное выявление факторов риска развития ГБ, коррекция сопутствующих метаболических нарушений и настойчивое формирование мотивации к изменению образа жизни у пациента. Индивидуализация подходов к антигипертензивной терапии должна осуществляться на данных объективных и инструментальных методов обследования, позволяющих диагностировать патологические изменения в органах на ранних стадиях, когда возможно обратное их развитие. Последнее в свою очередь является профилактикой сердечно-сосудистых заболеваний и их осложнений, которые и являются по сути инвалидизирующими и жизнеугрожающими состояниями при ГБ.

FROM THE ESTIMATION OF NATURAL EVOLUTION OF HYPERTONIC DISEASE TO THE SUBSTANTIATION OF APPROACHES TO THE CHOICE OF GUIDANCE TACTICS

**M.L. Nanchikeeva, E.V. Krjukova, A.A. Gladkaya, J.K. Kononovich,
S.V. Nosova, O.S. Ostapushchenko, M.A. Romanova**
Vladimir Regional Clinical Hospital, Vladimir

The purpose of work is definition of a clinical picture of disease at untreated patients with hypertonic illness at the initial stage of disease and at patients with the long anamnesis of a hypertension.



МЕТОДИКА ПРЕДОПЕРАЦИОННОГО ПРОГНОЗИРОВАНИЯ СОСТОЯНИЯ ЛЕВОГО ЖЕЛУДОЧКА СЕРДЦА С ПАТОЛОГИЧЕСКИМИ ОБРАЗОВАНИЯМИ

М.Ю. Смирнова
С-ПбГЭТУ «ЛЭТИ», Санкт-Петербург
e-mail: smu_r@mail.ru

В работе рассмотрены вопросы связанные с важной диагностической проблемой в кардиологии – оценкой критического состояния левого желудочка с постинфарктными осложнениями: локальными участками некроза мышечной ткани, разрывами стенки миокарда и аневризматическими образованиями.

Сердечно-сосудистые заболевания являются причиной более 55% всех случаев смерти в России. Не снижающиеся показатели сердечно-сосудистой заболеваемости определяют социально-экономическую значимость этой проблемы. К ранним и чрезвычайно тяжелым осложнениям инфаркта миокарда относятся разрывы сердца. В 10 – 35% случаев инфаркт миокарда осложняется развитием постинфарктной аневризмы левого желудочка (ЛЖ) [1].

Анатомически аневризма сердца представляет собой выпячивание истонченной стенки одной из камер сердца, развившееся в результате обширного некроза мышечной ткани.

Образование постинфарктной аневризмы ЛЖ связано с выраженным изменением геометрии ЛЖ, увеличением его объемов, массы миокарда, нарушением насосной функции ЛЖ, то есть изменением всех параметров, характеризующих желудочковое ремоделирование. Единственный путь предотвращения развития аневризмы до критического состояния, приводящего к смертельному исходу – хирургическое вмешательство.

В [2] обобщены исследования по оценке состояния аневризм на основе

функциональных особенностей и структурно-геометрических параметров ремоделированного миокарда. Показания к операции до настоящего времени носят качественный характер, так как не разработаны методики предоперационного прогнозирования. Биомеханический анализ напряженно-деформированного состояния ЛЖ при патологии и коррекции является важнейшей составляющей этого прогноза.

Современные клинические методы визуализации сердца (рис. 1) позволяют с хорошей разрешающей способностью измерить кривизну полости миокарда и задать геометрические параметры миокарда конкретного пациента.

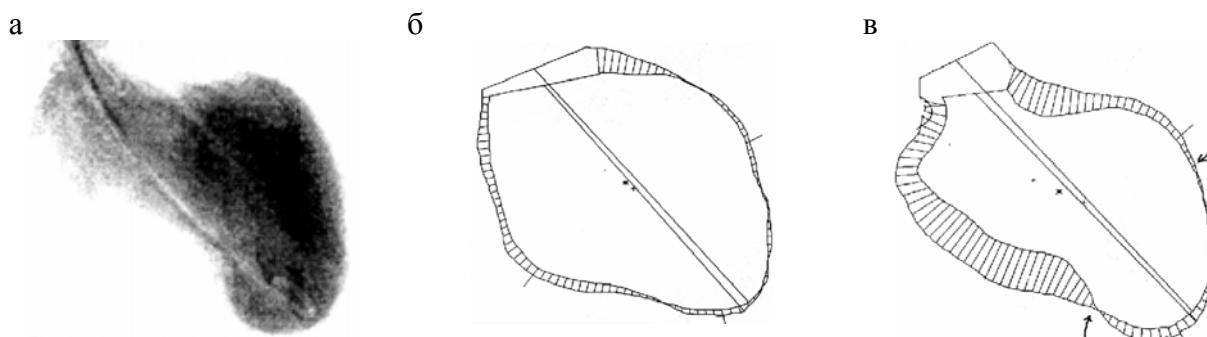


Рис.1. Схемы клинической визуализации сердца (а – вентрикулограмма ЛЖ сердца; б, в – схематизация вентрикулограммы ЛЖ во время диастолы и систолы; стрелками обозначено основание аневризмы).

Механические свойства биологических структур вводятся по данным экспериментальных исследований биологических структур *in vitro*. Для вычисления напряженно-деформированного состояния в аневризматически измененной сердечной мышце приняты следующие допущения: 1) материалы желудочка и аневризмы однородные, изотропные, упругие; 2) модуль нормальной упругости миокарда в диастолу 1,85 кПа, в систолу 180 кПа [3]; 3) толщина стенки аневризмы и ее модуль упругости могут изменяться по произвольному закону и определяются характером изменения ее структуры (фиброзно-мышечная и фиброзная аневризмы).

На основе компьютерных клинических данных разработан биомеханический метод расчета напряжений в стенке ЛЖ в норме и при различных патологиях (рис. 2).

Место расположения патологии определяют параметры: \vec{r} – радиус-вектор от места пересечения в норме оси ЛЖ с его верхушкой до центра патологического образования: аневризмы, разрыва, некротизированного участка; β – угловая координата радиуса-вектора \vec{r} в окружном направлении, отсчитываемая от пересечения переднего края межжелудочковой перегородки со стенкой ЛЖ; α – угловая координата радиуса-вектора \vec{r} в меридианальном направлении отсчитываемая от оси ЛЖ (рис. 2, в).

Алгоритм расчета напряжений в стенке ЛЖ построен на основе зависимостей от фазы систолы i :

- 1) объема 16 секторов миокарда, полученных по томографическим срезам (рис. 2, г);
- 2) конструктивного модуля упругости материала стенки миокарда E_i [4];
- 3) толщины стенки миокарда h_i .

Изменение давления при сжатии разбито на 5 шагов нагружения. На каждом i -ом шаге нагружения при приращении давления Δp_i обеспечение объема полости ЛЖ в соответствии с зависимостями типа рис. 1 выполняется по следующей схеме.

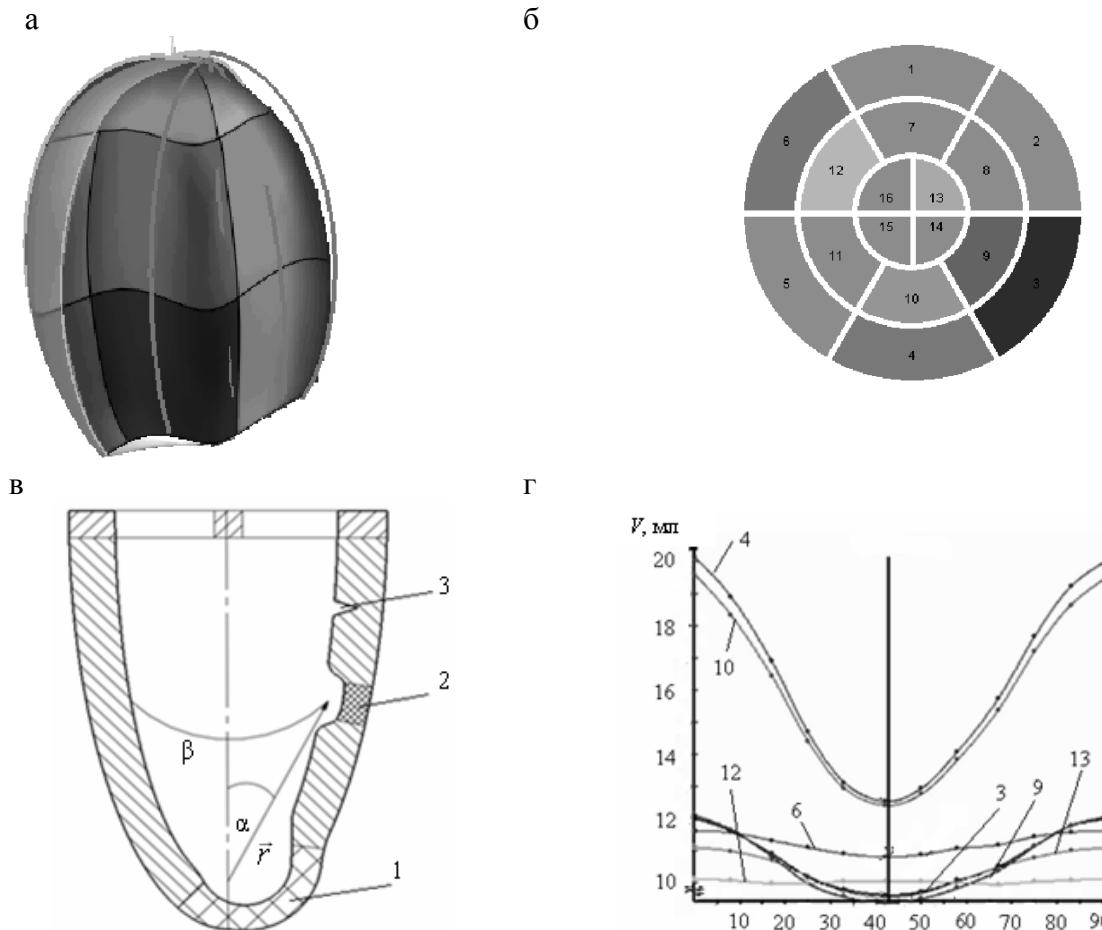


Рис. 2. Схемы ЛЖ в норме (а, б) и патологии (в) и график изменения объема V секторов ЛЖ в норме (г): 1 – аневризма, 2 – некротизированный участок, 3 – разрыв; t – временной промежуток сердечного цикла, t_0 – время сердечного цикла.

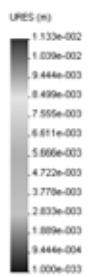
1. Рассчитываются перемещения и напряжения в стенке ЛЖ при приложении давления Δp_i к его внутренней поверхности.
2. К наружной поверхности ЛЖ пристраивается виртуальная наружная оболочка толщиной $h_{hi}=h_i$ с модулем нормальной упругости $E_{hi}=10 \cdot E_i$.
3. К виртуальной наружной оболочке прикладывается поверхностная нагрузка, обеспечивающая перемещение наружной поверхности адекватное ее физиологическому перемещению при соответствующем приращении давления. Вычисляются напряжения в стенке ЛЖ.
4. К внутренней поверхности ЛЖ пристраивается виртуальная внутренняя оболочка толщиной $h_{bi}=h_i$ и модулем нормальной упругости $E_{bi}=10 \cdot E_i$.
5. К виртуальной внутренней оболочке прикладывается поверхностная нагрузка, обеспечивающая перемещение, при котором толщина стенки ЛЖ адекватна ее физиологической толщине. Вычисляются напряжения в стенке ЛЖ.
6. Результирующие напряжения σ в стенке ЛЖ определяются алгебраической суммой напряжений вычисленных в пунктах 1, 3, 5.

Алгоритм реализован в компьютерных программах Solid Works/Cosmos Works при разбиении ЛЖ на 150 тыс. конечных элементов.

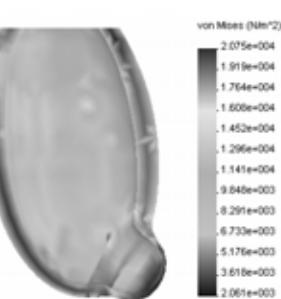
Исследовано влияние модуля нормальной упругости миокарда, толщины стенки ЛЖ, диаметра, толщины и модуля нормальной упругости некротизированного участка стенки ЛЖ, глубины и уловного диаметра разрыва стенки ЛЖ, модуля нормальной упругости, толщины и радиуса аневризмы ЛЖ, места расположения разрыва, некротизированного участка и аневризмы ЛЖ на экстремальное значение напряжения в стенке ЛЖ. На рис. 3-4

приведены результаты исследования напряженно-деформированного состояния в ЛЖ с постинфарктными осложнениями. Геометрические параметры ЛЖ: толщина стенки ЛЖ и межжелудочковой перегородки в диастолу $h_{\text{д}}=15$ мм, длина и ширина ЛЖ в диастолу соответственно $L_{\text{д}}=95$ мм и $L_{1\text{д}}=35$ мм, передне-задний размер в диастолу $L_{2\text{д}}=35$ мм.

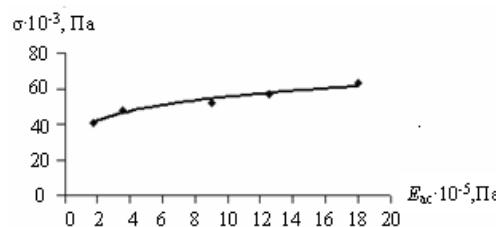
а



б



в



г

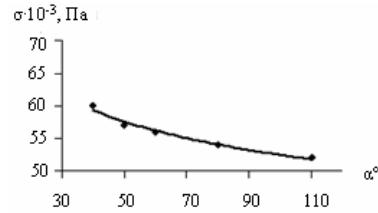


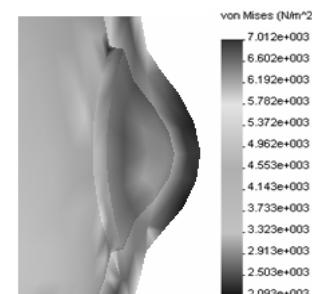
Рис. 3. Эпюры перемещений и напряжений (а, б); графики зависимостей экстремального значения напряжения в аневризмах (в, г): $R_{\text{ад}}=15$ мм, $\beta=180^\circ$, $h_{\text{ад}}=2$ мм, $E_{\text{mc}}=1,8 \cdot 10^5$ Па от модуля упругости аневризмы (в) и от места расположения аневризмы – α (г); а, б: $\alpha = 110^\circ$, $E_{\text{ac}}=9 \cdot 10^5$ Па, в: $\alpha=110^\circ$, $E_{\text{ac}}=9 \cdot 10^5$ Па.

Модуль упругости миокарда в систолу E_{mc} изменяется в диапазоне $(1,5-3) \cdot 10^5$ Па. Коэффициент Пуассона миокарда, аневризмы и некротизированного участка $\nu=0,4$. Давления в полости ЛЖ в диастолу $p_{\text{лд}}=2,7 \cdot 10^3$ Па, в систолу $p_{\text{лс}}=1,9 \cdot 10^4$ Па.

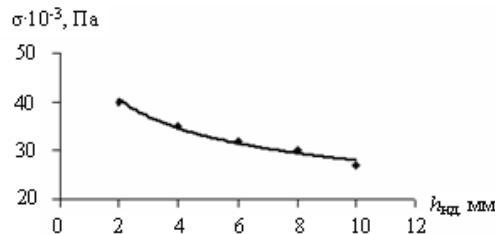
а



б



в



г

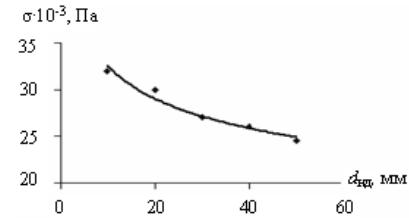


Рис. 4. Эпюры перемещений и напряжений (а, б) и графики зависимостей экстремального значения напряжения в области некроза (в, г): $\alpha=40^\circ$, $\beta=180^\circ$, $E_{\text{mc}}=1,8 \cdot 10^5$ Па, $E_{\text{нс}}=1,8 \cdot 10^5$ Па от толщины некротизированного участка (в) и от диаметра некротизированного участка (г); а, б: $h_{\text{нд}}=10$ мм, $d_{\text{нд}}=30$ мм, в: $d_{\text{нд}}=30$ мм, г: $h_{\text{нд}}=10$ мм.

Влияния геометрических параметров и механических свойств патологических образований на напряжение и перемещение рассмотрено в следующих диапазонах:

1) для аневризматических образований: толщина стенки аневризмы в диастолу $h_{\text{ад}}$ от 2мм до 7мм, радиус аневризмы в диастолу $R_{\text{ад}}$ от 5 мм до 25 мм, β от 60° до 300° , α от 40° до 110° , модуль нормальной упругости в систолу $E_{\text{ac}}= (2-18) \cdot 10^5$ Па;

2) для локальной области некроза: толщина некротизированного участка $h_{\text{нд}}$ от 2 мм до 10 мм, диаметр некротизированного участка $d_{\text{нд}}$ от 10 мм до 50 мм, α от 30° до 70°, β от 60° до 300°; модуль нормальной упругости в систолу $E_{\text{нс}}=(0,6-9)\cdot 10^5$ Па;

Результаты анализа позволяют оценить состояние ЛЖ с постинфарктными образованиями.

Разработанная интегральная компьютерная технология исследования и анализа состояния ЛЖ сердца, представляющая симбиоз биомеханического и клинического исследований, позволяет проводить предоперационное прогнозирование критического состояния ЛЖ с постинфарктными осложнениями.

ЛИТЕРАТУРА

1. Чернявский А.М., Марченко А.В., Ханаев С.А. и др. Реконструктивная хирургия постинфарктных аневризм левого желудочка сердца// В кн.: Сибирская кардиология. – Красноярск: «Кларктианум», 2000. – С. 192 – 199
2. Бокерия Л.А., Бузиашвили Ю.И., Ключников И.В. Ишемическое ремоделирование левого желудочка (методологические аспекты, вопросы диагностики и лечения) – М.: Издательство НЦССХ им. А.Н. Бакулева РАМН, 2002. – 152 с.
3. Бегун П.И. Гибкие элементы медицинских систем.– СПб.: Политехника, 2002.– 300 с.
4. Бегун П.И., Афонин П.Н. Моделирование в биомеханике – М.: Высш.шк., 2004. – 390 с.
5. Бегун П.И., Шукейло Ю.А. Биомеханика: Учебник для вузов. – СПб.: Политехника, 2000. – 463 с.

METHOD OF PREOPERATIONAL PREDICTION OF LEFT VENTRICLE OF HEART WITH POSTINFARCTION COMPLICATION

M.U. Smirnova

St.-Petersburg State Electrotechnical University, St.-Petersburg

The complex computer method for left ventricle of heart monitoring is developed. The method represents the symbiosis of biomechanical and clinical research and allows realize the preoperative prediction of critical state for left ventricle of heart with postinfarction complication.

БЕГОВАЯ НАГРУЗОЧНАЯ ПРОВОКАЦИЯ ПРИ ДИАГНОСТИКЕ БРОНХИАЛЬНОЙ АСТМЫ У ДЕТЕЙ

М.И. Анохин, Т.А. Гращенкова

Клиника детских болезней ММА им. И.М.Сеченова, Детская городская поликлиника №69 УЗ ЮЗАО г. Москвы, Кафедра детских болезней РУДН, Москва

Затрудненность дыхания при физической нагрузке обычно является первым симптомом бронхиальной астмы у детей. При этом данные спирометрии нередко оказываются в пределах нормы и реакция на бронхолитик отсутствует. Провокации химическими агентами, такими как гистамин, обзидан и другие, согласно нашим данным, оказываются положительными почти исключительно в тех же случаях, когда β_2 -адреномиметики вызывают увеличение ОФВ1 и ФЖЕЛ при исходно нормальных показателях спирометрии. Эффективным, доступным и наиболее «физиологическим» провокационным тестом, позволяющим диагностировать постнагрузочный бронхоспазм представляется свободный бег на улице – по литературным данным в течение 6 минут, а по нашим данным до появления одышки, затрудняющей бег, и по времени примерно до 10 мин. Показанием к

проводению этого теста является жалоба на затрудненность дыхания при нагрузке, если у больного в покое отсутствуют клинические и инструментальные признаки бронхиальной обструкции. Спирометрию проводят до бега, через 5 мин после бега и еще через 10 мин (то есть через 15 мин после окончания бега).

Согласно нашим данным, свободный бег на улице не менее эффективен, чем нагрузка, проводимая на велоэргометре или на беговой дорожке. Если больной не предъявлял жалоб на одышку при движениях на улице, то положительным тестом считаем снижение FEV₁ от 10% и более в любом из повторных спирометрий, а если бронхиальная астма клинически присутствует, то, по нашему мнению, возможно считать тест положительным при снижении FEV₁ даже около 6-7% (когда одновременно не повысилась после нагрузки FVC). Аналогично, положительным считаем тест при таком же снижении FVC, если при этом не повысилось FEV₁. Учитываем также появление признаков обструкции на скоростных показателях петли поток-объем (прежде всего снижение FEF₅₀).

Методика применена у 85 детей с подозрением на бронхиальную астму и у 39 детей тест оказался положительным.

RACING LOADING PROVOCATION AT DIAGNOSTICS OF THE CHILDREN'S BRONCHIAL ASTHMA

M.I. Anohin, T.A. Grashchenkova

Clinic of children's illnesses MMA it. I.M.Sechenova, The Children's city polyclinic 69 HD UZAO of Moscow, Faculty of children's illnesses RUDN, Moscow

The purpose of the given work is provocative the test at children.



МЕТОДЫ КОМПЬЮТЕРНОГО ИССЛЕДОВАНИЯ ПАРАМЕТРОВ ГЕМОСТАЗА

Н.А. Ерушова, Т.В. Истомина, М.А. Сидорова

Пензенская государственная технологическая академия, Пенза

e-mail: itmmbspgta@yandex.ru

В настоящее время актуальной проблемой для общества является диагностика сердечно-сосудистых заболеваний, разновидностью которых является тромбоэмболия. Неправильная диагностика, а затем проводимое лечение, влечет массовые страдания и невосполнимые социально-экономические потери. Возникновение тромбоэмболии – это риск внезапной смерти.

Наиболее грозным проявлением тромбоэмболии является тромбоэмболия легочной артерии (ТЭЛА). В большинстве случаев причиной развития ТЭЛА является тромбоз глубоких вен ног (ТГВ). ТГВ – распространенное заболевание, ежегодная частота его возникновения составляет 100 на 100 000 населения. Он занимает третье место среди сердечно-сосудистых заболеваний после ИБС и инсульта головного мозга. Венозный тромбоз, выявляемый методами радиометрии с фибриногеном, меченным йодом-125, и флегографии, при инфаркте миокарда диагностируется у 5 – 20% больных, инсульте головного мозга – у 60 – 70%, заболеваниях внутренних органов – у 10 – 15%, после ортопедических операций – у 50 – 75%, простатэктомии – у 40%, в абдоминальной и торакальной хирургии – у 30% пациентов [1-3].

Несвоевременное выявление и недостаточно эффективное лечение венозного тромбоза повышает риск развития ТЭЛА. Наиболее частой причиной ТЭЛА являются отрыв

венозного тромба и закупорка им части или всего русла легочной артерии. По данным патологоанатомического исследования 749 умерших с ТЭЛА, основным источником эмболии был тромбоз в системе нижней полой вены (83,6%) [2,3]. Поэтому особенно важна роль правильно выбранной методики и приборов в диагностике и лечении тромбоэмболии.

Несмотря на достижения научно-технического прогресса в областях медицины и медицинской техники существует слишком мало современных приборов для эффективной экспресс-диагностики и комплексного исследования тромбоэмболии. Существующие методы и диагностические методики не всегда дают четкую картину заболевания. К ним относятся современные методы флебографии, УЗИ-диагностики, ангиографии, рентгенографии, которые должны применяться в комплексе для постановки окончательного диагноза. Отсюда, актуальной является задача усовершенствования старых технологий и разработка новых, более перспективных, основанных на выявлении наиболее информативных признаков заболевания.

Проведенные авторами аналитико-экспериментальные исследования с построением математических схем в среде *MATLAB (Simulink)* показали, что наиболее эффективный метод обнаружения тромбозов и ТЭ – это анализ параметров биохимии крови. При этом было выбрано два наиболее информативных параметра: вязкость крови и ее свертываемость. Совокупность методов измерения вязкости называют вискозиметрией, а приборы, используемые для таких целей, – вискозиметрами [4]. Для определения параметров вязкости жидкостей применяют, в основном, методы Стокса, Пуазейля и метод Гесса [4]. В норме вязкость крови человека составляет $4\div 5 \text{ мПа}\cdot\text{с}$ [4]. Оценка надежности и качества методов измерения вязкости крови, анализ ее влияния на тромбообразование и, связанный с ним риск развития ТЭ, проводились на разработанных авторами *Simulink*-моделях (среда *Matlab*) методов Стокса, Пуазейля, Гесса. Применение возможностей имитационного моделирования необходимо для получения наиболее точной оценки достоверности методов измерения вязкости крови. Результаты моделирования подтвердили неудобство применения метода Стокса для измерения вязкости крови, поскольку он основан на движении тел в жидкости, к тому же, предел измерения вискозиметров с движущимся шариком лежит за границами диапазона вязкости крови. *Simulink*-модель метода Пуазейля можно применить лишь в том случае, если пренебречь фактом, что вязкость крови зависит от скорости ее движения по сосудам. Подобные вискозиметры также как и вискозиметры, построенные на методе Стокса, измеряют вязкость в диапазоне, отличном от пределов вязкости крови.

Разработка и сравнительный анализ *Simulink*-моделей позволили выявить наиболее простой в использовании и перспективный метод измерения вязкости крови – метод Гесса и прибор на его основе – вискозиметр Гесса (погрешность измерения $\pm 0,347 \text{ мПа}\cdot\text{с}$). Модели представлены на рис. 1 – 3.

Однако, результаты проведенных исследований доказывают, что для постановки окончательного диагноза недостаточно только измерения вязкости, необходимо учитывать не менее значимые информативные параметры, вносящие весомую погрешность в эффективность метода. Среди таких параметров особо следует выделить свертываемость крови.

Не смотря на сложность процессов свертывания, существуют специализированные методы, и средства измерения коагуляционных показателей. Среди них можно выделить метод тромбодинамографии.

В ходе исследований пробы крови с помощью тромбодинамограммы (ТДГ) можно выявить комплекс наиболее информативных параметров свертывания [6]. Однако данный метод имеет серьезный недостаток: параметры, характеризующие свертываемость крови, зашифрованы в ТДГ.

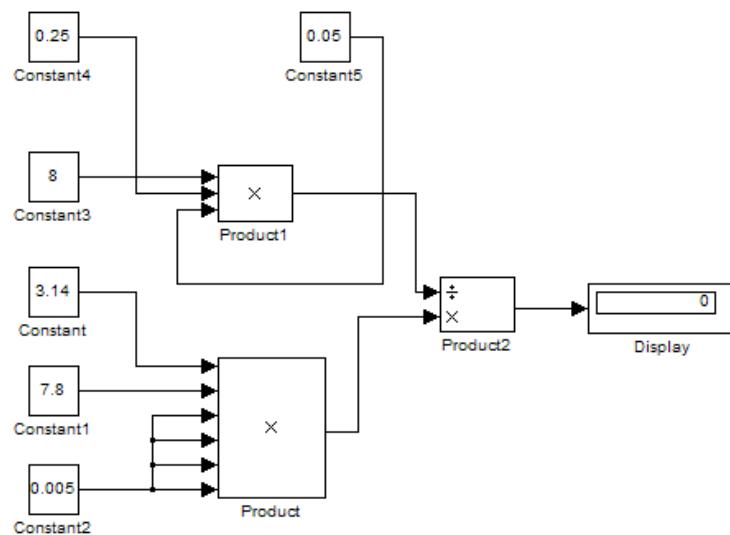


Рис. 1. Модель вискозиметра Пуазейля

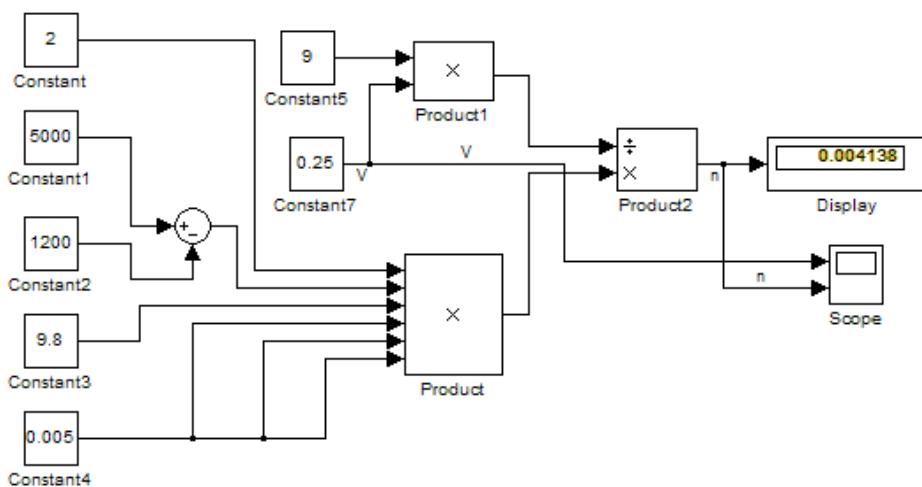


Рис. 2. Модель вискозиметра Стокса

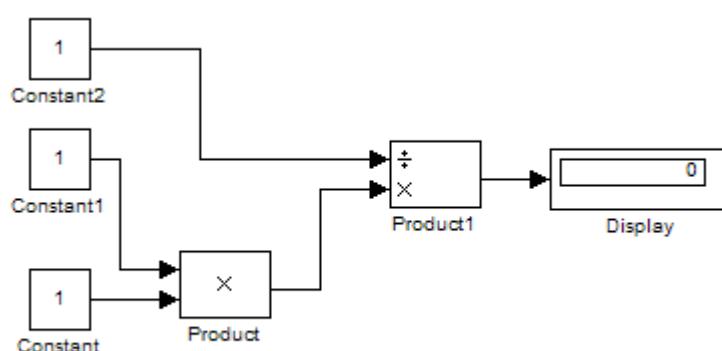


Рис. 3. Модель вискозиметра Гессса

Зная опорные точки ТДГ, ее информативные параметры и границы «нормы – патологии», на основе современных ПК и средств *MATLAB Simulink* можно создать анализатор ТДГ, позволяющий количественно определить ее ключевые параметры, что и было сделано авторами (рис. 4).

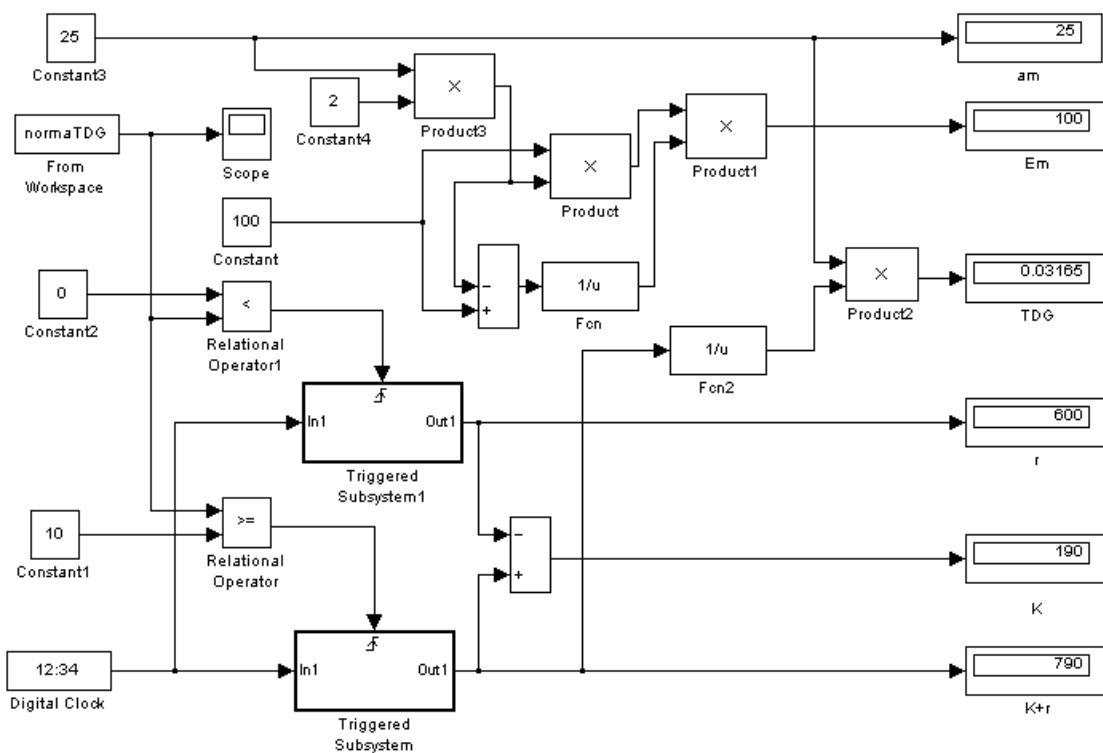


Рис. 4. Модель анализатора тромбодинамограммы

На вход разработанной модели анализатора подается автоматически оцифрованная ТДГ. Модель включает блоки, генерирующие постоянные величины, логические блоки, блоки, реализующие математические действия, блок учета времени, блоки регистрации временных параметров и блоки отображения информации [7]. Использование данных блоков методически обоснованно [6]. На выход модели выводятся время реакции, время коагуляции, максимальная амплитуда ТДГ, прочность сгустка, суммарный показатель свертывания, единый тромбодинамографический показатель. Таким образом, значительно облегчается количественный анализ ТДГ.

Разработанные модели являются основой системы скринингового исследования параметров гемостаза, предлагаемой авторами, и дальнейшего исследования в области создания современных эффективных методик, а также приборов качественной диагностики тромбоэмболии.

ЛИТЕРАТУРА

1. Кардиология в таблицах и схемах. Тромбоэмболия легочной артерии. / Под ред. М. Фрида и С.Грайнс. – М.: Практика, 2000.
2. Савельев В.С., Яблоков Е.Г., Кириенко А.И. Массивная эмболия легочных артерий. – М.: Медицина, 1996.
3. Яковлев В.Б. Тромбоэмболия легочной артерии в многопрофильном клиническом стационаре (распространенность, диагностика, лечение). Дисс. докт. мед. наук. – М., 1995.
4. Ремизов А.Н. Медицинская и биологическая физика. – М.: Высшая школа, 1999.
5. Большая медицинская энциклопедия/ под ред. Петровского Б. В. - М.: Издательство Советская энциклопедия, 1985
6. Якунин Г. А. Современные методы анализа тромбодинамограммы. Методическое пособие. Ч. 1. – М.: Медицина, 1973
7. Дьяконов В. Simulink 4. Специальный справочник. - СПб.: Питер, 2002

METHODS OF COMPUTER RESEARCH HEMOSTASIS PARAMETERS

N.A. Yerushova, T.V. Istomina, M.A. Sidorova
Penza State Technological Academy, Penza
e-mail: itmmbspgt@yandex.ru

The article "Methods of computer research hemostasis parameters" is referred on improvement of quality of diagnostics of clottages and embolisms, and also on preventing of development of serious complications and risk of patients sudden more. The article includes theoretical research of risk factors, features of manifestation and principles of qualitative vascular pathologies diagnostics and practical creation of the modern automated diagnostics systems.



ЦВЕТОИМПУЛЬСНАЯ ТЕРАПИЯ ЗРИТЕЛЬНЫХ ФУНКЦИЙ

Н.Л. Коржук, А.А. Чепурин, М.В. Щеглова
Тульский государственный университет, Тула
e-mail: mavian@mail.ru, mariya.scheglova@alfa-pribor.ru

Нарушения функции бинокулярного зрения могут служить ранним сигналом расстройств периферического отдела зрительного анализатора и центральной нервной системы. Актуальной задачей в области медицинского приборостроения является построение системы, способной достоверно диагностировать и при необходимости эффективно скорректировать эти нарушения.

Разработанная биотехническая система (БТС) диагностики и лечения нарушений бинокулярного зрения [0] позволяет проводить диагностику вида зрения (бинокулярное, монокулярное, одновременное), количественную оценку феномена "бинокулярного соперничества" по частоте смены циклов преобладания то одного, то другого глаза (определение биоритмов бинокулярного зрения), что позволяет достоверно выявить нарушения бинокулярного зрения и при необходимости эффективно их скорректировать, при этом параметры воздействия индивидуально подстраиваются под биоритмы пациента.

Принцип действия биотехнической системы в режиме терапии основан на ритмической фотостимуляции зрительного анализатора видимой областью спектра электромагнитного излучения с длиной волны от 430 до 650 нм (красный, оранжевый, зеленый, синий цвета).

Экспериментальные исследования влияния цветоимпульсного воздействия на состояние зрительной системы и биоритмы бинокулярного зрения проводились в отделении функциональной диагностики Клинико-диагностического центра ГУЗ ТО "Тульская областная больница" по совместно разработанной методике.

Цель: проверка эффективности применения разработанной БТС при лечении нарушений бинокулярного зрения.

Средства: аппаратно-программный комплекс диагностики и лечения нарушений бинокулярного зрения (далее - АПК), программное обеспечение (ПО) "Binocular", ПО "Визиком", ПО "Окуляр", очки с красно-зелеными светофильтрами, проксиметр (рулетка с оптотипом), альбом с трехмерными изображениями, стереоизображения, методический материал.

Испытуемые: в исследовании добровольно приняли участие 27 испытуемых мужского и женского пола в возрасте 20-30 лет, преимущественно студенты ТулГУ.

Экспериментальные исследования проводились в три этапа:

- 1) оценка состояния зрительной системы испытуемого до проведения цветоимпульсного воздействия;
- 2) проведение курса цветоимпульсного воздействия по совместно разработанной методике (10 процедур);

3) оценка состояния зрительной системы испытуемого после проведения цветоимпульсного воздействия.

Была разработана методика оценки состояния зрительной системы до и после цветоимпульсного воздействия.

1. Качественная оценка вида зрения и количественная диагностика биоритмов бинокулярного зрения.

1.1. Оценка вида зрения (монаокулярное, одновременное, бинокулярное), которая обычно проводится с помощью аппарата Цветотест. При проведении экспериментов тест проводился альтернативным способом с использованием очков с красно-зелеными светофильтрами. Испытуемый надевает очки, смотрит на белый экран в течение 1-3 мин и определяет, в какой цвет окрашивается экран. В зависимости от ответов испытуемого исследователь качественно определяет вид его зрения: монаокулярное зрение (с определением ведущего глаза) – преобладающее восприятие только одного цвета (красного или зеленого); одновременное – восприятие экрана, окрашенного в желтый цвет (слияние красного и зеленого цветов); монаокулярное альтернирующее зрение – наблюдение явления чередования цветов (экран окрашивался то в красный, то в зеленый цвет).

1.2. Опыт "дыра в ладони", по результатам которого определялось наличие или отсутствие бинокулярного зрения у испытуемого.

1.3. Возможность рассмотрения альбома с трехмерными изображениями и стереоизображений. Данный тест давал дополнительные сведения о системе бинокулярного зрения испытуемого.

1.4. Количественная оценка биоритмов бинокулярного зрения с помощью БТС диагностики и лечения нарушений бинокулярного зрения и ПО "Binocular".

1.5. Определение типа бинокулярных проекций цветовых полей зрения. Проводилось по разработанной Тетериной Т.П. [3] классификации типов проекций цветовых полей зрения, отражающих состояние механизма межмонаокулярных ритмических взаимодействий двух монаокулярных систем в акте бинокулярного зрения.

2. Исследование системы фокусировки.

2.1 Определение некорректированной монаокулярной остроты зрения.

2.2 Определение объема абсолютной аккомодации.

3. Исследование глазодвигательной системы.

3.1 Исследование мышечного равновесия (фории).

3.2 Измерение ближайшей точки конвергенции.

4. Исследование системы световосприятия методом визоконтрастометрии. Исследование проводилось с использованием ПО "Визоком". На основании проведенного обследования делалось заключение о состоянии пространственно-частотных каналов для левого и правого глаза. Результат для каждой пространственной частоты отображался как процент от нормы (норма=100%). Заключение о снижении контрастной чувствительности делался в том случае, если ее показатель для определенного глаза, ниже нормы более чем в 3 измерениях из 6.

5. Проведение исследования по методу компьютерной цветовой кампиметрии. Исследование проводилось с использованием ПО "Окуляр", на каждый глаз в отдельности (монаокулярно). Задача испытуемого состояла в том, чтобы, не отрывая взгляда от точки фиксации, при обнаружении в поле зрения стимула нажать произвольную клавишу, не давая ему набирать яркость.

Таким образом, при проведении экспериментов авторы постарались оценить различные аспекты зрительной системы: состояние системы бинокулярного зрения, системы фокусировки, глазодвигательной и нейрональной систем. Следует отметить, что до и после курса цветоимпульсного воздействия диагностика проводилась по одной методике, что дало возможность оценить изменения состояния зрительной системы под влиянием цветоимпульсного воздействия.

Результаты экспериментальных исследований оценивались в двух основных аспектах: влияние на состояние зрительной системы в целом и на биоритмы бинокулярного зрения в

частности. Первое интересно с точки зрения практикующего врача, а второе может представлять интерес в научно-исследовательском аспекте.

По результатам обследования до и после цветоимпульсного воздействия у всех испытуемых наблюдается монокулярное альтернирующее зрение, у 25 человек из 27 наблюдается бинокулярное зрение (таблица 1).

Таблица 1
Результаты обследований до и после цветоимпульсного воздействия

№ п/п	Исследуемый параметр	Значение параметра	Кол-во испытуемых до воздействия		Кол-во испытуемых после воздействия	
			человек	%	человек	%
1	Тип бинокулярных проекций цветовых полей зрения	тип 1	0	0	20	74
		тип 2	27	100	7	26
2	Значения биоритмов бинокулярного зрения	биоритмы левого и правого глаз от 0.5 до 4 с.	17	63	27	100
		биоритмы левого или правого глаз более 4 с.	10	37	0	0
3	Соотношение биоритмов правого и левого глаз	от 1 до 1,5	20	74	27	100
		больше 1,5	7	26	0	0
4	Слияние объектов, предъявляемых глазам в один	есть	12	44	20	74
		нет	15	56	7	26
5	Возможность рассмотрения стереограмм	есть	16	59	19	70
		нет	11	41	8	30
6	Глазодвигательная система	тонус глазных мышц в норме и ортофория	23	85	26	96
		тонус глазных мышц снижен или косоглазие	4	15	1	4
7	Система фокусировки	острота зрения 0.9-1 и значение аккомодации в норме	16	59	18	67
		острота зрения 0.1-0.8 или значение аккомодации не соотв. норме	11	41	9	33
8	Система световосприятия	контрастная чувствительность в норме	15	56	20	74
		контрастная чувствительность снижена	12	44	7	26
9	Исследование методом цветовой кампиметрии	в норме	10	37	23	85
		отклонения	17	63	4	15

Результаты экспериментов показали, что после проведения цветоимпульсного воздействия возросло количество человек, у которых значения параметров оценки состояния зрительной системы в норме, что свидетельствует об эффективности данного воздействия на состояние зрительной системы.

Отклонение от нормы параметров с номерами 1, 2, 3, 4, 5 и 6 свидетельствуют о нарушениях бинокулярного зрения.

Состояние глазодвигательной системы до и после воздействия, согласно приведенной выше методике, оценивалась по тонусу глазодвигательных мышц и мышечному равновесию. По результатам цветоимпульсного воздействия улучшения наблюдаются у 50% испытуемых, у которых до воздействия были отклонения глазодвигательной системы. Но следует отметить, что у оставшихся 50% испытуемых наблюдаются заболевания глазодвигательной системы, лечение которых, согласно традиционной медицине, требует хирургического вмешательства (косоглазие). Поэтому можно считать, что улучшение состояния глазодвигательной системы после проведения курса цветоимпульсного воздействия произошло в 100% случаев.

Наличие слияния двух объектов, предъявляемых правому и левому глазам, в один тесно связано с типами бинокулярных проекций. Как видно из графиков (рис. 1) терапевтический эффект достигается более чем в 50% случаев.

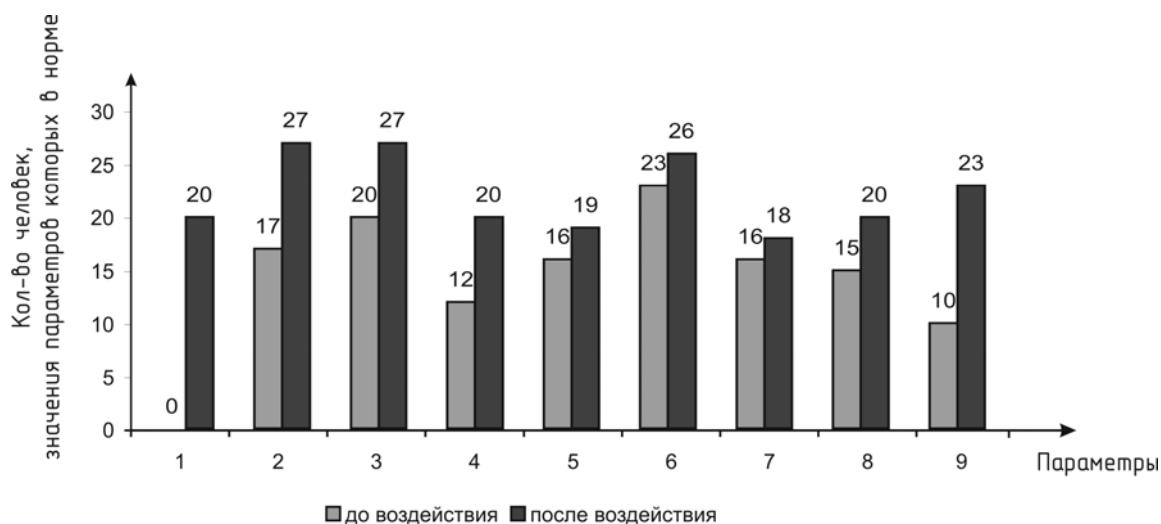


Рис. 1 Результаты цветоимпульсного воздействия

Рассмотрим влияние цветоимпульсного воздействия на состояние системы бинокулярного зрения – биоритмы зрительных восприятий, их соотношение, тип бинокулярных проекций (параметры 1, 2 и 3) более подробно.

Результаты исследований влияния цветоимпульсного воздействия на тип бинокулярных проекций. По результатам обследований до проведения воздействия ни у одного испытуемого не был отмечен тип 1 бинокулярных проекций, а после проведения воздействия количество человек, у которых тип 1 бинокулярных проекций составило 20. Причем испытуемые, у которых до воздействия был тип 2б или тип 2с перешли в группы с более высоким типом бинокулярных проекций, что свидетельствует об улучшении данного параметра, даже если его значение не пришло в норму. После проведения цветоимпульсного воздействия у 1 человека остался тип 2с бинокулярных проекций, но следует учитывать, что у данного испытуемого присутствует явное нарушение бинокулярного зрения, связанное с таким заболеванием, как косоглазие.

Т.о. после цветоимпульсного воздействия у 96% испытуемых тип бинокулярных проекций соответствует к норме или близок к ней, до проведения воздействия таких испытуемых было лишь 52%, что свидетельствует о высокой эффективности цветоимпульсного воздействия относительно данного параметра.

Результаты исследований влияния цветоимпульсного воздействия на значения биоритмов бинокулярного зрения и их соотношение. Значения биоритмов бинокулярного зрения для обоих глаз в норме должны лежать в пределах от 0,5 с. до 4 с. Исходя из этого были выделены три группы в зависимости от значений биоритмов (Рис.2):

1. биоритмы обоих глаз от 0,5 до 4 с. (соответствует норме);
2. биоритмы одного из глаз ≥ 4 с. (не соответствует норме);
3. биоритмы обоих глаз ≥ 4 с. (не соответствует норме).

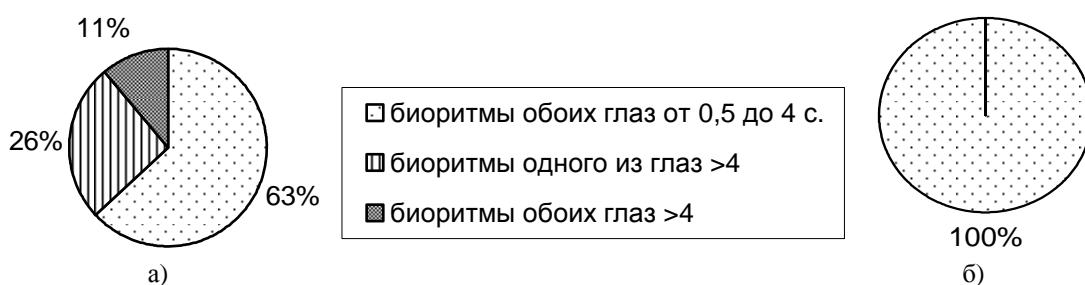


Рис.2. Соотношение испытуемых по значениям биоритмов бинокулярного зрения до (а) и после (б) цветоимпульсного воздействия

Как показывают результаты исследований (рис.2), у всех испытуемых после проведения курса цветоимпульсного воздействия значения биоритмов бинокулярного зрения пришли в норму.

В норме соотношение биоритмов правого и левого глаз должно быть от 1 до 1,5. Но следует принять во внимание, чем это соотношение ближе к единице, тем этот показатель лучше. На основании этого были выделены 4 группы, в трех из которых значения соотношений в пределах нормы, а в четвертой – за ее пределами:

1. соотношения биоритмов от 1 до 1,1;
2. соотношения биоритмов от 1,1 до 1,3;
3. соотношения биоритмов от 1,3 до 1,49;
4. соотношения биоритмов $\geq 1,5$.

Проводимые эксперименты были разделены на 3 этапа согласно методике проводимого воздействия. Во время первых двух процедур (1 этап) задаются предварительные параметры воздействия. По изменению биоритмов после воздействия выбирается методика для дальнейших, основных (с 3 по 7-ую – 2 этап) и закрепляющих (с 8 по 10-ую – 3 этап) процедур.

Изменение значений биоритмов и их соотношений после первых двух и с 3-ю по 7-ую процедур не существенны, терапевтический эффект явно начинает наблюдаться на 8-10 процедурах. Количество исследований с соотношением биоритмов от 1 до 1,1 возросло с 37% до 74% к концу проведения цветоимпульсного воздействия, а количество исследований с соотношением биоритмов более 1,5 (не соответствует норме) снизилось с 13% до 2,5%.

Для количественной оценки эффективности влияния параметров цветоимпульсного воздействия на биоритмы бинокулярного зрения для каждого из 540 исследований была вычислена эффективность проведения процедуры (т.е. оценочная характеристика способности биоритмов подстраиваться под синхронизирующее воздействие) по формуле:

$$\mathcal{E}\phi\phi. = \frac{t_{\text{после_возд.}}}{T_{\text{синхр}}} \cdot 100\%,$$

где $t_{\text{после_возд.}}$ – среднее значение биоритмов после воздействия;

$T_{\text{синхр}}$ – синхронизирующий параметр цветоимпульсного воздействия (длительность импульса воздействия на один глаз).

Воздействие можно считать эффективным, если после воздействия биоритм пациента приближался к синхронизирующему значению не менее чем на 30%. По полученным данным в 84% случаев после цветоимпульсного воздействия биоритмы бинокулярного зрения испытуемых подстраивались под синхронизирующие значения.

Таким образом, можно сделать вывод о том, что разработанную методику процедуры, реализованную в БТС диагностики и лечения нарушений бинокулярного зрения можно эффективно применять для коррекции биоритмов бинокулярного зрения в случае отклонения их значений от нормы. Также отмечен положительный терапевтический эффект и в отношении состояния зрительной системы в целом.

ЛИТЕРАТУРА

1. Коржук, Н.Л. Биотехническая система для диагностики и лечения нарушений бинокулярного зрения / Н.Л. Коржук, М.В. Щеглова // Материалы докладов V Международной научно-технической конференции "Физика и радиоэлектроника в медицине и экологии - 2006". Владимир, 2006. С. 54-57.
2. Сеченов И.М. Физиология органов чувств. Зрение // Избранные труды. – М.-Л., 1935. – 488 с.
3. Тетерина Т.П. Глаз и мозг. Основа цветотерапии. Кн. II. – Калуга: ГУП «Облиздат», 2001. – 364 с.

COLOR-IMPULSE THERAPY OF VISUAL FUNCTIONS

N.L. Korjhuk, A.A. Chepurin, M.V. Shcheglova.

Tula State University, Tula

e-mail: mavian@mail.ru, mariya.scheglova@alfa-pribor.ru

Automation of binocular vision biorhythm's diagnostics and enhancing the efficiency of visual functions disorder treatment are today's problems of medical instrument industry. Experimental research into the influence of color-impulse treatment on the visual system and binocular vision's biorhythm has shown that the proposed bioengineering diagnostics and treatment system can be effectively used for correcting binocular vision's biorhythm should they deviate from the standard. A positive therapeutic effect on the general state of the visual system has been found.

ЯЗВЕННАЯ БОЛЕЗНЬ ЖЕЛУДКА И ДВЕНАДЦАТИПЕРСТНОЙ КИШКИ В СОЧЕТАНИИ С АРТЕРИАЛЬНОЙ ГИПЕРТОНИЕЙ И ИБС. КЛИНИЧЕСКИЕ, МОРФОЛОГИЧЕСКИЕ И ФУНКЦИОНАЛЬНЫЕ РАЗЛИЧИЯ И ЛЕЧЕНИЕ БОЛЬНЫХ

В.Н. Медведев, И.А. Ивкова, В.Н. Медведева, Л.Е. Лапочкина, Л.В. Овечкина

Ивановская государственная медицинская академия, Иваново

ОКБ, Владимир

Цель: выявить особенности клинического течения и лечения язвенной болезни в зависимости от сочетания с ИБС и артериальной гипертонией и локализации язв.

Материал и методы исследования: обследовано 180 больных язвенной болезнью желудка и 110 больных язвенной болезнью двенадцатиперстной кишки. Изучались возраст, пол, продолжительность заболевания, клинические проявления, эндоскопические и морфологические проявления на материале биопсий и резецированных желудков, интрагастральный pH в теле и антруме; диагностировались хеликобактерная инфекция, артериальная гипертония (АГ) и ИБС.

Результаты исследования: при язвенной болезни желудка возраст больных варьировал от 40 до 75 лет и в среднем составлял $56,2 \pm 6,7$ лет. Язвенная болезнь с локализацией язвы в двенадцатиперстной кишке наблюдалась в более молодом возрасте, средний возраст был $40,3 \pm 6,3$ лет, достоверно различаясь с язвенной болезнью желудка ($p < 0,05$).

В обеих группах больных преобладали мужчины, при язвенной болезни желудка мужчины составляли 78%, женщины – 22%. При язвенной болезни двенадцатиперстной кишки 74% составляли мужчины, 26% – женщины. Все больные преимущественно мужчины при тяжелом течении находились на стационарном лечении в гастроэнтерологических отделениях. При более легком течении лечение проводилось в амбулаторных условиях, где половые различия были менее выражены.

Клинические проявления язвенной болезни были типичными, но при язвенной болезни желудка были чаще и выраженнее синдромы желудочной диспепсии (сниженный аппетит, чувство давления в эпигастрии после еды, тошнота, отрыжка воздухом) и кишечной диспепсии (диарея), тогда как при дуоденальной язве преобладал синдром изжоги и запоры.

Язвенная болезнь желудка с локализацией язвы в средней и верхней трети желудка в 70% случаев сочеталась с ишемической болезнью сердца и артериальной гипертонией и развивалась в возрасте старше 50 лет. Язвенная болезнь с локализацией язвы в 12-перстной

кишке значительно реже сочеталась с ИБС и АГ, которые диагностировались соответственно в 5 раз и в 3 раза реже ($p < 0,05$).

Секреторная функция желудка у больных язвенной болезнью желудка с локализацией язвы в субкардиальном, в средней трети и кардиальном отделах желудка была достоверно ниже как в теле, так и в антруме желудка по сравнению с дуоденальной язвой ($p < 0,05$). По данным рН-метрии снижение секреторной функции желудка при язвенной болезни желудка наблюдалось в 70%, при дуоденальной язве – в 75% случаев секреторная функция желудка была повышена.

У больных язвенной болезнью желудка с локализацией язвы в субкардиальном, в средней трети и кардиальном отделах желудка фиброгастроудоэноскопия и морфологическое исследование биоптатов слизистой оболочки желудка в 100% случаев выявили хронический фундальный гастрит, из них в 70% атрофический.

При язвенной болезни 12-перстной кишки в фундальном отделе наблюдалась гиперплазия слизистой оболочки желудка: при неосложненном течении в 50% случаев, при осложненном течении – в 100% случаев (на резецированных желудках). Поверхностный фундальный гастрит выявлен в 30% случаях, атрофического гастрита не наблюдалось.

Независимо от локализации язвы в 100% случаев имелся гастрит в антравальном отделе желудка, из них в 70% случаев атрофического характера.

Дуоденит достоверно превалировал при дуоденальной локализации язвы (100%) – $p < 0,05$.

Лечение больных язвенной болезнью проводилось по стандарту с использованием противогастроэзофагального терапии, антисекреторные средства при язвенной болезни желудка назначались в 1,5-2 раза уменьшенной дозе. При сочетании язвенной болезни желудка с ИБС и АГ использовались ингибиторы ангиотензинпревращающего фермента – капотен, лизиноприл, что достоверно снижало сроки рубцевания язв.

Выводы:

1. Язвенная болезнь с локализацией язвы в желудке и в 12-перстной кишке существенно различаются по клинике, секреторной функции желудка и по структуре слизистой оболочки желудка и 12-перстной кишки, что требует проведения дифференцированной терапии.

2. Сочетание язвенной болезни желудка с ИБС и АГ с использованием в базисной терапии ингибиторов ангиотензинпревращающего фермента (капотен, лизиноприл) достоверно снижало сроки рубцевания язв.

STOMACH ULCER OF THE STOMACH AND DUODENAL GUT IN THE COMBINATION ARTERIAL HYPERTENSION AND CHD. CLINICAL, MORPHOLOGICAL BOTH FUNCTIONAL DISTINCTIONS AND TREATMENT OF PATIENTS

V.N. Medvedev, I.A. Ivkova, V.N. Medvedeva, L.E. Lapochkina, L.V. Ovechkina
Ivanovo State Medical Academy, Ivanovo
OKB, Vladimir

The purpose of work is revealing features of clinical current and treatment of a stomach ulcer depending on a combination with IBS both an arterial hypertension and localizations of ulcers.



**ИНГИБИТОРЫ АНГИОТЕНЗИНПРЕВРАЩАЮЩЕГО
ФЕРМЕНТА В КЛИНИЧЕСКОЙ ПРАКТИКЕ.
НОВЫЕ ПОКАЗАНИЯ К ИХ ПРИМЕНЕНИЮ В ГАСТРОЭНТЕРОЛОГИИ**

В.Н. Медведев, Л.В. Овечкина, В.Н. Медведева, И.А. Ивкова, Л.М. Инберг, А.М. Ярков, Ю.Ю. Боницкая, Л.Е. Лапочкина, Т.Е. Золотова

Кафедра терапии и гастроэнтерологии ФППО Ивановской ГМА
Владимирская ОКБ, Владимир

Результаты данного исследования базируются на обследовании и лечении ИАПФ 560 больных ИБС, инфарктом миокарда, артериальной гипертонией, стенокардией, сахарным диабетом 2-го типа, язвенной болезнью желудка и изучения литературы.

Внедрение в клиническую практику лечения больных ингибиторами АПФ наиболее распространенными заболеваниями неинфекционной этиологии определяется во всем мире как революционное достижение в кардиологии, терапии, неврологии и в других разделах клинической медицины, позволившее снизить частоту повторных инсультов на 28%, повторных инфарктов миокарда на 26%, повысить качество и продолжительность жизни больных (2, 3, 4, 6, 10, 12, 16, 17, 18).

Одним из важнейших свойств ИАПФ является полная обратимость или уменьшение гипертрофии миокарда, гипертрофии мышечного слоя в мелких сосудах при артериальной гипертонии, ИБС, атеросклерозе сосудов при длительном лечении больных (1-2 и более года). Актуальность применения ИАПФ в клинической практике определяется высокой распространенностью среди населения АГ (39,2% у мужчин, 41,1% у женщин), ИБС (20-50% в возрасте старше 50 лет) и высокой эффективностью лечения больных этими препаратами,ключенными МЗ России в стандарты лечения больных в качестве базовых (обязательных) лекарств (2, 3, 10, 11, 12, 13, 14).

Показания к назначению ИАПФ представлены на таблице 1. При артериальной гипертонии ИАПФ включаются в протоколы лечения больных 2, 3 степени в качестве 2-го препарата в сочетании с β -адреноблокаторами, блокаторами Са-каналов, мочегонными; в качестве 1-го препарата при 1 степени. В отличие от других гипотензивных препаратов ИАПФ обладают мягким, постепенным действием при высоком качестве жизни и наименьшем количестве побочных действий.

Основные показания к применению ингибиторов АПФ

Таблица 1

№ п/п	Название показателя
1	Артериальная гипертония
2	Хроническая сердечная недостаточность при всех функциональных классах
3	ИБС: инфаркт миокарда, стенокардия, нарушения ритма сердца
4	При сахарном диабете 2-го типа
5	Цереброваскулярные заболевания ишемического генеза
6	При хронических заболеваниях почек, в том числе, протекающих с хронической почечной недостаточностью 1 стадии
7	При хронических заболеваниях желудка, 12 п.к., поджелудочной железы, печени, тонкого и толстого кишечника ишемического сосудистого генеза

При хронической сердечной недостаточности ИАПФ прочно занимают 1 место и в настоящее время при отсутствии противопоказаний лечение без них не проводится (2, 14, 17). ИАПФ хорошо сочетаются со всеми другими группами лекарственных препаратов. Лечение вначале проводится с назначения малых доз (1/8-1/4 суточной дозы) с последующим их повышением через каждые 3-6 дней на 25-50%. Хороший эффект от

лечения достигается в конце 2 и 3 недели преимущественно на средних суточных дозах. Поддерживающие дозы препаратов назначаются длительно.

Лечение больных инфарктом миокарда, стенокардией, нарушениями ритма сердца проводится по международной схеме АВСД. Лечение больных инфарктом миокарда проводится при стабильной гемодинамике с первых дней уменьшения сердечной недостаточности, профилактики разрывов сердца и аритмий (2, 12, 17).

При сахарном диабете 2-го типа ИАПФ снижают инсулинерезистентность, улучшают питание поджелудочной железы, потребность в сахароснижающих препаратах уменьшается на 25-30% (4, 5). Кроме того, при сахарном диабете 2-го типа ИБС, артериальная гипертония наблюдается в 3-5 раз чаще, чем в среднем в популяции населения (4, 10).

Применение ИАПФ при цереброваскулярных заболеваниях ишемического генеза не вызывает сомнений и приводит к профилактике в 28% случаев повторных инсультов (2, 4, 12, 14).

При хронических заболеваниях почек, часто протекающих с артериальной гипертонией, нефросклерозом ИАПФ нормализуют АД, способствуют обратному развитию соединительной ткани (10, 15).

ИАПФ при заболеваниях органов пищеварения показано на таблице 6.

Основные фармакологические механизмы действия ИАПФ представлены на таблицах 3, 4, 5, 6, 7.

Таблица 2

Классификация ингибиторов АПФ

№ п/п	Класс ингибитора
1	Препараты, содержащие сульфидрильную группу (капотен, каптоприл)
2	Препараты, содержащие карбоксильную группу (эналаприл, энит, берлиприл, рамиприл, престариум, гоптен и др.)
3	Препараты, содержащие фосфинильную группу (фозиноприл)
4	Препараты, содержащие гидроксаминовую группу (идраприл)

Выделяют 4 класса ИАПФ:

- 1 класс: липофильные лекарства (капотен);
- 2 класс: липофильные пролекарства (эналаприл);
- 3 класс: гидрофильные лекарства (лизиноприл);
- 4 класс: двойные ингибиторы металлопротеиназ (омапатрилат)

Предпочтение отдают ИАПФ 3 класса, лизиноприлам (Диротон), являющихся истинными лекарствами, действующими без превращения в лекарство в печени.

Таблица 3

Нейрогуморальные эффекты

№ п/п	Наименование нейрогуморального эффекта
1	Уменьшение образования ангиотензина 2, 3 и 4, т.е. ослабление основных эффектов активации ренин-ангиотензиновой системы
2	Уменьшение синтеза и секреции альдостерона
3	Снижение активности симпатико-адреналовой системы, вызывающей повышенную потребность миокарда в кислороде
4	Уменьшение высвобождения аргининвазопрессина (антидиуретического гормона)
5	Повышение тонуса блуждающего нерва
6	Повышение образования ангиотензина 1, 7, обладающего вазодилатирующим и натрийуретическим действием
7	Накопление брадикинина и других кининов в тканях и крови, обладающих

№ п/п	Наименование нейрогуморального эффекта
	сосудодилатирующими свойствами
8	Увеличение высвобождения оксида азота в эндотелии сосудов, расслабляющим сосудистую стенку и простогландинов I_2 , E_2
9	Увеличение освобождения тканевого активатора плазминогена, т.е. повышение фибринолитической активности крови
10	Уменьшение секреции эндотелина 1, обладающего сосудосуживающим эффектом
11	Повышение содержания предсердного натрийуретического пептида в крови и миокарде, снижающего объем циркулирующей крови

Таблица 4
Основные фармакологические эффекты ингибиторов АПФ

№ п/п	Наименование фармакологического эффекта
1	Обратное развитие гипертрофии миокарда левого желудочка и миокардиофизоза
2	Подавление гипертрофии гладкой мускулатуры и фиброзных изменений в стенке артерий, что сопровождается увеличением просвета сосудов (вазопротекция)
3	Системная артериальная вазодилатация (снижение системного АД, уменьшение общего периферического сопротивления и посленагрузки на левый желудочек)
4	Венозная вазодилатация (снижение давления наполнения левого предсердия и левого желудочка, т.е. преднагрузки)
5	Предотвращение дилатации левого желудка и левого предсердия (кардиопротекция)
6	Улучшение регионального кровообращения в сердце, почках, головном мозге, скелетной мускулатуре и других органах
7	Антиишемические эффекты (при острой ишемии миокарда, в оглушенном миокарде при инфаркте миокарда)
8	Цитопротекция (сохранение макроэргических фосфатов и ферментов в клетках)
9	Потенцирование сосудорасширяющего эффекта нитратов, предупреждение толерантности к ним
10	Потенцирование эндотелий-зависимой вазодилатации в ответ на ацетилхолин и серотонин (вазопротекция)

Таблица 5
Почечные эффекты ингибиторов АПФ

№ п/п	Наименование почечного эффекта
1	Увеличение натрийуреза и диуреза, задержка калия в организме
2	Вазодилатация приносящих и выносящих артериол почечных клубочков (ренопротекция)
3	Снижение повышенного гидравлического давления в клубочковых капиллярах (ренопротекция)
4	Увеличение кровотока в мозговом слое почек
5	Подавление роста мезангимальных клеток
6	Торможение пролиферации и гипертрофии мезангимальных клеток, фибробластов
7	Торможение миграции макрофагов
8	Уменьшение синтеза соединительной ткани в почках

Таблица 6

Классификация хронической ишемической болезни органов пищеварения по Л.Б.Лазебнику, Л.А. Звенигородской

№ п/п	Наименования классов ишемической болезни
1	Ишемические гастродуоденопатии: атрофический гастрит, атрофический дуоденит, эрозивный гастрит, эрозивный дуоденит, ишемические язвы желудка, хроническая ишемическая язва ДПК, пенетрирующая язва желудка, пенетрирующая язва ДПК, прободная язва желудка, прободная язва ДПК
2	Ишемические поражения поджелудочной железы: острый ишемический панкреатит, хронический ишемический панкреатит, липоматоз поджелудочной железы
3	Ишемические поражения печени: острый ишемический гепатит, хронический ишемический гепатит, неалкогольный стеатогепатит.
4	Осложнения: фиброз печени, цирроз печени, печеночная кома
5	Ишемические поражения кишечника: Ишемические энтеропатии, хронические ишемические язвы тонкой кишки, ишемический колит, ишемические язвы толстой кишки

Как видно из приведенной классификации хронической ишемической болезни органов пищеварения по Л.Б.Лазебнику и Л.А. Звенигородской (2003) любое заболевание органов пищеварения и их осложнения могут быть ишемического (атеросклеротического) генеза. В.Н.Медведев, И.А.Ивкова получили патент на изобретение «Способ лечения язвенной болезни желудка со сниженной секрецией желудка» (2002). Показано, что язвенная болезнь желудка со сниженной секрецией в 2/3 случаях сочетается с ИБС, артериальной гипертонией. Лечение больных этой группы с применением ИАПФ достоверно сокращает сроки рубцевания язв. Получены положительные результаты лечения ИАПФ больных хроническими гастритами, язвами 12 п.к., ишемическим колитом, хроническими панкреатитами (7). Во всех случаях при лечении больных ИАПФ лечебный эффект ассоциируется с улучшением кровотока, цитопротекцией, улучшением обмена веществ в клетках, повышением регенерации.

Методы диагностики хронической абдоминальной ишемии (ХАИ) органов пищеварения

1. Возраст и пол больных. ХАИ органов пищеварения возникает чаще, чем у мужчин старше 40 лет, у женщин – старше 50 лет. Чем старше пациенты, тем больше вероятность развития ХАИ вследствие атеросклероза артериальных сосудов. Брюшная аорта раньше других ее отделов поражается атеросклерозом, в связи с чем развиваются острые и хронические заболевания органов пищеварения, которые без специальных методов исследования трудно дифференцируются с подобными заболеваниями неишемического генеза.

2. Диагностическое значение имеет взаимосвязь ХАИ с ИБС и артериальной гипертонией, выявляющаяся у большинства больных. ИБС проявляется стенокардией, инфарктом миокарда, постинфарктным кардиосклерозом, нарушением ритма сердца и проводимости, развитием сердечной недостаточности. В 25-30% случаев ИБС может протекать латентно и устанавливается при инструментальных методах исследования. ХАИ развивается раньше других органных поражений в 15-20% случаев.

3. Обследование больных часто выявляет ожирение, ослабление тонов сердца, нарушение ритма сердца, симптомы сердечной недостаточности, артериальную гипертонию. Наблюдается органная патология (табл. 6).

4. Важное диагностическое значение принадлежит инструментальным и биохимическим методам исследования: ЭКГ, суточное мониторирование ЭКГ и АД, УЗИ

сердца, брюшной аорты и ее ветвей (чревной артерии, верхней и нижней брыжеечной, селезеночной и печеночной артерий с целью выявления атеросклеротических изменений), дуплексное сканирование сонных артерий с цветным доплеровским картированием потока и других артерий, исследование холестерина, триглицеридов сыворотки крови, холестерин липопротеидов высокой и низкой плотности, белковых фракций, фибриногена, С-реактивного протеина, сахара крови и других.

5. УЗИ органов брюшной полости, позволяющее определить размеры и структуру органов, их эхогенность.

6. Реже, чем УЗИ органов брюшной полости, проводится компьютерная томография для уточнения диагноза и проведения дифференциальной диагностики.

7. В тяжелых случаях, чаще при острой патологии, требующей хирургического лечения, показано проведение лапароскопии и рентгенконтрастной аорто-артериографии.

В последние годы появились публикации об антиатеросклеротическом, противовоспалительном и противоопухолевом действии ИАПФ.

Несомненно, что показания к лечению больных ИАПФ в различных областях клинической медицины будет стремительно расширяться в связи с универсальными механизмами их действия.

Таблица 7
Побочные эффекты ингибиторов АПФ

№ п/п	Наименование побочного эффекта
1	Гипотония (не понижать АД ниже нормы)
2	Сухой кашель, в 3-4% случаев
3	Ангионевротический отек лица, губ, языка, гортани, менее 1% случаев
4	Нарушение функции почек с задержкой креатинина в крови (редко, необходимо исследовать креатинин крови)
5	Головная боль, головокружение, слабость

Наблюдается редко: извращение, снижение вкуса, лейкопения, дерматит, диспептические расстройства, токсическое повреждение печени и почек, кардиалгии.

Противопоказания к назначению ИАПФ:

- стеноз почечных артерий (больше 1 ст.),
- беременность, лактация,
- детский возраст,
- сверхчувствительность к препарату.

При обструктивных заболеваниях легких может возрастить частота и выраженность кашля, в связи с чем, необходима большая осторожность при назначении ИАПФ.

ЛИТЕРАТУРА

1. Алексеенко С.А., Тимошин С.С., Ламехова В.Г., Флейшман М.Ю., Кравченко Е.А. Применение ингибиторов АПФ у больных с сочетанными заболеваниями внутренних органов. Гедеон Рихтер в СНГ. Москва, 2002, № 1 (9), с. 27-29.
2. Беленков Ю.Н., Мареев В.Ю., Агеев Ф.Т. Ингибиторы ангиотензинпревращающего фермента в лечении сердечно-сосудистых заболеваний. Москва, 2002, с. 86.
3. Горбаченков А.А., Поздняков Ю.М. Стабильная стенокардия напряжения. Методические рекомендации. Москва, 1998, с.25.
4. Диагностика и лечение стабильной стенокардии. Рекомендации Американской Ассоциации Сердца. Перевод с английского. С.176.Journal of the Amerikan College of Cardiology, 1999, vol 33. № 7.
5. Ивлева А.Я. Клиническое применение ингибиторов ангиотензинпревращающего фермента и антагонистов ангиотензина 2. Москва, Миклош, 1998, с. 158.

6. Корочкин И.М., Прохорова Т.Ф., Аleshkin B.A., Речнова Н.П., Новикова Л.И., Александров А.А. Антиишемический и противовоспалительный эффекты ингибиторов АПФ и их роль в реформировании сердца у больных, перенесших инфаркт миокарда. Гедеон Рихтер в СНГ. Москва, 2001, № 4 (8), с. 48-51.
7. Лазебник Л.Б., Звенигородская Л.А. Хроническая ишемическая болезнь органов пищеварения. Москва, Анахарис, 2003, с. 136.
8. Медведев В.Н., Ивкова И.А. Патент на изобретение № 2188010 «Способ лечения больных язвенной болезнью желудка со сниженной секрецией желудка», 2002.
9. Медведев В.Н., Ивкова И.А., Медведева В.Н., Овечкина Л.В., Инберг Л.М., Ешану В.С. Ингибиторы ангиотензинпревращающего фермента сокращают сроки рубцевания язв желудка. Экспериментальная и клиническая гастроэнтероскопия. Москва, 2003, № 1, с. 98.
10. Новые подходы к лечению сердечно-сосудистых заболеваний. Обзор литературы. Гедеон Рихтер в СНГ. Москва, 2001, № 4 (8), с. 21-22.
11. Перепеч Н.Б., Михайлова И.Е., Лясникова Е.А. Применение лизиноприла с первых суток инфаркта миокарда у больных, получавших системную тромболитическую терапию. Гедеон Рихтер В СНГ. Москва, 2001, № 4 (8), с. 44-47.
12. Преображенский Д.В., Сидоренко Б.А., Батырлиев Т.А., Маренич А.В., Романова Н.Е. Современные подходы к лечению хронической недостаточности. Consilium medicum, Москва, 2002, том 4, № 3, с. 151-162.
13. Сидоренко Б.А., Преображенский Д.В. Ингибиторы ангиотензин-превращающего фермента. Москва, Информатик, 1999, с. 253.
14. Чазова И.Е. Алгоритмы диагностики и лечения артериальной гипертензии. Consilium medicum, Москва, 2002, том 4, № 3, с. 130-133
15. Шестакова М.В. Ингибиторы ангиотензинпревращающего фермента и патология почек: непревзойденный нефропротективный эффект. Consilium medicum, Москва, 2002, том 4, № 3, с. 134-135.
16. Handa S., Hamada M., Ura M. et al. Regression of increased left ventricular masses in elderly hypertensive patients on lisinopril as assessed by magnetic resonance imaging. Acad. Radiol., 1996. 3: 294-9.
17. Hennekens C.H., Albert C.M., Godfried S.L., Gaziano J.M., Buring I.E. Adjunctive drug therapy of acute myocardial infarction evidence from clinical trials. N. Engl. J. Med., 1996, 335: 1660-7.
18. Packer V., Cohn J.N. Consensus recommendation for the management of chronic heart failure. Am. J. Cardiol., 1999, 83 Suppl. 2A: 1A-38A.

INHIBITORS OF ANGIOTENSIN CHANGING ENZYME IN CLINICAL PRACTICE. NEW REASONS OF ITS APPLICATION IN GASTROENTEROLOGY

V.N. Medvedev, L.V. Ovechkina, V.N. Medvedeva, I.A. Ivkova, L.M. Inberg, A.M. Jarkov, J.J. Bonitskaja, L.E. Lapochkina, T.E. Zolotova

Faculty of therapy and gastroenterology FPPO Ivanovo GMA, Vladimir OKB, Vladimir

Results of the given research are based on inspection and treatment IAPF of 560 patients IBS, a heart attack of a myocardium, an arterial hypertension, a stenocardia, a diabetes of 2-nd type, a stomach ulcer of a stomach and studying of the literature.



ИНДИВИДУАЛИЗАЦИЯ РЕЖИМОВ НИЗКОИНТЕНСИВНОЙ ЛАЗЕРНОЙ ТЕРАПИИ С ИСПОЛЬЗОВАНИЕМ ОРИГИНАЛЬНОЙ МЕТОДИКИ ФОТОПЛЕТИЗМОГРАФИЧЕСКОГО МОНИТОРИНГА

Е.Л. Малиновский, А. В. Картелишев, А. Р. Евстигнеев

ФГНКЦ детской гематологии, онкологии и иммунологии, Росздрава, Москва, Лазерная академия наук РФ, Калуга
e-mail:LANRF@inbox.ru

Одной из важнейших задач клинической лазерологии является определение оптимальных режимов процедурной и курсовой низкоинтенсивной лазерной терапии (НИЛТ). Общепринятые в настоящее время стандартизованные подходы в определении дозовых нагрузок опираются на возрастные и нозологические критерии. Однаковые подходы в лечении больных, не обеспечивают схожие результаты лазерной терапии, так как больные, типированные по нозологическому признаку имеют различные адаптационные возможности, которые и обуславливают реакцию организма на лечебно-биологические факторы НИЛТ.

Закономерным итогом такой «стандартизованной» терапии является вероятность получения любых результатов: помимо ожидаемых врачом и пациентом положительных могут быть также и негативные в виде отсутствия положительной динамики курсовой НИЛТ или же развития отрицательных реакций. Оба негативных результата обусловлены выполнением НИЛТ без учета индивидуальной чувствительности больных к фактору низкоинтенсивного лазерного излучения (НИЛИ) и определяются в одном случае недостаточностью и в другом (при получении отрицательных реакций) передозировкой воздействующего на организм фактора НИЛИ [1].

Ранее предпринимавшиеся попытки решения проблемы оптимизации дозовой нагрузки при проведении процедурной и курсовой НИЛТ оказались неэффективными. Неудачи в поиске разрешения этой проблемы, на наш взгляд, объясняются неправильными методологическими подходами, определяемыми в основном аспектами взаимодействия НИЛИ с биологическими объектами на молекулярном и тканевом уровнях [2-4].

В действительности, этими уровнями взаимодействие лечебно-биологических факторов НИЛИ с организмом человека (и другими биологическими системами) не ограничивается. Более объективным является описание воздействия НИЛИ на организм как целостную биосистему на основе теснейших взаимодействий клеточной и надклеточной систем. Важнейшим «представителем» надклеточной системы является надсегментарный отдел вегетативной нервной системы, который и определяет силу и направленность всех реакций организма на лазерное воздействие, в том числе на молекулярном и тканевом уровнях.

Следует особо подчеркнуть, что уникальность и универсальность воздействия НИЛТ при лечении самой различной нозопатологии основывается на феномене увеличения уровня свободной энергии в больном организме, которая направляется на ликвидацию патологических процессов [5].

Столь необходимая больному организму энергия, тем не менее не может восприниматься им в неограниченном количестве, ввиду накладываемых ограничений со стороны стресс-лимитирующих систем, деятельность которых направлена на профилактику повреждения органов и систем, имеющих функциональные ограничения вследствие длительного системного энергодефицита. Попытка дать организму дозу лазерной энергии сверх его функциональных возможностей приводит к развитию отрицательных реакций, которые по сути являются результирующими ответными реакциями вегетативной нервной системы.

Методики прогнозирования результатов НИЛТ по исходным параметрам организма информативны только в отношении его статического состояния и не способны (и не должны) предоставлять информацию о характере его реакций в динамике выполнения лечебной процедуры, поэтому прогностическая их эффективность невысока. Например,

результаты собственных исследований прогностической эффективности вегетативного индекса Кердо, оценивающего статусное состояние вегетативной нервной системы по ритмодиастолическим показателям, составило не более 66%.

По нашему мнению наибольшую диагностическую эффективность могут иметь только методики мониторингового типа, определяющие реакцию организма в динамике воздействия на него НИЛИ, так как все реакции организма на воздействие фактора НИЛИ формируются во время лечебного сеанса. Те же результаты, которые мы наблюдаем после процедур лазерной терапии являются последующими за этими результатами реакциями.

Целью собственных исследований явилась разработка нового способа определения оптимальных процедурных и курсовых дозовых нагрузок на основе их индивидуализации с применением оригинальной технологии фотоплетизмографического мониторинга процедур лазерной терапии.

Материалы и методы

Исследования проводились во всех возрастных группах больных, при отборе больных был осуществлен широкий нозологический подход и единственным критерием отвода от процедур являлось наличие абсолютных противопоказаний для проведения лазерной терапии.

Основная группа исследования, в которой проводились фотоплетизмографические исследования, подразделялась на 2 равные подгруппы детей и взрослых, имела общую численность 160 человек. Контрольная группа, в которой лечение проводилось по стандартизованным методикам, составила 100 человек, также включавшая 2 равные подгруппы детей и взрослых.

В основной группе выполнялась НИЛТ под контролем фотоплетизмографического мониторинга, с определением индивидуально регламентированных дозовых нагрузок. В контрольной группе лазерная терапия осуществлялась по стандартизованным методикам, согласно нозологических и возрастных критерииев.

Объектом изучения при проведении фотоплетизмографии являются пульсовые волны, отражающие динамику объема крови в измеряемом участке биоткани. Технологически фотоплетизмографические измерения основываются на регистрации светорассеяния фотодатчиком, позиционирующемся в оптопаре с источником света [6].

Для повышения диагностической ценности фотоплетизмографической методики была разработана система тестовой оценки регистрируемых фотоплетизмограмм, получившей название «ТОАРО» (по аббревиатуре слов: тестовое определение адаптационных резервов организма).

Тест-система «ТОАРО» позволяет отслеживать регулирующее влияние вегетативной нервной системы на сердечную деятельность и периферическую гемодинамику. Ряд критериев тест-системы позволяет определить исходное состояние вегетативной нервной системы, ее реактивность, а главное: характер (силу и направленность) динамической реакции нервной системы при воздействии на организм факторов НИЛИ [7, 8].

Технология мониторной фотоплетизмографии осуществлялась на базе аппаратно-программного комплекса «Тоаро-ФПГ» с использованием пальцевого фотоплетизмографического датчика (в авторском исполнении Р.Д. Аитова и Е.Л. Малиновского, 2006).

Лазерная терапия в исследуемых группах больных осуществлялась с использованием инфракрасных импульсных лазеров (АЛТ «Нега», «Улан», г. Калуга, АЛТ «Мустанг», г. Москва) и лазерного прибора, излучающего в красном спектре длин волн УФЛ-01 («Ягода», г. Калуга). Импульсные инфракрасные приборы использовались для облучения глубоко расположенных зон; лазерный прибор, излучающий в красном спектре длин волн привлекался для проведения надвенного облучения крови и облучения поверхностно расположенных объектов.

Лечение больных детей и взрослых осуществлялось как при использовании отдельных длин волн, так и при их комбинации. Расчет процедурной дозовой нагрузки осуществлялся по методике, предложенной В.И. Козловым, В.А. Буйлиным [9]. Стандартизованный

подбор режимов лазерной терапии у пациентов обеих возрастных групп осуществлялся на основе литературных данных [9, 10].

Результаты собственных исследований

Изучение характера распределения дозовой нагрузки в подгруппах основной группы выявлено в возрастных подгруппах детей значительное увеличение ее значений у детей начиная с раннего ($0,23 \text{ Дж}/\text{см}^2$) и до препубертатного ($0,33 \text{ Дж}/\text{см}^2$) возраста. Вопреки общепринятым мнению дети, находящиеся в пубертатном периоде, в лечении которых при стандартизованных подходах используются режимы лечения, характерные для взрослых пациентов, показали значения дозовой нагрузки намного меньшие ($0,02 \text{ Дж}/\text{см}^2$), чем при лечении взрослых пациентов ($0,15 \text{ Дж}/\text{см}^2$), а также и остальных возрастных групп детского возраста.

Изучение значений дозовых нагрузок у взрослых пациентов выявило значительное увеличение этой величины в возрастной группе 50-59 лет ($0,4 \text{ Дж}/\text{см}^2$). В целом по всей подгруппе взрослых пациентов значение дозовой нагрузки также оказалось больше ($0,2 \text{ Дж}/\text{см}^2$), в сравнении со стандартизованными подбираемыми режимами НИЛТ.

Сравнение режимов лазерной терапии с привлечением различных длин волн в изучаемых подгруппах детей и взрослых выявило превалирование значений дозовой нагрузки у детей при проведении инфракрасной лазерной терапии ($0,18 \text{ Дж}/\text{см}^2$ у детей и $0,15 \text{ Дж}/\text{см}^2$ у взрослых пациентов); при проведении лазерной терапии с применением лазера «красного» спектрального диапазона превалирование средней дозовой нагрузки отмечено у взрослых пациентов ($2,05 \text{ Дж}/\text{см}^2$ у взрослых пациентов и $1,97 \text{ Дж}/\text{см}^2$ у детей и подростков).

Результаты лазерной терапии с использованием «красного» лазерного света и его сочетания с инфракрасным лазерным светом показывает отсутствие отрицательных реакций в обеих изучаемых подгруппах основной группы исследования.

Сравнительное изучение результатов лазерной терапии, выполненной по оригинальной методике показывает превалирование случаев с положительными исходами терапии и меньшее количество отрицательных реакций (ОР), по сравнению с контрольной группой.

Обсуждение полученных результатов

Использование разработанной нами технологии индивидуального фотоплетизмографического мониторирования лечебных сеансов НИЛТ впервые реализует возможность полностью исключить непредсказуемые реакции организма и нежелательные последствия НИЛТ в виде ОР или отсутствия положительной клинической динамики.

Кроме того, фотоплетизмографические технологии на основе новых подходов в оценке реакций вегетативной нервной системы (по тест-системе «ТОАРО») впервые в истории отечественной медицины предоставляют возможности изучения характера системных реакций при воздействии на организм лечебно-биологических факторов НИЛИ различного спектрального диапазона.

Выводы

1. При лечении пациентов различных возрастных групп по методикам индивидуально дозированной лазерной терапии отмечены значения процедурных и курсовых дозовых нагрузок, значительно превышающие одноименные величины при проведении стандартизованных методик лазерной терапии при существенно более позитивных результатах проводимого лечения.

2. В исследуемых возрастных подгруппах выявлена дифференцированная чувствительность к свету различных длин волн с избирательностью света инфракрасного лазера у детей и подростков и высокой толерантностью к красному лазерному свету у взрослых пациентов.

3. Новая технология фотоплетизмографического мониторирования лечебных сеансов, апробированная при выполнении лазерной терапии предоставляет возможности существенного повышения эффективности физиотерапевтического лечения на основе индивидуальных подходов в определении силы воздействующего на организм фактора.

ЛИТЕРАТУРА

1. Малиновский Е.Л., Картелишев А.В., Евстигнеев А.Р. Возможности прогнозирования индивидуальной реакции больных на курсовую низкоинтенсивную лазерную терапию // Современные возможности лазерной медицины и биологии / Под ред. проф. А.В. Картелишева, проф. А.Р. Евстигнеева, д.м.н. В.Н. Уральского. В. Новгород-Калуга: Изд. АКФ «Политоп», 2006.с. 146-161.
2. Байбеков И.М., Касымов А.Х., Козлов В.И. и др. Морфологические основы низкоинтенсивной лазеротерапии // Под ред. В.И. Козлова, И.М. Байбекова. Ташкент. 1991. 223 с.
3. Козлов В.И., Буйлин В.А., Самойлов Н.Г, Марков И.И. Основы лазерной физио- и рефлексотерапии. Самара-Киев, 1993. 216 с.
4. Илларионов В.Е. Основы лазерной терапии. М.: Изд. «Респект», 1992. 126 с.
5. Мошкевич В.С. Фотоплетизмография. М.: Медицина, 1970. – 134 с.
6. Картелишев А.В., Малиновский Е.Л., Елисеенко В.И., Румянцев А.Г. и др. Повышение эффективности лазерной терапии с использованием методики пальцевой фотоплетизмографии: Пособие для врачей. 46 с. Утверждено Научным Советом по лазерной медицине РАМН и Росздрава (Протокол № 05/07-3 от 03.05.2007 г.).
7. Малиновский Е.Л. Определение оптимальных режимов в динамике выполнения процедур лазерной терапии// Сб. мат. Российской научно-практической конференции «Актуальные вопросы реабилитации в XXI веке». (медицинские, социальные, психолого-педагогические и организационные). Под. ред. Н.Е. Мажара, Т.В. Косенковой/ Смоленск. 2008. с96-99.
8. Козлов В.И., Буйлин В.А. Лазеротерапия. – М.: Изд. «Астр», 1993. – 56 с.
9. Чернышева Л.А., Хан М.А. Низкоинтенсивная лазерная терапия в педиатрии: Информ-методич. сб. М.: Изд. ТОО «Фирма «ТЕХНИКА», 1998. 32 с.

PERSONALISING OF MODES LOW LASER TREATMENT WITH APPLICATION OF A PHOTOPLETISMOGRAPHIC MONITORING ORIGINAL TECHNIQUE

E.L. Malinovskiy, A.V. Kartelishev, A.R. Evstigneев

FGNKC children's hematology, oncology and immunology, Roszdrav, Moscow,
Laser academy of sciences of the Russian Federation, Kaluga
e-mail:LANRF@inbox.ru

One from major clinical problems low level laser therapy is the absence of methods of reliable forecasting of a character of a response of the patient of an organism on the biological factors low intensity laser radiation. An outcome of such situation is the plenty of negative responses for want of fulfilment of course laser therapy executed disregarding by individual sensitivity of the patients to the factor LILT.

For preventive maintenance of negative responses for want of realizations of laser therapy the research of efficiency of an original technique photoplethysmography was conducted.

The comparative study of outcomes of LILT executed on an original technique shows magnification of cases with positive outcomes of therapy and smaller amount of negative responses, on a comparison with standardized modes of laser treatment.



**ВОЗМОЖНОСТИ ПРОГНОЗИРОВАНИЯ РЕЗУЛЬТАТОВ
НИЗКОИНТЕНСИВНОЙ ЛАЗЕРНОЙ ТЕРАПИИ ПО МАРКЕРАМ
ДЕРМАТОГЛИФИЧЕСКОЙ КОНСТИТУЦИИ У БОЛЬНЫХ РАЗЛИЧНЫХ
НОЗОЛОГИЧЕСКИХ ГРУПП**

Е.Л. Малиновский, А.В. Картелишев, А.Р. Евстигнеев

ООО «Центр реабилитации», Обнинск, ФГНКЦ детской гематологии, иммунологии и
онкологии Росздрава, Москва
Лазерная академия наук РФ, Калуга
e-mail: melich@mail.ru, LANRF@inbox.ru

Одной из важнейших проблем лазерной медицины является отсутствие надежных методов прогнозирования характера реагирования больного организма при воздействии на него факторов низкоинтенсивного лазерного излучения (НИЛИ). В настоящее время широко практикуется лазерная терапия по стандартизованным методикам лечения, режимы лазерной терапии при которой основываются только лишь нозологическими и возрастными критериями. Собственные исследования показали, что тактика лечения, определяемая только лишь этими критериями не обеспечивает схожие ответные реакции организма больных, входящих в однотипные нозологические и возрастные группы [1] и приводит к фактически любому исходу курсовой лазерной терапии: помимо ожидаемого положительного эффекта могут быть зарегистрированы случаи отсутствия положительной динамики (при условии курабельности заболевания, явившегося причиной проведения терапии) или же возникновения отрицательных реакций на различных этапах выполнения курсовой лазерной терапии [2]. Последний тип реакции на НИЛТ наименее желателен, так как способен привести к ухудшению состояния больного организма, заключающееся в появлении функциональных расстройств различной длительности [3]. Перечисленные типы реакций на воздействие фактора НИЛИ при выполнении курсовой НИЛТ определяется двумя группами факторов: полученной процедурной и курсовой дозовой нагрузкой и состоянием адаптационных систем организма на момент лазерного воздействия. Причем, существует тесная взаимосвязь состояния адаптационных систем с величиной процедурной и курсовой дозовой нагрузки при проведении НИЛТ [4, 5].

Состояние системы адаптации организма складывается из факторов динамического и статического плана. Факторы динамического плана обеспечивают амплитуду и напряженность адаптационных реакций, в то время как факторы статистического плана определяют границы, в пределах которых осуществляется гомеостатическая регуляция. Факторы динамического плана, представленные стресс-лимитирующими механизмами были подробно охарактеризованы [6, 7], в том числе и при выполнении лазерной терапии [5] в то время как факторы статического плана, определяемые конституциональными особенностями фактически не учитываются.

Существующие различные типы конституции с присущими каждому из них характерными особенностями метаболизма, деятельности нервной и эндокринной системы, в структуре и функциях органов и систем организма обеспечивают различные типы реагирования организма на факторы внешнего воздействия. Конституциональные особенности организма выявляются на основе частных типов конституций. В их ряду наибольшую доступность и достоверность имеет дерматоглифическая конституция, основным объектом изучения которой является гребневая кожа ладонной поверхности кистей рук. Эмбрионально кожа и нервная система развиваются из сходных структур, а потому характер и особенности гребневой кожи идентичны структурной сложности архитектоники центральной нервной системы [8]. Вариабельность в появлении пальцевых узоров различной сложности определяется продолжительностью и интенсивностью

ростовых процессов, закладывающих в конечном итоге качественную основу различных типов конституции [9]. Отечественными учеными определена связь типов дерматоглифической конституции с генетически обусловленными адаптационными возможностями организма [10] и особенностями энергетических процессов при физической нагрузке [11].

Цель собственных исследований направлена на разработку методики прогнозирования результатов лазерной терапии по маркерам пальцевой дерматоглифики. Исследование подобного рода в отечественной клинической лазерологии ранее не проводилось.

Материалы и методы

В группу исследования вошло 42 пациента с различной нозопатологией, в возрасте 18-68 лет. Соотношение полов в группе исследования было примерно равным.

Всем пациентам проводилась лазерная терапия по стандартизованным методикам с использованием импульсных инфракрасных лазеров («Нега», «Мустанг») длиной волны 0,89 мкм и «красного» лазера «УФЛ-01» («Ягода») длиной волны 0,63 мкм. Средняя процедурная и курсовая дозовая нагрузка выполнялась в пределах стандартизованных подходов по В.А. Буйлину, В.И. Козлову (1993).

В зависимости от результатов курсовой лазерной терапии группа исследования была подразделена на подгруппы с положительной динамикой (64,3%), отсутствием положительной динамики (14,3%) и подгруппу с наличием отрицательных реакций при курсовой НИЛТ (24,4%).

Дерматоглифическое исследование в клинических подгруппах, направленное на определение характера и особенностей пальцевых дерматоглифов проводилось по оригинальной авторской методике, заключающейся в нанесении оттисков ладонной поверхности кистей рук и пальцев исследуемого на поверхность зеркального стекла (суть методики заключается в исследовании особенностей потожирового кожного отпечатка ладонной поверхности кисти и пальцев для определения функционального состояния органов, связанных с определенными топографическими зонами ладони и пальцев кисти руки) [12]. Интерпретация пальцевых дерматоглифов выполнялась по классификации, предложенной Ф. Гальтоном (1892), согласно которой пальцевые узоры подразделяются на 3 типа: дуги, петли и завитки (рис. 1).

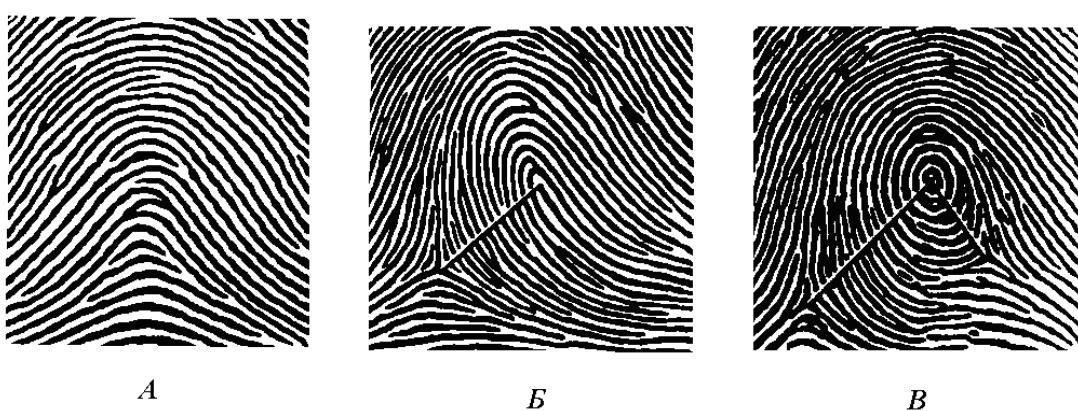


Рис. 1. Типы основных пальцевых узоров человека. А — дуга, количество дельт равно 0; Б — петля, количество дельт — 1; В — завиток, количество дельт — 2. Линиями на рисунках 1Б и 1В обозначено расстояние от центра узора до дельты.

В основе интерпретации результатов исследований лежит критерий, определенный ведущим отечественным дерматоглифологом Н. Н. Богдановым, согласно которому существует прямая связь между сложностью пальцевых узоров и организацией ЦНС [10]. Это утверждение постулирует упрощенную структуру морфофункциональной конституции

индивидуа при преобладании у него простых (дуговых) узоров и наличие более сложной структурной организации ЦНС при преобладании сложных (завитковых) пальцевых узоров.

Оценка дерматоглифической конституции проводилась на основе анализа долевого соотношения типов узоров в исследуемых подгруппах с различными результатами при проведении курсовой НИЛТ.

Результаты собственных исследований

Анализ корреляции результатов лазерной терапии с преобладающими типами пальцевых узоров в исследуемых подгруппах выявил преимущественное количество петлевых узоров в подгруппе положительных реакций (56,8%). В подгруппе отсутствия положительной динамики установлено преобладание простых (дуговых) узоров (38,8%) и в подгруппе отрицательных реакций было увеличено количество завитковых узоров (56,6%).

Обсуждение полученных результатов

Фенотипически упрощенная структурно-функциональная модель биосистемы обладает большей устойчивостью к внешним физическим воздействиям за счет низких энергетических возможностей биосистемы, обуславливающих ее высокие энергетические потребности. На фоне низкоэнергетических модальностей преобладает устойчивая низкоамплитудная регуляция внутриклеточных метаболических процессов эрготропного и трофотропного плана. При проведении лазерной терапии такие больные нуждаются в высоких дозовых нагрузках, лечение же в соответствии со стандартизованными режимами лазерного воздействия в большинстве случаев неспособно создать необходимый запас свободной энергии, необходимой для ликвидации энергодефицита больного организма.

С усложнением же конституционального типа энергетические возможности биосистемы значительно повышаются, что определяет ее относительно невысокие энергетические потребности. Причиной болезни у этой группы больных выступают в большей степени десинхронозы и расбалансировка взаимодействующих функциональных систем. Поэтому, при выполнении лазерной терапии у этих больных, имеющих относительно высокий энергетический потенциал лазерная энергия, полученная в соответствии со стандартизованными подходами способна привести к передозировке факторов НИЛТ. При этом пусковым механизмом к развитию адаптационных нарушений является нарастание амплитуды эрготропных и трофотропных клеточных процессов с последующей расбалансировкой этапности в их реализации, выступая в качестве основного субстрата развития стрессовых реакций. Наиболее приемлемой тактикой лечения таких больных является увеличение длительности лазерного воздействия с одновременным понижением значений дозовой нагрузки (за счет уменьшения интенсивности энергетического потока).

Кроме того, необходимо учитывать также существование «промежуточного» типа, выявляемого по преобладанию петлевых узоров. Энерго-метаболические процессы при этой конституциональной модели имеют усредненные параметры. Лазерная терапия, выполняемая по стандартизованным подходам в наибольшей степени соответствует этому типу конституции.

Выводы

1. Маркеры пальцевой дерматоглифики выступают в качестве надежного критерия в определении конституционально обусловленной энергетической активности биосистемы и степени подвижности адаптационных систем организма.

2. Выявление генетически детерминированных особенностей адаптационных систем организма при изучении дерматоглифической конституции дает возможность планирования дифференцированной тактики в выборе различных режимов лазерной терапии.

ЛИТЕРАТУРА

1. Малиновский Е.Л., Картелишев А.В., Евстигнеев А.Р. Возможности прогнозирования индивидуальной реакции больных на курсовую низкоинтенсивную лазерную терапию // Современные возможности лазерной медицины и биологии / Под ред. проф. А.В. Картелишева, проф. А.Р. Евстигнеева, д.м.н. В.Н. Уральского. В. Новгород-Калуга: Изд. АКФ «Политоп», 2006.с. 146-161.
2. Бабушкина Г. В., Корочкин И. М. Профилактика феномена «вторичного обострения» у больных стенокардией при гелий-неон-лазерной терапии // Сов. медицина. 1989. №8. С. 14-16.
3. Малиновский Е.Л., Картелишев А.В., Евстигнеев А.Р. Возможности прогнозирования индивидуальной реакции больных на курсовую низкоинтенсивную лазерную терапию // Современные возможности лазерной медицины и биологии / Под ред. проф. А.В. Картелишева, проф. А.Р. Евстигнеева, д.м.н. В.Н. Уральского. В. Новгород-Калуга: Изд. АКФ «Политоп», 2006. с146-161.
4. Картелишев А.В., Малиновский Е.Л., Елисеенко В.И., Румянцев А.Г. и др. Повышение эффективности лазерной терапии с использованием методики пальцевой фотоплетизмографии: Пособие для врачей. 46 с. Утверждено Научным Советом по лазерной медицине РАМН и Росздрава (Протокол № 05/07-3 от 03.05.2007 г.).
5. Малиновский Е.Л., Картелишев А.В., Церковная Ю.Е. Индивидуальная характеристика типов реагирования больных на НИЛВ по результатам фотоплетизмографического мониторирования // Совр. возм. лаз. мед. и биол. / Под ред. А.Р. Евстигнеева, В.Н. Уральского, А.В. Картелишева. В.Новгород-Калуга: Изд. АКФ «Политоп», 2007. с. 156-174.
6. Гаркави Л.Х., Квакина Е.Б., Уколова М.А. Адаптационные реакции и резистентность организма. — Ростов н/Д.: Изд. Ростовского ун-та, 1990. - 224 с.
7. Меерсон Ф.З. Основные закономерности индивидуальной адаптации. Общий механизм адаптации и роль в нем стресс-реакции, основные стадии процесса // Физиология адаптационных процессов (Руководство по физиологии). – М.: Наука, 1986. – С. 10-124.
8. Калинин А.П., Агафонов Б.В., Андрусенко А.Б., Камынина Т.С., Сидорова О.П. Дерматоглифика у больных диффузным токсическим зобом, болезнью Иценко-Кушинга и миастенией// Инф. письмо. Москва. 1994. 12с.
9. Койносов А.П. Соматотипологические и дерматоглифические признаки конституции во взаимосвязи с вариантами индивидуального развития человека. Автореф. дисс... канд. мед. наук. Тюмень. 2004. 22с.
10. Спиридовон И. Н., Фадеев Ю.А., Карасев И.В., Соколова Н.М. Оценка функционального статуса по результатам дерматоглифических исследований// Биомедицинские технологии и радиоэлектроника. 2001. №9. с24-32.
11. Абрамова Т.Ф. Пальцевая дерматоглифика и физические способности. Автореф. дисс... докт. биол. наук. Москва. 2003. 51с.
12. Малиновский Е.Л., Картелишев А.В. Возможности топической диагностики заболеваний позвоночника по данным анализа экстерорецептивной зоны кисти для оптимизации целевой лазерной терапии // Совр. возм. лаз. мед. и биол. / Под ред. А.Р. Евстигнеева, В.Н. Уральского, А.В. Картелишева. В.Новгород-Калуга: Изд. АКФ «Политоп», 2007. с. 146-156.

**POSSIBILITIES IN PROGNOSIS OF LOW LEVEL LASER TREATMENT RESULTS
A SOFTWARE TO MARKERS DERMATOGLYPHIC CONSTITUTION FOR PATIENTS
WITH DIFFERENT NOSOLOGY**

E.L. Malinovskiy, A.V. Kartelishev, A.R. Evstigneev

Open Company «Center of rehabilitation », Ochninsk, FGNKC children's hematology, immunology and oncology Roszdrav, Moscow
Laser academy of sciences of the Russian Federation, Kaluga

Dactular (finger skin) dermatoglyphic patterns were used to determine dermatoglyphic constitution as a mean to prognose results of laser treatment. To interpret structural features of Nervous System the decree of complexity of finger skin dermatoglyphs was employed.

Received data analysis revealed significant LLLT results differences in patients with simple and complex finger skin patterns and delta index.

Designed technique of constitutional adaptation patterns assessment can be used for both standard laser therapy prognostication and planning of individual LLLT.



**ЛЕЧЕНИЕ СИНДРОМА ХРОНИЧЕСКОЙ УСТАЛОСТИ С ПРИМЕНЕНИЕМ
ИНДИВИДУАЛЬНО ДОЗИРОВАННАЯ НИЗКОИНТЕНСИВНОЙ ЛАЗЕРНОЙ
ТЕРАПИИ**

Е. Л. Малиновский, А.В. Картелишев, А.Р. Евстигнеев

ООО «Центр реабилитации», Обнинск, ФГНКЦ детской гематологии, иммунологии и онкологии Росздрава, Москва
Лазерная академия наук РФ, Калуга
e-mail: melich@mail.ru, LANRF@inbo.ru

Синдром хронической усталости (СХУ), впервые описанный в 1984 году англичанином А. Ллойдом, приобрел в течении последнего десятилетия большую популярность. Проблема заболеваемости СХУ в наибольшей степени касается развитых стран, являясь фактически прерогативой современного индустриализованного общества [1].

Основной его характеристикой является хроническое утомление, имеющее перманентный характер. По мере прогрессирования заболевания приводит к значительному снижению работоспособности – как умственной, так и физической, приобретая таким образом, уже социальную значимость.

В лечении СХУ традиционно используются фармакологические методы, основную роль среди которых играют адаптогены и витаминотерапия. Клиническая эффективность таких методов невысока. Методы физического воздействия для лечения СХУ не используются.

Целью настоящей работы явилось изучение возможностей при лечении синдрома хронической усталости методами низкоинтенсивной лазерной терапии с использованием новой технологии лечения на основе индивидуализации режимов лазерного воздействия.

Материалы и методы.

Методика индивидуально дозированной лазерной терапии (ИДЛТ) заключается в выполнении процедур лазерной терапии под контролем реакций сердечно-сосудистой системы, осуществляемых с помощью пальцевой фотоплетизографии.

Пальцевая фотоплетизографии, положенная в основу ИДЛТ является методом исследования особенностей кровенаполнения тканей посредством регистрации динамических изменений объемного пульса в зоне его регистрации [2].

Собственные исследования позволили выявить влияние вегетативной нервной системы на фотоплетизмограммы и разработать оригинальную тест-систему определения этого влияния, получившую название «ТОАРО» (по аббревиатуре слов: тестовое определение адаптационных резервов организма). В оценочную систему «ТОАРО» входит ряд критериев количественного и качественного характера, направленных на определение исходного состояния вегетативной нервной системы и ее динамической реакции на воздействие фактора низкоинтенсивного лазерного излучения (НИЛИ). При этом критерии количественного характера основываются на значениях так называемого «ритмоинтропного показателя» (РИП), определяемого по долевому изменению амплитуды пульсовой волны и частоты сердечных сокращений относительно исходных значений, полученных при записи фрагмента фотоплетизмограммы до начала воздействия на организм фактора НИЛИ.

Значения РИП и связанные с ним критерии количественного характера вычисляются программно в режиме реального времени при реализации каждой пульсовой волны в течение всего периода исследования с применением аппаратно-программного комплекса «ТОАРО-ФПГ». Критерии качественного характера определяются исследователем при визуальной оценке особенностей пульсовых волн, не учитываемых, в силу существующих ограничений, в категориях количественных значений.

Тест-система «ТОАРО» включает следующие признаки:

1. Время появления первичной фотоплетизмографической реакции.
2. Направленность первичной фотоплетизмографической реакции по типу активации (эрготропный вариант вегетативной регуляции) или торможения (трофотропный вариант вегетативной регуляции) биосистемы.
3. Соотношение количества пульсовых волн, реализованных по эрготропному или трофотропному варианту.
4. Появление в динамике выполнения процедур атипичных реакций переактивации или устойчивого торможения.
5. Появление в процессе исследования визуальных признаков напряженной работы сердечно-сосудистой системы.

Критерии (1) и (2) несут информацию об исходном состоянии вегетативной нервной системы: ее реактивности и исходного статуса по эрготропному или трофотропному типу.

Следующие критерии показывают динамическую реакцию организма на воздействие биофизического фактора НИЛИ. При этом критерии (3) и (4) на количественном уровне, а критерий (5) на качественном, предоставляют возможность выявлять определять характер реакций организма при воздействии на него лечебно-биологических факторов лазерного излучения.

Решающими в определении тактики терапии являются критерии (3) и (4).

Атипичные фотоплетизмографические реакции (критерий «4») являются отражением адаптационных нарушений в условиях продолжающегося воздействия на организм фактора НИЛИ, проявляющихся в виде «сбоев» в чередовании периодов активации и торможения, представляющих нормативную реакцию на воздействие внешних физических факторов. Развитие атипичной реакции переактивации проявляется в виде удлинения периода активации более 30-45 секунд в сочетании со значением РИП, превышающим 130%.

Атипичная фотоплетизмографическая реакция устойчивого торможения проявляется в виде периода торможения длительностью более 15-секунд и устанавливается по отрицательным значениям РИП.

Изучение особенностей реакций сердечно-сосудистой системы (и регулирующего влияния на нее вегетативной нервной системы) в процессе воздействия на организм факторов НИЛИ позволило выявить три типа реакций:

1. Базовый тип реагирования, при котором соотношение долевой продолжительности периодов активации и торможения соответствует нормативным значениям, вычисленным эмпирическим путем. Характерным признаком этого типа является равномерное чередование в течение всего исследования периодов активации и торможения.

2. Реакция сверхактивации, характерным признаком которой является превалирование процессов активации с продолжительностью периодов активации более 95%, сопровождающееся в течении этого периода значений РИП более 130%.

3. Реакция сверхторможения: выявляется преимущественное торможение биосистемы, выявляемое по отрицательным значениям РИП: долевая продолжительность периодов торможения превышает 40-50%.

В соответствии с перечисленными типами реакций разработаны варианты лазерной терапии, в основу которых заложены принципы гармонизации долевой продолжительности периодов активации и торможения.

Наиболее оптимальным тактическим вариантом НИЛТ является так называемый «базовый вариант», основанный на предотвращении развития атипичных фотоплетизмографических реакций и соблюдения оптимального соотношения длительности периодов активации и торможения во время выполнения процедур. Базовому варианту лазерной терапии соответствует базовый тип реакций организма на лазерное воздействие.

Следующие варианты лазерной терапии ориентированы на перепланирование избыточного акцента реакции надсегментарного отдела вегетативной нервной системы (по эрготропному или трофотропному типу) на противоположный с целью возвращения отделов вегетативной нервной системы в равновесное состояние и ликвидации клеточного энергодефицита.

Вариант перепланирования избыточной активации избирается при регистрации реакции переактивации, вариант перепланирования избыточного торможения, соответственно – при регистрации избыточного торможения биосистемы. Выбор тактического варианта лазерной терапии определяется динамически в соответствии с текущими ФПГ показателями [3-6].

Для выполнения процедур низкоинтенсивной лазерной терапии использовались приборы, излучающие в инфракрасном (АЛТ серии «Нега») и красном диапазоне длин волн (АЛТ «УФЛ-01»).

При проведении низкоинтенсивной лазерной терапии (НИЛТ) СХУ режимы НИЛИ устанавливались в соответствии с вышеприведенными вариантами тактики в динамике выполнения лечебных процедур.

При выборе методик лазерной терапии на процедурах приоритетной была методика надвенного облучения крови. В качестве методик второго выбора рассматривалось прямое облучение зон и областей в проекции патологически модифицированных органов согласно жалоб больных и клинического осмотра.

Исследование проводилось в основной и контрольной группах. В основной группе, численностью 23 человека, наблюдались больные, имеющие клиническую картину СХУ. Контрольную группу составили 32 взрослых пациента, не имеющих симптоматики СХУ, наблюдавшиеся в различными заболеваниями соматического характера.

Результаты и их обсуждение.

При выборе вида лазерной терапии в контрольной группе предпочтение отдано инфракрасному диапазону длин волн до размеров репрезентативной выборки, поэтому в дальнейшем будет рассматриваться лазерная терапия с применением инфракрасной лазерной терапии.

Продолжительность курсовой лазерной терапии в основной и контрольной группах составила примерно равные значения, 8,6 и 8,4 сеанса, соответственно.

Исследование распределения вариантов тактики лазерной терапии показывает в основной группе наличие варианта перепланировки избыточной активации (21,4%) в то время как в контрольной группе этот тактический вариант отсутствует (рис. 1).

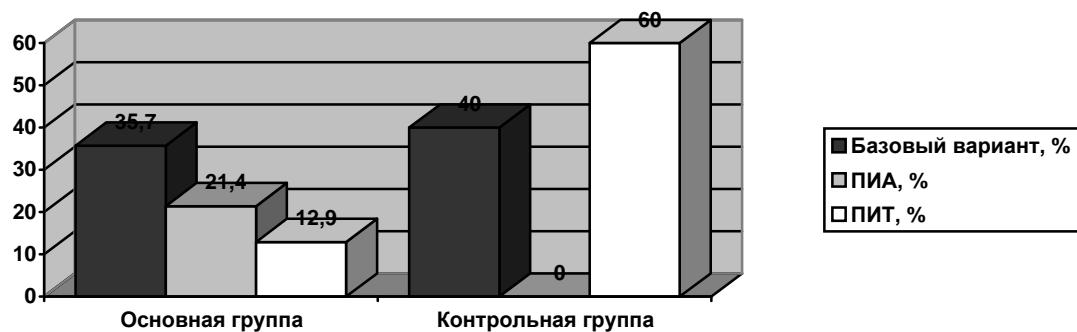


Рис. 1 Распределение тактических вариантов лазерной терапии в группах исследования. Условные обозначения: ПИА – вариант перепланировки избыточной активации, ПИТ – вариант перепланировки избыточного торможения.

При выполнении НИЛТ по этому варианту используются завышенные дозовые нагрузки направленные на подавление сверхвысокой активности эрготропной зоны вегетативной нервной системы (рис. 2).

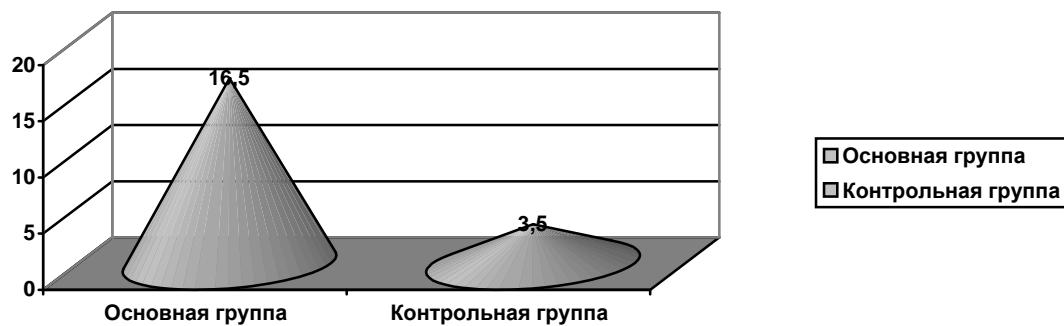


Рис. 2. Средние значения курсовой дозовой нагрузки при выполнении лазерной терапии в группах исследования.

Эффективность курсовой лазерной терапии синдрома хронической усталости по новой технологии составила 86,7%.

Выводы.

Использование новой технологии лазерной терапии на основе индивидуальных подходов в определении режимов лазерного воздействия позволяет выработать новые правила при лечении больных, позволяющие существенно повысить эффективность лечебной помощи при синдроме хронической усталости.

ЛИТЕРАТУРА

- Клебанова В.А. Синдром хронической усталости (обзор) // Гигиена и санитария. 1995. N1. С.144-148.
- Мошкевич В.С. Фотоплетизмография. М.: Медицина, 1970. – 154 с.
- Картелишев А.В., Малиновский Е.Л., Елисеенко В.И., Румянцев А.Г. и др. Повышение эффективности лазерной терапии с использованием методики пальцевой фотоплетизмографии: Пособие для врачей. 46 с. Утверждено Научным Советом по лазерной медицине РАМН и Росздрава (Протокол № 05/07-3 от 03.05.2007 г.).

4. Малиновский Е.Л. Определение оптимальных режимов в динамике выполнения процедур лазерной терапии// Сб. мат. Российской научно-практической конференции «Актуальные вопросы реабилитации в XXI веке». (медицинские, социальные, психолого-педагогические и организационные). Под. ред. Н.Е. Мажара, Т.В. Косенковой/ Смоленск. 2008. с96-99.
5. Малиновский Е.Л., Картелишев А.В., Евстигнеев А.Р. Повышение эффективности лазерной терапии с использованием фотоплетизмографических технологий// Там же. с93-95.
6. Малиновский Е.Л., Картелишев А.В. Типологические особенности показателей фотоплетизмографии в динамике низкоинтенсивной лазерной терапии больных разных нозологических и возрастных групп // Медицинский научный и учебно - методический журнал. <http://www.medic-21vek.ru/science/detail.php?ID=1233>

TREATMENT OF A CHRONIC FATIGUE SYNDROME WITH INDIVIDUALLY BATCHING LOW LASER THERAPY APPLICATION

E.L. Malinovskiy, A.V. Kartelishev, A.R. Evstigneев

Open Company « Center of rehabilitation », Odninsk, FGNKC children's hematology, immunology and oncology Roszdrav, the Laser academy of sciences of the Russian Federation, Kaluga

With this purpose the successful approbation of methods low laser therapy because of individual approaches in definition of modes of laser therapy was conducted.

The clinical efficiency of offered methods of treatment of a syndrome of a chronic fatigue has made 86,7%.



ЛАЗЕРНЫЙ ДОПЛЕРОВСКИЙ МЕТОД ИЗМЕРЕНИЯ СКОРОСТИ КРОВОТОКА ДЛЯ ДИАГНОСТИКИ РАЗЛИЧНЫХ ЗАБОЛЕВАНИЙ

В.П. Легаев, Д.А. Комушкин, М.М. Запруднова, Е.А. Медведев

Владимирский государственный университет, Владимир

Одним из важнейших звеньев организма человека, представляющим несомненный интерес в диагностике всевозможных патологий, является система кровообращения, а особенно система капилляров. Именно они обеспечивают ткани необходимыми для жизнедеятельности веществами, забирают из них продукты распада. Следовательно, любое нарушение жизнедеятельности организма связанное с тем или иным заболеванием должно отражаться на системе кровообращения. Таким образом, очевидно, что диагностирование нарушений в кровеносной системе является высокоточным методом в обнаружении самых разнообразных патологий и степени их тяжести, а также позволяет оценить эффективность назначенного лечения.

Большой интерес с точки зрения возможности диагностики самых разнообразных заболеваний имеет микроциркуляция в поверхностных слоях кожи. Слишком долго считали, что кожа выполняет только самые простые и пассивные функции защитной оболочки тела, или, по Мечникову – защитного покрова. Клинические же наблюдения и современные исследования по биологии кожи говорят о ее жизненной важности.

Кожа является зеркалом для многих болезней [6]. Она теснейшим образом связана со всеми внутренними органами, с другими эндокринными железами. Так на сегодняшний день различные авторы отмечают корреляцию между показателями капиллярного

кровотока кожи и такими болезнями как: язва желудка, стенокардия, гипертоническая болезнь, сахарный диабет, ишемия нижних конечностей, дерматит, экзема и т.д.

При диагностике различных заболеваний и оценки состояния функциональных систем человека в современной медицине используют различные методы и средства измерений параметров и характеристик этих систем. Наиболее распространенными методами для контроля состояния сердечно-сосудистой и нервной системы, а также функций желудочно-кишечного тракта и систем обмена веществ являются: электрокардиограмма, фотоплетизмограмма, элетроэнцефалограмма, зависимость артериального давления от температуры, частота дыхания, скорость кровотока и т.д.

Для измерения и контроля перечисленных физиологических характеристик и параметров используются как инвазивные, так и неинвазивные методы. С точки зрения комфортности для пациента предпочтение следует отдать неинвазивным методам.

Наиболее перспективными в данном направлении являются методы регистрации гемодинамических показателей кровотока. На сегодняшний день наиболее удобными методами являются ультразвуковая доплерография и лазерная флюметрия. Эти способы основаны на эффекте Доппеля.

Ультразвуковая доплерография – метод основан на регистрации продвижения красных кровяных клеток в относительно крупных, глубоко расположенных сосудах. Ультразвуковая доплерография имеет наибольшую достоверность по сравнению с другими не инвазивными методами.

Лазерная флюметрия – метод основан на регистрации спектрального рассеивания монохроматического пучка света совокупностью движущихся клеток крови. Регистрируемый сигнал, соответствует совокупному движению красных клеток крови в исследуемой области. Метод лазерной флюметрии применяется для определения параметров кровотока в узких сосудах, расположенных на поверхности тела человека.

При диагностике сосудов очень важно рассматривать сосудистую систему в целом, от крупных сосудов до мельчайших капилляров. Быстро, удобно и просто получить информацию о скорости кровотока в крупных сосудах и капиллярах возможно при совмещении лазерной и ультразвуковой доплерографии. Таким образом разработка простого в использовании, неинвазивного, высоконформативного способа оценки кровотока несомненно будет способствовать более детальному изучению системы кровообращения и различных патологий связанных с ее нарушениями.

Метод лазерной доплеровской флюметрии основывается на оптическом (неинвазивном) зондировании тканей монохроматическим сигналом и анализе частотного спектра монохроматического сигнала, отраженного от движущихся в тканях эритроцитов. Отраженное от статических (неподвижных) компонентов ткани лазерное излучение не изменяет своей частоты $E(t) = E_0 e^{i\omega_0 t}$, а отраженное от подвижных частиц (эритроцитов) - имеет доплеровское смещение частоты относительно зондирующего сигнала $E_{omp}(t) = E_1 e^{i(\omega_0 + 2\pi\nu\lambda^{-1})t}$, где ω_0 - частота, λ - длина волны лазерного излучения [4].

Анализ существующих схем лазерных доплеровских анализаторов скорости показал, что для получения информации о векторе скорости частиц целесообразно использовать дифференциальную схему с рассеянием назад (рис. 1). В этой схеме луч лазера 1 с помощью набора призм 4, 5, 14 делится на два параллельных луча, которые, пройдя через диафрагму 6, фокусируются объективом 7 в анализируемом объеме потока оптически прозрачной среды 8.

Сигнал, несущий информацию о скорости потока, определяется гетеродинированием излучений, возбужденных общим рассеивающим центром и образованными двумя наложенными рассеянными излучениями примерно одинаковой интенсивности. В области пересечения двух излучений образуется интерференционная картина с чередованием максимумов и минимумов интенсивности через период $\Lambda = \frac{\lambda_0}{2n \sin(\alpha/2)}$. Это так называемое условие Брэгга.

Изображение интерференционной картины далее фокусируется объективами 7 и 3 на фотоприемное устройство 10 в направлении \bar{k}_p . Доплеровский сдвиг частоты от облучающей волны света, описываемой вектором \bar{k}_{01} в направлении \bar{k}_p , будет $v_{D1} = \bar{v}(\bar{k}_p - \bar{k}_{01})/(2\pi)$, а от \bar{k}_{02} в том же направлении - $v_{D2} = \bar{v}(\bar{k}_p - \bar{k}_{02})/(2\pi)$.

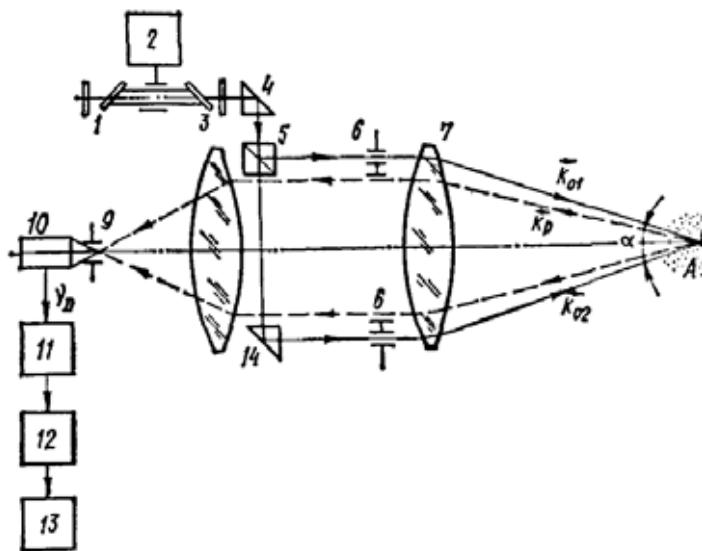


Рис. 1. Дифференциальная схема лазерного доплеровского анализатора скорости с рассеянием назад: 1 - лазер; 2 - устройство питания лазера; 3 - объектив; 4, 14 - призмы; 5 - призма (куб); 6 - диафрагма; 7 - длиннофокусный объектив; 8 - исследуемый объект; 9 - полевая диафрагма; 10 - фотоприемное устройство; 11 - усилитель; 12 - анализатор спектра; 13 - индикатор.

Поскольку оба рассеянных излучения порождаются общим источником рассеяния, они почти совмещены по единому направлению. Поэтому возбуждаемый ими ток фотоприемного устройства имеет доплеровскую частоту

$$v_D = \frac{\bar{v}}{\Lambda} = \frac{2\pi}{\lambda_0} v \sin \frac{\alpha}{2}. \quad (1)$$

Окончательно при $n = 1$

$$\bar{v} = v \bar{e}_v = \frac{v_D \lambda_0 \bar{e}_v}{2 \sin(\alpha/2)}, \quad (2)$$

где α — угол между волновыми векторами \bar{k}_{01} и \bar{k}_{02} ; \bar{e}_v — единичный вектор скорости.

Значение доплеровского сдвига частот не зависит от направления вектора \bar{k}_p , так как при его изменении каждая отдельная частота v_{D1} и v_{D2} увеличивается или уменьшается одинаково и разностная частота $v_D = v_{D1} - v_{D2}$ остается постоянной. Поэтому рассмотренная схема с рассеянием назад наиболее пригодна для проведения измерений скорости потока.

Для исследования микроциркуляции в поверхностных слоях кожи возможно применение волоконно-оптического лазерного доплеровского анемометра. Использование в лазерных доплеровских анализаторах волоконных световодов позволяет размещать лазер и фотоприемник отдельно от блока формирования зондирующих пучков и приемной оптики, в результате чего можно располагать и перемещать оптический измерительный зонд в любых местах. Схема возможного решения волоконно-оптического лазерного доплеровского анемометра изображена на рис. 2.

Волоконно-оптический лазерный доплеровский анемометр состоит из лазера 1, устройства ввода излучения в световод 2 (3 — фокусирующая линза, 4 — юстировочная головка, служащая для точного совмещения перетяжки преобразованного линзой 3 гауссова пучка с центром сердцевины волокна 5), измерительного зонда 6. Схема формирования зондирующих пучков, состоит из коллимирующей линзы 7, делительного кубика 8, призмы

9,10. Линза 11 сводит зондирующие пучки, в результате чего формируется измерительный объем 12 в потоке 18. Приемный объектив 13, формирует изображение измерительного объема в плоскости торца приемного световода 15. Юстировочное устройство 14 служит для точного совмещения измерительного объема с торцом световода. Схема обработки допплеровского сигнала состоит из фотоприемника 16 и электронного процессора 17.

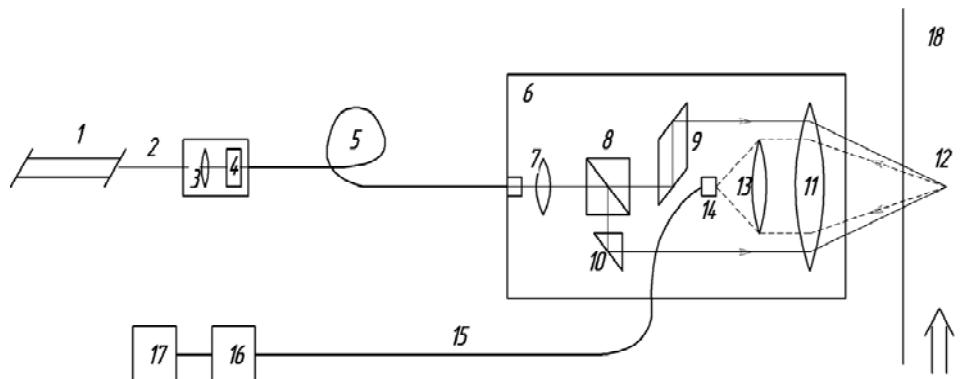


Рис. 2. Схема волоконно-оптического лазерного допплеровского анемометра.

Рассмотрим случай, когда вектор скорости расположен в заданной плоскости. При этом достаточно измерить только две проекции вектора скорости. Поворотом схемы лазерного допплеровского анализатора вокруг оптической оси добиваются максимального значения частоты сигнала. Направление вектора чувствительности лазерного допплеровского анемометра совпадает с направлением измеряемого вектора скорости, а по частоте сигнала фотоприемника определяется скорость потока.

Весьма перспективной видится разработка портативного прибора, позволяющего вне клиники измерять основные параметры микроциркуляции крови. Развитие современной микропроцессорной техники и электроники позволит решить эту проблему путем применения системы мониторинга, позволяющей в течении длительного времени вести регистрацию изменения параметров капиллярного кровотока. Развитие радиоэлектроники позволяет выполнить его относительно недорогим и мобильным, в результате чего он может быть применен на машинах скорой помощи и для индивидуального использования. Внедрение портативной системы мониторинга микроциркуляции крови позволит своевременно прогнозировать, а так же диагностировать различные заболевания. Это позволит вовремя диагностировать различные сосудистые заболевания, такие как - приходящие нарушения мозгового кровотока, инфаркт миокарда, мозга, легкого, эндоартериты нижних конечностей, болезнь Рейно, вибрационную болезнь и т.д. В результате появляется возможность более правильно формировать индивидуальную тактику лечения и прогнозировать исход заболевания у каждого конкретного больного. Полученные данные могут помочь правильно назначить необходимое для лечения медикаментозное средство, оценить его воздействие на организм и в случае необходимости отменить назначенное лечение.

ЛИТЕРАТУРА

1. Адо А.Д. и др. Патологическая физиология – Медицина, 1980.
2. Аркадьева Г.Е. и др. Механизмы нарушения тромбоцитарно-сосудистого гемостаза – Л., 1988.
3. Байбордин Ю.В. Основы лазерной техники. – 2-е изд., перераб. и доп. – К.: Выща шк. Головное изд-во, 1988.
4. Дубнищев Ю.Н., Ринкевичюс Б.С. Методы лазерной допплеровской анемометрии. М.: Наука, 1982.
5. Зайко Н.Н. Патологическая физиология – К., 1985.
6. Каро К., Педли Т., Шротер Р., Сид У. Механика кровообращения. М.: Мир, 1981.

7. Козлов В.И. и др. Анализ коллективных процессов в системе микроциркуляции методом лазерной доплеровской флюметрии. Физиология человека, 1998.
8. Пауков В.С. и др. Патология – М.:Медицина, 1989.
9. Саркисов К.Г., Дужак Г.В. Лазерная допплеровская флюметрия как метод оценки состояния кровотока в микрососудах. Метрология флюметрии, 1999.

LASER DOPPLER SPEED MEASUREMENT METHOD OF THE BLOOD-GROOVE FOR DIAGNOSTICS OF VARIOUS DISEASES

V.P. Legaev, D.A. Komushkin, M.M. Zaprudnova, E.A. Medvedev
The Vladimir State University, Vladimir

In this report the question of use of the system supervising dynamics of a blood-groove is discussed. Creation of system will allow improve diagnostics various illnesses. The analysis of existing schemes laser Doppler measuring instruments of speed has shown, that for reception of the information on a vector of speed of particles it is expedient to use the differential scheme with dispersion back.

НЕИНВАЗИВНЫЙ СПОСОБ ДИАГНОСТИРОВАНИЯ СКОРОСТИ КРОВОТОКА.

М.М. Запруднова, Д.А. Комушкин, Е.А. Медведев
Владимирский государственный университет, Владимир

Одним из важнейших звеньев организма человека является система кровообращения. Кровоток на микроциркуляционном уровне не является стабильным, а подвержен временным и пространственным вариациям [2]. Нарушение микроциркуляции крови происходит при самых различных заболеваниях, поэтому регистрация этих изменений способствует установлению точного диагноза, а так же позволяет оценить эффективность назначенного лечения.

Наиболее доступным, неинвазивным, высокоинформационным является метод лазерной доплеровской флюметрии [1]. Этот способ диагностирования применяет зондирование ткани лазерным излучением. В ткани человека это лазерное излучение рассеивается эритроцитами [3]. Часть света отражается обратно и поступает на фотоприемники. Доплеровский сдвиг частоты пропорционален скорости исследуемого объекта. Величина скорости определяется типом микрососудов. Обработка отраженного от ткани излучения основана на выделении из зарегистрированного сигнала доплеровского сдвига частоты отраженного сигнала.

Схема регистрации скорости частицы в лазерном анализаторе гемодинамики периферических сосудов построена на компенсационной схеме с опорным пучком. Ее суть состоит в следующем. В исследуемую область направляется один лазерный пучок. При этом выделяется референтный пучок под углом к направлению падающего пучка. Рассмотрим рис.1:

Освещающий пучок 1 подводится по гибкому световоду 3 к исследуемой области. Рассеянный на эритроцитах световой пучок принимается световодом 4. Функции референтного пучка выполняет часть освещивающего отразившаяся от полупрозрачного зеркала 2. Референтный пучок согласуется по амплитуде с рассеянным на подвижных элементах кожи при помощи нейтрального фильтра 5. Для устранения влияния деполяризации рассеянного пучка оба пучка проходят поляризатор 6, установленный перед рекомбинационным элементом 7 и задающим оптимальную поляризацию рассеянного и референтного пучков. Применение рекомбинационного элемента в виде наклонной

плоскопараллельной пластиинки иллюстрирует возможность организации компенсационной схемы без использования расщепителей и фазовых элементов.

В результате оптически смешиваемые пучки попадают на соответствующие фотоприемники 8 и 9. Затем эти сигналы поступают на дифференциальный усилитель 10. В результате мы получили сигнал, частоты составляющих которого пропорциональны проекции скорости соответствующей частицы на направление апертуры приемника. Что позволяет исследовать гемодинамические процессы в системе микроциркуляции.

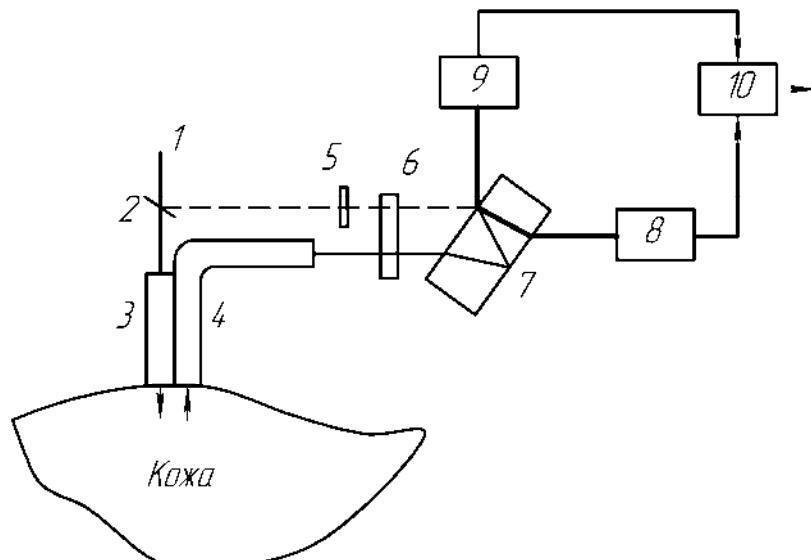


Рис. 1 Компенсационная схема с опорным пучком.

Далее преобразовываем наш аналоговый сигнал в цифровой для дальнейшей обработке на персональном компьютере. На рис. 2 представлена конструкция анализатора, который имеет 6 лазерных датчиков.

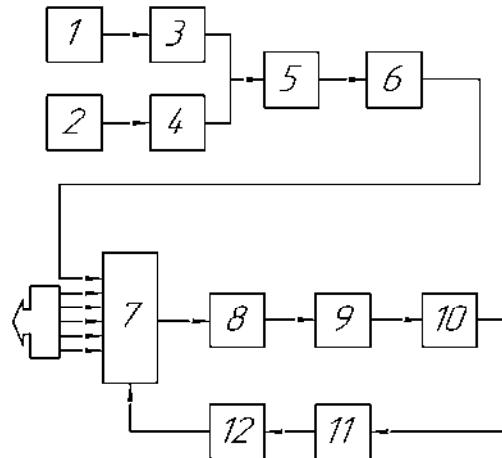


Рис.2 Конструкция анализатора.

1, 2 – фотоприемник; 3, 4 – усилитель; 5 – вычитающее устройство;
6 – блок усилителей; 7 – коммутатор; 8 – фильтр низких частот;
9 – АЦП; 10 – регистр; 11 – ЭВМ; 12 – счетчик.

На выходе фотоэлектрических элементов формируется сигнал, который и содержит информацию о кровотоке человека. Для компенсации составляющей напорной скорости частиц в каждом лазерном канале датчик подключен к усилителю. Далее сигнал каждого канала подается на вычитающий усилитель. После этого сигнал поступает на каскад усилителей. Коэффициент усиления последнего усилителя регулируется с помощью переменного резистора для точной подстройки необходимого уровня сигнала. Сигналы от всех каналов лазерных датчиков заводятся на аналоговый коммутатор. Коммутатор управляется от компьютера через двоичный счетчик-десифратор. После коммутатора

сигнал проходит через фильтр низких частот. Сигнал оцифровывается в аналогово-цифровом преобразователе и сбрасывается в регистр, где хранится, пока ЭВМ не считает поступившую информацию. С выхода АЦП 12-разрядный двоичный код, который является цифровым эквивалентом ЛДФ-сигнала, поступает на устройство сопряжения. Задача данного устройства – сопряжением ЭВМ с внешним устройством (АЦП).

Таким образом, принципиальная электрическая схема позволяет обрабатывать сигнал с датчика (фотоприемника) и преобразовывать его в цифровую форму для считывания в персональный компьютер.

В данной работе была рассмотрена дифференциальная компенсационная оптическая схема, позволяющая получать на апертуре фотоприемника данные о скорости, независящие от количества эритроцитов в исследуемом объеме и дисперсии их скорости. Также была рассмотрена принципиальная электрическая схема, позволяющая обрабатывать сигнал с датчика (фотоприемника) и преобразовывать его в цифровую форму для считывания в персональный компьютер.

ЛИТЕРАТУРА

1. Дубнищев Ю. Н., Ринкевичус Б. С. Методы лазерной доплеровской анемометрии. – М.: Наука, 1982г.
2. Каро К., Педли Т., Шротер Р., Сид У. Механика кровообращения. М.: Мир, 1981г.
3. Приезжаев А.В., Степанян А.С., Особенности измерения скорости кровотока в тонких капиллярах и возможности лазерных методов. Лазерная медицина., т.1, вып.1, 1997.

NON-INVASIVE WAY OF BLOOD-GROOVE SPEED DIAGNOSTICS

М.М. Zaprudnova, D.A. Komushkin, E.A. Medvedev

The Vladimir State University, Vladimir

Laser Doppler analyzer of capillary blood flow. This way of diagnosing applies fabric sounding by laser radiation. In a fabric of the person this laser radiation dissipates red corpuscle [3]. The Parts of the world are reflected back and arrive on photodetectors. Doppler shift of frequency is proportional to speed of investigated object. The size of speed is defined by type of microvessels. Processing of the radiation reflected from a fabric is based on allocation from the registered signal Doppler shift of frequency of the reflected signal.

In the given work the differential compensatory optical scheme has been considered, allowing to obtain on the aperture of a photodetector data about the speeds independent of quantity red corpuscle in the investigated volume and a dispersion of their speed. Also the basic electric scheme has been considered, allowing to process a signal from the gauge (photodetector) and to transform it to the digital form for reading in a personal computer.



ДЕЙСТВИЕ ЧРЕСКОЖНОЙ ЭЛЕКТРОНЕЙРОСТИМУЛЯЦИИ АППАРАТОМ «ДИАДЭНС-КАРДИО» НА ПЕРИФЕРИЧЕСКИЙ КРОВОТОК

Ж.В. Иевлева, А.В. Иевлев, Т.Ф. Шкляр, Ф.А. Бляхман

Уральская государственная медицинская академия, Уральский государственный университет им. А.М. Горького, Екатеринбург
e-mail: Felix.Bljakhman@usu.ru

Чрескожная электронейростимуляция (ЧЭНС) является одним из видов рефлексотерапии и относится к категории физиотерапевтических способов лечения. Методика проста в применении и практически не имеет побочного действия.

Рефлексотерапия хорошо сочетается с лечением различными медикаментозными средствами, поэтому методика широко применяется в практическом здравоохранении медицинским персоналом и пациентами в домашних условиях.

ЧЭНС на протяжении нескольких лет используется в кардиологической практике для вспомогательного симптоматического лечения пациентов с патологией сердечно-сосудистой системы [1, 2]. Один из механизмов, лежащих в основе положительного действия нейростимуляции связан с вазодилатацией как коронарных кровеносных сосудов, так и сосудов периферического капиллярного русла [3, 4].

Принцип действия ЧЭНС заключается в стимуляции поверхностно расположенных нервных волокон слабыми электрическими импульсами различной частоты, как правило, в диапазоне от 1.0 до 100.0 Гц и длительностью импульсов 0.1- 0.3 мс, при силе тока не превышающей несколько десятков миллиампер. Дальнейшее развитие ЧЭНС нашло отражение в технологии динамической электронейростимуляции (ДЭНС). Новый метод основан на воздействии на определенные биологически активные зоны и точки короткими импульсами тока низкой частоты, которые постоянно варьируют по форме в ответ на изменение сопротивления кожи в подэлектродной зоне [5, 6].

Цель настоящей работы состояла в количественной оценке интенсивности кровотока в периферическом капиллярном русле при стимуляции аппаратом «ДиадЭНС-Кардио».

Обычно о степени периферического кровотока судят по показаниям пletизмографии или используют лазерную флюометрию методом Допплера. Известно, также, что изменение подкожного кровотока находит свое отражение в изменениях температуры поверхности кожи. Поэтому для достижения поставленной цели, было исследовано влияние стимуляции аппаратом «ДиадЭНС-Кардио» на температуру подушечек пальцев рук. Этот объект был выбран по той причине, что тонус капилляров этого региона регулируется исключительно симпатической нервной системой, что облегчает интерпретацию полученных результатов и делает возможным определить влияние стимуляции на симпатическую нервную систему.

Методика. В исследовании приняло участие 12 здоровых добровольцев (девять девушек, трое юношей) возрастом от 19 до 23 лет. На этапе предварительного опроса группа была сформирована из лиц, не имеющих близких родственников с установленной гипертонической болезнью.

Сеанс стимуляции проводили аппаратом «ДиадЭНС-Кардио» по методике, рекомендованной разработчиком и производителем [7]. Для регистрации температуры поверхности кожи использовали специально разработанный измерительный комплекс на базе микропроцессора и датчиков температуры DS 18S20 фирмы «Dallas Semiconductors» (США). Температуру измеряли одновременно на подушечках средних пальцев правой и левой рук с частотой 2.0 Гц и точностью 0,1 °C. Результаты измерений транслировались по параллельному порту на персональный компьютер, где в режиме реального времени осуществлялась визуализация данных, их последующее хранение и обработка с помощью специально разработанного программного обеспечения.

Работа поддержана грантом Корпорации ДЭНАС-МС.

Температуру регистрировали до-, во время- и 15 минут после завершения сеанса стимуляции. До- и после воздействия проводили измерение артериального давления и частоты пульса полуавтоматическим аппаратом OMRON M1 Classic (Япония). Статистическая обработка данных выполнялась с помощью регрессионного анализа ANOVA в статистическом пакете «Statgraph».

Результаты. На рис. 1 приведен типичный пример записи температуры кончиков пальцев во все периоды процедуры исследования. Видно, что в течение периода стимуляции температура кончиков пальцев обеих рук повышается.

Во всех случаях отмечался небольшой латентный период длительностью 45-50 сек, который совпадал с первой фазой стимуляции. В этот период температура либо оставалась на исходном уровне, либо возрастала незначительно. В среднем прирост температуры в эту фазу составлял $0,09 \pm 0,04^{\circ}\text{C}$. Затем температура начинала расти, и к концу второй фазы

стимуляции достигала значений $0,53 \pm 0,17^\circ\text{C}$. В конце сеанса стимуляции температура кончика пальцев превышала начальную температуру в среднем на $0,83 \pm 0,17^\circ\text{C}$.

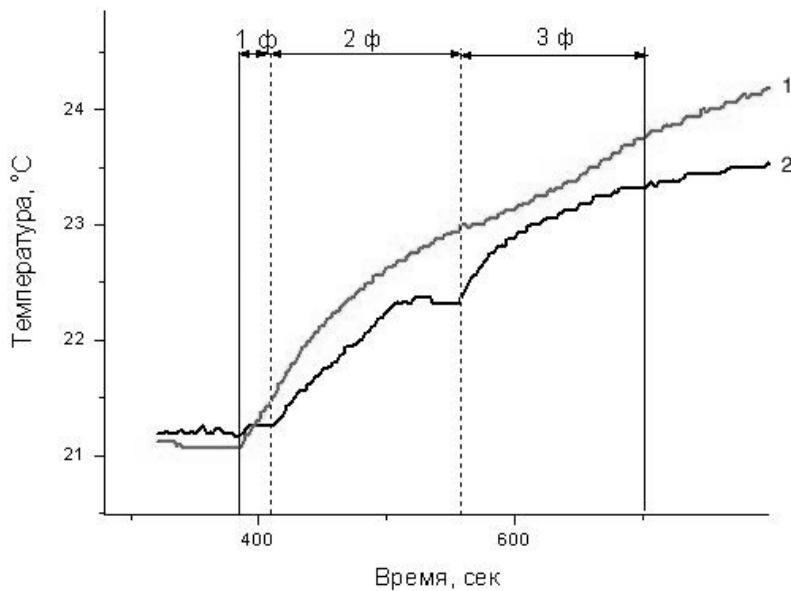


Рис. 1. Пример записи изменения температуры подушечек средних пальцев рук при проведении сеанса стимуляции аппаратом «ДиадЭНС-Кардио». Вертикальными сплошными линиями отмечены моменты начала и окончания сеанса стимуляции. Прерывистыми линиями показаны диапазоны трех фаз стимуляции. 1- правая, 2- левая рука.

После завершения сеанса стимуляции температура продолжала повышаться, по крайней мере, еще 15 минут и достигала значений на $1,38 \pm 0,22^\circ\text{C}$, превышающих первоначальное значение.

Измерение артериального давления у группы испытуемых до сеанса стимуляции определило их принадлежность к нормотензивным лицам: так, среднее систолическое давление равнялось $110,3 \pm 2,4$ мм рт.ст., диастолическое давление $73,2 \pm 1,6$ мм рт.ст. Частота пульса до процедуры составляла в среднем $77,2 \pm 1,9$ ударов в минуту. Повторное измерение артериального давления и пульса проводили спустя 15 минут после завершения сеанса стимуляции. Оказалось, что частота пульса практически не изменилась и составила $75,0 \pm 1,9$ ударов в минуту. Систолическое артериальное давление снижалось и составляло $106 \pm 2,3$ мм рт.ст., диастолическое $70,7 \pm 1,7$ мм рт.ст. Установленные различия в динамике давления в ответ на стимуляцию оказались статистически не значимыми ($p>0,05$).

Регрессионный анализ показал, что незначительное, на первый взгляд, снижение систолического артериального давления оказалось достоверно связано с повышением температуры кончиков пальцев (коэффициент корреляции равен $-0,314$, $p<0,05$). Знак минус указывает, что повышение температуры сопровождается снижением систолического артериального давления.

Обсуждение результатов. ДЭНС стимуляция аппаратом «ДиадЭНС-Кардио» рекомендована для нормализации артериального давления у пациентов с гипертонической болезнью [7, 8]. Несмотря на эффективность метода, нет ясного понимания механизмов действия ДЭНС на периферическую гемодинамику. Исходя из этого, в настоящей работе была предпринята попытка оценить возможный вазотонический эффект стимуляции на периферический кровоток здоровых нормотензивных лиц. Исходя из существования тесной связи между интенсивностью подкожного кровотока и температурой кожи [9], для количественной характеристики интенсивности периферического кровотока был применен простой, но чувствительный метод термометрии.

Результаты настоящей работы показали, что температура поверхности кожи во время сеанса стимуляции возрастает, что свидетельствует об усилении периферического кровотока. Важно, что изменения температуры происходят не только на стимулируемой

руке, но и на противоположной. Этот факт однозначно указывает на центральный механизм регуляции сосудистого тонуса в ответ на воздействие ДЭНС.

Второй принципиальный момент заключается в наличии эффекта последействия стимуляции. Так, температура поверхности пальцев продолжала расти, по меньшей мере, еще на протяжении 15 минут после завершения сеанса стимуляции. Очевидно, что для выявления полной картины динамики температуры необходимы более продолжительные наблюдения. Вместе с тем анализ интенсивности изменений температуры показал, что вторая фаза стимуляции, характеризующаяся низкой частотой импульсов, оказывала более выраженный эффект, чем третья фаза, во время которой была введена высокочастотная компонента.

Регрессионный анализ выявил отрицательную связь между изменениями температуры кожи и изменениями артериального систолического давления. То есть увеличение температуры кончика пальцев сопровождалось снижением показателей систолического артериального давления. Постоянство частоты пульса свидетельствует, что снижение артериального давления обусловлено исключительно дилатацией периферических кровеносных сосудов. Поскольку сосудистый тонус определяется, преимущественно, нервной симпатической системой, можно высказать суждение о снижении ее активности в результате воздействия ДЭНС.

Выводы.

Стимуляция аппаратом «ДиадЭНС-Кардио» приводит к повышению температуры кожи кончиков пальцев рук у нормотензивных лиц.

Изменение температуры обратно связано с изменениями артериального систолического давления: повышение температуры сопряжено со снижением давления.

Возодилатационный эффект стимуляции, вероятно, обусловлен снижением активности нервной симпатической системы и подключением гуморальных контуров регуляции сосудистого тонуса.

ЛИТЕРАТУРА

1. Hautvast RW, DeJongste MJ, ter Horst GJ, et al. Angina pectoris refractory for conventional therapy--is neurostimulation a possible alternative treatment? //Clin Cardiol. -1996. – Vol.19(7). – P.531-5.
2. Di Pede F, Zuin G, Giada F, et al. Long-term effects of spinal cord stimulation on myocardial ischemia and heart rate variability: results of a 48-hour ambulatory electrocardiographic monitoring. // Ital Heart J. – 2001. – Vol.2(9). – P.690-5.
3. Jessurun GA, Hautvast RW, Tio RA, DeJongste MJ. Electrical neuromodulation improves myocardial perfusion and ameliorates refractory angina pectoris in patients with syndrome X: fad or future? // Eur J Pain. – 2003. – Vol.7(6). – P.507-12.
4. Kaada B, Vik-mo H, Rosland G, et al. Transcutaneous nerve stimulation in patients with coronary arterial disease: haemodynamic and biochemical effects. // Eur Heart J. – 1990. – Vol.11(5) – P.447-53.
5. Динамическая электронейростимуляция // Методические рекомендации. Москва, 2005. - 32с.
6. Применение динамической электронейростимуляции от аппарата «ДЭНАС» при вегетососудистой дистонии у детей // Пособие для врачей. Москва, - 2005. – с.28.
7. Динамическая электронейростимуляция аппаратом «ДиадЭНС-Кардио» в лечении больных гипертонической болезнью: // Пособие для врачей. – Екатеринбург, - 2007.- 16 с.
8. Галанова С.К., Митронин С.Е. Эффективность использования динамической электронейростимуляции при артериальной гипертензии 1 и 2 стадии. // Материалы международного симпозиума, посвященного 6-летию Корпорации ДЭНАС МС. – Екатеринбург. 2004. – С.91-92.

9. Scuds RJ, Helewa A, Scuds RA. The effects of transcutaneous electrical nerve stimulation on skin temperature in asymptomatic subjects.// Phys Ther. – 1995. – Vol.75(7) – P.621-8.

THE EFFECTS OF DYNAMIC TRANSCUTANEOUS ELECTRICAL NERVE STIMULATION WITH USE THE APPARATUS “DIADENS-CARDIO” ON PERIPHERAL BLOOD FLOW

Z.V. Ievleva, A.V. Ievlev, T.F. Shklyar, F.A. Blyakhman

Ural State Medical Academy, Ural State University named after A. Gorky, Ekaterinburg

e-mail: Felix.Blyakhman@usu.ru

The aim of this study is to estimate the effects of dynamic transcutaneous electrical nerve stimulation on peripheral blood flow by means of skin temperature monitoring. *Methods.* Twelve healthy volunteers with age from 19 to 23 and without family history of hypertension were underwent stimulation procedure with use the apparatus “DiaDENS-cardio” (“DENAS MS” Corporation, Russia) placed at the wrist of left hand. Two thermo transducers DS 18S20 (“Dallas Semiconductors”, USA) were fixed to the skin of middle fingers both left and right hands. The temperature was monitored with frequency 2.0 Hz and precision 0,1 °C. The arterial blood pressure and heart rate were measured at the beginning and the end of stimulation procedure. *Results.* All subjects demonstrated the temperature increase to the end of stimulation in both left and right hands. On average, to 15 minutes after the procedure finish the temperature increased up to $1,38 \pm 0,22$ °C. In spite of the arterial pressure decrease, we found no significant differences in systolic, diastolic pressure and heart rate before and after stimulation. At the same time, close inverse correlation between relative temperature increase and relative systolic pressure decrease was determined. The correlation coefficient was equal $-0,314$ ($p<0,05$). *Conclusions.* “DiaDENS-cardio” stimulation results in the increase of fingers skin temperature in healthy subjects without family history of hypertension. The increase of fingers skin temperature implies the arterial systolic pressure decrease. Potentially, vasodilatation effect of “DiaDENS-cardio” stimulation determines at least by sympathetic nervous system activity decrease.

НОВЫЕ ПОДХОДЫ В РАЗВИТИИ СОВРЕМЕННОЙ ФИЗИОТЕРАПИИ

**И.П. Бойко, Е.Г. Рыжова, Г.И. Каторгина, А.М. Мазирова,
М.Ю. Мухина, А.В. Берсенёв**

Учебно-научный медицинский центр ВлГУ, Владимир,
кафедра педиатрии и пульмонологии ФДППО, Ивановская государственная
медицинская академия, Иваново

Важной особенностью физиотерапии является некоторая универсальность ее методов. В настоящее время в медицине наблюдается тенденция использования методов диагностики и лечения одних патологий, которыми ранее лечили другие.

Мы используем физические методы воздействия на организм человека с не только с лечебной, но и диагностическими целями. В настоящее время методы физиотерапии широко используются в восстановительном лечении.

Реабилитация - наука охватывающая вопросы циклического и фазового течения реакций компенсации, адаптации, регулирования физиологических функций, динамику взаимосвязи нейрогуморальных, эндокринных и других компонентов на фоне патологического процесса в организме. Данное определение позволяет нам правильно поставить цель которой будет являться определение резервных возможностей организма и их коррекция для поддержания более оптимального уровня адаптационно-компенсаторных процессов, направленных на максимально возможное восстановление здоровья. Эта цель

достигается путем выявления резервных возможностей организма и стимуляции его физических, психологических и профессиональных возможностей на новом уровне функционирования. Восстановительное лечение на наш взгляд делиться на 4 фазы: 1-Больничная длится примерно 25-35 дней. 2-Фаза развития компенсаторных возможностей 3-бмесяцев 3-Поддерживающая фаза-стабилизация функционирования организма в новых условиях. 4-Фаза прогноза - конкретное решение дальнейшей судьбы больного.

Для достижения более стабильного успеха в комплексном лечении различных больных необходимо широко использовать такие методы, которые бы характеризовались одновременным воздействием на соматическую и психологические аспекты реабилитации, способствовали бы повышению тонуса и тренированности всего организма, уверенности в восстановлении своих сил, совершенствовали тренировку двигательных навыков, нейрогуморальную регуляцию функций основных систем и, особенно, органов и систем, которые активно поддерживают постоянство внутренней среды.

Вместе с тем, восстановление функционального состояния больного следует рассматривать как процесс приспособления. Не приходится сомневаться, что постепенное расширение влияния различных факторов внешней среды (психотерапия, лекарственное воздействие, физиотерапия, иглорефлексотерапия, массаж, вытяжение, лечебная физкультура и т.д.) вызывают ответные реакции, способствующие развитию у больных приспособительных процессов, которые обеспечивают интенсификацию функций и стимулируют физиологические процессы.

Таким образом, анализ приспособительных возможностей организма к возмущающим, то есть к хроническим стрессовым воздействиям, какими, безусловно, является наличие хронических заболеваний нервной системы, желудочно-кишечного тракта, легких, костно-мышечной системы) представляют для нашей медицины большей практический и возможно научный интерес, так как позволяет объективно прогнозировать и разрабатывать новые лечебно-профилактические меры, направленные на применение их на самых ранних этапах.

Непосредственное решение данной проблемы на сегодняшний день довольно затруднено.

Во-первых: это связано с тем, что еще до сих пор не имеется практических рекомендаций в установке реабилитационного диагноза, то есть реабилитационного заключения по функциональному состоянию органов и систем больного нуждающегося в восстановительном лечении.

Во-вторых: трудности решения данной задачи связано с тем, что в настоящее время вопросы объективной оценки приспособительных возможностей организма, а также процессов реабилитации невозможны без создания диагностического комплекса. Проблема заключается в разработке безвредных, неинвазионных физиотерапевтических методов исследования с применением естественных физиологических раздражителей для изучения адаптационных возможностей физиологических систем у данного пациента. По изменению данных показателей можно будет судить об адаптационных возможностях данного пациента и о готовности его перенести тот или иной стресс.

В-третьих в настоящее время нет единого общепризнанного комплекса методов исследования основных физиологических систем, позволяющего проводить безвредное исследование и объективизировать назначение той или иной физиотерапии. На наш взгляд наиболее информативной физиологической системой является раздельный капиллярный кровоток (артериокапиллярный кровоток и капилляровенулярный кровоотток). Мы считаем, что интегральной характеристикой деятельности организма является скорость кровотока.

Нами предложен и разработан метод исследования раздельного капиллярного кровотока, то есть создание математической модели и программного обеспечения к лазерному допплеровскому флюметру ЛАКК-01, основанный на выделении двух видов кровотока: артериокапиллярного и капилляровенулярного, каждому из которых

соответствует свой диапазон значений показателя микроциркуляции. Обработанная ЛДФ-грамма, позволяет оценить скорость каждого из видов кровотока.

Данный метод применялся как до, так и после выполнения физиотерапевтической процедуры. Мы рекомендуем исследование раздельного капиллярного кровотока после использования физиотерапии такой как КВЧ, лазеротерапия, магнитотерапия, фототерапия, теплолечение и других.

Кроме того, в настоящее время создаются физиотерапевтические приборы, которые можно использовать как для диагностики адаптационных возможностей так и для физиотерапевтического воздействия, одним из них является аппарат ТРАНСАИР-01.

В-четвертых, болезнь до сих пор рассматривается в отрыве от целостности всего организма.

В-пятых, в настоящее время оказывается однотипная восстановительная терапия как в раннем, так и позднем восстановительном периоде.

В-шестых, не занимаемся вопросами синхронизации деятельности органов и систем на фоне патологического процесса.

В-седьмых, имея широкие возможности различных физических факторов (МРТ, КВЧ, лазерное излучение, магнитные поля и др.) не используем их синхронизационные механизмы(расширить) действия как до, так и в ранние сроки при заболеваниях.

Проведение адаптационной синхронизации как до, так и после развития острого заболевания выявило по нашим данным улучшение состояние больных. Так, при заболеваниях хирургического профиля (аппендицит, язвенная болезнь желудка и двенадцатиперстной кишки, колотые раны грудной брюшной полости), а также при развитии острой сердечнососудистой патологии оказалось, что в хирургических учреждениях проведение синхронизации значительно улучшало состояние послеоперационного периода.

Под синхронизацией здесь мы понимаем некоторое воздействие на мозговой кровоток с помощью электростимуляции, направленное на повышение вегетативной регуляции центральной нервной системы, приводящей к нормализации функциональной деятельности пораженного органа. В результате оперативного вмешательства происходит большое напряжение, а иногда и срыв адаптационных механизмов связанный при той или иной патологии. Использование адаптационной синхронизации способствует активации защитных сил организма и прохождению через сильный стресс, которым является операция с наименьшими потерями. Мы считаем необходимость развития идеи синхронизации.

Нами показана эффективность проводимых электропроцедур с помощью аппарата ТРАНСАИР-01 в комплексе с витамином РР до операции по поводу резекции желудка. В результате проведенной коррекции происходило снижение постоперационных осложнений, что связано с активацией приспособительных механизмов головного мозга. Также у данных больных наблюдается замедление скорости мозгового кровотока, в результате коррекции происходит улучшение мозговой гемодинамики. В результате проведенной синхронизации произошло некоторое воздействие на мозговой кровоток, направленное на повышение вегетативной регуляции центральной нервной системы, приводящей к нормализации функциональной деятельности желудочно-кишечного тракта.

В то же время знание степени выраженности функциональных нарушений адаптационно-компенсаторных возможностей ряда жизненно важных органов и систем при различных заболеваниях дает возможность реабилитологам оправдано не считаться с некоторыми положениями, которые считаются на сегодняшний день принципиально важными. Для установления степени выраженности функциональных нарушений адаптационно-компенсаторных возможностей ряда жизненно важных органов и систем также используются методы физиотерапии (например, метод раздельного капиллярного кровотока и метод электростимуляции с помощью аппарата ТРАНСАИР-01).

С развитием заболевания во времени расширяются возможности применения чуть ли не всего спектра существующих физических методов.

Данный подход носит общий характер, т.к. в каждом конкретном случае заболевания об интенсивности, сроках, наборе средств реабилитации можно говорить при наличии реабилитационного диагноза, то есть реабилитационного заключения функционального состояния физиологических систем больного организма, тогда когда реабилитолог сможет прогнозировать возможность восстановления нарушенной функции, и ее степень, сроки этого восстановления и общую реакцию всего организма на проводимые мероприятия.

Таким образом, мы считаем, что назрела необходимость несколько изменить деятельность врача физиотерапевта и дополнить ее некоторыми диагностическими приемами, такими как лазерная капилляроскопия и другими.

NEW APPROACHES IN DEVELOPMENT OF MODERN PHYSIOTHERAPY

I.P. Boiko, E.G. Ryzhov, G.I. Katorgina, A.M. Mazirova, M.J Muhina, A.V Bersenyov.

Educational Scientific Medical Centre of Vladimir State University, Vladimir,
Faculty of Pediatrics and Pulmonology FDPPO, Ivanovo State Medical Academy, Ivanovo

The developed method of research of a separate capillary blood-groove, that is creation of mathematical model and the software to laser Doppler floumeter LDF-01, based on allocation of two kinds of a blood-groove: the general capillary blood-groove, and separately arterial capillary blood inflow, to each of which there corresponds the range of values of a parameter of microcirculation. Processed LDF-GRAM, allows to estimate speed of each of kinds of a blood-groove.

The given method was applied both up to, and after performance of physiotherapeutic procedure. We recommend research of a separate capillary blood-groove after use of physiotherapy such as KVCH, laser therapy, a magnetotherapy, phototherapy, warmth treatment and others.



ЛАЗЕРНАЯ ТЕРАПИЯ В АМБУЛАТОРНОЙ СТОМАТОЛОГИИ

С.А. Сорокин, В.В. Черняченко, С.В. Черняченко

Областной центр лазерной хирургии и медицины,
Городская стоматологическая поликлиника № 2, Владимир

Анализ деятельности физиотерапевтических кабинетов в городских районных поликлиниках показал, что использование лазерной терапии не превышает 3-5% от общего количества отпущенных процедур. Последнее свидетельствует о недостаточной информированности практических врачей о возможностях лазерной терапии и о определённой инертности мышления в определении лечебной тактики. Лазерная терапия в стоматологической практике в большинстве случаев отсутствует или её объёмы крайне малы. Открытие во Владимирской городской стоматологической поликлинике №2 специализированного кабинета лазерной терапии позволило определить наиболее частые нозологии, для которых традиционные физиотерапевтические процедуры были малоэффективны, а лазерная терапия оказалась вынужденной альтернативой. За фиксированный промежуток времени пролечено 7433 пациентов со стоматологической патологией. Из них терапевтического профиля (санация кариозных полостей, пломбировка удаление камней и т.д.) 3339 (44,9%), хирургического (удаление зубов, вскрытие абсцессов, ревизия и санация остаточных полостей и т.д.) 3247 (43,7%) и с пародонтозом - 847 (11,4%). Различные виды физиолечения были назначены 2631 (35,4%) пациентам. У 172 больных (6,5%) положительного эффекта достигнуто не было и им была назначена лазерная терапия. Преобладающую группу составили пациенты с жалобами на боли после пломбировки зубов (62 больных-36,1%). Причинами болей были объем поражения зуба,

сопутствующие пульпит и воспаление перифокальных тканей, выход пломбировочного материала за пределы зубного канала. Парадонтоз(48 больных - 27,9%) с преобладанием пролиферативного процесса (гипертрофический гингивит). Атрофический гингивит наблюдался преимущественно у больных пожилого возраста.

Альвеолит (21 больной-12,2%), связанный с перифокальным воспалением или травматичным (осложнённым) удалением зуба. Невралгия одной или нескольких ветвей тройничного нерва (12 больных-7%). Последний диагноз не совсем корректен в данной ситуации. Мы придерживаемся точки зрения В.А. Буйлина (997г.), который считает, что это состояние у стоматологических пациентов следует трактовать как реперкуссию, т.е. распространение импульсов с нервов, расположенных в зоне одонтогенного патологического очага, на зоны здоровых участков. В подтверждение последнего наш опыт показал, что " невралгия " не исчезает до ликвидации воспаления в одонтогенной зоне. Артрозоартрит верхнечелюстного сустава (9 больных-5,2%), характеризовавшийся значительным болевым синдромом и ограничением жевательной функции. Перифокальные инфильтраты и подчелюстной лимфаденит (6 больных- 3,5%). Одонтогенный гайморит (4 больных-2,3%), связанный с распространением воспалительного процесса с зуба или с перфорацией стенки гайморовой полости воспалительной или манипуляционной природы. Травматические рубцы дёсен и губ (4 больных-2,3%) с болевым синдромом или склонностью к гипертрофии. Периостит (3 больных-1,7%), одонтогенный остеомиелит челюсти (1больной-0,6%), травматический перелом челюсти (1 большой!!,%). Для лечения использовали терапевтический аппарат "Мустанг-2000" с полупроводниковыми лазерными излучателями длиной волны 0,63мкм - 10МВт, 0,89мкм - 9Вт и светодиодный излучатель длиной волны 0,47мкм - 15мВт. Воздействие осуществляли на зоны ствола мозга, выход тройничного нерва, на заинтересованные ветви тройничного нерва и зону одонтогенной патологии. Курс лечения составлял от 5 (болевой синдром) до 10-12 сеансов. При хронической патологии (парадонтоз) повторный курс назначался через 1,5-3 мес. При стандартности по техническим данным основных используемых в практическом здравоохранении лазерных терапевтических аппаратов мы отдали предпочтением использовали аппарат Мустанг-2000 (двух- и четырехканальный) в силу его многофункциональности, возможности индивидуальной настройки излучателя по параметрам мощности и частоты, использования специализированных для стоматологии насадок и светодиодных излучателей для цветотерапии. В травматологическом или стоматологическом отделениях у больных с травмами и воспалительными процессами челюстно-лицевой области при невозможности больного посещать кабинет лазерной терапии с успехом может быть применен портативный аппарат АЗОР с соответствующими насадками, что позволяет проводить процедуры непосредственно у постели больного. У всех больных с острыми процессами было достигнуто выздоровление через 5-12 процедур. Рецидивов не отмечалось. У больных с парадонтозом наблюдалось значительное улучшение или полное исчезновение воспалительного процесса, удлинение сроков длительности периода ремиссии. У пациентов, получивших несколько курсов лазеротерапии с интервалами в 1,5-3-6 мес., обострений не отмечалось. Анализ полученных данных показал, что лазерная терапия является высокоэффективным методом лечения больных со стоматологической патологией. Данный вид лечения показан при развитии болевого синдрома, при воспалительных и дегенеративно-дистрофических процессах. Более широкое внедрение этого метода лечения в практическую стоматологию сможет значительно расширить диапазон показаний к лазерной терапии.

LASER THERAPY IN OUT-PATIENT STOMATOLOGY

S.A. Sorokin, V.V.Chernjachenko, S.V.Chernjachenko

Regional Center of Laser Surgery and Medicine, Stomatologic polyclinic №2, Vladimir

The purpose of work is consideration of laser therapy in out-patient stomatology.



СЕКЦИЯ 2
**«БИОКИБЕРНЕТИКА, МАТЕМАТИЧЕСКОЕ МОДЕЛИРОВАНИЕ,
МЕТОДЫ И СРЕДСТВА ОБРАБОТКИ СИГНАЛОВ И ИЗОБРАЖЕНИЙ»**

**КИНЕТИКА СТВОЛОВЫХ КЛЕТОК В ПОГРАНИЧНОМ СЛОЕ В
ПИТАТЕЛЬНОЙ ЖИДКОСТИ НА ПОДВИЖНОЙ МЕМБРАНЕ**

А.Л. Карабачинский, М.Е. Крашенинников, Д.А. Семеренко, Г.В.Степанов
Московский Государственный Университет Приборостроения и Информатики,
e-mail: infavorem@mail.ru

НИИ трансплантологии и искусственных органов Минздрава России
Государственный Научно Исследовательский Институт Химии и Технологии
Элементоорганических Соединений,
e-mail: gstepanov@mail.ru

Математическая модель проточной камеры с клетками.

Среда с клетками представляет собой чашку Петри со стволовыми клетками в жидкой питательной среде – пограничном слое ньютоновской жидкости, расположенными на однородной и изотропной подвижной бислойной мембране (рис. 1).



Рис. 1

В двухфазной системе «культура стволовых клеток – пограничный слой питательной жидкости» существуют два типа параметров состояния.

В системе уравнений

$$\begin{cases} \frac{\partial C_1}{\partial t} = k_9 C_1 - k_1 C_1 C_3 - Dk \Delta C_1 + V(t, x) \frac{\partial C_1}{\partial x}; \\ \frac{\partial C_2}{\partial t} = k_3 C_3 - V(t, x) \frac{\partial C_2}{\partial x}; \\ \frac{\partial C_3}{\partial t} = k_8 C_3 - k_4 C_1 C_3 - k_5 C_3^2; \end{cases}$$

описывающие кинетику газообмена и размножения стволовых клеток в данной двухфазной среде, транспорт O_2 и CO_2 определяется одним из параметров состояния этой системы – скоростью $V(t, z)$ колебаний жидкости и растворённых в ней газов в направлении нормали к поверхности мембраны. При этом выполняется условие прилипания (граничное условие на границе раздела фаз: поверхность мембраны – жидкость) – скорость $V(t, z)$ колебаний жидкости равна скорости колебаний поверхности мембраны $\frac{\partial w}{\partial t}$. Мембрана из магнитного эластомера совершает колебания под воздействием врачающегося магнитного поля (МП).

Выпишем основные динамические уравнения нелинейной теории пологих оболочек с учётом начальных неровностей формы оболочки:

$$\begin{aligned} \frac{D}{h} \cdot \nabla^4 (w - w_0) &= L(w, \Phi) + \nabla_k^2 (w - w_0) \\ \frac{1}{E} \cdot \nabla^4 \cdot \Phi &= \frac{1}{2} \cdot [L(w, w) - L(w_0, w_0)] - \nabla_k^2 (w - w_0), \end{aligned} \quad (1)$$

где

$$L(w, w) = 2 \cdot \left[\frac{\partial^2}{\partial x^2} w \cdot \frac{\partial^2}{\partial y^2} w - \left(\frac{\partial^2}{\partial y \partial x} x \right)^2 \right] \quad (2)$$

$$L(w, \Phi) = \frac{\partial^2}{\partial x^2} w \cdot \frac{\partial^2}{\partial y^2} \Phi + \frac{\partial^2}{\partial y^2} w \cdot \frac{\partial^2}{\partial x^2} \Phi - 2 \cdot \frac{\partial^2}{\partial x \partial y} w \cdot \frac{\partial^2}{\partial x \partial y} \Phi, \quad (3)$$

w – прогиб, D – цилиндрическая жёсткость пластины, E – модуль Юнга.

Дополним уравнение (1) инерционным членом, соответствующим нормальному перемещению w . Инерционные нагрузки, отвечающие перемещениям U и V в срединной поверхности, учитывать не будем.

$$\frac{D}{h} \cdot \nabla^4 (w - w_0) = L(w, \Phi) + \frac{q}{h} - \frac{\gamma}{g} \cdot \frac{\partial^2}{\partial t^2} w \quad (4)$$

$$\frac{1}{E} \nabla^4 \Phi = \frac{1}{2} [L(w_0, w_0) - L(w, w)], \quad (5)$$

γ – удельный вес материала.

Так как мембрана представляет собой однородную и изотропную круглую пластину с начальным прогибом $w_0=0$, то имеем для значений нелинейных операторов при наличии осевой симметрии согласно [1]:

$$L(w, \Phi) = \frac{1}{r} \frac{\partial}{\partial r} \left(\frac{\partial w}{\partial r} \cdot \frac{\partial \Phi}{\partial r} \right); \quad (1)$$

$$L(w, w) = \frac{1}{r} \frac{\partial}{\partial r} \left(\frac{\partial w}{\partial r} \right)^2; \quad (2)$$

$$\nabla^4 w = \frac{\partial^4 w}{\partial r^4} + \frac{2}{r} \cdot \frac{\partial^3 w}{\partial r^3} - \frac{1}{r^2} \frac{\partial^2 w}{\partial r^2} + \frac{1}{r^3} \frac{\partial w}{\partial r}; \quad (3)$$

$$\frac{1}{E} \nabla^4 \Phi = \frac{1}{E} \left(\frac{\partial^4 \Phi}{\partial r^4} + \frac{2}{r} \frac{\partial^3 \Phi}{\partial r^3} - \frac{1}{r^2} \frac{\partial^2 \Phi}{\partial r^2} + \frac{1}{r^3} \frac{\partial \Phi}{\partial r} \right) = -\frac{1}{2} L(w, w). \quad (4)$$

Здесь и далее для осесимметричного случая имеем аппроксимирующее выражение для вертикального (в направлении Z) перемещения мембраны $w(t, z)$ граничные условия (Г.У.) защемления и (или) полимеризации на краях круглой мембраны:

$$w(r, t) = U(t) \cdot \sin \frac{m\pi r}{R} \quad (5)$$

$$\Phi(r, t) = \Phi_1(t) \cdot \Phi_2(r)$$

Здесь m – число полуволн на поверхности мембраны вдоль радиуса $r \in [0, R]$;

$U(t) \in C^2 [0, \infty)$ – функция перемещения w , зависящая от времени.

Подставляя (5) в (1),(2),(3) получим:

$$\begin{aligned} L(w, \Phi) &= \frac{1}{r} \frac{\partial}{\partial r} \left(\frac{\partial w}{\partial r} \cdot \frac{\partial \Phi}{\partial r} \right) = \frac{1}{r} \frac{\partial}{\partial r} \left(\frac{\partial}{\partial r} \left(U(t) \sin \frac{m\pi r}{R} \right) \frac{\partial \Phi}{\partial r} \right) = \\ &= \frac{U(t)}{r} \frac{\partial}{\partial r} \left(\frac{m\pi}{R} \cos \frac{m\pi r}{R} \cdot \frac{\partial \Phi}{\partial r} \right) = \frac{U(t)}{r} \left(-\frac{m^2 \pi^2}{R^2} \sin \frac{m\pi r}{R} \cdot \frac{\partial \Phi}{\partial r} + \frac{m\pi}{R} \cos \frac{m\pi r}{R} \cdot \frac{\partial^2 \Phi}{\partial r^2} \right); \end{aligned} \quad (6)$$

$$L(w, w) = \frac{1}{r} \frac{\partial}{\partial r} \left(\frac{\partial w}{\partial r} \right)^2 = - \frac{(U(t))^2}{r} \frac{m^3 \pi^3}{R^3} \sin \frac{2m\pi r}{R} \quad (6^*)$$

$$\nabla^4 w = U(t) \left(\frac{m^4 \pi^4}{R^4} \sin \frac{m\pi r}{R} - \frac{2m^3 \pi^3}{r R^3} \cos \frac{m\pi r}{R} + \frac{1}{r^2} \frac{m^2 \pi^2}{R^2} \sin \frac{m\pi r}{R} + \frac{1}{r^3} \frac{m\pi}{R} \cos \frac{m\pi r}{R} \right) \quad (7)$$

В соответствии с (2),(4) имеем:

$$\begin{aligned} \frac{1}{E} \nabla^4 \Phi &= \frac{1}{E} \Phi_1(t) \cdot \left[\frac{d^4 \Phi_2(r)}{dr^4} + \frac{2}{r} \frac{d^3 \Phi_2(r)}{dr^3} - \frac{1}{r^2} \frac{d^2 \Phi_2(r)}{dr^2} + \frac{1}{r^3} \frac{d \Phi_2(r)}{dr} \right] = \\ &= \frac{(U(t))^2}{2rR^3} m^3 \pi^3 \sin \frac{2m\pi r}{R}, \end{aligned} \quad (8)$$

$$\Phi(r, t) = \Phi_1(t) \cdot \Phi_2(r) = U^2(t) \cdot \Phi_2(r), \text{ т.е. } \Phi_1(t) = U^2(t).$$

Внешняя силовая нагрузка на мембрану осуществляется двумя способами:

1) со стороны вращающегося магнитного поля (МП) и аппроксимируется следующим выражением:

$$q = q_0 e^{\alpha r - \beta |\sin(\varphi - \varphi_0)|}, \quad (9)$$

2) со стороны переменного магнитного поля, создаваемого неподвижным соленоидом и аппроксимируемого следующим выражением:

$$q = q_0 \cdot \sin w_0 t \quad (10)$$

Тогда имеем для осесимметричной задачи вместо системы (1)-(8) следующую систему нелинейных дифференциальных уравнений в полярных координатах:

$$\begin{aligned} \frac{D \cdot U(t)}{h} \left(\frac{m^4 \pi^4}{R^4} \sin \frac{m\pi r}{R} - \frac{2m^3 \pi^3}{r R^3} \cos \frac{m\pi r}{R} + \frac{1}{r^2} \frac{m^2 \pi^2}{R^2} \sin \frac{m\pi r}{R} + \frac{1}{r^3} \frac{m\pi}{R} \cos \frac{m\pi r}{R} \right) &= \\ = \frac{U^3(t)}{r} \left(-\frac{m^2 \pi^2}{R^2} \sin \frac{m\pi r}{R} \cdot \frac{\partial \Phi_2}{\partial r} + \frac{m\pi}{R} \cos \frac{m\pi r}{R} \cdot \frac{\partial^2 \Phi_2}{\partial r^2} \right) + \frac{q}{h} - \frac{\gamma}{g} \cdot \frac{d^2 U(t)}{dt^2} \cdot \sin \frac{m\pi r}{R} & \quad (11) \end{aligned}$$

$$\frac{d^4 \Phi_2(r)}{dr^4} + \frac{2}{r} \frac{d^3 \Phi_2(r)}{dr^3} - \frac{1}{r^2} \frac{d^2 \Phi_2(r)}{dr^2} + \frac{1}{r^3} \frac{d \Phi_2(r)}{dr} = \frac{m^3 \pi^3 E}{2rR^3} \sin \frac{2m\pi r}{R}. \quad (12)$$

Идентификация данной модели осуществляется по результатам измерений и прогноза значений следующих наблюдаемых (величин) и параметров состояния системы «пограничный слой жидкости – стволовые клетки – бислойная мембрана – магнитное поле»: $\Phi_2(r)$, $U(t)$, h , R , q_0 , f_0 , γ , E , D .

Выводы:

1. Разработана математическая модель сопряжения процессов кинетики газообмена и размножения стволовых клеток в жидкой питательной среде на поверхности бислойной мембраны из гидрофобного магнитоэластика и гидрофильтрального полимера, совершающей колебания под воздействием вращающегося магнитного поля.

2. Данная математическая модель позволяет осуществить прогноз и идентификацию значений параметров состояния двухфазной системы «стволовые клетки – жидккая питательная среда» в пограничном слое на поверхности бислойной подвижной мембраны в режиме вычислительного и натурного эксперимента на базе измерительной информации.

3. Проведен расчет амплитудно – частотных характеристик колебаний мембраны. Разработан алгоритм управления процессом газообмена и размножения стволовых клеток на гидрофильтральном полимере.

Данная работа выполнена при поддержке гранта РФФИ 06-01-00723-А 05-01-04001-ННИО-А.

ЛИТЕРАТУРА

1. Вольмир А.С. Устойчивость деформируемых систем. М.: «Наука», 1967.
2. Шумаков В.И., Онищенко Н.А., Крашенинников М.Е., Зайдёнов В.А., Потапов И.В., Башкина Л.В., Берсенев А.В.. Костный мозг как источник получения клеток для восстановительной терапии повреждённых органов.// Вестник трансплантологии и искусственных органов. 2002, №1, с. 54-59.
3. Семеренко Д.А., Степанов Г.В. и др. Упругие и деформационные свойства магнитоэластика в магнитном поле. // в сб. «Инновационные технологии в химии». Иваново: Изд. ИГУ, 2005.

STEM CELLS KINETICS IN BOUNDARY LAYER INTO NUTRIENT LIQUID ON ACTIVE MEMBRANE

A.L. Karabachinsky, M.E. Krashenninikov , D.A. Semerenko , G.V. Stepanov

Moscow state University of Instrument engineering & Computer scientific,

e-mail: infavorem@mail.ru;

Scientific Research Institute of Transplantology and Artificial Organs Ministry of Health of Russian Federation, Moscow;

State Scientific Research Institute Chemistry and Technology of Elements Organic compounds, Moscow

e-mail: gstepanov@mail.ru

In this article we considered issue of the day kinetics stem cell division in boundary layer on active membrane in subject to gas exchange in two-phase system “stem cells – nutrient liquid”. Investigated and design mathematical model type of “system equations action with diffusion and transfer”. In this model speed transfer liquid equal speed movement membrane and refer to model vibration “movement membrane”. In this article results was got allow calculate mode vibration membrane.



МАТЕМАТИЧЕСКАЯ МОДЕЛЬ И АЛГОРИТМ СТОХАСТИЧЕСКОГО УПРАВЛЕНИЯ ПРОЦЕССАМИ ЛЕЧЕНИЯ СЛОЖНЫХ ЗАБОЛЕВАЕИЙ

С.С. Анцыферов, Б.И. Голубь, С.В. Ширяев

Московский государственный институт радиотехники, электроники и автоматики (технический университет), Москва

e-mail: antsyfer@yandex.ru

Процессу лечения сложных заболеваний должен предшествовать этап планирования (прогнозирования) последовательности лечебных управляющих воздействий, обеспечивающих достижение требуемого, возможно наилучшего на данный момент времени, положительного результата. Для обеспечения требуемого качества лечения в общем случае необходимо использовать многошаговые, итерационные процедуры выбора наилучших управляющих воздействий. Такому характеру управления поставим в соответствие поток векторных управляющих воздействий U_0, \dots, U_n из пространства управлений $U = \{U\}$. В результате лечение можно рассматривать как развивающийся во времени процесс, характеризующийся набором векторных показателей состояния органа B_0, \dots, B_n из некоторого пространства $B = \{B\}$. Каждый из показателей B_i характеризует состояние органа на текущий (i -й) момент времени, а каждый вектор управляющих воздействий U_i характеризует планируемые действия (управления) на тот же момент

времени, направленные на достижение положительного результата. Будущее состояние органа зависит от его текущего состояния и управляющих воздействий, предпринимаемых в настоящем.

Планирование развития лечебного процесса и управление его ходом – это два аспекта одной и той же задачи. Планирование намечает оптимальный процесс развития, а управление осуществляет его. Процесс развития может быть представлен следующим рекуррентным уравнением

$$B_{i+1} = g(B_i, U_i). \quad (1)$$

Правила выбора вектора управляющих воздействий определим как

$$U_i = f(B_i, U_{i-1}). \quad (2)$$

Систему правил $F = \{f\}$ будем называть стратегией управления, целью управления – улучшение состояния органа, а целью планирования – определение стратегии управления. Динамику изменения состояния органа можно описать соотношением вида

$$B(t+1) = g[B(t)]. \quad (3)$$

Рассмотрим задачу об управлении процессом, характеризующимся системой обыкновенных дифференциальных уравнений

$$\dot{B} = g(B, U, t), \quad (4)$$

на фиксированном интервале времени $0 \leq t \leq T$. Оптимальное управление выбирается из некоторого множества допустимых функций $U(t) \in \mathbf{U}$ и максимизирует линейный функционал от значений показателей состояния органа в финальный момент времени

$$J = [c, B(T)], \quad (5)$$

при фиксированном начальном показателе. Если функция g является аналитической, то поставленная задача решается известным методом вариационного исчисления на условный экстремум.

Однако процесс управления не является однозначным, он в значительной степени случаен, и от того насколько удачной окажется стратегия управления, зависит качество лечения. Поэтому следует исходить из того, что аналитический вид функции g неизвестен и поставленную задачу решать согласно принципу стохастической аппроксимации. В этом случае уравнение (4) приобретает следующий вид

$$\dot{B} = \varphi(B, U, S, t), \quad (6)$$

где S – погрешность управляющих воздействий, представляющая собой векторную случайную функцию времени. Уравнение (6) будет стохастическим, если погрешность S представляет собой белый шум $S = V$:

$$\dot{B} = \varphi(B, U, t) + \psi(B, U, t)V. \quad (7)$$

О принципиальной возможности замены случайной функции в дифференциальном уравнении белым шумом подробно изложено в работах по теории стохастических дифференциальных уравнений. Если уравнение состояния органа ввести вектор управляющих воздействий, тогда векторный случайный процесс $[B^T U^T]^T$ будет определяться стохастическими дифференциальными уравнениями Ито:

$$\begin{aligned} dB &= \varphi(B, U, t)dt + \psi(B, U, t)dW, \\ dU &= \varphi_1(B, U, t)dt + \psi_1(B, U, t)dW, \end{aligned} \quad (8)$$

где B и U – многомерные (p -мерный и m -мерный) случайные процессы;

W – q -мерный процесс с независимыми (некоррелированными) приращениями;

$\varphi(B, U, t)$ и $\varphi_1(B, U, t)$ – известные векторные функции, отображающие пространство

$R^p \times R^m \times R^q$ соответственно в пространства R^p и R^m ;

$\psi(B, U, t)$ и $\psi_1(B, U, t)$ – известные матричные функции, отображающие $R^p \times R^m \times R^q$ в

R^{pq} и

R^{mq} соответственно.

Задачу прогнозирования состояния органа в такой обобщенной постановке решить не удается, поэтому векторный случайный процесс $[U^T B^T]^T$ определяется стохастическими дифференциальными уравнениями Ито следующего вида

$$\begin{aligned} dB &= \varphi(B, t)dt + \psi(B, t)dW, \\ dU &= \varphi_1(B, U, t)dt + \psi(B, U, t)dW, \end{aligned} \quad (9)$$

где, в отличие от (8) процесс $W(t)$ состоит из двух независимых блоков, один из которых входит только в первое уравнение, а другой только во второе уравнение соотношений (9).

Известно, что стохастические дифференциальные уравнения определяют марковский случайный процесс. А это значит, что поставленная задача сводится к задаче оценивания и экстраполяции одних компонент марковского процесса по установленным значениям других его компонент. Наилучшее приближение случайной величины по результатам оценки дает апостериорное математическое ожидание этой величины, т.е. ее условное математическое ожидание относительно установленных значений. Таким образом, оптимальная оценка вектора $B_k = B(k)$, дающая решение задачи оценивая при $k = t$ и дающая решение задачи экстраполяции (прогнозирования) при $k = t + \Delta$, определяется соотношением

$$B_T = M[B_t | U_{t_0}^T], \quad (10)$$

где $U_{t_0}^T$ – совокупность значений векторов управляющих воздействий в интервале времени $t_0 \leq t \leq T$. Практическое применение соотношения (10) связано с поиском апостериорного распределения B_k .

Будем искать решение, используя совместные и условные плотности распределения вероятностей. Вначале сделаем предположение, существенно не влияющее на дальнейшие результаты, о нормальности условных плотностей распределения вероятностей вектора B_i при действии вектора управления U_i

$$p(B_i | U_i) = \frac{1}{2\pi(C_i)^{1/2}} \exp\left[-\frac{1}{2}(B_i - \bar{B}_i)^T C_i (B_i - \bar{B}_i)\right], \quad (11)$$

где \bar{B}_i – среднее значение вектора B ;

$C_i = E_i \{B_i - \bar{B}_i\} (B_i - \bar{B}_i)^T\}$ – ковариационная матрица вектора B .

Векторы, характеризующиеся нормальным распределением, проявляют тенденцию к группировке вокруг среднего значения, а ковариационная матрица описывает неопределенность, вызванную факторами случайности.

Относительно среднего значения \bar{B}_i можно построить некоторую доверительную область R_i такую, что

$$P\{B_i \in R_i\} = \alpha_i. \quad (12)$$

В рассматриваемом случае доверительная область представляет собой многомерный эллипсоид. При этом вероятность нахождения вектора в пределах этой области может быть вычислена аналитически:

$$P\{(B_i - \bar{B}_i)^T C_i^{-1} (B_i - \bar{B}_i) \leq K_i\} = \alpha_i, \quad (13)$$

где K_i – константа, соответствующая вероятностному уровню α_i .

Согласно (13), границей указанной области является

$$(B_i - \bar{B}_i)^T C_i^{-1} (B_i - \bar{B}_i) = K_i. \quad (14)$$

Все изложенное означает, что изменение вектора состояний происходит по некоторой траектории $B(t)$, расположенной в пределах границ доверительной области или, другими словами, в пределах трубы.

Априорные вероятностные свойства любой траектории $B(t)$ из указанной выше трубы могут быть заданы совместными конечномерными плотностями вероятности:

$$P_{B(t_1), \dots, B(t_k)}(B_1, \dots, B_k) = p_{t_1, \dots, t_k}(B_1, \dots, B_k). \quad (15)$$

Апостериорную плотность вероятности траектории $B(t)$, будем представлять как условную плотность распределения

$$p_{B(t)}(B_1, \dots, B_k | U_1, \dots, U_k), \quad (16)$$

когда к моментам времени t_1, \dots, t_k уже выполнены управляющие воздействия U_1, \dots, U_k . Согласно такому представлению векторы управляющих воздействий U_1, \dots, U_k должны каким-то образом преобразовываться в апостериорные плотности вероятности показателей состояния. Запишем выражение для апостериорной плотности вероятности показателей состояния в зависимости от управляющих воздействий, используя формулу Байеса:

$$\begin{aligned} \tilde{p}_{B(t)}(U) &\equiv \tilde{p}_{B(t)}(B_1, \dots, B_k | U_1, \dots, U_k) = \frac{p_{B(t)}(U_1, \dots, U_k; B_1, \dots, B_k)}{p_{B(t)}(U_1, \dots, U_k)} = \\ &= \frac{p_{B(t)}(U_1, \dots, U_k | B_1, \dots, B_k)}{p_{B(t)}(U_1, \dots, U_k)} p_{t_1, \dots, t_k}(B_1, \dots, B_k), \end{aligned} \quad (17)$$

где $p_{B(t)}(U_1, \dots, U_k | B_1, \dots, B_k)$ имеет смысл условной плотности распределения вероятностей значений управляющих векторов U_1, \dots, U_k , $p_{t_1, \dots, t_k}(B_1, \dots, B_k)$ – совместной плотности вероятности значений векторов B_1, \dots, B_k , а $p_{B(t)}(U_1, \dots, U_k)$ – совместной плотности вероятности значений векторов U_1, \dots, U_k на траектории $B(t)$.

Соотношение (17) в самом общем виде определяет алгоритм стохастического управления состояниями. И только в случае вырожденности распределений вероятностный процесс управления переходит в разряд детерминированных.

Алгоритм стохастического управления:

1. Эксперт (группа экспертов), исходя из достигнутого уровня знаний, устанавливает виды: априорного распределения $p_{B(t)}(B_1, \dots, B_k)$, т.е. желаемый вид траектории $B(t)$, и условных распределений $p_{B(t)}(U | B)$;

2. В каждой точке траектории для установленного вида условных распределений, путем генерации [1] значений векторов управляющих воздействий $\{U\}$, осуществляется построение апостериорной плотности $\tilde{p}_{B(t_i)}(U)$;

3. В каждой точке определяется максимальное значение апостериорной плотности: $\text{MAX } \tilde{p}_i, i = 1, k$;

4. Полученные $\text{MAX } \tilde{p}_i$ сравниваются с порогом значимости – Пор;

5. Каждой точке $\text{MAX } \tilde{p}_i > \text{Пор}$ ставится в соответствие вектор управляющих воздействий U_i , который обеспечивает $\text{MAX } \tilde{p}_i$.

6. Если $\text{MAX } \tilde{p}_i \leq \text{Пор}$, то необходимо менять вид условных распределений $p(U | B)$ до получения $\text{MAX } \tilde{p}_i > \text{Пор}$.

В результате выполнения данного алгоритма формируется упорядоченная последовательность (упорядоченное множество) векторов управляющих воздействий, призванных обеспечить достижение требуемого состояния на данном этапе лечения.

В рамках предложенной модели и алгоритма управления важнейшее значение приобретает процесс количественной оценки (измерения) векторных показателей состояния B . Высокая эффективность этого процесса может быть обеспечена путем стандартизации метрологических характеристик (прежде всего таких как точность и быстродействие) средств измерений и условий проведения измерений. Высокая степень стандартизации достигается, в частности при использовании средств, функционирующих на квантовом уровне с использованием эффекта высокотемпературной сверхпроводимости. В числе известных высокотемпературных сверхпроводников достаточно хорошие для практического применения результаты получены с помощью материала $YBa_2Cu_3O_{7-8}$.

Предложенная математическая модель, и реализующий ее алгоритм и метод стандартизации апробируются в ОНЦ им. Н.Н. Блохина РАМН при лечении сложных заболеваний.

ЛИТЕРАТУРА

1. Анцыферов Е.С., Ширяев С.В. Ленская О.П. Вероятностное управление качеством диагностики заболеваний.// Доклады "ФРЭМЭ' 2004", с. 153-156.
2. Анцыферов Е.С., Лазарева В.В., Ленская О.П. Вероятностное управление качеством лечения.// Доклады "ФРЭМЭ' 2004", с. 156-159.

MATHEMATICAL MODEL AND ALGORITHM STOCHASTIC CONTROL BY PROCESSES OF TREATMENT DIFFICULTY DISEASES

S.S. Antsyferov, B.I. Golub, S.V. Shiryaev
MIREA (TU), Moscow

The transferring from one state in other at treatment of difficult diseases have more often probability nature. During treatment, the disease under influencing of control sections should pass through some states.



МОДЕЛИРОВАНИЕ ОТОБРАЖЕНИЯ ИСТОЧНИКОВ НЕКОГЕРЕНТНОЙ ЭМИССИИ С ПОМОЩЬЮ КОРРЕЛЯЦИОННОЙ ЛОКАЦИИ 4-ГО ПОРЯДКА

В.И. Миргородский, В.В. Герасимов, С.В. Пешин
Фрязинский филиал Института радиотехники и электроники
Российской академии наук, Фрязино
e-mail: vim288@ms.ire.rssi.ru

Сообщение посвящено анализу возможностей отображения объектов, имеющих, по нашему мнению, практическое значение, а именно случаев, когда требуется отображение нескольких статистически независимых точечных источников, а так же протяженных объектов, состоящих из множества статистически независимых излучателей.

Для анализа использовалось математическое моделирование процессов излучения, распространения, приема излучения и восстановления искомого пространственного распределения источников излучения. Поскольку метод математического моделирования для своей реализации требует задания ряда конкретных параметров, то эти параметры соответствовали постановке задачи определения пространственных распределений интенсивности акустической эмиссии в среде с акустическими свойствами, подобными акустическим свойствам воды или биологических тканей. Схема, иллюстрирующая геометрию, на основе которой проводилось моделирование, приведена на рис. 1.

На рисунке показано, что приемники излучения расположены вокруг исследуемой области. Это, как показывает анализ, является оптимальным для достижения наилучших параметров пространственного разрешения [3]. Синтез изображения осуществлялся в соответствие с алгоритмом [1]. При анализе предполагалось, что пространство однородно по скорости волн и по их затуханию. Использовалось значение скорости звука равное $1.5 \cdot 10^5$ см/с, которое характерно для воды или биологической ткани, а частотная зависимость затухания волн принималась в степенном виде с положительным показателем степени.

Излучающая область задавалась либо в виде нескольких точечных источников, либо в виде большого количества ($\approx 10^4$) равноотстоящих друг от друга, на расстояния, меньшие минимальной длины волны излучения, точечных источников, излучающих случайные, статистически не зависящие друг от друга, последовательности сигналов, длительностью,

обычно, 1048576 (2^{20}) отсчетов. В процессе расчета, полученные в ЭВМ случайные последовательности с Гауссовой статистикой, моделирующие излучение от каждого источника, подвергались преобразованию Фурье. Результирующий набор спектральных компонент суммировался для каждого приемника излучения с учетом его расстояния от источника излучения. При этом, учитывалась частотная зависимость затухания в виде степенной зависимости затухания излучения от частоты, что, как известно, имеет место в целом ряде сред, включая биологические объекты.

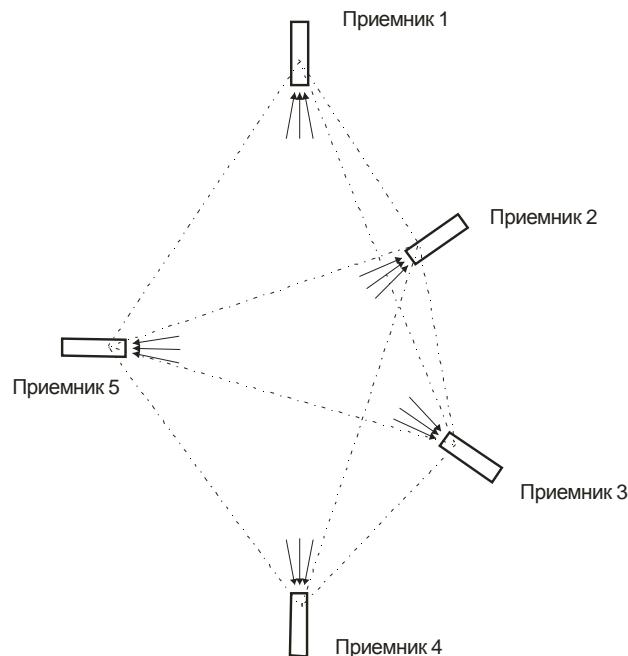


Рис. 1 Расположение приемников по отношению к исследуемой области

В работе моделирование проводилось для случая приемной системы, состоящей из 5-ти приемников излучения, расположенных вблизи вершин правильных тетраэдров, у которых одна из граней была общей, как это показано на рис. 1. Характерные расстояния между приемниками составляли 10 - 15 см, а размер зондируемой области – около 5 см.

Сигналы, принятые пятью приемниками позволяли образовывать 5 изображений, полученных из 5-ти сигналов при их группировке по 4. Для образования результирующего изображения эти 5 изображений перемножались, а произведение возводилось в степень 0.05, чтобы получалась функция, пропорциональная амплитуде излучения. Кроме того, для повышения контраста изображения использовалась нелинейная обработка сигналов, в процессе которой отсекались сигналы, имеющие величину меньше заданного порога.

На первом этапе работы проводилось моделирование ситуации, когда внутри исследуемой области находилось несколько случайно расположенных статистически независимых точечных источников излучения и, никаких других источников сигнала нет.

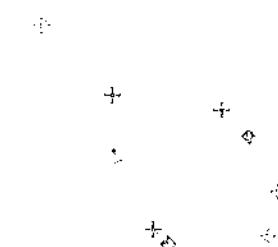


Рис. 2. Изображение по уровню амплитуды излучения, равному 0.25, девяти случайно расположенных внутри куба $2 \times 2 \times 2$ см³ точечных источников

Результирующие изображения распределений амплитуд источников излучения в трехмерном пространстве являются функциями трех независимых переменных (координат). Для их графического представления использовался, как и в работе [3], модифицированный пакет визуализации Isovist [6,7], с помощью которого изображения представлялись в виде составленных из полигонов поверхностей заданного уровня сигнала. Пример такого изображения для случая отображения 9-ти точечных источников приведен на рис. 2. Для иллюстрации динамического диапазона отображения, у одного из источников при симуляции задавалась в три раза меньшая амплитуда, чем у остальных. Как видно, на рис. 2 наблюдаются 9 хорошо различимых источников, причем один из них, помеченный стрелкой, имеет заметно меньший размер поверхности уровня, что указывает на его меньшую амплитуду.

Несложно получить оценку динамического диапазона DD, равного отношению эффективной амплитуды источника, составляющего фон, к минимальной амплитуде еще обнаружимого источника, при локации точечных источников, в следующем виде:

$$DD = \frac{1}{3 * \sqrt{n * \sqrt{\frac{F_m}{N * \Delta F}}}},$$

где n – эффективное число источников формирующих фон, на котором необходимо различить более слабый источник. Подстановка в это выражение параметров, использованных при моделировании - 8 источников с примерно одинаковыми амплитудами излучения и одного с амплитудой втрое меньшей, дает значение $DD \approx 5$. Это близко соответствует результатам моделирования, так как при уменьшении уровня отображения менее 0.2, на изображениях начинают проявляться помехи точечного типа (ложные сигналы).

На следующем этапе работы моделировался случай, когда источник был протяженный - состоял из большого числа близко расположенных друг к другу статистически независимых точечных источников Гауссового шума. Исследовался источник, представляющий собой эллипсоид с размерами главных осей $3*0.75*1.5$ см³, заполненный точечными статистически независимыми излучателями акустического шума, расположенными на расстояниях друг от друга менее самой короткой длины волны принимаемого излучения. Эта постановка позволяла анализировать возможности отображения одного достаточно протяженного (не точечного) источника.



Рис. 3. Восстановленное распределение источников эмиссии по уровню 0.9 при исходном распределении – эллипсоиде

Как видно, изображение имеет вид кольца с соотношениями размеров близкими к тем, которые были у исходного изображения.

Еще одной разновидностью объектов, отображение которых на наш взгляд, может представлять интерес и характеризовать метод [1], могут быть объекты, имеющие форму тора.

Как видно, изображение имеет вид кольца с соотношениями размеров близкими к тем, которые были у исходного изображения.

Следует отметить, что близкое к оригиналу воспроизведение размеров источника наблюдается в довольно узком диапазоне уровней отображения 0.85- 0.95. Увеличение уровня отображаемой поверхности приводит к уменьшению толщины кольца, а уменьшение уровня приводит к уменьшению отверстия вплоть до его исчезновения.



1

2

Рис. 4. Восстановленное распределение источников эмиссии по уровню 0.9, при исходном распределении источников эмиссии, расположенных в кольце с внешним размером 3 см, внутренним 2 см и толщиной 0.5 см. Полоса частот 1МГц, время накопления сигналов около 0.24 сек. Рис. «1» соответствует виду по оси Y, а рис. «2» соответствует виду по оси X.

Выводы.

Показана возможность отображения с помощью корреляционной локации 4-го порядка нескольких точечных объектов некогерентной эмиссии с различными амплитудами излучения. Приведены оценочные функциональные зависимости достижимого динамического диапазона от числа отображаемых объектов, полосы частот принимаемого излучения и времени накопления сигналов.

Методом математического моделирования на примерах источников, имеющих формы трехосного эллипсоида и тора, показана возможность отображения на качественном уровне формы квазинепрерывных пространственных распределений статистически независимых источников некогерентной эмиссии. Причем качество отображения возрастает по мере расширения полосы принимаемых частот и времени усреднения.

ЛИТЕРАТУРА

1. Миргородский В.И., Герасимов В.В., Пешин С.В., Исследование пространственного распределения источников некогерентного излучения с помощью корреляционной обработки // Письма в ЖЭТФ, 1995, Т. 62, № 3, С. 236 – 241.
2. Буров В.А., Дариашвили П.И., Евтухов С.Н., Румянцева О.Д., Экспериментальное моделирование процессов активно-пассивной термоакустической томографии // Акуст. журн. 2004, Т.50, №3, С.298-310.
3. Герасимов В.В., Гуляев Ю.В., Миргородский А.В., Миргородский В.И., Пешин С.В., Пространственное разрешение пассивной локации на основе корреляционной обработки 4-го порядка // Акуст. журн. 1999, Т. 45, № 4, С. 487 – 491.
4. В.И. Миргородский, В.В. Герасимов, С.В. Пешин, Экспериментальные исследования особенностей пассивной корреляционной томографии источников некогерентного акустического излучения мегагерцового диапазона // Акуст. журн. 2006, Т. 52, № 5, С. 710 -715.
5. Борн М., Вольф Э., Основы оптики, Наука, М, 1970, 551 с.
6. Michael Krogh, "Isosurface Visualizer", National Center for Supercomputing Applications, 1990, modified by Brian Tierney, Lawrence Berkeley National Laboratories, 1991.
7. <http://ftp.funet.fi/pub/graphics/packages/NCSA/isovis/>

MODELING OF IMAGING OF NON-COHERENT EMISSION SOURCES BY CORRELATION LOCATION OF 4-TH ORDER

V.I. Mirgorodsky, V.V. Gerasimov, S.V. Peshin
 e-mail: vim288@ms.ire.rssi.ru

Results of mathematical modeling of processes of generation, spreading, receiving and recovering of spatial dependences of amplitudes of sources of noncoherent radiation by means of correlation processing of 4-th order are presented. The configuration with five receivers of radiation located around of investigated area of space was investigated. The opportunity of simultaneous display of several objects of dot type is shown. Expression for achievable in this case dynamic range is presented. The opportunity of display of quasi-continuous spatial distributions of statistically independent sources of noncoherent radiation is shown.



ПРИМЕНЕНИЕ МЕТОДА МОЛЕКУЛЯРНОЙ ДИНАМИКИ ДЛЯ РЕШЕНИЯ ЗАДАЧ КОНСТРУИРОВАНИЯ БИОМЕДИЦИНСКИХ НАНОТЕХНОЛОГИЙ

С.В. Карлышков, Л.А. Чубарь

Московский Государственный Университет Приборостроения и Информатики, Москва
 e-mail: kravchuk_bicom@mail.ru

1. Введение

В данной работе представлены результаты моделирования динамики многих частиц, выполненные с помощью авторской компьютерной программы [1]. Для моделирования используется метод частиц. Метод частиц состоит в представлении тела совокупностью взаимодействующих частиц (материальных точек или твердых тел), описываемых законами классической механики. Взаимодействие частиц осуществляется путём введения некоторого эффективного феноменологического потенциала. В данном случае использовался потенциал Леннарда – Джонса. Первоначально этот потенциал был предложен для инертных газов, однако он часто используется для описания металлов и других типов твердых тел и жидкостей.

$$\Pi(r) = D \left[\left(\frac{a}{r} \right)^{12} - 2 \left(\frac{a}{r} \right)^6 \right], \quad (1)$$

где:

D — энергия связи,

a — длина связи (расстояние, на котором обращается в ноль сила взаимодействия),

r — расстояние между частицами.

Для описания итерационных процессов выбрана схема Верле в скоростной форме, т.к. она имеет некоторые преимущества, по сравнению с другими методами [1]:

$$\begin{aligned} x_{n+1} &= x_n + v_n \Delta t + \frac{1}{2} a_n (\Delta t)^2; \\ v_{n+1} &= v_n + \frac{1}{2} (a_{n+1} + a_n) \Delta t; \end{aligned} \quad (2)$$

где:

x — координата частицы в момент t ,

v — скорость частицы в момент t ,

a — ускорение частицы в момент t ,

n — номер итерации.

Программа позволяет не только получить исчерпывающую информацию об изучаемой системе наночастиц – это сила, действующая на частицу, координаты, скорость и ускорение каждой частицы в любой момент времени, но и визуально наблюдать динамику системы в любом, заранее выбранном, масштабе времени (ускорение или замедление процесса).

3. Модель движения частицы в конусной нанотрубке.

Представляет собой динамическую систему взаимодействия двух конусных стенок (двухмерное приближение нанотрубки) со свободно движущейся частицей, между этими стенками (Рис. 1). «Стенки» представляют собой симметричные цепочки частиц по 400 (четыреста) частиц каждой.

Данная компьютерная модель позволяет проводить эксперименты, варьируя длины и энергии связей парного взаимодействия частиц «стенок» и свободного атома (природа наноматериала), выбирать начальную координату свободной частицы и расстояние между «стенками» (диаметр нанотрубки).

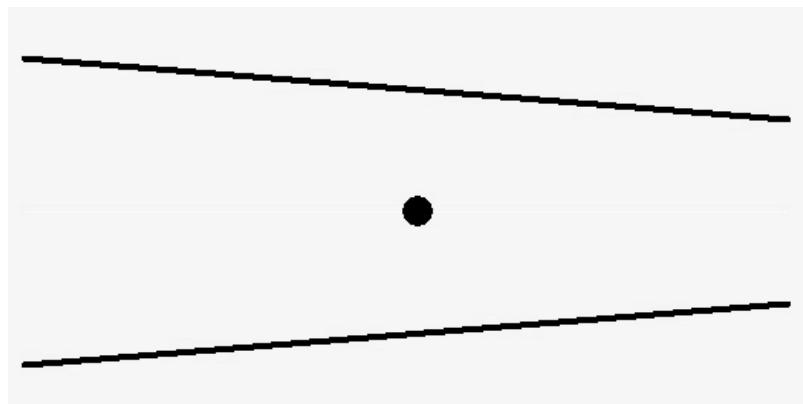


Рисунок 1

Использование данной модели позволило наблюдать характер движения частицы в нанотрубке при различных условиях и определить некоторые критические параметры системы.

Практическое применение данной задачи описано в работе [2] (Рис. 2).



Рисунок 2

Прибор, разработанный на основе данной модели, может иметь одно из двух назначений. Либо взятие нанопроб из биоматериала, либо, для «обстрела» молекулы с целью маркировки.

4. Модель «Маркировка молекулы».

Данная модель представляет собой «обстрел» одной частицы пятью другими. С целью приближения результатов работы компьютерной модели к реальным условиям эксперимент проводился следующим образом «Молекула» – это первая частица (чёрного цвета), размер которой в четыре раза больше остальных частиц (в диаметре), масса «молекулы» в 100 раз больше массы остальных частиц. Начальная скорость «молекулы» – нулевая. Оставшиеся пять частиц абсолютно идентичны.

Результатом эксперимента считалась «удачная» или «неудачная» маркировка молекулы. При «удачной» (Рис. 3) маркировке все частицы располагались равномерно вокруг «молекулы».

При «неудачной» - принимали любые другие устойчивые состояния равновесия, например, (Рис. 4).

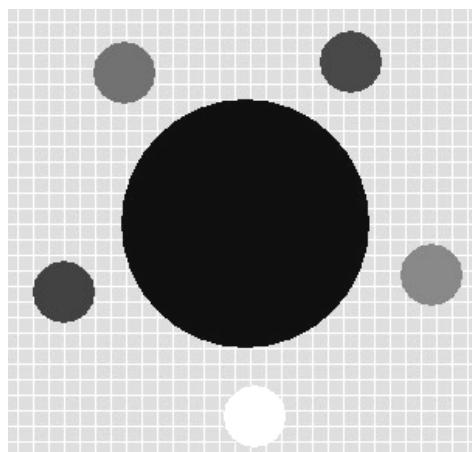


Рисунок 3

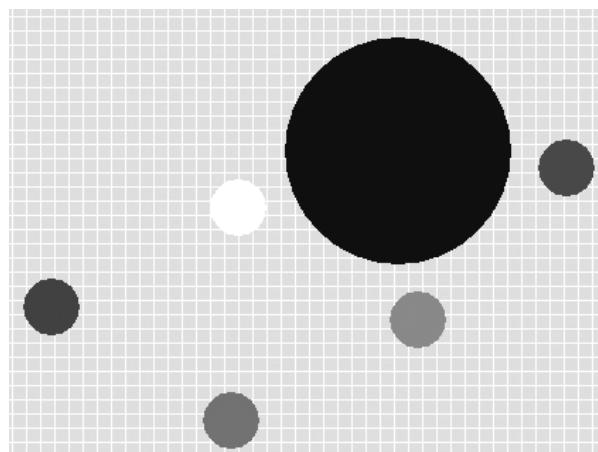


Рисунок 4

Использование данной модели позволяет рассчитать начальную скорость, необходимую для «удачной» маркировки, угол «обстрела» и подобрать оптимальный временной режим.

Манипуляции частицами на наноуровне представляют наиболее интересную задачу в данной сфере и способны найти применение на практике в любой технической области.

В ближайшей перспективе развития данной работы стоит задача объединения этих двух моделей в единый комплекс, который позволит в целом рассчитывать задачу маркировки одной частицы несколькими другими. Востребованность данного комплекса для решения практических задач бесспорна и один из способов применения на практике описан в работе [3].

Работа выполнена при частичной финансовой поддержке грантов РФФИ №07-08-00269а и №08-01-00349.

ЛИТЕРАТУРА

1. Карлышков С.В. Дипломная работа «Построение математических моделей наноматериалов» // МГУПИ, 2006.
2. Pak Kin Wong, Winny Tan, Ieong Wong, Chih-Ming Ho. Microfluidics for Probing Cell-Microenvironment Dynamics // The First International Conference on Bio-Nano-Information Fusion, Marina del Ray, CA July20-22, 2005.
3. Ning Gu. Development of Biomedical Nanotechnology in China. Research Center for Nano-scale Science and Technology, Dept of Biological Science and Medical Engineering, Southeast University, Nanjing, 210096, China.

APPLICATION OF THE MOLECULAR DYNAMICS METHODS FOR THE DECISION OF PROBLEMS OF DESIGNING BIOMEDICAL NANOTECHNOLOGIES

S.V. Karlyshkov, L.A. Chubar

Moscow State University of Electronic Devices and Informatics, Moscow

e-mail: karlyshkov@mail.ru

This paper contains results of modeling dynamic processes with many particles involved. The software used in the project was designed by the author. Particle method is used. The software provides full information on studied system of nanoparticles such as coordinates, speed and acceleration of each particle at any moment, allowing to view the system in dynamic on any time scale.



ПРИМЕНЕНИЕ МАТЕМАТИЧЕСКИХ МЕТОДОВ МОДЕЛИРОВАНИЯ И ГЕОГРАФИЧЕСКИХ ИНФОРМАЦИОННЫХ СИСТЕМ ДЛЯ ПРОГНОЗИРОВАНИЯ РАСПРОСТРАНЕНИЯ ОСОБО ОПАСНЫХ БОЛЕЗНЕЙ ЖИВОТНЫХ

В.М. Гуленкин, Ф.И. Коренной

ФГУ «Федеральный центр охраны здоровья животных» (ФГУ «ВНИИЗЖ»), Владимир
e-mail: gulenkin@arriah.ru

Компьютерные технологии по математическим методам моделирования эпизоотического процесса в настоящее время получают практическое значение при проведении мероприятий по борьбе с особо опасными болезнями животных, так как позволяют прогнозировать временную динамику их течения и территорию вероятного распространения.

На рис. 1 приведена общая схема системы моделирования и разработанных компьютерных программ, которые применяются в ФГУ «ВНИИЗЖ» в исследовательских работах по прогнозированию динамики развития эпизоотического процесса при ящуру.

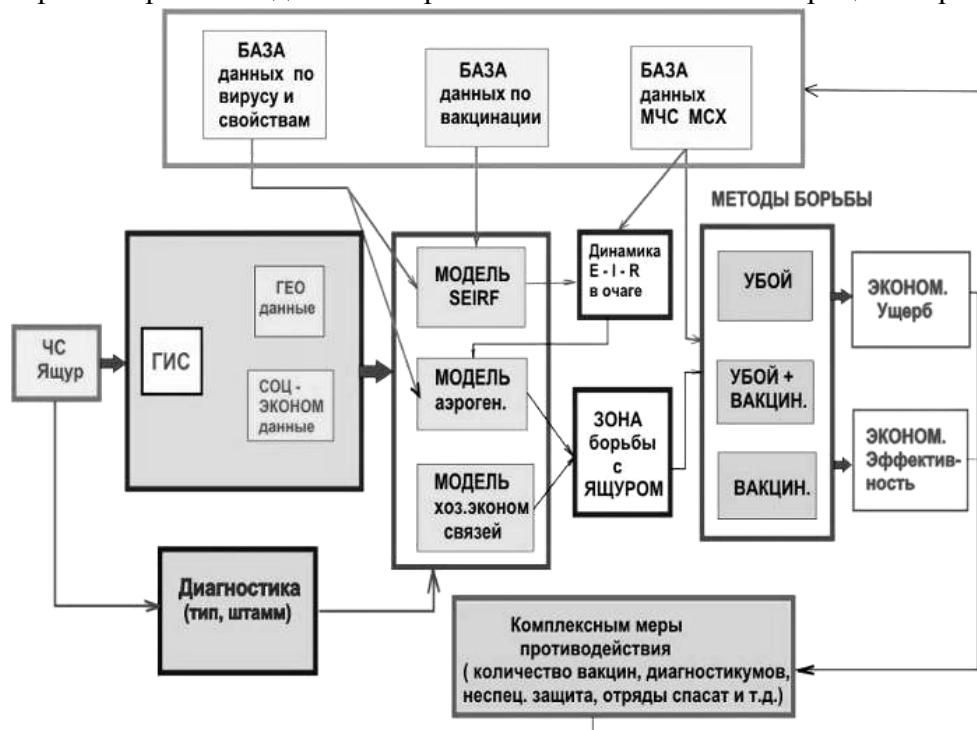


Рис. 1. Общая схема моделирования и прогнозирования эпизоотического процесса при ящуре

Разработанная система включает несколько блоков, к которым относятся:

- блок баз данных;
- блок географических информационных технологий;
- блок математических моделей;
- блок оценки экономического ущерба и эффективности выбранных методов борьбы.

Используемый комплекс баз данных состоит из:

базы данных по основным свойствам вируса ящура, где отражаются количественные характеристики по выделению вируса во внешнюю среду, его выживаемости и инфицирующих дозах при различных способах заражения;

базы данных по проведению профилактической вакцинации восприимчивых животных на территории страны против ящура, где отражаются временные сроки вакцинации и характеристики иммунного фона;

база данных по популяции восприимчивых животных на территории России. Используемые базы данных созданы в системе EXSEL или SQL. Из международных баз данных используется база данных WAHID (Международное Эпизоотическое Бюро) и база данных FAOSTAT (Всемирная Организация Здравоохранения).

Картографический анализ эпизоотической ситуации в мире и на территории России проводится с использованием географической информационной системы (ГИС) ArcGIS 9.2 фирмы ESRI (США). С помощью данной системы создаются эпизоотологические карты по различным заболеваниям животных, изучается география их возникновения и временно-пространственное распространение. В случае возникновения вспышки в том или ином регионе России, дополнительную информацию получаем с использованием системы «Планета Земля» Google. Ниже на рис. 2 показан пример использования ГИС для географического отображения эпизоотической информации при оценки риска возникновения и распространения особо опасных болезней животных.

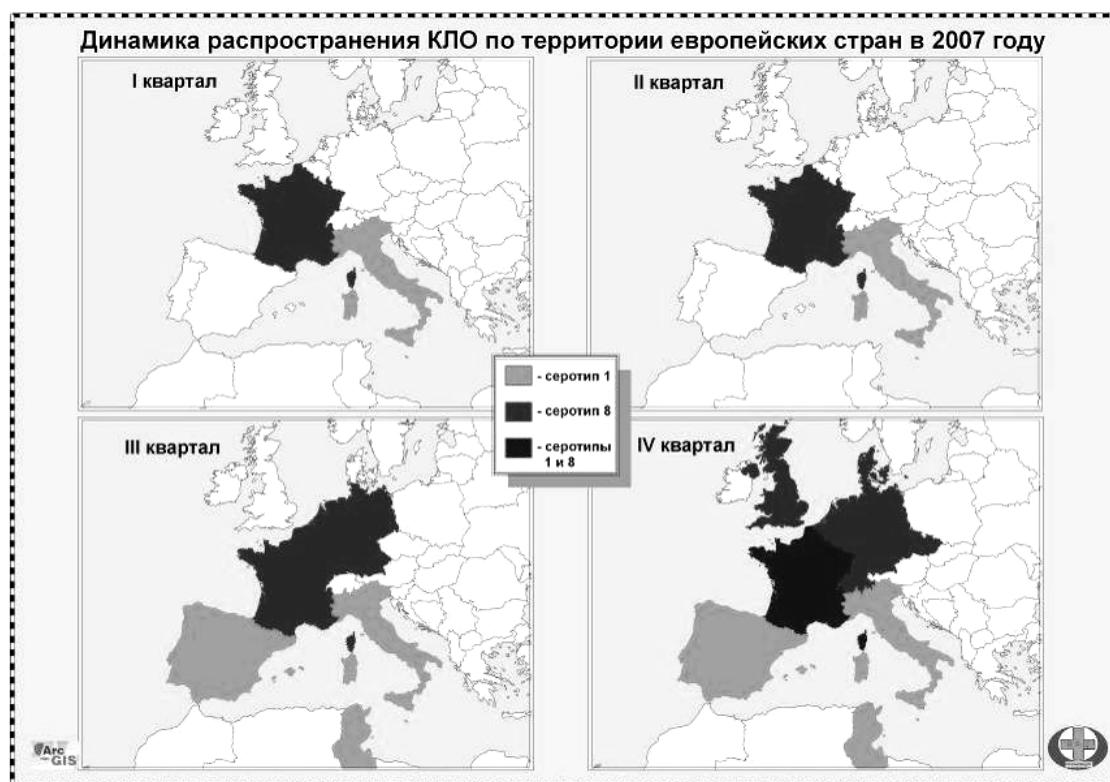


Рис. 3. Использование системы ArcGIS для анализа эпизоотической ситуации по блютангу в Европе

Блок математических моделей состоит из моделей, которые позволяют оценивать количественные показатели динамики перехода различных состояний животных (восприимчивые, инфицированные, иммунные, удалённые) как в очаге инфекции, так и вероятности рисков распространения болезни за его пределами при различных путями передачи инфекции. Для моделирования вспышки ящура применяется метод, основанный на цепях Маркова. Программы для расчёта по математическим моделям написаны на языке программирования DELPHI 7.0 для операционной системы Windows XP. Инструкция пользования программой описана в «Руководстве», которое содержится в хелпе.

Полагается, что в каждый момент времени каждое животное в стаде может находиться в одном из 5 состояний: восприимчивом (S), инфицированном (I), естественно-иммунном (Ve), вакцинированном (Vv), удалённом (R).

Количество животных, находящихся в момент времени t в каждом из этих состояний, обозначается, соответственно, $NS[t]$, $NI[t]$, $NVE[t]$, $NVV[t]$ и $NR[t]$.

Таким образом, состояние стада в момент времени t описывается вектором $(NS[t], NI[t], NVE[t], NVV[t], NR[t])$, который называется *вектором состояний*. Для каждого состояния существует определённая вероятность перехода в другое состояние, обозначаемая P_{xy} , где x – начальное состояние, y – конечное состояние. Для этого составляется матрица вероятностей для всех возможных переходов:

$$\begin{vmatrix} P_{ss} & P_{si} & P_{sve} & P_{svv} & P_{sr} \\ P_{is} & P_{ii} & P_{ive} & P_{ivv} & P_{ir} \\ P_{ves} & P_{vei} & P_{veve} & P_{vevv} & P_{ver} \\ P_{vvs} & P_{vvi} & P_{vvve} & P_{vvvv} & P_{vvr} \\ P_{rs} & P_{ri} & P_{rve} & P_{rvv} & P_{rr} \end{vmatrix}$$

Для того, чтобы определить вектор состояния в момент времени t , необходимо знать вектор состояния в момент времени $t-1$ и значения вероятностей для данного момента времени. После умножения вектора состояния в момент $t-1$ на матрицу вероятностей, получим вектор состояния в момент t :

$$(NS[t-1], NI[t-1], NVE[t-1], NVV[t-1], NR[t-1]) \times \begin{vmatrix} P_{ss} & P_{si} & P_{sve} & P_{svv} & P_{sr} \\ P_{is} & P_{ii} & P_{ive} & P_{ivv} & P_{ir} \\ P_{ves} & P_{vei} & P_{veve} & P_{vevv} & P_{ver} \\ P_{vvs} & P_{vvi} & P_{vvve} & P_{vvvv} & P_{vvr} \\ P_{rs} & P_{ri} & P_{rve} & P_{rvv} & P_{rr} \end{vmatrix} = (NS[t], NI[t], NVE[t], NVV[t], NR[t]).$$

Так получается цепь векторов состояний, называемая цепью Маркова. На рис.3 показан график расчёта перехода животных для стада в 100 животных при заболевании ящуром.

Для оценки вероятности распространения болезни за пределами очага используются модели аэрогенного и водного распространения инфекции. Аэрогенный путь инфицирования между животными при ящуре может происходить как внутри помещения так и на некоторых расстояниях за его пределами по направлению ветра. Водный путь

распространения ящура из очага инфекции при определённых эпизоотических условиях, системы сброса сточных вод и гидрологии речных потоков может быть вполне реальным.

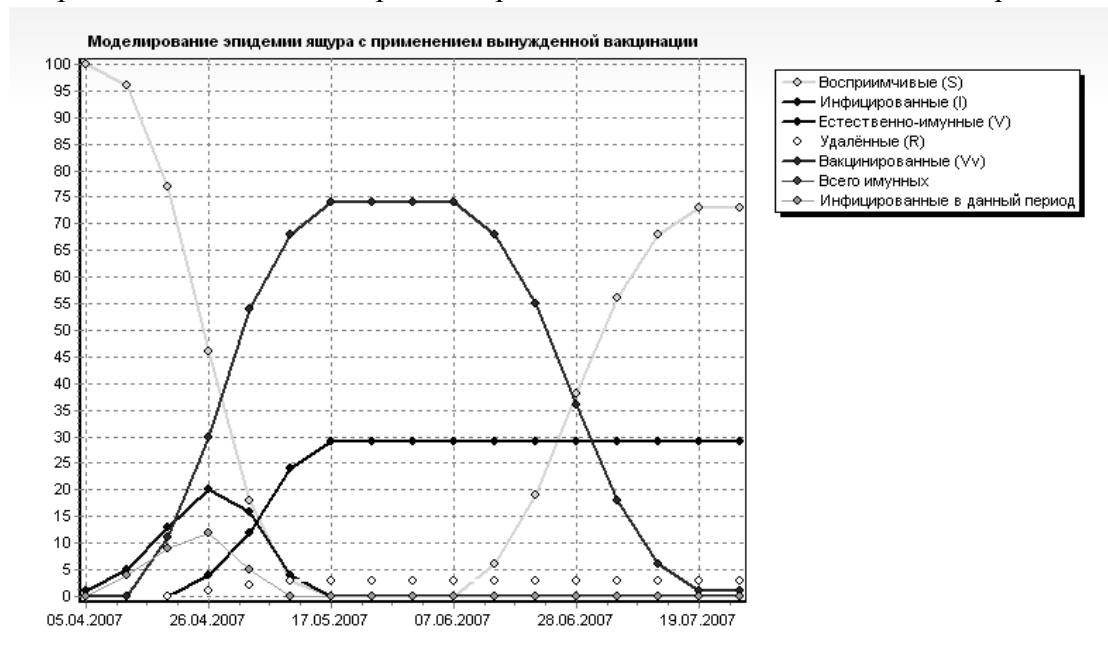


Рис. 3. Динамика перехода различных состояний животных в стаде

Моделирование аэрогенного распространения ящура из очага инфекции проводится для непрерывного точечного источника по формуле (1):

$$\chi(x, y, z) = [Q / (2\pi \times u \times \sigma_y(x) \times \sigma_z(x))] \times \exp[-(y^2 / 2\sigma_y^2(x)) - ((z-h)^2 / 2\sigma_z^2(x))],$$

где: $\chi(x, y, z)$ – концентрация вируса ящура по направлению ветра (относительно x, y) на высоте z в $\text{ТЦД}_{50}/\text{м}^3$;

Q – мощность источника вируса ящура в $\text{ТЦД}_{50}/\text{сек}$;

h – высота источника, м;

u – скорость ветра, м/сек;

$\sigma_y(x), \sigma_z(x)$ – горизонтальная и вертикальная составляющие дисперсии, вычисляемые из соотношений

$$\sigma_y(x) = B \left(\frac{x}{u} \right)^\beta; \quad \sigma_z(x) = A \left(\frac{x}{u} \right)^\alpha.$$

Для оценки мощности источника (Q) используются количественные данные по аэрогенному выделению вируса ящура, полученные Donaldson A.I (2). Проведенные расчёты по прогнозированию вероятности инфицирования восприимчивых животных аэрогенным путём за пределами очага инфекции показали, что последующие вспышки ящура могут произойти в пределах 6 км по направлению ветра.

При распространении ящура из очага инфекции водным путём, концентрация вируса ящура в выброшенных стоках C_B (м^{-3}) вычисляется по формуле:

$$C_B = \frac{T}{F_s T_s} e^{-K_H T_s} \left(\frac{1}{R_s} \right),$$

где: F_s – количество сточных вод в сутки с фермы ($\text{м}^3/\text{сутки}$);

T_s – время сброса сточных вод до поверхностных вод рек

(время сброса до очистных сооружений и от них до рек), сут;

R_s – параметр снижения концентрации вируса ящура на очистных сооружениях;

Т – количество вируса ящура, попадающего в сточные воды за сутки (ИД₅₀).

Для вычисления концентрации вируса ящура в поверхностной воде, C_p , (m^{-3}), предполагается полное перемешивание сточных сбросов, контаминированных вирусом ящура, с поверхностной водой в течение 1-дневного сброса которая определялась из соотношения:

$$C_p = (F_s / F_r) \times C_b ,$$

где: F_r ($m^3 / \text{день}$) – поток воды в принимающей реке ($m^3/\text{сутки}$);

F_s ($m^3 / \text{день}$) – количество сточных вод в сутки с фермы (очистных сооружений) ($m^3/\text{сутки}$);

C_b (ID_{50}/m^3) - концентрация вируса ящура в стоках.

Полная полученная доза рассчитывается по формуле

$$D = \int_0^T F_c C_p e^{-K_u t} dt = \frac{F_c C_p}{K_u} (1 - e^{-K_u T}),$$

с учётом того, концентрация ящура убывает со временем t (дней), вследствие инактивации (Ки) вируса за время экспозиции Т. Вероятность того, что хотя бы одна из N коров в стаде станет инфицированной, P_N вычисляется по формуле $P_N = 1 - e^{-r^{DN}}$, где r – вероятность инфицирования животного одной частицей вируса при алиментарном заражении (3). Расчёты показали, что данный путь инфицирования животных может иметь место и животные могут быть заражены в поймах рек на расстоянии до 17 км от очага инфекции.

ЛИТЕРАТУРА

1. Rubel, F. A decision –support system for real-time risk assessment of airborne spread of foot-and-mouth disease virus / Rubel, F., Fuchs, K. – Methods Inf. Med., 2005, 44(4), 590-595.
2. Donaldson, A.I., Andersen, S., Sorensen, J.H. and Mikkelsen T. Relative risks of the uncontrollable (airborne) spread of FMD by different species. / Veterinary Record, 2001, 148, 602-604.
3. Shijven, J. Quantitative Risk Assessment of FMD Virus Transmission via Water / J. Shijven, G.B.J. Rijs, A.M.R. Husman // Risk Analysis.- 2005.-V.25, №1.-P.13-21.

APPLICATION OF MATHEMATICAL MODELING TECHNIQUES AND GEOGRAPHIC INFORMATION SYSTEMS TO PREDICT THE SPREAD OF ESPECIALLY DANGEROUS ANIMAL DISEASES

V.M. Gulenkin, F.I. Korennoy

FGI “Federal Centre for Animal Health” Vladimir, Russia
e-mail: gulenkin@arriah.ru

In this work we present the application of mathematical modeling techniques of epizootic process and a conception of geographic information systems to predict the probability of dangerous animal diseases spread. The employed system consist of the database, the GIS – system ArcMap, the block of mathematical models and the block of cost-effectiveness evaluation for antiepizootic measures.



**МАТЕМАТИЧЕСКАЯ МОДЕЛЬ СИНАПСА ЛЕНТОЧНОГО ТИПА -
ИСТОЧНИКА МЕДЛЕННОЙ АДАПТАЦИИ АФФЕРЕНТНОЙ ИМПУЛЬСАЦИИ В
ПЕРВИЧНЫХ АФФЕРЕНТАХ ВЕСТИБУЛЯРНОЙ СИСТЕМЫ ЖИВОТНЫХ**

Н.В. Куликовская, В.И. Курилов

Московский Государственный Университет имени М.В. Ломоносова, Москва
e-mail: nvkpostb@mail.ru

Новейшие исследования показали, что преобразование сигнала, которое вызывает в афферентных ответах медленную адаптацию (с постоянными временем от десятых долей секунды до нескольких секунд) должно происходить при переходе от рецепторного потенциала волосковой клетки (*HC*) к спайковой активности афферента. Однако, генерация спайков при введении тока в первичный нейрон имеет тонический характер и не проявляет такой адаптации. Это приводит к гипотезе, что главное место возникновения медленной адаптации в вестибулярных афферентах – синаптическая передача между волосковой клеткой и первичным нейроном. Адаптация может происходить пресинаптически как адаптация выхода трансмиттера и постсинаптически за счет динамических свойств рецепторов глютамата и связанных с ними ионных каналов. Мы рассмотрим математическое описание для каждого из этих процессов.

Синаптическая передача от *HC* к первичному нейрону в вестибулярных и слуховых органах животных относится к типу ленточных синапсов. Возбуждающим нейротрансмиттером в ней является глютамат (*GLU*). Мембрана каждой *HC* имеет несколько активных зон (обычно порядка 20), около каждой такой зоны внутри клетки расположено синаптическое тело. Снаружи к активной зоне подходит дендрит нейрона. Пространство между мембранами *HC* и дендрита называют синаптической щелью. Ширина щели составляет 10-15нм, площадь синаптического контакта около 0.5 квадратного микрометра [2]. В цитоплазме *HC* находятся ограниченные мембранными образования, которые называют везикулами. Везикулы свободно перемещаются в цитоплазме, проходя процесс эндоцитоза, состоящего в накоплении внутри везикулы молекул *GLU*. Полностью наполненные везикулы подходят к синаптическому телу и к активной зоне, где расположены места связывания мембран везикул с мембраной *HC*. Результатом связывания является выброс кванта нейротрансмиттера в синаптическую щель называемый экзоцитозом. Скорость эндоцитоза и экзоцитоза зависит от концентрации ионов кальция в пресинаптической области волосковой клетки, которая в свою очередь зависит от потенциала волосковой клетки. Мы описали циркуляцию везикул марковским процессом с тремя состояниями. Если обозначить через $N1$, $N2$, $N3$ соответствующее число везикул наполненных *GLU*, слившихся с мембраной *HC* и проходящих процесс эндоцитоза, а через $p_i = N_i / N$, где N общее число везикул в активной зоне, то получим систему уравнений:

$$\begin{cases} \frac{dp_1}{dt} = -\alpha_{12} p_1 + \alpha_{31} p_3 \\ \frac{dp_2}{dt} = -\alpha_{23} p_2 + \alpha_{12} p_1 \\ \frac{dp_3}{dt} = -\alpha_{31} p_3 + \alpha_{23} p_2 \\ p_1 + p_2 + p_3 = 1. \end{cases} \quad (1)$$

Скорости переходов α_{12} , α_{31} и α_{23} в состоянии покоя значительно меньше чем при действии деполяризующего стимула. Из опытов [3] можно определить два значения скоростей: низкую – в покое ($V_{mem} = V_{rest}$) и высокую при максимальной деполяризации *HC*, переход между которыми происходит по некоторой плавной кривой. Очевидно, что произведение $\alpha_{12} * p_1 * N$ задаёт скорость выхода нейротрансмиттера в синаптическую

щель и имеет размерность (квант/секунду). Предлагаемая модель для интенсивности выхода нейротрансмиттера при изменении потенциала клетки - сенсора объединяет в себе два процесса с различной динамикой, а именно безынерционное изменение интенсивностей экзоцитоза (α_{12}) и эндоцитоза (α_{31} и α_{23}) и переход к новому распределению везикул по трём пулам, который описывается линейным дифференциальным уравнением второго порядка. При скачкообразном изменении потенциала скорость слияния мгновенно изменяется, а распределение везикул по пулам еще определяется предыдущим состоянием клетки. Поэтому при переходах к более поляризованному состоянию возникает овершут (превышение над последующим установившимся уровнем) выхода нейротрансмиттера и андершут (провал) при переходе к более отрицательным потенциалам. При переходах между потенциалами, для которых скорости перехода не изменяются, ни андершотов, ни овершотов не происходит. Когда потенциал клетки изменяется медленно, скачков в выходе трансмиттера также может не быть.

Опыты на препаратах состоящих из пары *НС*-нейрон [2] показали, что моменты выхода квантов t_k представляют собой пуассоновский поток событий. Описанный выше алгоритм позволяет определить интенсивность этого потока $\mu = \alpha_{12} * p_1 * N$ как функцию времени и потенциала сенсорной волосковой клетки. На этом заканчивается описание пресинаптического процесса.

На следующем этапе нужно построить описание процессов в синаптической щели и формирования синаптического тока в дендритных окончаниях нейрона. Выброс кванта глютамата в синаптическую щель приводит к мгновенному изменению концентрации *GLU* в синаптической щели. Экспериментально установлено, что размер одного кванта равен 4000-5000 молекул., а его выброс увеличивает концентрацию до одного миллимоля во всём объёме щели. В результате диффузии молекулы *GLU* покидают щель, и концентрация убывает экспоненциально с постоянной времени порядка одной миллисекунды. Скорость убывания концентрации увеличивается за счёт связывания молекул *GLU* с рецепторными белками, которые включены в постсинаптическую мембрану дендрита.

Во всех нейронах вестибулярной системы обнаружены два типа рецепторов: быстрые *AMPA* и медленные *NMDA* рецепторы *GLU* [4]. Для моделирования рецепторов мы применили схему предложенную в работе Jonas [5], и обычно используемую при описании рецепторов глютамата в нейронах центральной нервной системы [6], [7]. Кинетическая схема *AMPA* рецепторов соответствует схеме марковского процесса с семью состояниями: свободные рецепторы, рецепторы связанные с одной молекулой *GLU*, связанные с двумя молекулами *GLU*, рецепторы с открытым ионным каналом и три десенсибилизированные состояния рецепторов. *NMDA* рецепторы отличаются более низкими интенсивностями перехода ионных каналов в открытое состояние и возможностью ограничиться при их описании одним десенсибилизированным состоянием. Общее число рецепторов каждого из типов в одном постсинаптическом окончании равно 20 – 70, причём число *NMDA* в 5 раз меньше числа *AMPA* рецепторов. Рецепторные каналы имеют одинаковую проницаемость для всех катионов, поэтому реверсный потенциал тока, называемого синаптическим током, близок к нулю. Многочисленные опыты показали, что форма возбудительных постсинаптических токов, возникающих при почти мгновенном увеличении концентрации в щели, определяется именно кинематикой быстрых *AMPA* рецепторов глютамата. Достаточно хорошо форму ответов описывает α -функция: $\alpha(t) = A * (t / \tau_\alpha)^* \exp(-t / \tau_\alpha)$.

В работе [2] приводятся результаты весьма обстоятельных опытов на препаратах *in vitro* полукружных каналов черепахи. Авторы исследовали синаптическую передачу между волосковыми клетками типа II и их афферентными окончаниями, регистрируя постсинаптический ток и спайковую активность нейрона в покое и в течение синусоидального возбуждения. В работе описаны изменения в форме ответов постсинаптической мембранны на квант нейротрансмиттера при изменении интенсивности потока квантов. Также исследовался вопрос о наличии неквантовой (*NQ*) компоненты в синаптической передаче между волосковыми клетками II-го типа и их афферентами, т.к.

ранее предполагалось, что это свойство характерно для волосковых клеток I-го типа с чашечными окончаниями афферентов. NQ деполяризация нейрона при максимальном возбуждении находилась на уровне 20% от общего количества деполяризации и давала пропорциональный вклад в афферентную импульсацию. Наиболее высокие квантовые частоты при стимуляции были около 3000квант/сек. В среднем афференты в этих исследованиях имели 50 дендритных окончаний, большинство которых устанавливала синаптический контакт с волосковыми клетками. При этом оценка величины скорости квантов в каждом окончании составляла 60квант/сек.

Полученные в описанных экспериментах параметры миниатюрных постсинаптических токов, возникающих как ответы на выход кванта в покое и при механической индентации каналов, позволили нам уточнить коэффициенты кинетического описания рецепторов применительно к вестибулярным органам. Проведённые нами расчёты показали, что предлагаемая модель способна передать такие особенности синаптической передачи, как влияние десенсибилизации рецепторных каналов, уменьшение амплитуды миниатюрных составляющих постсинаптического тока при увеличении частоты выхода квантов, эффект насыщения средней величины синаптического тока при повышении концентрации GLU в щели.

На мемbrane нейрона происходит суммация всех входящих миниатюрных синаптических токов, приводящая к её деполяризации до порогового потенциала, при котором развивается спайк. Изменение потенциала мембранны нейрона V задаётся уравнением (3)

$$C_m \times \frac{dV}{dt} + I_K + I_{Na} + I_{leak} + I_{syn} = 0, \quad (3)$$

где $I_{syn} = (V(t) - E_{syn}) \times (GAMPA \times OpenAMPA(t) + GNMDA \times OpenNMDA(t))$,

$I_{leak} = G_{leak} \times (V(t) - E_{leak})$, $OpenAMPA(t), OpenNMDA(t)$ - количество открытых каналов в момент времени t , E_{leak}, E_{syn} - потенциалы реверса соответствующих токов.

Проводимости каждого из лиганд – зависимых каналов считаем известными и равными [5]: $GAMPA = 10pS$; $GNMDA = 45pS$.

Чтобы получить изменение спайковой активности нейрона, нужно решать уравнение (3), задавая конкретный вид для проводимостей потенциал зависимых калиевых и натриевых каналов. Возможно, самым простым способом моделирования последовательности моментов времени возникновения спайков (t_k) является так называемая “АНР-модель”. В этой модели участие натриевого тока сводится к заданию порогового напряжения, а проводимость калиевого тока принимается не зависящей от потенциала и между спайками ток калия описывается как:

$$\begin{cases} I_k(t) = G_k \times h(t) \times (V(t) - E_k), \\ h(t) = h_{min} + (1 - h_{min}) \times e^{-\frac{(t-t_k)}{\tau_k}}, \\ h(t_k) = 1.0, \end{cases} \quad (4)$$

где G_k - максимальная проводимость всех калиевых каналов на вершине спайка. В отличие от традиционного представления, мы ввели в (4) величину h_{min} , которая определяет долю калиевых каналов открытых в состоянии покоя (т.е. при $I_{syn} = 0$) и от которой зависит потенциал покоя нейрона. Мы использовали именно этот способ, чтобы воспроизвести в модели амплитудно-частотное преобразование постсинаптического тока в частоту спайков. Этот алгоритм позволяет получить частоту и степень регулярности возникновения спайков во времени характерные для различных афферентов, но временная форма импульсов им не определяется.

ЛИТЕРАТУРА

1. Куликовская Н.В., Курилов В.И., Давыдкин С. “Математическая модель преобразования информации в синапсах ленточного типа”. Журнал “Фундаментальная и прикладная математика” том 11(2005)№8 стр. 205-221.
2. Holt J, Xue J, Brichta A., and Goldberg J.M. “Transmission Between Type II Hair Cells and Bouton Afferents in the Turtle Posterior Crista” J Neurophysiol 95: 428–452, 2006.
3. D.Lenzi, J.Crum, M.H.Ellisman, W.M.Roberts “Depolarization redistributes synaptic membrane and creates a gradient of vesicles on the synaptic body at ribbon synapse”.
4. Neuron, 2002, Vol. 36, 649-659;
5. Ole P. Ottersen, Yutaka Takumi, Atsushi Matsubara, Alf S. Landsend, Jon H. Laake, Shinichi Usami “Molecular organization of a type of peripheral glutamate synapse: the afferent synapses of hair cells in the inner ear”. Progress in Neurobiology, 1998, vol. 54, 127-148;
6. Jonas P.,Major G., AND Sakmann B. “Quanta1 componenets of unitary GLUs at the mossy fibre synapse on CA3 pyramidal cells of rat hippocampus”. J. Physiol. Lond. 472: 615-663, 1993.
7. Blum K.I. and Idiart M.” A Theoretical Framework for Quanta1 Analysis and Its Application to Long-Term Potentiation”. J Neurophysiol Vol. 72, No. 3, September 1994. Printed in L’S.4.
8. Franks K. M Bartol T.M and. Sejnowski T. J. “A Monte Carlo Model Reveals Independent Signaling at Central Glutamatergic Synapses”. Biophysical Journal Vol.83 November 2002 2333–2348

MATEMATICAL MODEL OF DATA TRANSMISSION IN RIBBON SYNAPSES

N.V. Kulikovskaya, V.I. Kurilov

Moscow State University, Moscow

e-mail: nvkpostb@mail.ru

We make an attempt to construct a mathematical description of physiological processes occurring in presynaptic ending in semicircular channal hair cells, in the synaptic cleft, and the formation of the synaptic current in postsynaptic vestibular afferent ending of the vestibular system. We suggest that it is possible to consider of two successive parts of this process. For the first part, the receptor potential of the hair cell is the input of the model, and the neurotransmitter output (the quantal activity) is the output. The neurotransmitter output is defined as the product of the number of vesicles, which are filled with glutamate and ready to fusion, and fusion intensity. After the hair cell potential jump, the fusion velocity changes immediately but the vesicle number is determined by the previous cell state. Therefore, a transmitter output overshoot appears at the jump to a more depolarizing state and an undershoot appears at the jump to a more negative potential. The endocytosis and exocytosis velocities change instantly upon the sensor cell potential change, and the vesicle transition process redistributes to a new state. This process is described by a linear second-order differential equation that defines adaptation of a neurotransmitter output speed with a time-constant measured in seconds [1].

The second part represents the interaction of the transmitter and the receptor molecules. Here we have applied the traditional kinetic scheme for a glutamate receptor [5]. The parameters of this scheme have been chosen such that calculation results would agree with experimental data [2]. The postsynaptic quantal activity can be expected to show adaptation to prolonged depolarization. The channel kinetics determines the nonlinear dependence of the synaptic current on the transmitter quantity.

Finishing step is transformation neuron potential in spike activity. We were limited to the elementary afterhyperpolarization (AHP) model. A characteristic of the model is that AHP is a result of an increased potassium conductance upon every spike that is time-dependent but not

voltage-dependent. This model reproduces many features of the discharge of peripheral vestibular afferent.



О РОЛИ НОРМАЛЬНОГО ЗАКОНА РАСПРЕДЕЛЕНИЯ ФАЗ РИТМА СЕРДЦА

А.А. Кузнецов

Владимирский государственный университет, Владимир

e-mail: artemi-k@mail.ru

Принято считать, что распределение RR -интервалов в большой по объему выборке ритмограммы сердца, приближается к нормальному распределению функции Гаусса [1, 2], описывающему распределение совокупности случайных чисел. В таком представлении флуктуации около значения ведущей фазы имеют случайный характер результирующей временной функции внешней регуляции ритма, а также мало амплитудный шум. Поэтому функцию нормального распределения можно считать математическим стандартом распределения текущих отклонений фаз ритма от нормы. Однако, при общей зависимости от объема выборки распределение фазы ритма жестко ограничено «сверху» проявлениями парасистолии, а «снизу» расстоянием между зубцами R и Q при экстрасистолии. Очевидно, что эти определенные ограничения не симметричны относительно фазы основного тона ритма. Кроме этого, при устойчивом патогенезе, психоэмоциональном стрессе или длительной физической нагрузке кривая полигона экспериментального распределения теряет основное качество одномодальности.

Целью данной работы является определение физического смысла функции нормального распределения для ритма сердца. На базе ярусной диаграммы структуры ритма [2] выбирается параметр ее упорядоченности в форме энтропии ритма $H(RR)$ [3], или количества информации $I_{\Sigma}(RR)$, недостающей для полного описания ритмограммы [4]. В данной работе используется параметр $I^* = I_{\Sigma}/n$, имеющий смысл удельного количества информации, или неопределенности количества информации, приходящейся на единицу ритма.

Для сравнительного анализа экспериментальных данных мониторинга датчиком Холтера из базы данных условно здоровых обследуемых (УЗО) произвольно выбрана ЭКГ

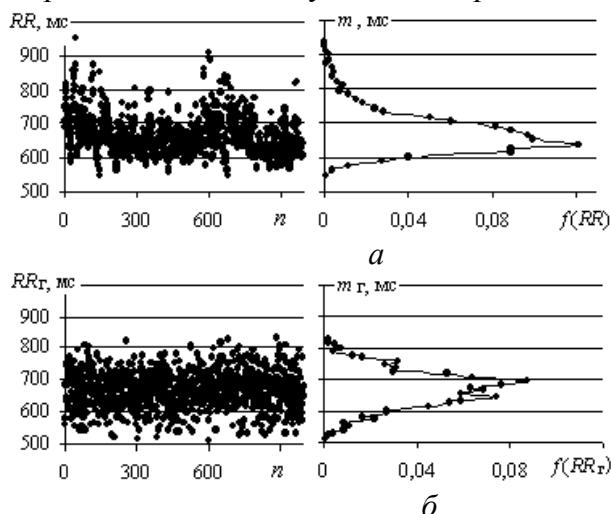


Рис. 1. Графики RR -интервалограмм (а) и генерации случайных чисел по нормальному закону около RR_{cp} (б) и соответствующих горизонтальных полигонов распределений УЗО М. Е-вой: $n = 991$, $RR_{cp} = 664$ мс, $\sigma = 57$ мс, $I^* = 7$, $I^*_{\Sigma} = 7,1$

совпадающий с масштабом значений RR - интервалов на графике RR - интервалограммы

М. Е-вой (20 лет, студентка ВлГУ) со средним пульсом 90 мин $^{-1}$. По известной методике [5] с ЭКГ была снята RR -интервалограмма (рис. 1, а). Процедура генерации случайных чисел производилась в программе *Excel* 7.0 рассеянием около заданного среднего значения RR_{cp} в пределах, определяемых заданным значением стандартного отклонения (σ) и объема n . Задаваемые значения указанных параметров выбирались по данным одного из опытов. Для удобства в сопоставлении с реальными RR - интервалограммами (рис. 1, а), полученные цифровые ряды обозначались как RR_g -интервалограммы (рис. 1, б).

Вертикальная ось вариационного ряда (m_g , мс) имеет масштаб шкалы, соответствующий масштабу значений RR - интервалов на графике RR - интервалограммы

(рис. 1). Заметим, что генерация случайных чисел с рассеянием их значений по нормальному закону около назначаемого среднего для объема $n = 1000$ не обеспечивает идеальность кривой полигона распределения. При таком объеме выборки присутствует «эффект детерминанты», определяемый заданным средним значением, соответствующим реальной RR - интервалограмме (рис. 1, a). Кривая полигона распределения сглаживается при объемах выборок $n > 3600$ (рис. 2).

Искусственная (виртуальная) структура ритма, сгенерированная по нормальному закону при заданных значениях σ и n , не зависит от величины RR_{cp} . Анализ зависимости $I^*(RR_{cp})$ при постоянных значениях σ и n показал, что в пределах реальных значений RR_{cp} величина I^* случайно флюктуирует в пределах $\pm 0,5\%$, поэтому величина среднего значения может быть выбрана любой постоянной, соответствующей среднему пульсу человека в норме. Для удобства сопоставления выбраны $RR_{cp} = 664$ мс при $\sigma = 57$ мс (рис. 1, a) в соответствии с данными реальной ритмограммы.

Предлагается относительно новый технологический параметр оценки упорядоченности ритма сердца (I^*), поэтому графики зависимостей (рис. 2) представлены в формах $I^*(n, \sigma)$.

При изменении σ или n величина I^* , являющаяся количественной оценкой ярусной структуры ритма, нелинейно меняется (рис. 2). Величина I^* оказалась чувствительной к диапазону $\sigma < 50$ мс и для объемов $n < 1000$. При $n > 1000$ и при рассеянии результатов с $\sigma > 50$ мс зависимость $I^*(\sigma)$ быстро слабеет. При $n > 3600$ и при $\sigma > 100$ мс величина I^* практически перестает зависеть от этих параметров. Очевидно, что все расчетные данные по величине I^* по всем обследуемым следует привести к фиксированным значениям σ и n .

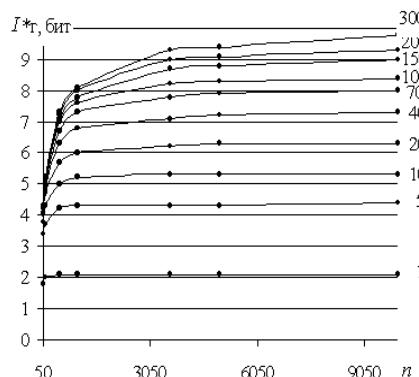


Рис. 2. Расчетные графики зависимостей $I_r^*(n, \sigma)$ для виртуальных ритмограмм

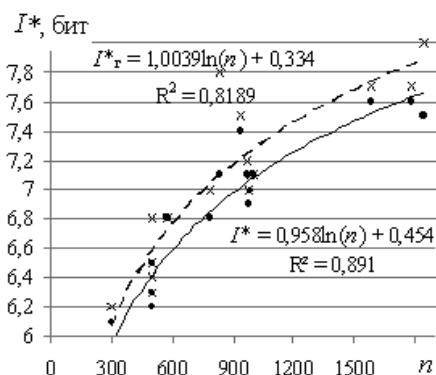


Рис. 3. Точечные графики функции $I^*(n)$ для 18-ти реальных (•) и виртуальных (x) RR -интервалограмм УЗО М. Е-вой. Показаны

функциональные линии тренда:
сплошная - для графика (•), штриховая - для графика (x)

управления [1, 8]. Интенсификация этих процессов должна приводить к процессам

На рис. 3 приведены расчетные данные по 18-ти регистрациям ЭКГ М.Е-вой в течение 10 суток в состоянии покоя и тестовых нагрузок (велотренажер) в режиме: покой-нагрузка-покой. Точки на графике $I^*(n)$ расположены вертикальными парами: I^* для реальной RR - интервалограммы, I_r^* - для виртуальной выборки.

Диапазон объема выборки приходится на «колено» графика функции $I^*(n)$ (см. рис. 2) и с хорошей достоверностью описывается логарифмической кривой линии тренда. Наибольшие отклонения (не более 5%) соответствуют регистрациям во время и после нагрузки. Этим же режимам соответствуют и максимальные отклонения в парах I^* и I_r^* (до 9%). Обнаружено, что значение I^* стремится приблизиться к величине I_r^* снизу при длительном состоянии покоя. Возможно, нормальная физиологическая гибкость такой нелинейной системы, как сердце, и заключается в ее хаотичности [6 - 8].

Исследования ряда авторов, применяющих в анализе сердечного ритма методы нелинейной динамики [5 - 10] показывают, что в норме ритм демонстрирует не строго периодическую, а хаотическую динамику. Большинство авторов [10, 11] склонны связывать наличие и величину хаотичности ритма с действием вегетативной нервной системы, в частности ее парасимпатического отдела, на регуляцию СР. Источник детерминизма в ритме сердца резонно отнести к процессам регуляции и

структурирования ярусной диаграммы ритма и к уменьшению кодированного в структуре количества информации I^* .

При сопоставлении значений I^* для ярусных диаграмм ритма сердца реальных ритмограмм автор пришел к выводу, что увеличение I^* указывает на усиление парасимпатической активности, а уменьшение - на рост симпатической составляющей ритма.

Выводы. Предлагается считать выборку, составленную генерацией случайных чисел, рассеянных около среднего выборочного значения RR_{cp} по нормальному закону, идеализацией или эталонной характеристикой стохастической (хаотической и шумовой) составляющей ритма сердца в заданном объеме и ограниченной величиной σ . В рамках этого предложения можно оценить граничное значение I^* при абсолютном превалировании парасимпатического влияния на ритм сердца. Сопоставление величины I^* для реальной выборки и сгенерированной при тех же параметрах, укажет количественный вклад симпатического влияния на ритм сердца.

Автор рекомендует использовать функцию $I^*(n)$ для оценки динамики хода биоритмов человека. По уровню I^* можно подводить спортсмена к соревнованиям в лучшей эмоциональной форме, а больного – к операции и реанимационной клинике. В спортивной медицине величина I^* может служить количественной оценкой работы психолога.

ЛИТЕРАТУРА

1. Баевский Р. М., Кирилов О. И., Клецкин С. В. Математический анализ изменений сердечного ритма при стрессе. - М.: Наука. 1984. - 220 с.
2. Кавасма Р. А. Ярусный метод анализа RR-интервалограмм / Р. А. Кавасма, А. А. Кузнецов, А. А. Плеханов, Л. Т. Сушкова // Биомедицинская радиоэлектроника / под ред. О. В. Бецкого. – М.: Радиотехника. – № 12 – 2007. – С. 62 – 64.
3. Вентцель Е. С. Теория вероятностей: учеб. для вузов. – 6-е изд.стор. – М.: Высш. шк., 1999. – 576 с.
4. Блюменфельд Л. А. Информация, термодинамика и конструкция биологических систем// СОЖ, 1996. №7. - С. 88 – 92.
5. Кавасма Р., Кузнецов А., Сушкова Л. Автоматизированный анализ и обработка электрокардиографических сигналов. Методы и система./ Под ред. Л.Т. Сушковой. – М.: Сайнс-пресс, 2006. 144 с. - ISBN 5-88070-103-4
6. Goldberger A.L. Nonlinear dynamics, fractals, cardiac and physiology and sudden death // Temporal disorder in human oscillatory systems/ Ed. L. Rensing. N.Y., 1986. P. 118.
7. Pool R. Is it healthy to be chaotic? // Science. 1989. V. 243. P. 604.
8. Эйдукайтис А., Варонецкас Г., Жемайтите Д. Применение теории хаоса для анализа сердечного ритма в различных стадиях сна у здоровых людей// Физиология человека. 2004, Т. 30, № 5. -С. 56-62
9. Гласс Л., Мэки М. От часов к хаосу. М.: Мир, 1991. - 248 с.
10. Babloyantz A., Destexhe A. Is the normal heart a periodic oscillator // Biol. Cybern. 1988. V. 58. P. 203.
11. Yamamoto Y., Nakamura Y., Sato H. et al. On the fractal nature of heart rate variability in humans: effects of vagal blockade // Am. J. Physiol. 1995. V. 269. № 4. - P. 830.

ABOUT NORMAL LAW ROLE OF THE HEART RHYTHM PHASES DISTRIBUTION

A.A. Kuznetsov

Vladimir State University, Vladimir

e-mail: artemi-k@mail.ru

Function of normal distribution determines the mathematical standard of the current deviations distribution of a rhythm phases from norm. The purpose of the given work is definition of physical sense for a heart rhythm normal distribution function.

For the comparative analysis of experimental data of Holter monitoring gauge from a conditionally healthy surveyed database it is any way chosen ECG and it is converted in a sequence of *RR*-intervals. Procedure of generation of random numbers was made in program *Excel* by dispersion about given average value RR_{av} in the limits determined by a preset value of a standard deviation (σ) and volume of sample n .

For an estimation of a heart rhythm orderliness of rather new technological parameter $I^* = I_{\Sigma} / n$ having sense of specific quantity of the information, or uncertainty of quantity of the information, falling of a rhythm unit is offered. The comparative analysis of storey structures orderliness of real and virtual sample is carried out. It is revealed, that value I^* aspires to come nearer to size I_g^* from below at a long condition of rest. Probably, normal physiological flexibility of such nonlinear system as heart also consists in its randomness. The source of determinism in beat is reasonable for attributing hearts to processes of regulation and management. The intensification of these processes should result in processes of a rhythm storey diagrams structurization and to reduction of the quantity of information I^* coded in structure.

By comparison of values I^* for a real heart rhythm storey diagrams the author has come to a conclusion, that increase I^* specifies strengthening parasympathetic activity, and reduction - on growth of a rhythm sympathetic component.

It is offered to count the sample made by generation of random numbers, absent-minded about average selective value RR_{av} under the normal law, idealization or the reference characteristic stochastic (chaotic and noisy) a component of a heart rhythm in the given volume and the limited size σ . The author recommends to use $I^*(n)$ function for an estimation of dynamics of a course of the person biorhythms. On level I^* it is possible to bring the sportsman to competitions in the best emotional form, and the patient - to operation and reanimate clinic. Size I^* can serve in sports medicine a quantitative assessment of the psychologist work.



О ТЕХНИКЕ ОЦЕНКИ ФРАКТАЛЬНОЙ РАЗМЕРНОСТИ ФАЗОВЫХ ПОРТРЕТОВ ДИНАМИЧЕСКИХ СИСТЕМ

А. А. Кузнецов, А.А. Плеханов

Владимирский государственный университет, Владимир

e-mail: artemi-k@mail.ru

При исследовании топологической структуры фазовых портретов динамических систем часто используется анализ в форме оценки фрактальной размерности D_2 . Техника расчёта фрактальной размерности описана во многих источниках, начиная с работ Паккарда и Такенса [1 - 4] для модельных систем, имеющих аналитическую форму. Для реальных объектов исследования в этой технике появляются многочисленные отклонения, связанные с индивидуальностью динамики реального объекта. Важными становятся даже самые мелкие подробности в поведении и свойствах динамической системы. Это не только усложняет технику расчета, но и затрудняют понимание смысла оценки фрактальной размерности.

Целью работы является разработка автоматизированного алгоритма оценки фрактальной размерности. Алгоритм реализован в виде инженерного приложения и испытан применительно к странным аттракторам систем Лоренца (рис. 1, *a*) и Хеннона (рис. 1, *б*).

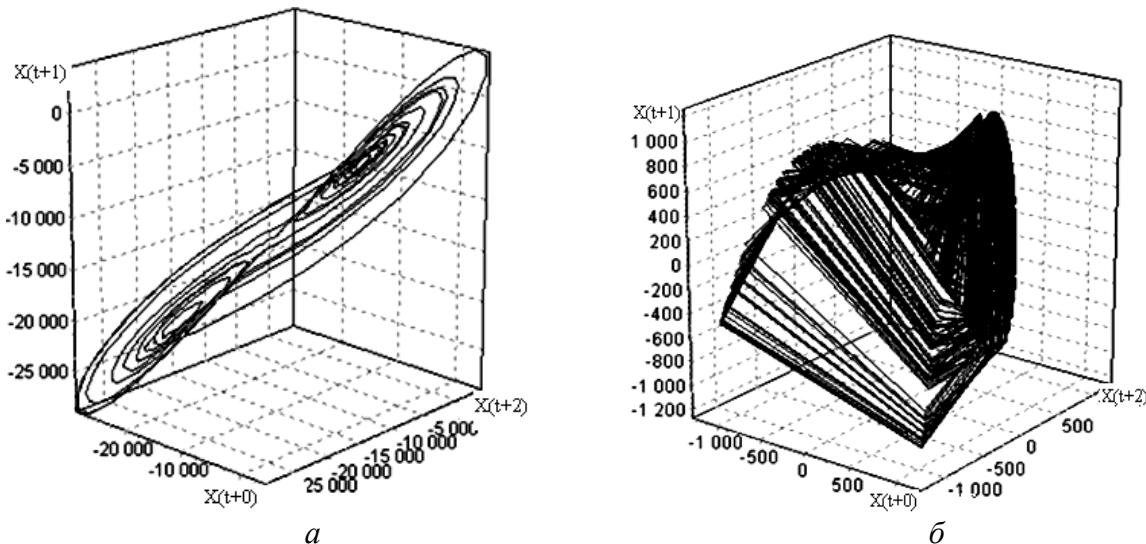


Рис. 1. Фазовые портреты динамических систем Лоренца (*а*) и Хеннона (*б*)

При аналитическом методе оценки фрактальной размерности известным считается число параметров, необходимых для описания динамической системы. При проведении реальных экспериментов не представляется возможным оценить минимальное количество параметров динамической системы в особенности, если данные были получены в результате косвенных измерений. В подобных случаях принято использовать псевдофазовое пространство, полученное с использованием значений одной переменной, взятых с некоторой задержкой $n_i \cdot \tau$ по времени, например:

$$(x(t + n_1 \cdot \tau), x(t + n_2 \cdot \tau), x(t + n_3 \cdot \tau), \dots, x(t + n_m \cdot \tau)), \quad (1)$$

где $n \in [0..m]$, m – размерность фазового пространства, в котором находится аттрактор [1]. Количество компонентов с задержкой в (1) определяется равным максимальной размерности динамической системы, а фактически рассчитанная величина D_2 отвечает условию: $D_2 < m$.

Универсальных общепринятых критериев выбора величины задержки $\tau \in [1..\infty]$ до сих пор не установлено [5 – 8]. Так для восстановления псевдоаттракторов, можно использовать не компоненты исходного вектора, взятые с задержкой, а производные разного порядка [6]. Одним из способов определения оптимальной величины τ является определение расстояния по оси X до первого пересечения автокорреляционной функции (АКФ) с нулевым уровнем или до первого нуля АКФ. В работе проведён анализ построения псевдоаттракторов для двух разных значений τ с целью определения зависимости рассчитанных значений фрактальной размерности от выбора конкретного метода реконструкции системы (рис. 2).

Рис. 2. Схема путей расчёта D_2

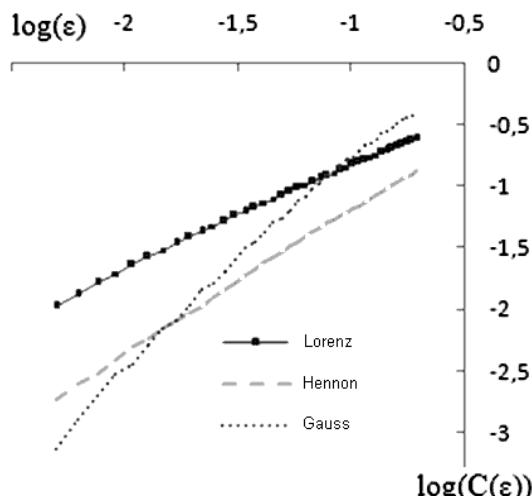
любой размерности (называемой размерностью вложения) можно вложить многомерный геометрический объект, построенный с использованием динамического ряда значений единственной переменной системы [1].

Рассчитывается $C(\varepsilon)$ по формуле:

$$C(\varepsilon) = \frac{1}{(N-m)^2} \sum_{i,j=0}^{N-m} \theta(\varepsilon - |x_i^m - x_j^m|) \quad (2)$$

В формуле (2) N – количество элементов вектора $x(t)$; $(N-m)^2$ в знаменателе отношения используется потому, что цикл от $j = 0$ до $j = N-m$ запускается $N-m$ раз. При этом, в текущей итерации вводится ограничение $j \neq i$ для того, чтобы текущая точка аттрактора с индексом i не вносила в корреляционный интеграл информацию о самой себе, как о паре точек аттрактора, находящихся друг относительно друга на расстоянии меньшем или равным величине ε . Расстояние между состояниями m -мерной системы x_i^m и x_j^m можно рассчитать, используя сумму абсолютных значений разностей координат точек x_i^m и x_j^m . Например, для $m = 4$:

$$x_i^m - x_j^m = |n_1(i\tau) - n_1(j\tau)| + |n_2(i\tau) - n_2(j\tau)| + |n_3(i\tau) - n_3(j\tau)| + |n_4(i\tau) - n_4(j\tau)|.$$

Рис. 3. Графики зависимости $\log(C(\varepsilon))$ от $\log(\varepsilon)$ для систем Лоренца, Хеннона и гауссов шума.

вышеприведённая зависимость должна

Для расчёта фрактальной размерности m -мерной системы рекомендуется [2, 7 - 9] использовать корреляционный интеграл $C(\varepsilon)$, представляющий относительную плотность скопления точек аттрактора в фазовом пространстве, находящихся на расстоянии меньшем или равным величине ε . Расчет корреляционной размерности включает построение траектории системы в фазовом пространстве заданной размерности и оценку корреляционной размерности полученного геометрического объекта. Метод, предложенный в работе [1], позволяет построить многомерные траектории изменений системы, используя динамический ряд значений единственной переменной этой системы. Таким образом, в пространство

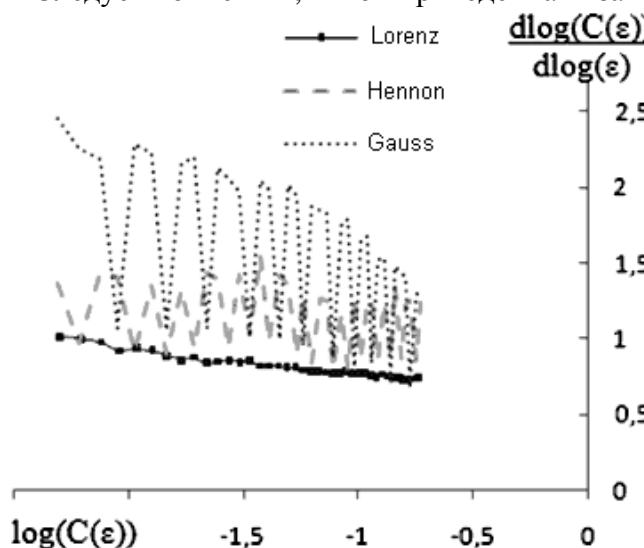
С помощью функции Хевисайда $\theta(x)$ выполняется проверка условия: находится ли точка x_j^m на расстоянии меньшем или равном ε от точки x_i^m . Функция $\theta(x)$ возвращает или 1, если аргумент x больше или равен нулю, или 0 в обратном случае.

При росте величины ε за один i -тый цикл регистрируется большее количество пар точек, находящихся друг относительно друга на расстоянии меньшем или равным величине ε , поэтому с ростом ε величина $C(\varepsilon)$ всегда растет. На рис. 3 приведены зависимости $\log(C(\varepsilon))$ от $\log(\varepsilon)$ для систем Лоренца, Хеннона, а также для гауссового шума. Теоретически, при правильно подобранных m и ε после некоторого значения ε должна наступить насыщение, однако на практике из-за

неизвестного количества значащих параметров область насыщения отсутствует. Это связано с тем, что, используя *a priori* конечное число параметров, не возможно точно описать все свойства динамической системы. На физиологическую интерпретацию показателя корреляционной размерности в настоящий момент нет общепринятых устоявшихся воззрений [5].

Следует отметить, что приведённая зависимость для системы, построенной по шумовым данным, имеет явно большую крутизну, нежели зависимости, приведённые для остальных систем. По мнению авторов, это объясняется тем, что при восстановлении псевдоаттракторов шума Гаусса, фазовое пространство заполняется наиболее однородно в связи с тем, что гауссов шум представляет совокупность случайных величин, и на фазовом портрете практически не существует мест, которые не занимаются точками псевдоаттрактора. В случае рассмотрения математических моделей систем Лоренца, Хеннона и пр. приходится сталкиваться с псевдоаттракторами, у которых распределение состояний в фазовом пространстве не однородно и не изотропно. Значения корреляционного интеграла возрастают медленнее с увеличением ε за счёт наличия «пустых» пространственных областей.

Рис. 4. Графики локальных угловых коэффициентов



Используя полученные зависимости $\log(C(\varepsilon))$ от $\log(\varepsilon)$ нетрудно рассчитать локальные угловые коэффициенты $\frac{\log(C(\varepsilon))}{d \log(\varepsilon)}$ и построить графики угловых коэффициентов (рис. 4).

Фрактальная размерность псевдоаттракторов может быть определена как их максимальное значение. Если графики угловых коэффициентов не имеют чётко выраженных максимумов можно пользоваться их средними значениями [6].

Пользуясь вышеприведённой техникой можно получить значение D_2 для размерности m . Однако, как уже упоминалось, при проведении реальных экспериментов не возможно заранее определить размерность m динамической системы, что приводит к неопределённым результатам. На практике, для решения данной проблемы применяется функция $D_2(m)$, составленная по расчетным точкам для каждого m . Действительная фрактальная размерность D_2 определено первым локальным максимумом графика зависимости $D_2(m)$. Таким образом, расчёт фрактальной размерности псевдоаттракторов любых динамических систем сводится к анализу зависимости $D_2(m)$ (рис. 5).

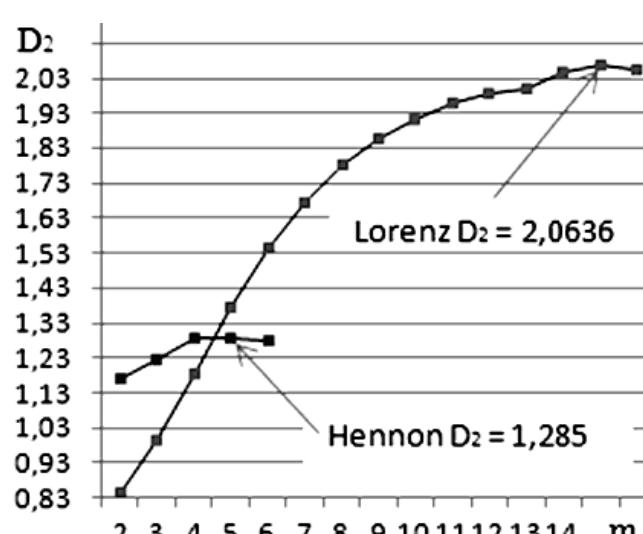


Рис. 5. Зависимость $D_2(m)$ с характерными локальными максимумами для систем Лоренца и Хеннона

Очевидно, что бесконечно большое количество элементов вектора $x(t)$ не может быть реализовано на практике. Если предположить, что исходный вектор $x(t)$ содержит минимальный набор периодов, наиболее полно описывающий динамическую систему, тогда можно проводить расчёт фрактальной размерности, используя относительно короткие

временные ряды. С увеличением объёма выборки $x(n)$ значение фрактальной размерности должно установиться около некоторого постоянного значения, являющегося действительной фрактальной размерностью динамической системы, в данной работе проведено исследование зависимости $D_2(n)$ для систем Лоренца и Хеннона (рис. 6). Значение фрактальной размерности обеих систем является устойчивым при размерах выборки более 1500 отсчётов. По мнению авторов, анализ фрактальной размерности неизвестной динамической системы следует начинать с анализа зависимости $D_2(n)$ для определения минимальной длины анализируемой выборки.

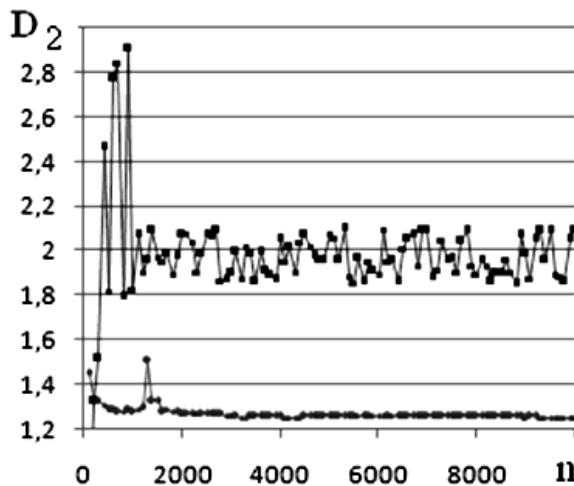


Рис. 6. Графики $D_2(n)$ систем Лоренца (сверху) и Хеннона (снизу)

ЛИТЕРАТУРА

1. Takens F. Detecting strange attractors in turbulence. Lecture Notes in Mathematics, 1981. № 898. - P. 366-381.
2. Grassberger P., Procaccia I. Measuring the strangeness of strange attractors// Physica D. 1983. V. 9, № 1 - 2. - P. 189.
3. Takens F. On the numerical determination of the dimension of an attractor. In: Dynamical systems and bifurcations (Eds. B.L.J. Braaksma, H.W, Broer and F. Takens). Lect. Notes in Math. 1125, Springer, Heidelberg. 1985.
4. Goldberger A.L. Nonlinear dynamics, fractals, cardiac physiology and sudden death // Temporal disorder in human oscillatory systems/ Ed. L. Rensing. N.Y., 1986. - P. 118.
5. Task Force of the European Society of Cardiology and North American Society of Pacing and Electrophysiology. Heart rate variability. Standards of measurement, physiological interpretation and clinical use // Circulation. 1996. V. 93. № 5. - P. 1043.
6. Мун Ф. Хаотические колебания: Вводный курс для научных работников и инженеров: Пер. с англ. – М.: Мир, 1990. – 312 с.
7. Неймарк Ю.И., Ланда П.С. Стохастические и хаотические колебания. – М.: Наука. 1987. – 424 с.
8. Меклер А.А. Применение аппарата нелинейного анализа динамических систем для обработки сигналов ЭЭГ// ВНМТ. 2007. Т. XIV, № 1. – С. 73.
9. Эйдукайтис А., Варонецкас Г., Жемайтите Д. Применение теории хаоса для анализа сердечного ритма в различных стадиях сна у здоровых людей// Физиология человека. 2004, Т. 30, № 5. - С. 56-62

ABOUT TECHNIQUE OF AN ESTIMATION OF DYNAMIC SYSTEMS PHASE PORTRAITS FRACTAL DIMENSIONS

A. A. Kuznetsov, A.A. Plekhanov
 Vladimir State University, Vladimir
 e-mail: artemi-k@mail.ru

At the analysis of the real experiments results it is not obviously possible to estimate a minimum quantity of dynamic system parameters for its effective description. In similar cases it is accepted to use the pseudo-phase space received on values of one variable, taken with a delay. The algorithm of fractal dimensions D_2 estimation is realized as the engineering appendix and applied to Lorenz and Hennon systems strange attractors.

For fractal dimensions calculation of m -dimensional system the correlation integral $C(\varepsilon)$ is used. Calculation includes construction of a trajectory of system in phase space of the given dimension and an estimation of correlation dimension of the received geometrical object. Pseudo-attractors fractal dimension is determined by the maximal value on diagrams of angular factors. Valid fractal dimension D_2 is determined by the first local maximum of the function diagram $D_2(m)$. Its values for Lorenz and Hennon systems are steady at the sizes of sample more than 1500 readout.



АЛГОРИТМ ВЫДЕЛЕНИЯ RR-ИНТЕРВАЛОВ ИЗ ЭЛЕКТРОКАРДИОГРАММ

А.А. Плеханов, R. Rybalko
 Владимирский Государственный Университет, Владимир
 Fraunhofer Institut für Integrierte Schaltungen, Erlangen, Germany
 e-mail: asp_nld@list.ru

При проведении анализа общего состояния организма, в медицине, в частности в кардиологии, используется анализ вариабельности сердечного ритма [1]. Ритмограмма, несущая информацию о ритме сердца, представлена RR-интервалограммой, которая формируется последовательностью RR-интервалов. RR-интервал представляет собой временной промежуток между двумя соседними R-зубцами (рис. 1) Электрокардиограммы (ЭКГ). В данной работе, представлен алгоритм идентификации местоположения R-зубца на временной оси ЭКГ, предназначенный для использования в реальном времени.

Наиболее часто встречаются методы идентификации R-зубцов, основанные на анализе первой производной сигнала (АППС) ЭКГ [2]. Анализ имеющихся публикаций, посвящённых АППС, показал, что представленный, в настоящей работе, алгоритм является уникальным.

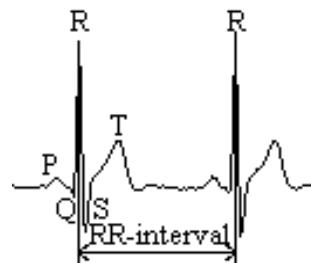


Рис. 1. Фрагмент типичной ЭКГ с обозначениями, поясняющими определение кардио интервала

Для регистрации ЭКГ был использован прибор, разработанный в ходе исследовательской работы [3], способный производить синхронную запись ЭКГ и фотоплетизмограмм (ФПГ). Для исключения помех, из сигнала ЭКГ, использованы цифровые КИХ фильтры, не вносящие фазовые изменения в исходный сигнал [4]: ФВЧ с частотой среза 2 Hz (для устранения дыхательных частот) и ФНЧ с частотой среза 50 Hz

(для устранения промышленной помехи 50 Hz). В роли механизма исключающего мышечный трепор использована фильтрация с применением вейвлета Хаара.

На данный момент установлено, что наибольшую скорость ЭКГ имеет в фазе сокращения миокарда желудочков (рис. 2).

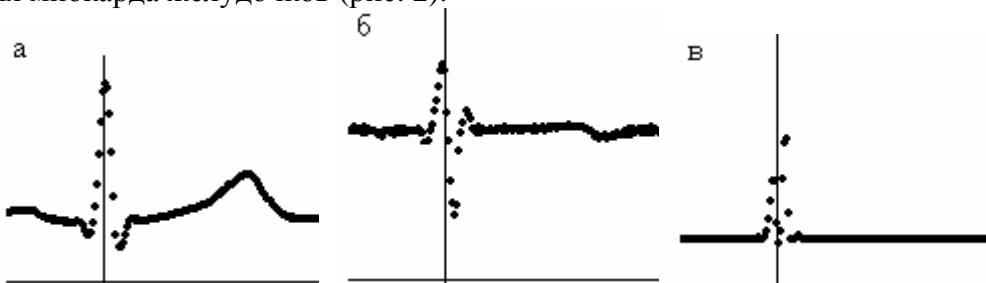


Рис.2 а) Исходная кривая ЭКГ б) График первой производной ЭКГ в) Квадрат первой производной ЭКГ.

На рис. 2.а представлен фрагмент электрокардиограммы II-го отведения по Эйтховену, на рис. 2.б её первой производной. Зачастую, АППС сводится к использованию некоторого порогового значения, «отсекающего» R-зубцы. Учитывая относительную симметрию QRS-комплекса ЭКГ на оси времени, более информативной, нежели реализация первой производной, является зависимость квадрата последней от времени (рис. 2.в), представляющегося в виде однополярного сигнала.

На рис. 3 приведена схема алгоритма идентификации местоположения QRS-комплекса на временной оси.

В таблице 1 приведено описание переменных, используемых внутри программы, реализующей алгоритм АППС.

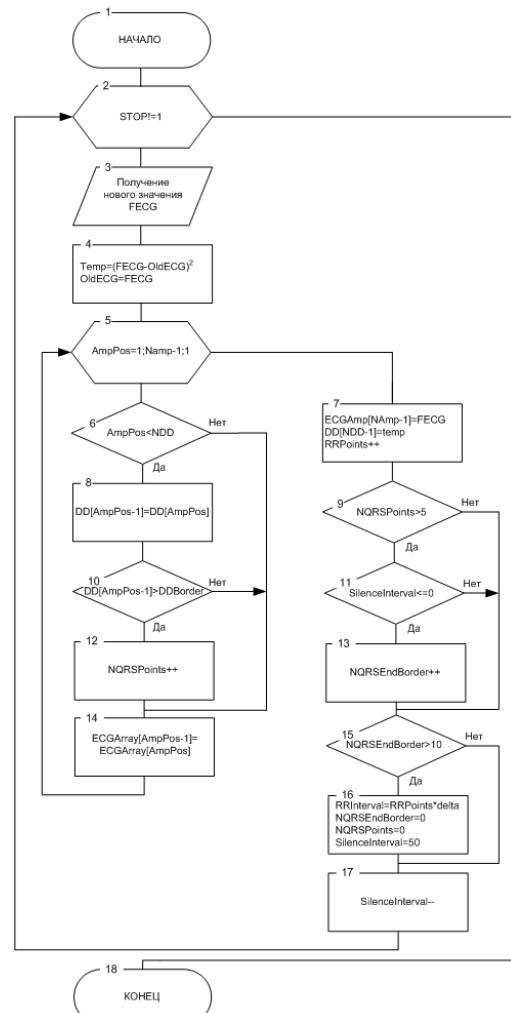


Рис. 3. Схема алгоритма идентификации местоположения QRS-комплекса на временной оси.

Таблица 1.

Имя переменной	Описание
STOP	Переменная логического типа для остановки процесса регистрации ЭКГ.
FECG	Переменная типа «число с плавающей точкой». Используется для хранения фильтрованного значения ЭКГ на выходе фильтра.
NAmp	Переменная целого типа. Используется для хранения числа элементов сканирующего окна (массива фильтрованных значений ЭКГ).
ECGArray	Массив значений фильтрованной ЭКГ.
temp	Переменная типа «число с плавающей точкой». Используется для хранения квадрата первой производной.
OldECG	Переменная типа «число с плавающей точкой». Используется для хранения предыдущего значения переменной FECG для дальнейшего расчёта первой производной.
AmpPos	Переменная целого типа. Используется для хранения значения счётчика цикла сдвига сканирующего окна.
NDD	Переменная целого типа. Используется для хранения числа элементов массива значений квадратов первой производной.
DD	Массив значений квадрата первой производной ЭКГ.
DDBorder	Переменная типа «число с плавающей точкой». Используется для хранения значения порога детектирования QRS-комплекса.
RRPoints	Переменная целого типа. Используется для хранения числа отсчётов сигнала, которые имеют место между двумя соседними R-пиками на ЭКГ.
NQRSPoints	Переменная целого типа. Число отсчётов, определённых принадлежащими QRS-комплексу.
SilenceInterval	Переменная целого типа. «Время» бездействия алгоритма идентификации.
NQRSEndBorder	Переменная целого типа. Количество итераций, в каждой из которых имеют место детектированные отсчёты QRS-комплекса.
RRInterval	Переменная типа «число с плавающей точкой». Используется для хранения значения RR-интервала.
delta	Переменная типа «число с плавающей точкой». Интервал дискретизации АЦП.

Для обозначения операций инкремент и декремент соответственно, для краткости, используются операторы «`++`» и «`--`» принятые стандартом ANSI в языке C++ [6]. А для операции сравнения «не равно» оператор «`!=`».

В таблице 2 приведено описание алгоритма АППС.

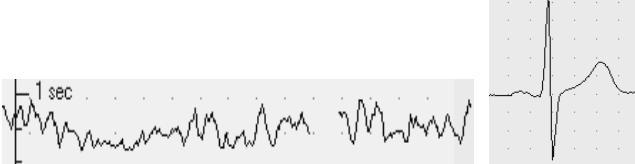
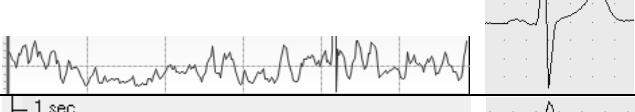
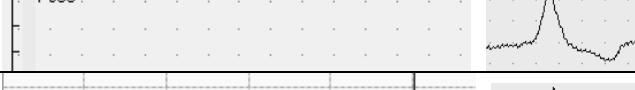
Таблица 2.
Описание блоков алгоритма АППС

№ бл.	Описание
1	Начало работы функции АППС. <i>Перейти в блок №2.</i>
2	Вход в цикл типа «пока». Условие выполнения цикла: отсутствие STOP-сигнала (если так, то <i>перейти в блок №2</i>). После выхода из цикла <i>перейти в блок №18.</i>
3	Получение нового амплитудного значения фильтрованной ЭКГ. Увеличить счётчик количества отсчётов ЭКГ между двумя соседними RR-интервалами на 1. <i>Перейти в блок №4.</i>
4	Переменной Temp присваивается значение квадрата первой производной. Предыдущему амплитудному значению ЭКГ присваивается значение текущее с целью расчёта квадрата первой производной при получении нового амплитудного значения в следующей итерации. <i>Перейти в блок №5.</i>
5	Вход в цикл типа «до». В цикле происходит сдвиг данных в буфере массиве ЭКГ (ECGArray) и в массиве квадратов первой производной (DD). Выход из цикла происходит, когда сдвинутся все элементы буфера ЭКГ. После выхода из цикла происходит <i>переход в блок №7.</i> Если имеется следующая итерация, то <i>перейти в блок №6.</i>
6	Если текущее значение AmpPos < NDD-1 то <i>перейти в блок №8</i> , иначе <i>перейти в блок №14.</i>
7	В «сдвинутый» буфер ЭКГ добавить FECG в освободившуюся ячейку. В «сдвинутый» буфер DD добавить temp в освободившуюся ячейку. Т.о. значение RRPoints увеличивается на 1. <i>Перейти в блок №9.</i>
8	Сдвиг элемента массива DD с индексом AmpPos «влево». <i>Перейти в блок №10.</i>
9	Если в предыдущем цикле было найдено количество элементов QRS-комплекса более <i>переход в блок №11.</i> Если условие не выполняется, <i>перейти в блок №15.</i>
10	Если значение элемента массива DD больше порогового уровня, <i>перейти в блок №12</i> , иначе <i>перейти в блок №14.</i>
11	Если интервал «молчания» алгоритма АППС меньше или равен нулю, то <i>перейти в блок №13.</i> Если

№ бл.	Описание
	условие не выполняется, <i>перейти в блок №15.</i>
12	Считать элемент массива DD из 10-го блока принадлежащим QRS-комплексу. Увеличить счётчик количества элементов QRS на 1. <i>Перейти в блок №14.</i>
13	Увеличить значение счётчика NQRSEndBorder на 1. Это делается затем, чтобы в дальнейшем идентифицировать QRS-комплекс по его «ширине». <i>Перейти в блок №16.</i>
14	Сдвиг элемента массива ECGArray с индексом AmpPos «влево». <i>Перейти в блок №5.</i>
15	Если NQRSEndBorder больше 10 (то есть количество точек больших DDBorder достаточно велико) <i>перейти в блок №16.</i> Если условие не выполняется, <i>перейти в блок №17.</i>
16	Считать, что QRS-комплекс найден. Таким образом рассчитать величину RR-интервала. Обнулить счётчики детектирования. Присвоить значению SilenceInterval значение 50, чтобы алгоритм не идентифицировал точки QRS-комплекса следующие 125 миллисекунд (априори в течении этого времени QRS комплексов не возникает). <i>Перейти в блок №17.</i>
17	Уменьшить значение интервала «молчания» алгоритма АППС на 1. <i>Перейти в блок 2.</i>
18	Выход из функции АППС.

Тестирование данного алгоритма проводилось в форме сравнительного анализа работы двух приложений, разработанных для идентификации QRS-комплексов. Одним из приложений является комплекс EScreen, рекомендованный МЗ РФ для применения в клинической практике [5]. Другое приложение входит в программно аппаратный комплекс, упомянутый в начале. В качестве входных данных, для каждой из программ, были взяты 2 файла, с записями ЭКГ, полученные с использованием EScreen. Сравнительные характеристики работы программ представлены в таблице 3.

Таблица 3
Данные сравнительного анализа сертифицированного и предложенного методов

Программа	Кол-во QRS распознанных	Кол-во QRS не распознанных	Файл	График RR-Интервалограммы и типичного кардио цикла ЭКГ.
EScreen	297	0	1	
Разраб. прог.	297	0	1	
EScreen	0	1167	2	
Разраб. прог.	1167	0	2	

Выводы.

Модифицированный алгоритм анализа первой производной сигнала:

1) может являться дублирующим в других алгоритмах идентификации, в случае наличия мало амплитудных или расширенных QRS-комплексов.

2) может применяться на микроконтроллерах с малыми объёмами оперативной памяти в портативных устройствах регистрации ЭКГ.

3) является удобным средством анализа суточных записей сердечного ритма за счёт очевидного быстродействия.

Естественным продолжением данной работы является разработка адаптивного алгоритма АППС, подстраивающегося под конкретный тип электрокардиограмм, позволяющего проводить более тщательный анализ ЭКГ, исключая ложную идентификацию QRS-комплексов.

ЛИТЕРАТУРА

1. Кавасма Р.А., Кузнецов А.А., Сушкова Л.Т. Автоматизированный анализ и обработка электрокардиографических сигналов. Методы и система. / Под ред. проф. Л.Т. Сушковой. – М.: Сайнс-пресс, 2006. 144 с.
2. Гуревич М.Б., Злочевский М.С. Выбор представительного кардиоцикла при контурном анализе ЭКГ на микроЭВМ. // Применение мат. методов обработки медико-биологических данных и ЭВМ в мед. технике. - М.: ВНИИМП, 1984. - С.75-77.
3. Плеханов А.А., Кузнецов А.А. Алгоритм идентификации систолической фазы левого желудочка по фотоплетизмографическим данным. Циклы и ритмы природы и общества. Научный журнал. Издательство Северо-Кавказского государственного технического университета, Ставрополь, 2007, № 1, 118 с.
4. В. Каппелини и др. Цифровые фильтры и их применение: Пер. с англ./В. Каппелини, А. Дж. Константинидис, П. Эмилиани. – М.: Энергоатомиздат, 1983. 360 с.
5. Medical Computer Systems, Zelenograd, Moscow: <http://www.mks.ru>
6. Дерк Луис С и С++. Справочник / Пер. с нем. – М.: Восточная Книжная Компания, 1997. – 592 с.

THE RR-INTERVALS DETERMINATION ALGORITHM FOR ELECTROCARDIOGRAMS

A.A. Plekhanov, R. Rybalko

Vladimir State University, Vladimir

Fraunhofer Institut für Integrierte Schaltungen, Erlangen, Germany

e-mail: asp_nld@list.ru

This work describes a novel RR-peaks identification method, based on 1st derivation of ECG signal.



ИССЛЕДОВАНИЕ ЧАСТОТНЫХ ХАРАКТЕРИСТИК СИГНАЛА ПУЛЬСОВОЙ ВОЛНЫ ПРИ РАЗНЫХ АДАПТАЦИОННЫХ РЕАКЦИЯХ У ОНКОЛОГИЧЕСКИХ БОЛЬНЫХ

Н.Ю. Михайлов, Л.Х. Гаркави, И.Е. Шепелев, Г.Н. Толмачев,

П.С. Пляка, Т.В. Долбина, Н.М. Машенко

Южный научный центр РАН, НИИ Нейрокибернетики ЮФУ, ФГУ Ростовский НИИ

онкологии, Ростов-на-Дону

e-mail: nazar@ip.rsu.ru

Адаптационные реакции, определяемые по параметрам лейкоцитарной формулы крови, являются важным диагностическим показателем состояния здоровья человека [1]. Своевременное определение типа и степени напряженности адаптационной реакции (например, реакции стресс) может позволить не только установить текущее состояние, но и при помощи адекватно подобранных доз (силы) воздействия, как специфических так и не специфических, добиться необходимой адаптационной реакции [2]. То есть таким образом управлять ими. Однако на практике применение данного метода сталкивается с инвазивной методикой взятия крови, что не позволяет использовать его вне амбулаторных условий. Исходя из этого задача неинвазивного определения адаптационных реакций и степени ее

напряженности, а так же исследование их биоритмических особенностей в организме человека является актуальной задачей.

Ранее нами было показано, что использование сигнала пульсовой волны (рис.1.) позволяет оценить тип адаптационной реакции у неонкологических больных [3,4].

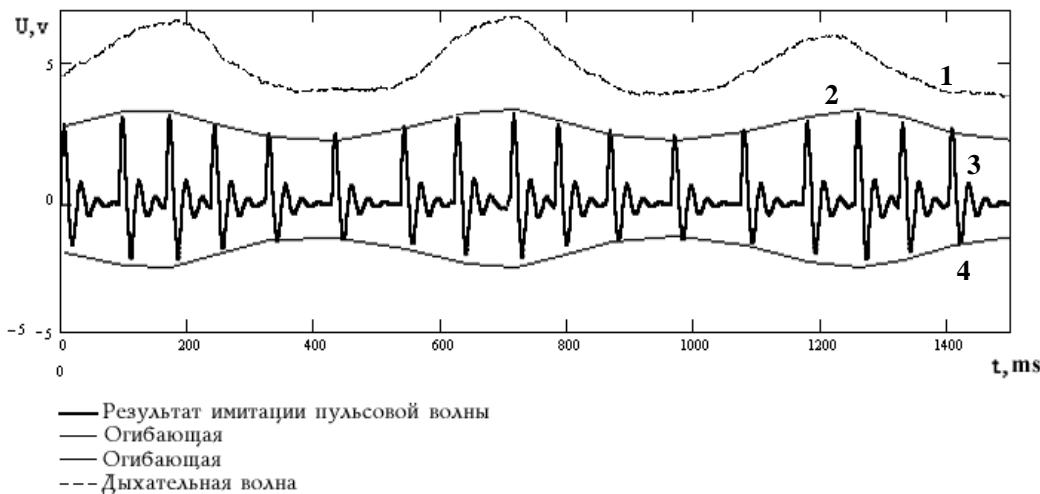


Рис. 1. Сигнал пульсовой волны, полученный с помощью акустического датчика пульса. 1 – дыхательная волна, 2 – верхняя огибающая пульсовой волны, 3 – пульсовая волна, 4 – нижняя огибающая пульсовой волны.

Исследование частотных характеристик сигнала являлось базисным в данных работах. Наибольшее внимание уделялось именно биоритмической основе адаптации. Следует учесть и тот факт, что схожего направления придерживаются исследователи ритма сердца [5]. Отличие заключается в диапазонах частот, которые подвергаются исследованию. Так, в работах Баевского Р.М. и других исследователей ритма сердца рассматривались медленные колебания с частотами до 1 Гц. В то время как в данной работе наибольший интерес вызывают высокие частоты 1–50 Гц. Выбор высокочастотной области спектра сигнала пульсовой волны обусловлен тем, что исследования корреляционных зависимостей между типом адаптационной реакции согласно систематики, предложенной Гаркави Л.Х. и соавторами (открытие №158), и спектральными характеристиками ниже 1 Гц не дали значимых результатов. В то время как в диапазоне от 1 до 50 Гц нами были получены значимые различия в мощностях спектра для адаптационной реакции стресс и повышенной активации на разных уровнях реактивности (степени их напряженности).

Было рассмотрено 51 измерение пульсовых волн, зарегистрированных при помощи акустического датчика у онкологических больных. Адаптационные реакции и уровни реактивности (УР) определялись по лейкоцитарной формуле крови. Получено, что для исследуемых групп (22 измерения – реакция «стресс», 29 – реакция «повышенной активации») выборочное среднеквадратическое отклонение (СКО) коэффициента вариации для частотного диапазона от 25-50 Гц пульсовых колебаний при адаптационной реакции стресс резко снижено по сравнению с реакцией повышенной активации (РПА) (рис.2).

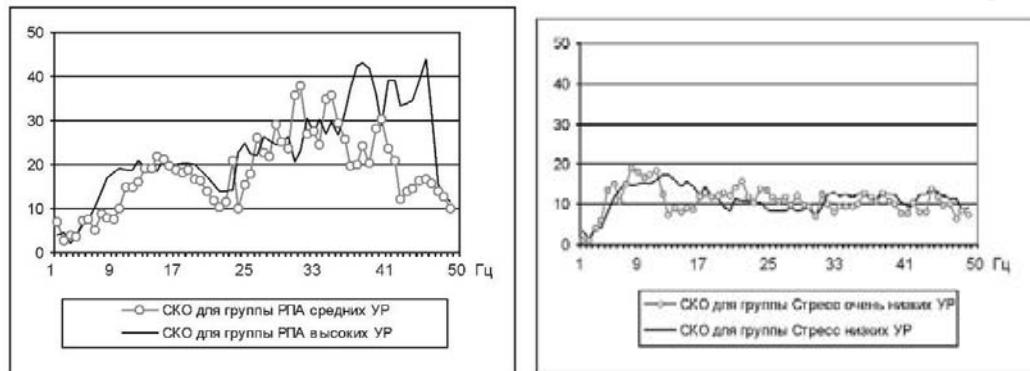


Рис.2. Графики распределения СКО в диапазоне 1-50 Гц для адаптационных реакций стресс и РПА. По оси ОХ – Гц, ОУ – условные единицы

ЛИТЕРАТУРА

1. Гаркави Л.Х., Квакина Е.Б., Кузьменко Т.С. Антистрессорные реакции и активационная терапия. Реакция активации как путь к здоровью через процессы самоорганизации. - Москва, "Имедис", 1998.
2. Гаркави Л.Х. Активационная терапия. Антистрессорные реакции и тренировки и их использование для оздоровления, профилактики и лечения. -Ростов-на-Дону: Изд-во Рост. ун-та, 2006. -С. 256.
3. Гаркави Л.Х. Михайлов Н.Ю. Толмачев Г.Н., Шихлярова А.И., Верескунова Е.П. Программно-аппаратный комплекс пульсовой диагностики для определения типа адаптационной реакции // Электронный журнал «Исследовано в России», 2003, 193, С.2295-2303.
4. Л.Х. Гаркави, Толмачев Г.Н., Михайлов Н.Ю., ЮВ. Есипов, Ф.М. Беня, М.М. Зверинцева, Т.В. Долбина, П.С. Пляка. Адаптационные реакции и уровни реактивности как эффективные диагностические показатели дононозологических состояний // Вестник Южного научного центра РАН, 2007, т.3., №1. -С.61-66.
5. Агаджанян Н.А., Баевский Р.М., Берсенева А.П. Проблемы адаптации и учение о здоровье. -М: Издательство РУДН. 2006. -С. 283.

THE ONCOLOGY PATIENTS PULSE WAVE SIGNAL FREQUENCIES RESEARCH OF THE DIFFERENT ADAPTATION RESPONSES

N.Y. Mikhailov, L.H. Garkavi, I.E. Shepelev, G.N. Tolmachev, P.S. Plyaka, T.V. Dolbina, N.M. Mashenko

South Scientific Center of RAS, A.B. Kogan Research Institute for Neurocybernetics SFU,
Rostov-on-Don Oncology Research Institute, Rostov-on-Don
e-mail: nazar@ip.rsu.ru

The task of analysis of human pulse-wave signal for the revelation of signal informative parameters relative to different types of human adaptation responses is considered. In the paper high frequency oscillations in the 1-50 Hz band of the human pulse-waves were studied. Interrelations between a heart rhythm and the pulse-waves spectra harmonics have been researched. It is shown that the chosen parameter in 25-50 Hz spectra band mostly structured and relative to human adaptation responses.



МАТЕМАТИЧЕСКАЯ МОДЕЛЬ ВЕСТИБУЛЯРНОЙ ФУНКЦИИ В ЭКСТРЕМАЛЬНЫХ УСЛОВИЯХ 1^{ГО} ЭТАПА ПАДЕНИЯ

**В.В. Александров, Т.Б. Александрова, Г.Ю. Сидоренко,
Н.Э. Шуленина, Э. Сото**

Московский государственный университет им. М.В. Ломоносова, Москва
e-mail: vladimiralexandrov366@hmail.com

Институт Физиологии Автономного университета штата Пуэбла (Мексика),
e-mail: esoto@siu.buap.mx

Резюме.

Представляется математическая модель вестибулярной функции в виде генерации выходной информации с вестибулярных mechanoreцепторов. Результаты численного анализа

модели показывают, что ее можно использовать для создания кодирующей системы для искусственных сенсоров (например, вибрационный гироскоп), что в свою очередь способствует созданию надежного прототипа вестибулярного протеза.

Введение.

Для описания и анализа вестибулярной функции в экстремальных условиях необходима математическая модель. Дадим описание рассматриваемой системы.

Будем рассматривать систему, состоящую из двух вестибулярных сенсоров: полукружного канала и отолитового органа – саккулюса (рассматривается направление чувствительности, ортогональное позвоночнику, как наиболее ответственное за информацию о первом этапе падения). Преобразование поворота под действием стимула в поток нервных импульсов для дальнейшей передачи по нервным волокнам представлено на блок-схеме (рис.1):



Рис.1 Схема вестибулярной функции.

В основе схемы на рис.1 находится вестибулярный mechanoreцептор.

Вестибулярный mechanoreцептор представляет собой объединение одной или нескольких волосковых клеток с первичным нейроном. Смещение волоскового пучка преобразуется механизмом механо-электрической трансдукции в изменение ионного тока трансдукции. Динамика ионных токов в волосковой клетке приводит к изменениям мембранных потенциала клетки, что по сути является первичной реакцией mechanoreцептора на механический стимул. Чтобы представить эту реакцию в форме, удобной для передачи в ЦНС, механизм синаптической трансмиссии преобразует изменения мембранных потенциала в изменения синаптического тока, вызывающие появление афферентных импульсов в первичном нейроне. Афферентная импульсация и является выходной информацией с вестибулярного mechanoreцептора. Вестибулярный mechanoreцептор является управляемым mechanoreцептором с двумя уровнями управления: регулятором адаптации (внутренний уровень) и эффеरентной иннервации (внешний уровень).

1.Математическая модель информационного процесса в вестибулярном mechanoreцепторе.

Используя результаты, полученные ранее [1] – [5], и результаты физиологических экспериментов, проведенных в Институте Физиологии Автономного университета штата Пуэбла (Мексика) в 2007 году, дадим краткое описание математической модели формирования выходной информации вестибулярного mechanoreцептора.

В настоящей работе представляется компартментная модель вестибулярной системы, которую составляют четыре части: механизм механо-электрической трансдукции, ионные токи волосковой клетки, синаптическая трансмиссия и афферентная импульсация. Предлагается математическая модель формирования выходной информации вестибулярного mechanoreцептора с использованием наших предыдущих работ [1,2,3,4]. Базовая модель состоит из блоков «Динамики мембранных потенциала волосковой клетки» и «Активности первичного нейрона». Далее эти два блока связаны с помощью блока «Синаптическая трансмиссия».

Динамика ионных токов волосковой клетки и механизм механоэлектрической трансдукции.

Модель базируется на уравнениях Ходжкина-Хаксли. Это упрощенная модель, в которой полагаем возможным описывать динамику волосковой клетки общим ионным током I_T [1], где I_T общий ионный ток является суммой основных токов волосковой клетки. Далее представлена математическая модель динамики ионных токов (1) и изменения тока трансдукции (2):

$$\begin{aligned} C_m \frac{dV}{dt} &= -I_{Tr} - I_T - I_L & \Phi_m(V) \frac{dm}{dt} &= m_{ST}(V) - m \\ I_T &= g_T m^r (h_1 + h_2)(V - E_T) & \Phi_{h_1}(V) \frac{dh_1}{dt} &= q_1 h_{ST}(V) - h_1 \\ I_L &= g_L V & \Phi_{h_2}(V) \frac{dh_2}{dt} &= q_2 h_{ST}(V) - h_2 \end{aligned} \quad (1)$$

$$\begin{aligned} \tau_{ad} \dot{s} + s &= k(I_{Tr} - I_{Tr0}); & I_{Tr} &= g_{Tr}(x, s)(V_1 - E_{Tr}); & g_{Tr} &= \bar{g}_{Tr} p(x, s); \\ \bar{g}_{Tr} &= 1.4 nS; \\ \tau_{ad} &= 100 \text{ ms}; \end{aligned} \quad (2)$$

I_T является общим ионным током; m – переменная, характеризующий процесс активации тока, h – переменная, характеризующий процесс инактивации тока; g_T – максимальная проводимость; I_L – ток утечки; I_{Tr} – ток, входящий через каналы трансдукции. Параметр инактивации h имеет две компоненты ($h=h_1+h_2$), соответствующие калиевым каналам с быстрой и медленной постоянными временем инактивации. s является параметром адаптации; Φ_{ad} – время адаптации; k – коэффициент адаптации; I_{Tr} – ток трансдукции; I_{Tr0} – ток трансдукции в стационарном состоянии; $p(x, s)$ – вероятность открытия канала; x – отклонение волоскового пучка.

Функциональные параметры активации и инактивации имеют вид:

$$\begin{aligned} m_{ST} &= m_{\min} + \frac{1 - m_{\min}}{1 + \exp\left(\frac{-(V - V_{ac})}{S_{ac}}\right)}; & \Phi_m &= \Phi_{\min} + \frac{\Phi_{\max} - \Phi_{\min}}{1 + \exp\left(\frac{V - V_{\Phi}}{S_{\Phi}}\right)}; & h_{ST} &= h_{\min} + \frac{1 - h_{\min}}{1 + \exp\left(\frac{V - V_h}{S_h}\right)} \\ \Phi_{h_1} &= k_{h_1} V + b_{h_1}; & \Phi_{h_2} &= k_{h_2} V + b_{h_2}. \end{aligned}$$

Численные параметры модели были получены из экспериментальных записей тока в режиме voltage-clamp для изолированных волосковых клеток из вестибулярного аппарата крысы.

Упрощенная и модифицированная модель Ходжкина – Хаксли.

При описании активности первичного афферентного нейрона также использовалась модель типа Ходжкина – Хаксли. Параметры модели были получены из экспериментальных данных по культивированным вестибулярным афферентным нейронам крысы. Было сделано два важных предположения относительно постоянных времени: рассматривая параметры активации « n », параметры инактивации « h_K » и их соотношение $C(V)=h+n$, считаем, что $C(V)$ имеет постоянное значение для каждого $V \in [-100 \text{ мВ}, 100 \text{ мВ}]$. На основе этого была найдена точка пересечения двух изоклинов как неустойчивая точка. В результате найдены предельный цикл и соответствующие автоколебания.

Упрощенная модель Ходжкина – Хаксли для генерации потенциала действия была модифицирована, как показано в [4]:

$$\begin{aligned} \frac{dV}{dt} &= I_{com} - g_L^{\max}(V - v_L) - \\ &- g_{Na}^{\max} m_{\infty}(V)^3 (C(V) - n)(V - v_{Na}) -; & \Phi_n(V) \frac{dn}{dt} &= n_{\infty}(V) - n; & \Phi_{h_K}(V) \frac{dh_K}{dt} &= h_{K\infty}(V) - h_K(V) \\ &- g_K^{\max} n^4 h_K(V - v_K). \end{aligned} \quad (3)$$

Функциональные параметры модели для вестибулярного афферентного нейрона имеют вид:

$$m_\infty(v) = \frac{1}{1 + e^{\frac{-(V+33.8)}{5.2}}}; \quad h_{Na_\infty}(v) = \frac{1}{1 + e^{\frac{-(V+60.5)}{9.9}}}; \quad \phi_{h_{Na}}(v) = \frac{1}{0.01 + e^{\frac{-(V+79)}{15}} + e^{\frac{-(V+30)}{5}}} + 0.5;$$

$$n_\infty(v) = \frac{1}{1 + e^{\frac{-(V+35)}{5}}}; \quad h_{K_\infty}(v) = \frac{0.96408 - 0.7329}{1 + e^{\frac{-(V+33.87968)}{10.24986}}} + 0.7329; \quad \phi_h(v) = \frac{68}{e^{\frac{-(V+25)}{15}} + e^{\frac{-(V+30)}{20}}};$$

$$\phi_{h_k}(v) = \frac{1250}{e^{\frac{-(V+15)}{15}} + e^{\frac{-(V+25)}{10}}} + 500$$

Синаптическая трансмиссия.

Объединение блоков, которые описывают динамику ионных токов в волосковой клетке и в первичной афферентной нейроне (рис.1). Использовались данные экспериментальных исследований синаптической трансмиссии в вестибулярном аппарате лягушки-быка [5]. Кривая на рис.2 описывает зависимость между синаптическим током в афферентном нейроне (I_{syn} эквивалентно I_{com}). В качестве максимального синаптического тока было рассмотрено значение $40 \mu A/cm^2$.

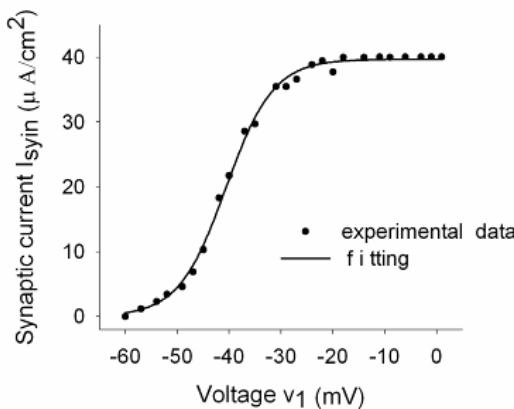


Рис.2. Зависимость между потенциалом волосковой клетки и синаптическим током в афферентном нейроне.

Таким образом, получена математическая модель формирования выходной информации от вестибулярного механорецептора, которая состоит из уравнений (1), (2), (3) и графика на рис.2.

2. Динамика вертикального полукружного канала и отолитовой мембранны саккулюса.

Биомеханика вестибулярной функции представлена в блоках уравнений (4) и (5). Математическая модель динамика смещения (x_0) купулы полукружного канала представлена в уравнении (4) [1]. В уравнении (5) описано движение (x_i) центра масс отолитовой мембранны саккулюса амфибии [3] в проекции на выбранную ось чувствительности макулы.

Для математической модели использовались упрощенные уравнения динамики ПК и упрощенные уравнения динамики ОМ саккулюса. Каждая рецепторная клетка имеет одну ось чувствительности (морфологической поляризации), которой характеризуется сенсорный эпителий благодаря положению киностилеи относительно стереоцилий, составляющих волосковый пучок. Оси чувствительности клеток кристаллов ПК сонаправлены. Направление осей чувствительности волосковых пучков рецепторных клеток саккулюса различно. Исследуются смещения ОМ саккулюса по двум взаимно перпендикулярным осям

Sx_1 и Sx_2 , направления которых сонаправлены с осями чувствительности волосковых пучков. Центр системы координат находится в центре саккулюса, ось Sx_1 направлена в начальном положении вертикально вниз (темя головы – подбородок), ось Sx_2 – горизонтально от носа к затылку, ось Sx_3 – от правого вестибулярного лабиринта к левому. Плоскость движения ОМ саккулюса параллельна плоскости Sx_1x_2 (и соответственно макуле саккулюса).

$$\ddot{x}_0 + \frac{8\nu}{a_1^2} \dot{x}_0 + \frac{\gamma}{mk^4} x_0 = -\frac{R}{k^2} \left(1 + \frac{l}{L}\right) \dot{\omega}(\varphi) \quad (4)$$

$$m_+ \ddot{x}_s + k_0 \dot{x}_s + k_s x_s = m_- (g_s(\varphi) - W_s(\varphi)), \quad s = 1, 2, \dots \quad (5)$$

$$m_+ = (\rho_0 + \rho_3 k_3) V, \quad m_- = (\rho_0 - \rho_3) V$$

где x_0 – отклонение купулы, x_1 и x_2 – отклонения отолитовой мембранны по оси Ox_1 и по оси Ox_2 , $g(t) = (g_1(\varphi, t), g_2(\varphi, t), g_3(\varphi, t))$ – ускорение свободного падения, $W(t) = (W_1, W_2, W_3)$ – линейное ускорение головы, $\omega(t) = (\dot{\varphi}_1, \dot{\varphi}_2, \dot{\varphi}_3)$ – угловая скорость вращения головы, $\dot{\omega}(t) = (\dot{\omega}_1, \dot{\omega}_2, \dot{\omega}_3)$ – угловое ускорение вращения головы.

Выводы.

Впервые получена математическая модель вестибулярной функции, реакция которой на возмущающие воздействия необходима для стабилизации вертикальной позы в сагиттальной плоскости. Но в то же время с помощью полученной модели можно наблюдать не только вторичную выходную информацию, но и первичную выходную информацию, что невозможно сделать в физиологических динамических экспериментах.

ЛИТЕРАТУРА

- Садовничий В.А., Александров В.В., Александрова Т.Б., Альманза А., Астахова Т.Г., Вега Р., Куликовская Н.В., Сото Э., Шуленина Н.Э. Математическая модель механорецептора угловых ускорений // Вестн.Моск.ун-та.Сер.1, Математика.Механика.2002.№6
- Alexandrov V.V., Alexandrova T. B., Astakhova T. G. Kulikovskaya N.V., Kurilov V. I., Migunov S. S., Shulenina N.E., Soto E., Vega R. A mathematical model of the response of semicircular canal and otolith to head rotation under gravity. Journal of gravitational Physiology, Vol 11(2)(2004) 25-26
- Александров В.В., Александрова Т.Б., Мигунов С.С. О математической модели гравитоинерциального механорецептора // Вестн.Моск.ун-та.Матем.Механ.2006. №4.59-64
- Александров В.В., Михалева Е.Ю., Сото Э., Гарсиа-Тамайо Р. О модификации математической модели Ходжкина-Хаксли для первичных нейронов вестибулярного аппарата.// Вестн.Моск.ун-та.Матем.Механ.2006.№5.65-68
- Keen Erica C. and Hudspeth A.J. Transfer characteristic of the hair cell's afferent synapse. Proc.Natl.Acad.Sci.USA April 4, 2006, Vol. 103, No.14, 5537-5542

A MATHEMATICAL MODEL OF THE VESTIBULAR FUNCTION IN EXTREME CONDITIONS

V.V. Alexandrov, T.N. Alexandrova, N.E. Shulenina, G.Yu. Sidorenko, E. Soto
Moscow State University, Moscow

e-mail: vladimiralexandrov366@hotmail.com

Instituto de Fisiología, Universidad Autónoma de Puebla, Mexico

e-mail: esoto@siu.buap.mx

In this work, the mathematical model of the formation of output information in the form of impulses from the vestibular mechanoreceptor is represented. We have considered five areas: mechano-electrical transduction, adaptation of transduction, hair-cell ionic current, synaptic transmission, and afferent neuron discharge. The numerical parameters of the model were obtained from experiments that were done in the inner ear of the rat. The result of the numerical analysis of the model showed that the mathematical modelling of the output from vestibular mechanoreceptor may be used to construct an encoder system for the artificial sensors (micro-accelerometer) contributing to the development of a reliable vestibular prosthesis prototype.



О ПОИСКЕ НЕСТАЦИОНАРНЫХ ХАРАКТЕРИСТИК ЭЛЕКТРОЭНЦЕФАЛОГРАММ

**Д.Ю. Боснякова, Ю.В. Обухов, Ф.А. Дикарев, Г.Д. Кузнецова,
А.В. Габова, А.В. Жарикова**

Институт радиотехники и электроники РАН, Москва

е-mail: obukhov@cplire.ru

Институт высшей нервной деятельности и нейрофизиологии РАН, Москва

е-mail: gdkuznetsova@yandex.ru

Факультет фундаментальной медицины МГУ им. М.В.Ломоносова, Москва

Резюме. Представлены новые подходы к поиску характеристик нестационарности электроэнцефалограмм, основанные на выделении хребтов двумерных спектrogramм сигнала, а также на многомасштабном корреляционном анализе. Эти методы применены для частотно-временного анализа и поиска скачков фазы пик-волновых разрядов ЭЭГ при абсанской эпилепсии. С помощью специально разработанного вейвлета исследовалась частотно-временная динамика ЭЭГ при припадке у животных с генетической абсанской эпилепсией (крысы линии WAG/Rij) и у людей. Этот вейвлет зануляет амплитуды в точках хребтов спектrogramм вейвлет преобразования Морле. Показан нестационарный характер ЭЭГ при припадке. Обнаружено, что частотно-временная динамика ЭЭГ при припадке у крыс с генетической абсанской эпилепсией и людей имеет идентичный характер, но происходит в разных частотных диапазонах. Приведены результаты вейвлет анализа ЭЭГ пациентов на ранней и развитой стадии паркинсонизма.

Введение. Многоканальная электроэнцефалография (ЭЭГ) и магнитная энцефалография (МЭГ) являются методами исследования функционирования мозга. Анализ сигналов ЭЭГ и МЭГ позволяет получать информацию о возникновении, развитии и окончании электрофизиологических процессов в мозге, реакции на стимулы и т.д. Наиболее важными вопросами такого анализа являются поиск характеристик сигнала в каждом канале и межканальной синхронизации сигналов, т.е. взаимодействия участков мозга. Предложенные ранее линейные и нелинейные методы анализа сигналов ЭЭГ и МЭГ [1, 2] принципиально требуют стационарности сигналов. Для этого сигналы обычно разбиваются на окна стационарности с помощью различных эвристических алгоритмов.

В рамках нашего подхода мы полагаем, что нестационарные характеристики отражают электрофизиологические аспекты взаимодействия участков мозга, т.е. мы считаем, что влияние биохимических процессов происходит существенно более медленно. Настоящая работа посвящена описанию подходов к поиску нестационарных характеристик спонтанных ЭЭГ (в отличие от потенциалов, вызванных некоторым стимулом). Более конкретно, разработанные методы применялись для анализа разрядов пик-волна (spike-wave discharges SWD), которые отражают в ЭЭГ характеристики неконвульсивной абсанской эпилепсии. SWDs проявляется при различных формах абсанской эпилепсии, таких как детская и ювенильная абсанная эпилепсия, ювенильная миоклоническая абсанная эпилепсия и др. и у пациентов с тонико-клоническими припадками. Частотно-временная

структура SWD содержит важную информацию о механизмах пароксизмальной активности мозга и влиянии на нее антиэпилептических препаратов.

Для частотно-временного анализа SWD был разработан новый вейвлет [3], который мы применили для анализа ЭЭГ животных с генетической абсанской эпилепсией (крысы линии WAG/Rij) [4] и пациентов [5].

Аналогичный анализ ЭЭГ был выполнен при обследовании пациентов на ранней и развитой стадии паркинсонизма. С помощью вейвлет анализа сигналов ЭЭГ обнаружена тонкая частотно-временная структура бета-активности и рост дезорганизации частотно-временной динамики ЭЭГ с развитием заболевания Паркинсона. Анализ частотно-временной динамики ЭЭГ показал существенный рост дезорганизации вейвлет спектров с развитием заболевания Паркинсона. Можно ожидать, что дальнейший анализ бета диапазона ЭЭГ, с использованием новых подходов и методов математической обработки, может оказаться ключевым при поиске путей для ранней диагностики болезни Паркинсона.

Вейвлет анализ SWD. Непрерывное вейвлет преобразование W функции f определяется формулой [6]:

$$Wf(a,b) = 1/\sqrt{a} \int f(x)\psi\left(\frac{x-b}{a}\right)dx, \quad (1)$$

где a и b – коэффициенты масштабирования и сдвига. Для частотно-временного анализа часто используют вейвлет Морле, поскольку он имеет наилучшую одновременно частотную и временную локализацию. Вейвлет Морле определяется следующим выражением:

$$\Psi(x) = C_1 e^{-x^2/2} \cos(C_2 x), \quad (2)$$

где $C1, C2$ - константы. Вейвлет Морле представляет спектрограмму сигнала в широком диапазоне частот, представляющую различные процессы. Выделение доминирующих процессов и их частотно-временной анализ представляет собой следующий этап обработки. Спектрограммы Морле SWD сигнала имеют вид системы хребтов, наиболее мощный из которых мы принимаем за доминирующий процесс. S. Mallat [7] определял хребты оконных Фурье и вейвлет спектрограмм как точки 3-д поверхности с постоянной фазой сигнала, которые определялись дифференцированием фазы сигнала. Однако, ЭЭГ сигналы (SWDs) зашумлены, что делает задачу дифференцирования фазы некорректной. Мы предложили другой подход [3]. В качестве доминантного признака частотно-временной декомпозиции спектрограммы мы предложили использовать проекцию хребтов на плоскость частота-время. Используя свойства Фурье преобразования мы получили новый вейвлет (3), который позволяет выделить проекции хребтов спектрограмм Морле и получить зависимость от времени доминирующей частоты сигнала [3]:

$$\Psi(x) = C_1 x e^{-x^2/2} \cos(C_2 x), \quad (3)$$

С помощью модифицированного вейвлета Морле (3) и программы трассирования (оцифровки) «долины» спектрограммы можно получить частотно-временную динамику различных процессов. Выбор начала и конца процесса осуществляется вручную.

Результаты. SWDs у WAG/Rij крыс возникают спонтанно во время пассивного бодрствования, переходного состояния и дремоты. Типичные разряды делятся от 4 до 8 секунд. Разряды длительностью более 15 секунд возникали весьма редко при определенном физиологическом состоянии и только у некоторых животных. Мы проанализировали с помощью описанных методов два типа SWD разрядов – типичные разряды (3.6-8.0 сек) и более короткие. Разряды записывались с помощью вживленных в теменную область коры мозга электродов. Перед возникновением разряда в ЭЭГ появлялись медленные колебания с большой амплитудой. В начале разряда частота колебаний составляла примерно 15 Гц. Затем в течение первых 300 мсек частота уменьшалась до примерно 10 Гц. После этого частота колебалась около 10 Гц в диапазоне 1-3 Гц с периодом 0.7 сек и имела тенденцию к

уменьшению к концу разряда. В конце разряда частота составляла 7-8 Гц. Для коротких разрядов частота резко падала от 15 Гц в начале до 5 Гц – в конце.

Были исследованы ЭЭГ 12 пациентов с 4-мя различными формами эпилепсии, записанные в состоянии покоя пациента и при гипервентиляции. Первоначальный визуальный анализ ЭЭГ всех обследованных пациентов показал их схожесть. Длительность пик-волновых разрядов у пациентов варьировалась от 2 до 25 сек. Частотно-временные характеристики SWD были аналогичны характеристикам у животных, однако частотный диапазон был ниже. Начальная частота разряда составляла 6 Гц и быстро уменьшалась до 4 Гц при длинных разрядах. После этого частота осцилировала с периодом 1-2 сек и имела тенденцию к уменьшению с течением разряда. В конце длинных разрядов частота составляла 3.5 ± 0.5 Hz.

Обсуждение результатов. Вейвлет анализ и многомасштабный корреляционный анализ ЭЭГ сигналов позволил получить новую информацию о частотно-временной структуре SWDs у животных и людей. Обнаружено, что в начале разряда частота существенно выше, чем известно из литературы (как у животных, так и у людей). Возможно это потому, что обычно частоту ранее определяли на интервалах времени порядка 1 сек. Вейвлет анализ позволил количественно определить частотно-временную динамику разрядов, в частности, максимальную частоту в начале разрядов.

Важным результатом настоящей работы является обнаружение совпадения частотно-временной динамики SWDs у пациентов и генетической модели абсанской эпилепсии (WAG/Rij крысы). Соответствие характеристик частотно-временной динамики может служить дополнением другим доказательствам схожести между абсанской эпилепсией у людей с таковой у модельных животных – такими как фармакологические профили, преимущественное возникновение SWD во время бессонницы и т.п. Настоящий подход планируется применить для анализа ЭЭГ при других формах неконвульсивной эпилепсии.

Анализ ЭЭГ пациентов с заболеванием Паркинсона

В литературе [8] обычно указывают несколько особенностей, характерных для ЭЭГ пациентов с болезнью Паркинсона: увеличение выраженности дельта и бета диапазона; нарушение или подавление основного ритма ЭЭГ, т.е. альфа колебаний; появление отдельных пароксизмов в тета и альфа диапазоне и локальных высокоамплитудных эпизодов. Наибольшее внимание исследователи уделяют бета диапазону. Достоверные изменения мощности бета диапазона по сравнению с нормой отмечаются уже на ранних стадиях заболевания у пациентов, не проходивших фармакологического лечения. На продвинутых стадиях заболевания обычно отмечают общее увеличение когерентности в этом частотном диапазоне.

Для анализа временных соотношений между вспышками бета колебаний в правом и левом полушарии мы использовали вейвлет преобразование (обычный вейвлет Морле и модифицированную его форму). Для анализа были взяты отведения, где амплитуда бета колебаний была наиболее высокой. Оказалось, что в пределах одного полушария наблюдается хорошая синхронность возникновения вспышек бета колебаний. Напротив, при исследовании электрической активности симметричных точек коры было обнаружено четкое рассогласование во времени, т.е. вспышки бета активности в правом и левом полушарии не совпадали по времени (пациенты Д и К).

В группе пациентов, обследованных в НИИ неврологии РАМН, на спектрах мощности ЭЭГ были отмечены случаи несовпадения максимумов на частоте бета-1 в различных участках одного и того же полушария. Такая картина устойчиво сохранялась в течение записи (пациенты З и П). По литературным данным в рамках всего диапазона бета-1 (т.е. полоса от 13 до 30 Гц) когерентность в бета диапазоне у пациентов отчетливо выше по сравнению с нормой. Поэтому наблюдения, свидетельствующие о возможности несовпадения максимумов спектрограмм на этой полосе ЭЭГ в записях, сделанных от разных участков одного и того же полушария требуют специального внимания и объяснения. Следует отметить, что некоторое несовпадение максимумов спектров

мощности было отмечено также в альфа диапазоне ЭЭГ различных областей коры у пациентов с достаточно сохранным альфа ритмом.

Благодарности. Авторы выражают благодарность за финансовую поддержку Российскому фонду фундаментальных исследований (проекты №№ 08-01-00887-а, 08-02-01312-а) и Президиуму Российской академии наук (Программа «Фундаментальные науки – медицине» - 2005, 2006, 2007, 2008 гг.).

ЛИТЕРАТУРА

1. Bin He (ed.). Neural Engineering, Kluwer Academic-Plenum Publishers, New Yor, 2005
2. Ansary-Asl K., Shenhadji L., Delanger J.-J., Wendling F. Quantitative evaluation of linear and nonlinear methods characterizing interdependencies between brain signals. Physical Review E 74, 031916 (2006), pp. 031916-1 – 031916-16
3. Bosnyakova D, Obukhov Yu. Extraction of dominant feature in biomedical signals. Pattern Recogn Image Anal. 2005; 15: 513-515
4. Bosnyakova D, Gabova A, Kuznetsova G, Obukhov Yu, Midzyanovskaya I, Salonin D, van Rijn C, Coenen A, Tuomisto L, van Luijtelaar G. Time- frequency analysis of spike-wave discharges using modified wavelet transform. J Neurosci Methods 2006; 154: 80-88
5. Bosnyakova D.; Gabova A.; Zharikova A.; Gnezditski V; Kuznetsova G.; van Luijtelaar G. SOME PECULIARITIES OF TIME-FREQUENCY DYNAMICS OF SPIKE-WAVE DISCHARGES IN HUMANS AND RATS. Clinical Neurophysiology 2007; 118, pp. 1736-1743
6. Daubeshies I. Ten lectures on wavelet. Philadelphia: Society for Industrial and Applied Mathematics, 1992
7. Mallat S. Wavelet tour of signal processing. Academic Press, 1999
8. D.Stoffers, J.L.W. Bosboom, J.B.Deijen, et.all. Slowing of oscillatory brain activity is a stable characteristic of Parkinson's disease without dementia. – Brain, 2007, pp.1-14

ON THE SEARCHING OF THE NON-STATIONARY CHARACTERISTICS OF ELECTROENCEPHALOGRAMS IN ABSENCE EPILEPSY

**D. Yu. Bosnyakova, Yu.V.Obukhov, F.A.Dikarev, A.V.Gabova,
G.D. Kuznetsova, A.V.Zharikova**

Institute of Radioengineering and Electronics RAS, Moscow

e-mail: obukhov@cplire.ru

Institute of Higher Nervous Activity and Neurophysiology RAS, Moscow

e-mail: gdkuznetsova@yandex.ru

Department of Fundamental Medicine of the Moscow State University, Moscow

New approaches to the searching nonstationary characteristics of electroencephalograms based on the ridges detection of 2-d wavelet spectrograms of signal and on the multiscale correlative analysis are presented. These methods are applied to the time-frequency and phase jumps analysis of the spike-wave discharges in non-convulsive absence epilepsy. The time-frequency dynamics of seizures is investigated in animals with genetic absence epilepsy (WAG/Rij rats) and in patients with absence epilepsy using specially developed wavelet. This wavelet gives zeroes amplitudes at those time-frequency points at which Morlet transform gives ridges. The nonstationary character of seizure is shown. Comparison of data obtained in rats with genetic epilepsy and in patients with typical absence epilepsy reveals that the time-frequency dynamics of SWDs has similar properties but in a different frequency range.



ГЕОМЕТРИЧЕСКИЙ АНАЛИЗ НЕЛИНЕЙНЫХ ХАОТИЧЕСКИХ КОЛЕБАНИЙ КАРДИОРИТМА КАК НОВЫЙ МЕТОД ДЛЯ АВТОМАТИЧЕСКОГО ОБНАРУЖЕНИЯ ФИБРИЛЛЯЦИИ ПРЕДСЕРДИЙ

Е.П. Зозуля

Санкт-Петербургский государственный электротехнический университет им. В.И. Ленина «ЛЭТИ», С.-Петербург
e-mail: alenka_pz@mail.ru

Геометрический анализ нелинейных хаотических колебаний кардиоритма является принципиально новой методикой анализа вариабельности ритма сердца (ВРС) на сегодняшний день. Основной принцип метода – уход от традиционных математических и статистических приемов обработки последовательности RR-интервалов и следование более точным, геометрическим приемам для обработки полученных результатов. Так, при математическом анализе ВРС, последовательность RR-интервалов рассматривается как вариационный ряд случайных величин. На самом деле, изменения RR-интервалов рассматриваются как вариационный ряд случайных величин. На самом деле, изменения RR-интервалов не является случайным, а зависит от внутренних законов организма и регулируется определенными строго детерминированными механизмами. Поэтому традиционный математический анализ дает лишь приближенные результаты. Геометрический же анализ является более точным. Метод геометрического анализа нелинейной хаотической динамики кардиоритма основывается на теории детерминированного хаоса. Согласно данной теории, динамическое поведение комплексных живых систем, к которым относится и сердечно-сосудистая система(ССС), не является случайным, а строго определено.

Любая живая система находится в постоянном взаимодействии с подсистемами и вынуждена изменить свои параметры под их воздействием для сохранения внутреннего постоянства – гомеостаза. При этом, изменение данного параметра происходит по определенной закономерности и носит определенный хаотический характер. Нарушение регуляторных механизмов системы приводит к неадекватному ответу ее за экзогенный и эндогенный импульсы, дисбалансу состояния гомеостаза и изменению характера динамического поведения параметров системы. При этом, утрачивается типичная хаотическая картина динамики параметра системы, появляются запредельные циклы, динамика параметров системы становится более примитивной, что уменьшает возможность системы к гармоничному а адекватному ответу на раздражители. Анализ нелинейной динамики параметров системы позволяет дать наиболее полную информацию о состоянии системы, нежели чисто математические способы оценки ее параметров.

Согласно законам нелинейной динамики изучаемый процесс необходимо рассматривать на фазовой плоскости. Нелинейная динамика сердечного ритма определяется путем построения ломаной линии (хаосграммы) в системе координат, где по оси абсцисс отмечается длительность RR-интервала, а по оси ординат – приращение данного интервала (рис.1). Для нормального сбалансированного состояния системы регуляции кардиоритма характерна гармоничная «паутинообразная» картина хаограммы [1].

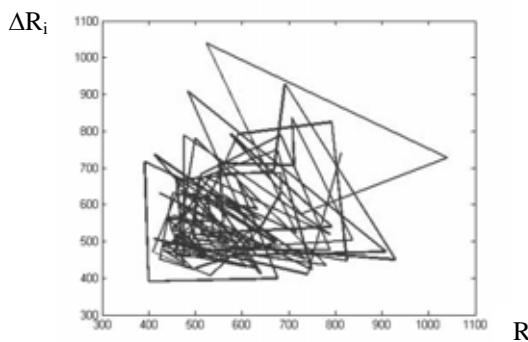


Рис.1. Пример хаограммы для фрагмента последовательности кардиоинтервалов.

Еще одним графическим методом анализа ВСР во временной области является скаттерограмма – это графическое изображение пар RR-интервалов на двумерной координатной плоскости, по осям которой отложены временные значения предыдущего и последующего интервалов. Нами проведено сравнение двух геометрических методов – скаттерограммы и хаосграммы и сделан вывод, что целесообразно остановиться на обработке скаттерограммы.

Скаттерограмма – это метод, дающий визуальное представление о состоянии сердечного ритма человека, однако для автоматического алгоритма анализа сердечного ритма необходимо разработать некоторые количественные параметры. Сравнив полученные скаттерограммы для различных модельных сигналов, мы пришли к выводу, что целесообразно использовать следующие геометрические параметры: длина ломаной линии, площадь и длина контура скаттерограммы.

Кроме того решено было ввести угловой показатель. На скаттерограмме линии, которой имеет угловой наклон изображенный на рис.2, соответствует переходы от короткого интервала к длинному и опять к короткому или наоборот – от длинного к короткому и затем опять к длинному. Именно такие переходы характерны для сигналов имеющих малую регулярность, в частности для последовательности кардиоинтервалов при фибрилляции предсердий. Подсчитывалось количество линий, которые соответствуют вышеуказанным переходам. Брался угловой диапазон в 70 градусов.

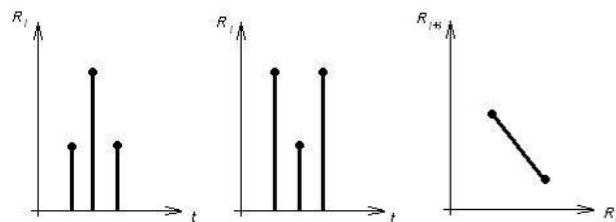


Рис.2. Линия на скаттерограмме и соответствующие ей переходы

Линии, имеющие другой угловой наклон, соответствуют переходам, изображенным на рис.3. Эти случаи мы не учитывали.

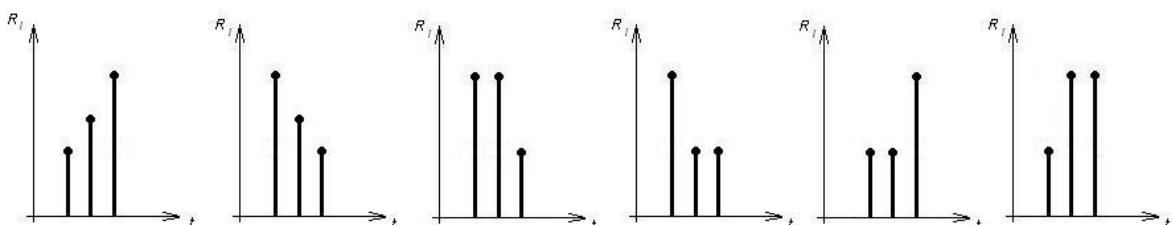


Рис.3. Переходы, количество которых не учитывалось при расчете параметра

Для исследования свойств выбранных параметров выбраны следующие модельные сигналы:

1. гармонический сигнал $X(i)=3*\cos(p*i/20)$;
2. белый шум $X(i) = 2 + 0.3 * randn(300,1)$, где 2 – математическое ожидание и 0.09 – дисперсия, $randn$ – функция, генерирующая случайную величину с нормальным распределением;
3. аддитивная смесь гармонического сигнала и белого шума;
4. Логистическое отображение – это одномерное квадратичное отображение, определяемое как

$$X(i+1)=a*X(i)*(1-X(i)),$$

где a – внешний параметр. Данное логистическое отображение представляет собой простейшее нелинейное разностное уравнение. При малых значениях параметра a , логистическое отображение имеет периодический характер, а при больших – хаотический. Точка перехода от периодичности к хаотичности находится вблизи значения $a=3.8$. Значения геометрических параметров были рассчитаны при $a=3.5$, $a=3.6$, $a=3.8$, $a=3.9$ и $a=4.0$.

5. Отображение Хенона – это двумерный аналог логистического отображения. Это отображение имеет следующий вид:

$$x_{n+1} = 1 - a \cdot x_n^2 + b \cdot x_{n-1},$$

где a и b – некоторые внешние параметры. Значения геометрических параметров рассчитаны при $a=1,4$; $b=0,3$.

Полученные значения геометрических параметров значительно различаются для сигналов имеющих различную степень упорядоченности, таких как гармонический сигнал, белый шум и их смесь.

Далее исследования проводились на реализациях ритмограмм, на протяжении которых четко просматривается один из трех видов ритма:

1. Фоновый ритм (нормальный ритм, синусовая аритмия);
2. Фибрилляция предсердий[3];
3. Частая желудочковая экстрасистолия;

Были выбраны именно эти типы ритма, потому что их нельзя различить, используя традиционные методы, например по стандартному отклонению. К классу нормальный синусовый ритм была также отнесена дыхательная аритмия.

В каждой из трех групп были выбраны наиболее характерные для данного класса реализации и сформированы обучающие выборки для каждого класса, включающие в себя по 50 реализаций длиной в 300 отсчетов. Аналогичным образом были сформированы обучающие выборки с реализациями с длиной анализируемой последовательности 10, 25, 50, 100 и 150 кардиоинтервалов.

Вся дальнейшая обработка сигналов проводилась в среде программы MATLAB 7.0.1.

Проводился линейный дискриминантный анализ, основанный на расчете критерия Фишера, по четырем признакам, а именно: длина ломаной линии, площадь контура, длина контура и угловой показатель[2].

Мы решали двух классовую задачу. Один класс представлял собой реализации с фибрилляцией предсердий, а второй – фоновый ритм, включающий в себя синусовую аритмию, и частая экстрасистолия. Длина реализаций при этом составляла 100 отсчетов, т.е. 100 значений кардиоинтервалов.

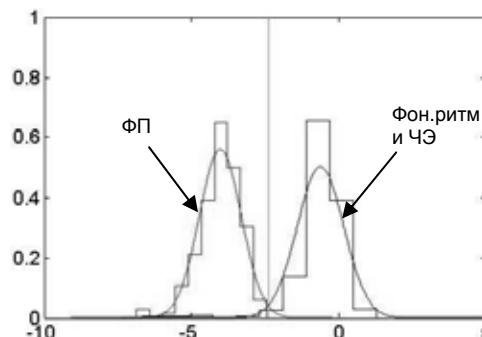


Рис.4. Результаты линейного дискриминантного анализа

Ошибка первого рода при этом составила всего 1,06%, а ошибка второго рода – 1,02% (рис.4.).

Полученные результаты линейно-дискриминантного анализа рассчитаны для фрагментов из 100 кардиоинтервалов, что составляет чуть больше одной минуты.

Было решено провести исследования о влиянии длины фрагмента на ошибку алгоритма. Для той же обучающей выборке проведен линейный дискриминантный анализ при различных длинах реализаций (10, 25, 50, 100 и 150 кардиоинтервалов) (Таблица.1).

Таблица.1.

Зависимость ошибки от длины анализируемого фрагмента

Длина фрагмента	Ошибка первого рода, %	Ошибка второго рода, %
10	3,691	3,745
25	1,428	2,061
50	1,036	1,151
100	1,062	1,017
150	1,212	1,075

Наименьшая ошибка достигается при длине реализации 100 кардиоинтервалов, однако даже при обработке 25-ти кардиоинтервалов мы получаем достаточно хорошие результаты.

Ранее нами предлагался метод автоматического обнаружения фибрилляции предсердий, основанный на расчете оценок аппроксимированной энтропии. При использовании этого алгоритма малая ошибка получается при длине анализируемого фрагмента 150-300 кардиоинтервалов.

При сравнении этих двух метод можно сделать вывод, что новый метод, основанный на геометрической обработке нелинейных хаотических колебаний сердечного ритма, позволяет получить достаточно надежное обнаружение фибрилляции предсердий на фоне нормального ритма, синусовой аритмии и частой экстрасистолии при меньшей длине анализируемой последовательности кардиоинтервалов в отличие от ранее предлагаемого метода на основе расчета аппроксимированной энтропии.

ЛИТЕРАТУРА

1. Гаврилушкин А.П., Киселев С.В., Медведев А.П., Шелепнев А.В., Маслюк А.П. Геометрический анализ нелинейных хаотических колебаний в оценке вариабельности ритма сердца. Учеб.-метод. пособие для студентов и врачей. Нижний Новгород; 2001.
2. Дуда Р., Харт П. Распознавание образов и анализ сцен – М.: Мир, 1976г.
3. Кушаковский М.С. Аритмии сердца – М.: Фолиант, 1998 г.

THE GEOMETRICAL ANALYSIS OF NON-LINEAR CHAOTIC FLUCTUATIONS OF THE RHYTHM OF HEART AS THE NEW METHOD FOR AUTOMATIC DETECTION OF ATRIAL FIBRILLATION

E.P. Zozulya

Saint Petersburg Electrotechnical University “LETI”, S.-Petersburg

e-mail: alenka_pz@mail.ru

There is a method of the geometrical analysis of nonlinear chaotic fluctuations of the rhythm of heart, based on processing chaocgram. We consider, that it is more logical to estimate a nonlinear geometrical picture of chaos by means of processing scatter diagram. A number of diagnostic parameters is offered (the parameters based on calculation of distances, the areas, angular parameters), allowing to solve a problem of automatic detection atrial fibrillation on a background of other rhythm disturbance.



ЭНТРОПИЯ ТОЧЕЧНОЙ ДИАГРАММЫ РИТМА СЕРДЦА

А.А. Кузнецов

Владимирский государственный университет, Владимир

e-mail: artemi-k@mail.ru

Исследование хаотической составляющей динамического процесса обычно производится в фазовом пространстве анализом хаотической динамики изображающей точки в области аттрактора. В качестве количественного показателя в таком случае используется энтропия, определяемая в общем случае в виде $I_X = -\sum_{i=1} p_i \log_2 p_i$, двоичных единиц (бит) [1, 3, 4]. В данной работе энтропия применяется непосредственно к

реализации процесса ритма сердца для оценки неупорядоченности ярусной структуры точечной диаграммы ритма [2].

Известно [1], что количество информации I_X , приобретаемое при полном выяснении состояния физической системы X , равно энтропии $H(X)$ этой системы: $I_X = H(X)$. Полная информация I_X получается от всех возможных отдельных сообщений в формах частной информации об отдельных ярусах [2] ритмограммы $X(n)$ с учетом их вероятностей, поэтому $I_X = M[\log_2(1/p(x))]$, где M – обозначение операции математического ожидания. Переход от непрерывной системы ритма к дискретной с заданием предела точности измерения (шага дискретизации Δx), равносителен замене плавной кривой на графике функции плотности вероятности $f(x)$ на ступенчатую – в форме гистограммы. Здесь x – обозначение любого случайного состояния системы ритма X . При такой замене вероятности попадания p_i в соответствующие разряды определены в форме $p_i = f(x_i) \cdot \Delta x$. Для системы ритма сердца принято считать, что ее состояния распределены в норме по нормальному закону. Тогда

$H(X) = \log_2 \left[\frac{\sqrt{2\pi e \sigma}}{\Delta x} \right]$ и при заданном шаге дискретизации зависит только от величины

стандартного отклонения σ [1].

Степень неопределенности состояния системы определяется как числом ее возможных состояний, так и их вероятностями. Перепишем выражение для полной информации в

$$\text{форме: } I_X = \sum_{i=1}^k \log_2 (N/N_i)^{p_i}, \text{ или } I_X = \log_2 \left(\frac{\prod_{i=1}^k N^{p_i}}{\prod_{i=1}^k N_p^{p_i}} \right), \text{ или } I_X = \frac{1}{\ln 2} \ln \left(\frac{N}{\prod_{i=1}^k N_p^{p_i}} \right). \quad (1)$$

Раскроем равенство (1) и получим $I_X = \frac{A}{N} (N \ln N - N_1 \ln N_1 - N_2 \ln N_2 - \dots - N_k \ln N_k)$.

Внесем в скобку правой части полученного равенства следующие вспомогательные слагаемые: $\pm \left(\frac{1}{2} \ln \frac{N}{\prod_{i=1}^k N_i} + \frac{(k-1)}{2} \ln 2\pi + N \right)$. При этом $N = \sum_{i=1}^k N_i$.

$$I_X = \frac{A}{N} [(N + 1/2) \ln N - N + 1/2 \ln 2\pi - (N_1 + 1/2) \ln N_1 + N_1 - 1/2 \ln 2\pi - \dots - (N_k + 1/2) \ln N_k + N_k - 1/2 \ln 2\pi + 1/2 \ln \frac{N}{\prod_{i=1}^k N_i} + \frac{k-1}{2} \cdot \ln 2\pi] \quad (2)$$

Используя формулу Стирлинга, перепишем равенство (2) в виде:

$$I_X = \frac{A}{N} [\ln N! - \ln N_1! + \ln N_2! - \dots - \ln N_k! + B], \quad (3)$$

$$\text{где } B = 0,5 [\ln \frac{N}{\prod_{i=1}^k N_i} + 1,83(k-1)].$$

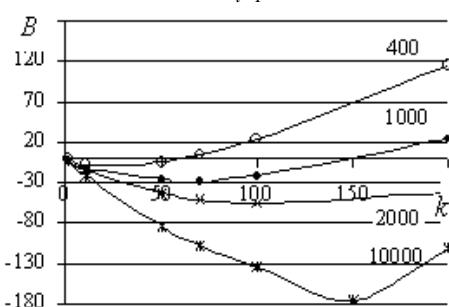


Рис. 1. График зависимости величины

B от k при равномерном распределении отсчетов

Пусть $k = k_y$, где k_y – количество ярусов, ограниченное вариационных размахом ΔX на ярусной диаграмме ритма [2], т.е. $\Delta X = k_y \cdot \Delta x$. В этом случае на

один столбец гистограммы приходится один ярус диаграммы. Для упрощения оценки величины B приведен результат анализа (рис. 1) для ряда с равномерным распределением в интервале реальных значений k [2] для $N = (400, 1000, 2000, 10000)$. Видно, что величина B меняется нелинейно в относительно широких пределах. Вклад ΔI_x величины B_{\max} в абсолютное значение I_x с ростом N асимптотически стремится к нулю (рис. 2). При задаваемой точности расчета величины I_x величиной B можно пренебречь. Тогда равенство (3) перепишется в виде:

$$I_x = \frac{A}{N} \ln \frac{N!}{\prod_{i=1}^k N_i!}, \text{ или } I_x = \frac{A}{N} \ln \Gamma. \quad (4)$$

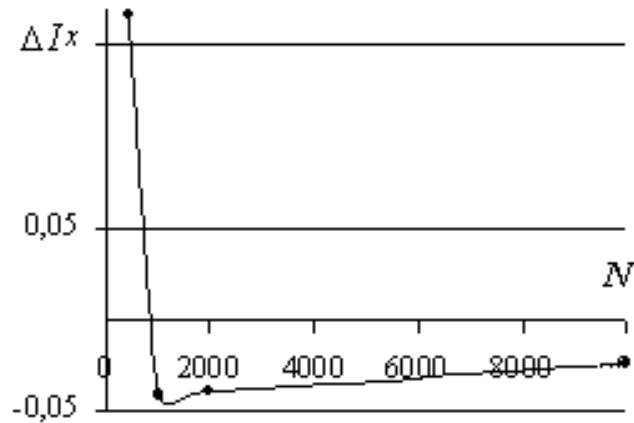


Рис. 2. График влияния B на величину I_x с ростом объема выборки

Таким образом, формулу информационной энтропии можно читать в макропараметрах для всей выборки. В случае ярусной диаграммы, приведенные в формуле вероятности (p) относятся к разным объектам, поэтому $I_x = -Ap \ln \Gamma$, где $p = 1/N$, $A = 1/\ln 2$ – переводной коэффициент. Здесь N – ширина окна сканирования (или объем выборки), Γ – величина термодинамической вероятности для окна или выборки. Вероятность p характеризует равномерное распределения значений RR -интервалов по горизонтали, т.е. равномерно растущий ряд номеров RR -интервалов. Вероятность $1/\Gamma$ характеризует распределение значений RR -интервалов по вертикали – по ярусам.

По мнению автора, полученное равенство (4) позволяет придать величине I_x более определенный физический смысл. Так количество информации частного сообщения $I_{\Sigma} = I_x = A \ln \Gamma$ приобретает смысл возможного общего числа комбинаций отсчетов на ярусной диаграмме при заданной гистограмме распределения с шириной столбца Δx . Действительной является лишь одна комбинация, а остальные остаются в мнимой области. Поэтому величина I_{Σ} определяет количество информации, недостающее до полного описания ярусной диаграммы. В рамках такого толкования величина I_x , обозначаемая ранее автором в форме I^* , определяет среднее количество информации, недостающее до полного описания единицы ритма. Вероятно, можно считать величину I^* средним выборочным количеством ярусов, предоставляемым ритму сердца моментно при каждом шаге, как единичном акте выбора величины фазы. В дальнейшем следует проверить: может ли эта величина служить и оценкой мерности m пространства вложения ($I_0^* = m$) [5].

Остается вопрос: какое значение N можно считать достаточно большим, чтобы использовать результаты проведенного исследования.

Сравним функциональные зависимости $H(X)$ и $I^* = \frac{A}{N} \ln \Gamma$.

Процедурой генерации случайных чисел по нормальному закону созданы несколько выборочных цифровых рядов для разной величины стандартного отклонения σ и разного объема N .

Результаты расчета функциональных значений $H(X)$ и I^* приведены на рис. 3 для объемов выборок $N = 1000, 10000$ и ∞ . Чем меньше объем выборки, тем большие отличия

между двумя функциональными кривыми. Первая функция не зависит от объема выборки ($N = \infty$), а вторая – зависит. В таблице приведены величины относительных погрешностей ε в зависимости от N и σ .

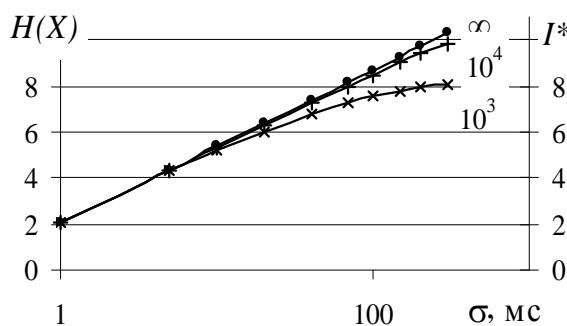


Рис. 3. Графики функций $H(X)$ и I^* в зависимости от N и σ

Этот результат для коротких записей можно трактовать с позиции отклонения функции экспериментального распределения от нормального закона.

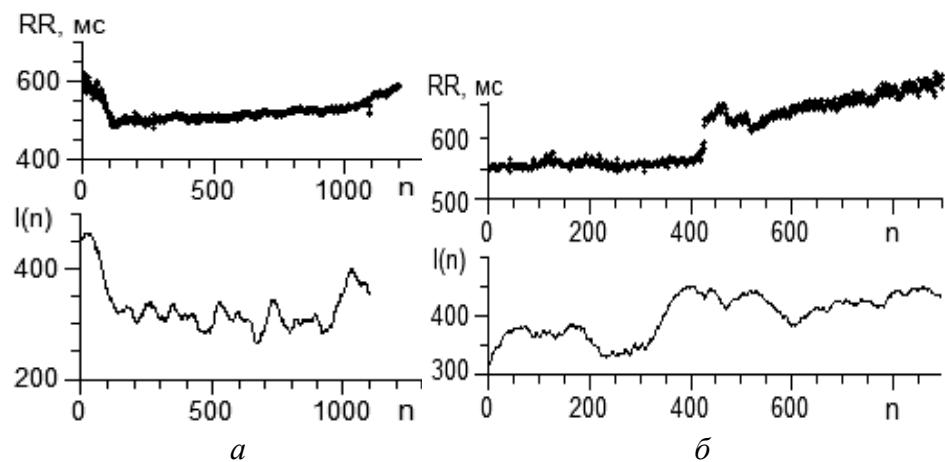
Таблица.

Относительные погрешности $\varepsilon(N, \sigma)$, %

$N \setminus \sigma$	40	70	100
1000	8,1	11	19,5
10000	1,4	2,4	3,4

Функция $H(X)$ не меняется с ростом N однородной ($\sigma \approx \text{пост}$) выборки, а функция $I^*(N)$, быстро растет при малых объемах выборки и практически не меняется при $N > 10000$. При этом функция $I_{\Sigma} = I^*N$ связана линейно с объемом выборки.

На рис. 4. приведены ритмограммы больного В-о отделения реанимации областной клинической больницы г. Владимира и соответствующие графики $I(n)$, полученные методом скользящего среднего с размером окна $n_0 = 100$. У больного наступило резкое ухудшение состояния (рис. 1, *a*), которое регистрировалось по резкому падению величины RR -интервалов до уровня 500 мс. При этом функциональный показатель $I(n)$ упал до уровня 300 единиц, характеризующего очень тяжелое состояние. При этом функция $I(n)$ продолжало вести себя не устойчиво с попытками упасть ниже к уровню коматозного состояния (200 - 250). Эффективность проведения соответствующих клинических мероприятий первой почувствовала функция $I(n)$ с выходом на уровень 400 – 450, характеризующий хорошее состояние. Приблизительно через 1,5 минуты изменения в лучшую сторону происходят и в ритме (рис. 1, *б*, верх).

Рис. 4. Графики RR- интервалограмм и функции $I(n)$ больного В-о для двух последовательны регистраций

Функция $I(n)$ позволяет оценивать в реальном времени эффективность клинических мероприятий и является опережающей прогнозной оценкой.

ЛИТЕРАТУРА

1. Вентцель Е. С. Теория вероятностей: учеб. для вузов.– М.:Высш.шк.,1999.– 576 с
2. Кавасма Р. А., Кузнецов А. А., Сушкова Л. Т. Ярусный подход к анализу RR- интервалограмм// Физика и радиоэлектроника в медицине и экологии. В 2 кн. Кн. 1. – Владимир: ВлГУ, 2006. – С. 152 - 153.
3. Мун Ф. Хаотические колебания. Вводный курс для научных сотрудников и инженеров: пер с англ. Ю.А. Данилова и А.М. Шукрова.– М.:Мир.1990.–С. 312.
4. Анищенко В. С., Вадивасова Т. Е., Астахов В. В. Нелинейная динамика хаотических и стохастических систем. Фундаментальные основы и избранные проблемы / Под ред. В. С. Анищенко.–Саратов: Изд-во Сарат. ун-та, 1999. –368 с
5. Takens F. Detecting strange attractors in turbulence// Lecture Notes in Mathematics, 1981, № 898. - Р. 366-381.

ENTROPY OF A HEART RHYTHM DOT DIAGRAM

A.A. Kuznetsov

Vladimir State University, Vladimir

e-mail: artemi-k@mail.ru

Research chaotic making dynamic process is usually made in phase space by the analysis of chaotic dynamics of representing point in attractor area. As a quantity indicator it is in that case entropy used. In the given work entropy is applied directly to realization of a heart rhythm process to an estimation of disorder of a rhythm dot diagram storey structures. On the basis of that the degree of uncertainty of a condition of system is defined both probabilities of its possible conditions, and their number, the transition from entropy with the general formula of its definition $I_x = -\sum_{i=1} p_i \log_2 p_i$ to the average quantity of the information $I_x = -Ap \ln \Gamma$ missing up of a heart rhythm unit full description is given.

Procedure of random numbers generation under the normal law creates some selective digital lines for different size of a standard deviation σ and different volume N of sample. At comparison of calculation results on both equations appeared, that distinctions in results disappear at growth N . Settlement relative errors of results rejections for different N and σ are given. For short records they are treated as result of a distribution function deviation from the normal law.

The example of entropy application is given as a dynamic parameter of the patient heart rhythm disorder. It is shown, that its dynamics allows estimating efficiency of clinical actions in real time and is authentic estimation of the forecast.

МНОГОМАСШТАБНЫЙ КОРРЕЛЯЦИОННЫЙ АНАЛИЗ И ОСНОВАННОЕ НА НЕМ ПРЕДСТАВЛЕНИЕ СИГНАЛОВ МЕДИКО-БИОЛОГИЧЕСКОГО ПРОИСХОЖДЕНИЯ

В.Е. Анциперов, Ю.В. Обухов

Институт радиотехники и электроники РАН, Москва

e-mail: antciparov@cplire.ru, obukhov@cplire.ru

Доклад посвящен новому методу обработки и графического представлени сигналов медико-биологического присхождения – электро- кардиографических (ЭКГ) и энцефалографических (ЭЭГ). Метод ориентирован на обработку, строго говоря, нестационарных, но с фрагментами квазипериодичности сигналов и основан на многомасштабном анализе корреляционных свойств их локального поведения. Результаты, получающиеся на основе применения подобного анализа, оказываются в высокой степени информативным и легко интерпретируемым.

На протяжении ряда лет авторы доклада занимались проблемой исследования нестационарных сигналов используя аппарат коротких кросс-корреляционных функций [1-2]. Изначально короткие корреляционные функции формировались на некоторых характерных для сигнала, но фиксированных временных окнах. В дальнейшем было обнаружено [3], что гораздо лучшие и полные результаты получаются, если подобный анализ проводить на нескольких временных масштабах, т.е. если изначально выбрать многомасштабность как одну из основных характеристик подхода. Однако, при этом возникает проблема большого числа параметров метода – текущее время, размер окна, временной сдвиг – что приводит к потере наглядности и обозримости представления. Решением проблемы послужила одна из идей вейвлетного частотно-временного анализа. Преимущество вейвлетных преобразований состоит в использовании переменных временных окон: малых для высоких частот и больших для низких. Во время-временном анализе, где период обратнопропорционален частоте, это означает, что для подчеркивания квазиколебаний с малым периодом необходимо использовать малые окна, для обнаружения больших периодов – большие.

В итоге, для обнаружения квазипериодических фрагментов была выбрана следующая мера квазипериодичности:

$$r(t, \theta) = \frac{\int G^2(2t'/\theta)x(t'+t - \theta/2)x(t'+t + \theta/2)dt'}{\sqrt{\int G^2(2t'/\theta)x^2(t'+t - \theta/2)dt'} \sqrt{\int G^2(2t'/\theta)x^2(t'+t + \theta/2)dt'}}$$

где t – текущее время, θ - временная шкала метода, $x(t)$ – анализируемый сигнал, $G(t)$ – масштабирующее окно.

Для представления динамических характеристик сигнала используется $(t-\theta)$ плоскость с раскраской псевдоцветом значений меры $r(t, \theta)$.

Для демонстрации возможностей разработанного подхода приведем ряд примеров представления нескольких нестационарных сигналов биологического происхождения и прокомментируем особенности соответствующих представлений. На приведенных ниже рисунках значения $r(t, \theta)$ из интервала $[-1;+1]$ отображаются в градациях серого цвета от светлого для -1 до темного для $+1$. Цветовая шкала во всех примерах является монотонной, но не всегда равномерной – в ряде случаев шкала является более мелкой в окрестности нуля и, соответственно, более крупной на концах интервала, поэтому приводимые ниже примеры имеют качественный характер. Все вычисления и графические представления осуществлены с использованием программного пакета MATLAB версии 6.5.

Первым примером является представление электрокардиографических (ЭКГ) сигналов. Использованные для представлений реальные ЭКГ- записи были выбраны из базы данных

по аритмии сердца - The MIT-BIH Arrhythmia Database (предоставленных порталом PhysioNet [4]). Записи имеют длительность в 30 мин, оцифрованы с частотой 360 отсч./с и разрядностью 11 бит/отсч, перед обработкой посредством ВЧ-фильтрации с частотой ~ 0.3 Гц устранен средний уровень. Практически все записи имеют аннотации, содержащие, в частности, моменты времени всех R-пиков (beat labels) и обнаруженные аномалии.

Типичный ЭКГ-сигнал (в норме) показан на рис.1 и имеет вид последовательности повторяющихся фрагментов (P-QRS-T комплексов). Последовательные фрагменты не в точности повторяют друг друга и, что более важно, период их следования меняется во времени – абсолютная вариабельность периода в норме составляет $\sim 20\%$. На рис.1 также представлены аннотированные значения RR-интервалов (периодов Т).

В многомасштабном представлении (рис.2) нормальный ЭКГ-сигнал имеет выраженную линейчатую структуру, узость линий обусловлена острыми боковыми пиками $r(t, \theta)$ у данного типа сигнала. Колебательная временная динамика линий обусловлена вариабельностью Т. Для сравнения на рис.2 приведена динамика Т - длительности RR-интервала.

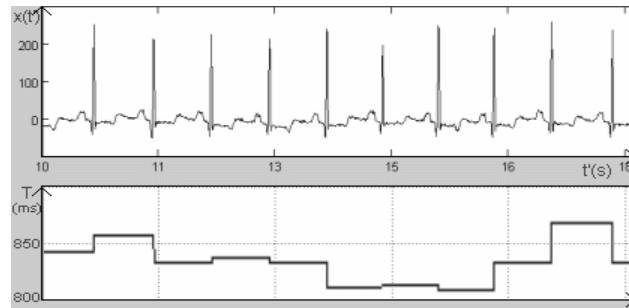


Рис.1 Типичный ЭКГ-сигнал: 8-секундный фрагмент нормального синусного ритма $x(t')$ и динамика длительности RR-интервала T в зависимости от времени t' .

Из сопоставления видно, что динамика всех линий повторяет динамику T . Более того, нижняя линия, соответствующая первому боковому максимуму, является практически графиком RR-интервалов, что весьма замечательно, поскольку он получен в данном случае без непосредственного измерения длительностей интервалов.

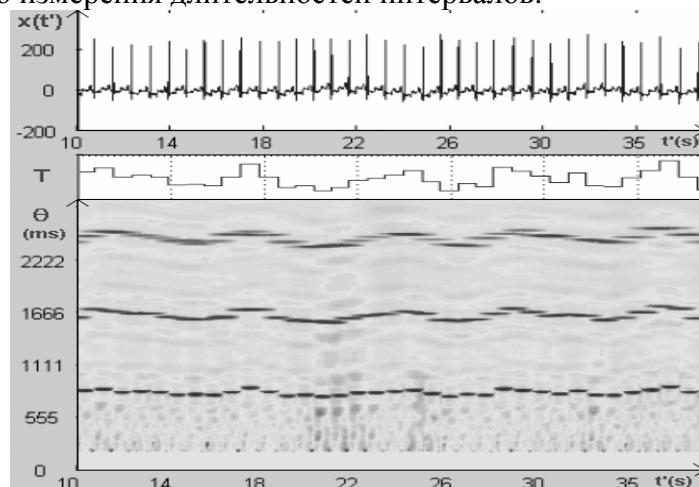


Рис.2 Представление ЭКГ сигнала – 35-секундный фрагмент нормального синусного ритма. Для сопоставления непосредственно над представлением приведена динамика RR-интервала.

Линейчатая структура представления ЭКГ-сигнала может разрушаться при нарушении нормальной работы сердца. На рис.3 представлен фрагмент ЭКГ с атриальной экстрасистолией (стрелками отмечены моменты экстрасистол). Как видно из картины представления сигнала, по области разрушения траекторий максимумов удается достаточно легко локализовать интервал времени с экстрасистолией. Это обстоятельство может быть использовано, например, в задачах сегментации длинных записей ЭКГ с целью быстрого обнаружения аномалий.

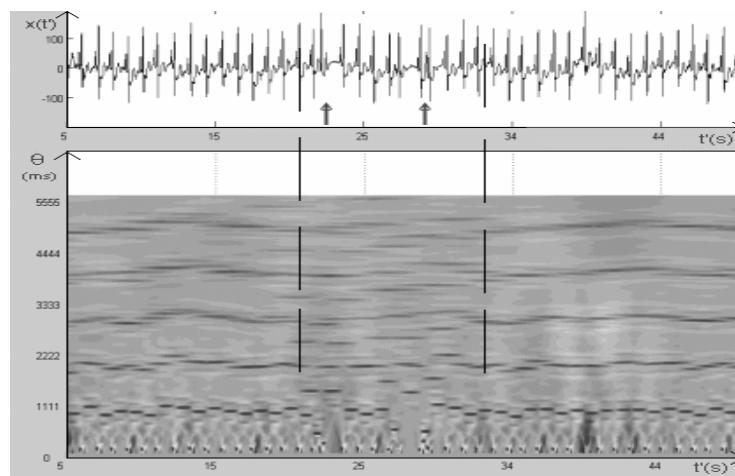


Рис.3 ЭКГ-сигнал с участком атриальной экстрасистолии. 40-секундный фрагмент ЭКГ из 24 мин записи. Вертикальными линиями выделен участок нарушения квазипериодичности.

Следующий пример связан с представлением электроэнцефалографических (ЭЭГ) сигналов. Записи имеют длительность в 30 - 40 с, 32 канала, оцифрованы с частотой 500 отсч./с и представляет собой записи энцефалограмм в состоянии покоя (тишина, глаза пациента закрыты). Перед обработкой посредством ВЧ-фильтрации с частотой ~ 0.5 Гц устранен средний уровень.

Типичная ЭЭГ-запись с фрагментом спонтанной альфа-активности показана на рис. 4. В отличие от ЭКГ-сигналов ЭЭГ на большей части длительности записей не имеют выраженной структуры. Однако в течение спонтанной альфа-активности линейчатая структура проявляется. В многомасштабном представлении на рис.10 ЭЭГ-сигнал имеет выраженный участок спонтанной альфа-активности с частотой ~8 Гц. Границы участка довольно четко определены, что может быть с успехом использовано для обнаружения спонтанной активности (сегментации ЭЭГ).

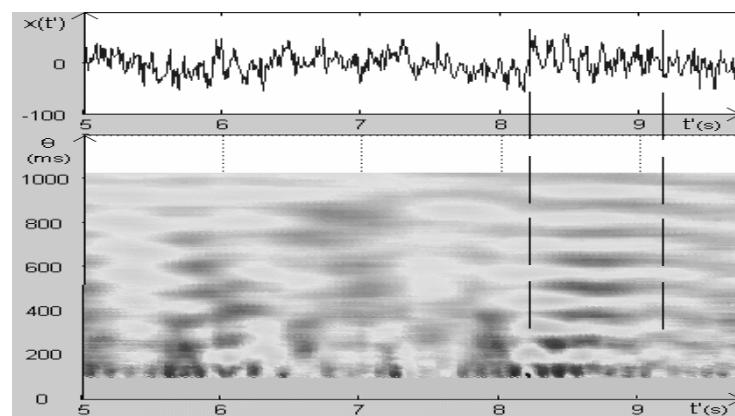


Рис.4 Типичный ЭЭГ-сигнал и его представление – 5-секундный фрагмент – $x(t')$. Вертикальными линиями выделен интервал альфа-активности.

В еще большей степени линейчатая структура представления проявляется во время эпилептических разрядов у людей, страдающих эпилепсией. На рис.11 приведен пример эпилептического разряда. Помимо границ разряда на основе представления можно судить о динамике его частоты: изменению периода от 0.33 до 0.40с соответствует уменьшение частоты от 3.0 до 2.5 Гц. Данные по эпилептическим разрядам предлагаются собой 18 канальные записи с частотой 256 отсч./с.

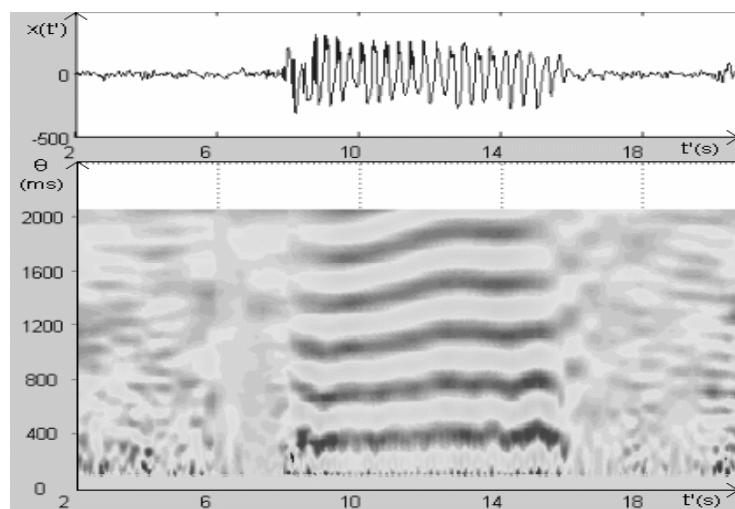


Рис.5 Эпилептический разряд и его представление – 18-секундный фрагмент ЭЭГ – $x(t')$.
Вертикальными линиями выделен участок разряда.

Данная работа поддержана грантами РФФИ № 06-07-89302-а, 08-02-01312-а, 08-01-00887-а.

ЛИТЕРАТУРА

1. Antciperov V.E., Morozov V.A. "The Dynamics of Characteristics of Short Autocorrelation Functions of Speech Signals", J. Communications Technology and Electronics, 49 (12), 2004, p 1333-1341
2. Antciperov V.E. "Multiscale Correlation Analysis of Nonstationary Signals Containing Quasi-Periodic Fragments", J. Communications Technology and Electronics, 53 (1), 2008, p. 65-77.
3. Анциперов В.Е., Морозов В.А., Обухов Ю.В. Многомасштабный динамический анализ корреляционного типа в исследовании ЭЭГ записей эпилептических разрядов // Труды 13-й Всероссийской конференции «Математические методы распознавания образов». 30 сентября - 6 октября, Санкт-Петербург, 2007
4. Goldberger AL, Amaral LAN, Glass L at all PhysioBank, PhysioToolkit, and PhysioNet: <http://circ.ahajournals.org/cgi/content/full/101/23/e215>

MULTISCALE CORRELATION ANALYSIS OF REAL MEDICAL AND BIOLOGICAL SIGNALS AND THEIRS GRAPHICAL-BASED REPRESENTATION

W.E. Antciperov, Y.V. Obuchov
 Institute of Radio-engineering and Electronics of RAS, Moscow
 e-mail: antciperov@cplire.ru

Processing of complex nonstationary signals, in particular, their structuring, is considered. The problem of detection of quasi-periodic fragments and determination of the quasi-periodicity parameters is discussed. A multiscale time-time representation of the nonstationary signals is introduced on the basis of the selected distribution of the correlation type, and the characteristic features of the representation are discussed. Examples of processing and representation of real biological (cardiographic, encephalographic) signals are presented.



ИССЛЕДОВАНИЕ ПЛОСКИХ МНОГОПИНХОЛЬНЫХ КОДИРУЮЩИХ КОЛЛИМАТОРОВ ДЛЯ ОДНОФОТОННОЙ ЭМИССИОННОЙ ТОМОГРАФИИ

М. А. Антаков

Московский государственный институт электронной техники (технический
университет), Москва
e-mail: zany_coy@mail.ru

В эмиссионной вычислительной томографии для использования методов обращения экспоненциального преобразования Радона предполагается возможность наблюдения объекта со всех направлений. Если это предположение не выполняется, проблема реконструкции объекта по неполным проекционным данным (проблема ограниченного телесного угла), не решена до конца и к настоящему времени. Такая проблема возникает для объектов, наблюдение которых для всех углов невозможно. В качестве типичных примеров можно назвать экологический мониторинг радиоактивного загрязнения приповерхностного слоя почвы и дистанционный контроль состояния действующего ядерного реактора.

Один из подходов к решению этой проблемы – использование методов продольной эмиссионной вычислительной томографии, одним из которых является метод, основанный на применении плоских кодирующих коллиматоров (кодированных апертур) [1].

В таком методе на детекторе образуется изображение, которое даже для плоского источника не имеет никакого сходства с объектом. Это обстоятельство делает необходимой дополнительную операцию по декодированию изображения на детекторе. Для декодирования изображений могут быть использованы как аналоговые, так и численные методы. Сравнение различных многопинхольных коллиматоров позволяет сделать вывод о преимуществе псевдослучайного расположения пинхолов. Было предложено строить многопинхольный коллиматор на основе двумерной мозаики некоторой базовой части, что делает матрицу, описывающую процесс кодирования, циклической - матрицей-циркулянтом.

В настоящее время наиболее хорошими свойствами обладают коллиматоры, построенные на основе (v, k, λ) -матриц-циркулянтов, обладающими экстремальными свойствами на классе $(0,1)$ -матриц и удобным аналитическим выражением для обратной матрицы. Любая строка или столбец (v, k, λ) -матрицы-циркулянта называется псевдослучайной последовательностью (ПСП). Двумерные кодовые таблицы (ДКТ), построенные из одномерных ПСП, называют псевдослучайными таблицами (ПСТ). Известны три метода построения двумерных кодовых таблиц: построчный, диагональный и самоподдерживающийся методы.

Основным критерием сравнения кодирующих коллиматоров является построение для них аппаратной функции (АФ), которая вычисляется по формуле:

$$\delta(x, y, z, x_0, y_0, z_0) = \frac{1}{\pi} \frac{(z - L)^2}{(z_0 - L)^2} \iint \frac{\exp[i(\mu x + \nu y)]}{\exp[i(\mu x_0 + \nu y_0) \frac{z - L}{z_0 - L}]} \times \\ \times \frac{H\left(-u \frac{z_0(z - L)}{L(z_0 - L)}, -v \frac{z_0(z - L)}{L(z_0 - L)}\right)}{H(-u\pi i L, -v\pi i L)} du dv$$

Где (x_0, y_0, z_0) – координаты источника, $H(u, v)$ – фурье-образ функции пропускания кодирующего коллиматора, L – расстояние между детектором и кодирующим коллиматором. Аппаратная функция показывает, какой вклад оказывает источник во внефокусной плоскости в плоскость фокуса. Чем аппаратная функция ближе к δ -функции Дирака, тем лучше томографические свойства кодирующего коллиматора. Типичный вид аппаратной функции приведен на рис. 1.

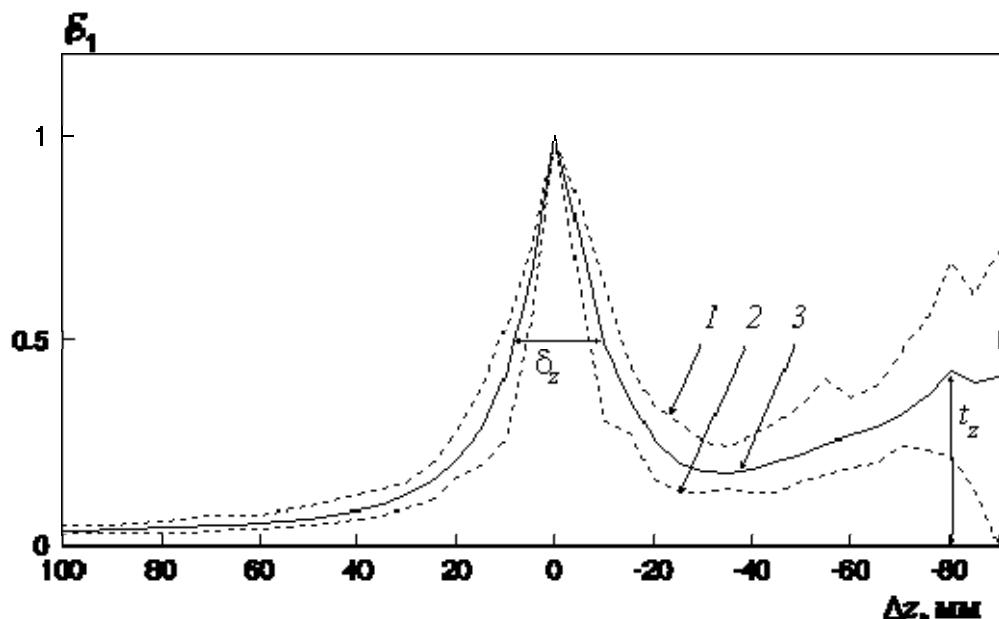


Рис.1. АФ многопинхольного плоского кодирующего коллиматора (д_z- глубинное разрешение; т_z- максимальная амплитуда ложных пиков):
1 – верхняя АФ; 2 - нижняя АФ; 3 – средняя АФ

Для характеристики томографических (фокусирующих) свойств кодирующих коллиматоров целесообразно ввести такие параметры, как глубинное разрешение δ_z , равное ширине АФ на половине высоты около плоскости фокуса, и максимальная амплитуда ложных пиков t_z , вычисляемая как отношение максимального значения АФ в области ложных пиков к значению АФ при $\Delta z = 0$.

Существенным ограничением при применении кодирующих коллиматоров является небольшое число известных ПСП с пригодными для построения двумерных ПСТ длинами и небольшой выбор значений среднего пропускания кодирующих коллиматоров. В 2007 г. был предложен новый класс, так называемых расширенных псевдослучайных последовательностей [2]. Расширенные ПСП строятся из классических ПСП путём добавления одинакового количества нулей после каждого элемента ПСП. При этом может быть получен аналитический вид для обратной образующий матрицы, что значительно облегчает процесс декодирования. Кроме того, для расширения оказались пригодны и ПСП, с количеством единиц, превышающим количество нулей (ассоциированные ПСП), и вырожденные ПСП, содержащие ровно один нуль, которые для построения кодирующих коллиматоров не использовались ранее. При этом количество двумерных кодовых таблиц резко возрастает.

Общее количество двумерных таблиц, отобранных для исследования, равно 21416. Из них 17145 ДКТ построено на основе расширенных вырожденных ПСП. Из-за больших вычислительных затрат при анализе аппаратных функций таблиц больших размерностей, были рассмотрены таблицы, размерности которых не превышали 45 и максимальная разность размерностей была не более 3. Их оказалось 6474.

На рис. 2 представлен график зависимости относительного глубинного разрешения от среднего пропускания кодирующего коллиматора.

Как видно из рис. 2 и 3, значение полуширины для 65,4% исследованных функций кодирующих коллиматоров превышает теоретическое значение более чем в 1,5 раза, а для 78,4% амплитуды ложных пиков превышает 1. Среди оставшихся были выбраны таблицы, у которых отклонение полуширины верхней аппаратной функции от теоретического значения не превышает 20% и амплитуда ложных пиков меньше 0,7. Таких таблиц оказалось 215.

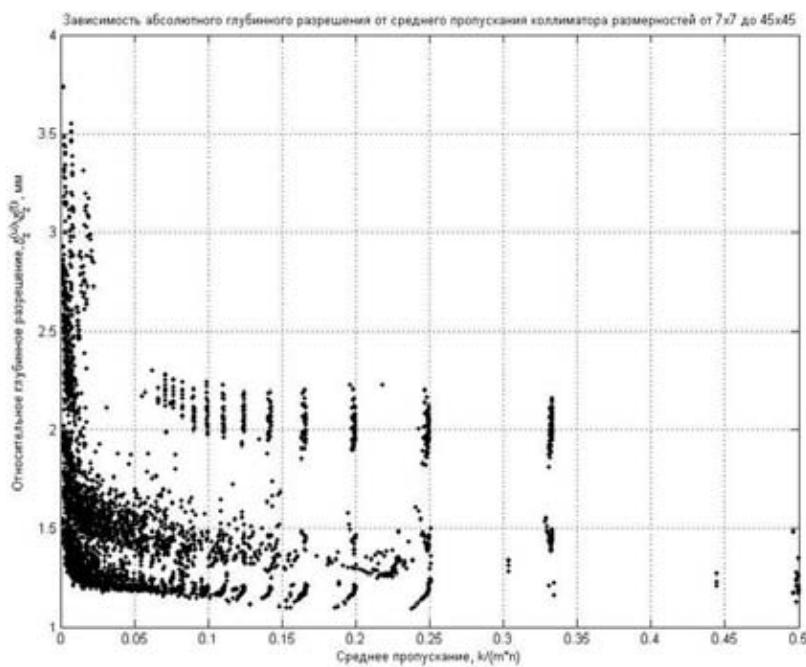


Рис. 2. Зависимость относительного глубинного разрешения от среднего пропускания кодирующего коллиматора

На рис. 3 представлен график зависимости амплитуды ложных пиков от среднего пропускания кодирующего коллиматора.

Было установлено, что большинство (197 из 215) кодирующих коллиматоров с хорошими аппаратными функциями построено построчным способом. Остальные построены диагональным способом. Коллиматоров с хорошими аппаратными функциями, построенных самоподдерживающимся способом, нет.

Из 215 кодирующих коллиматоров с хорошими аппаратными функциями только 5 построены на основе нерасширенных классических ПСП, остальные построены на основе РПСП, полученных из вырожденных ПСП.

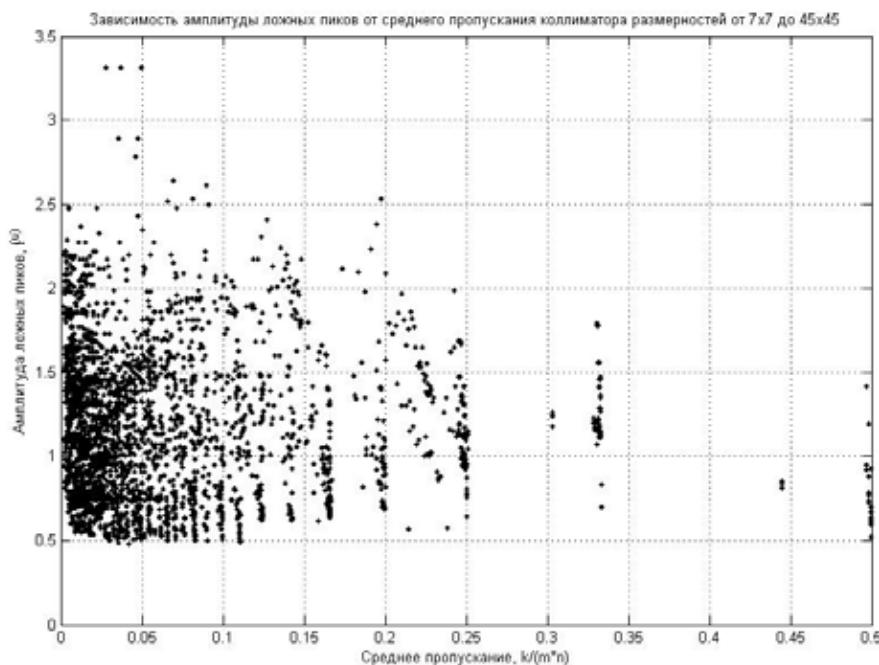


Рис. 3. Зависимость амплитуды ложных пиков от среднего пропускания кодирующего коллиматора

Среди кодирующих коллиматоров, построенных самоподдерживающимся способом, лучшими характеристиками обладают коллиматоры, построенные на основе нерасширенных классических ПСП.

ЛИТЕРАТУРА

1. Терещенко С.А. Вычислительная томография. Часть 2. М.: МИЭТ, 2001.
2. Федоров Г.А., Терещенко С.А. Расширенные псевдослучайные последовательности и двумерные кодирующие коллиматоры на их основе. Измерительная техника, 2007, №6, с.66-71.

RESEARCHING OF THE FLAT MULTI-PINHOLE CODED APERTURES FOR A SINGLE-PHOTON EMISSION COMPUTED

М.А. Antakov

Moscow Institute of Electronic Technology (Technical University), Moscow
e-mail: zany_coy@mail.ru

The new class of 2-D coded tables constructed on the base of extended pseudo-random sequences has been considered to find coded apertures with good tomographical (focusing) properties. 6474 2-D coded apertures have been analyzed. 215 tables with good point spread function (PSF) have been selected. It have been established, that the tables constructed on the base of degenerated pseudo-random sequences have the best properties of PSF.



РЕКОНСТРУКЦИЯ ЭКВИВАЛЕНТНОГО ТОКОВОГО ИСТОЧНИКА СЕРДЦА

М.Н. Крамм, В.В. Лебедев, Д.С. Винокуров

Московский Энергетический Институт (Технический Университет), Москва
e-mail: vdsx1@rambler.ru

Одной из важных задач элекрокардиологии является повышение информативности элекрокардиографических (ЭКГ) обследований с помощью многоэлектродных отведений. При этом может быть сформулирована обратная задача элекрокардиографии – по измеренным потенциалам на поверхности тела человека, необходимо восстановить пространственно-временное распределение эквивалентных токовых источников в области миокарда. Для оценки пространственных смещений и мощности эквивалентного токового источника (ТИ), которые могут быть весьма полезными показателями при топической диагностике электрофизиологических состояний сердца, требуется определить координаты электрического центра сердца, а также модуль и пространственную ориентацию вектора мощности электрического возбуждения. В настоящей работе используется итерационный метод определения данных параметров ТИ.

С целью идентификации электрического процесса в сердце используется модель эквивалентного ТИ. В настоящей работе рассматривается модель в виде одного диполя [1]. При этом проводится реконструкция параметров ТИ для каждого момента времени кардиоцикла t_j : координат x_0, y_0, z_0 и проекций вектора приведенного момента ТИ M_x, M_y, M_z . Потенциал i -го электрода, создаваемый эквивалентным дипольным ТИ, определяется выражением

$$U_i = \frac{1}{R^3} [M_x \cdot (x_i - x_0) + M_y \cdot (y_i - y_0) + M_z \cdot (z_i - z_0)] \quad (1)$$

где $R = \sqrt{(x_i - x_0)^2 + (y_i - y_0)^2 + (z_i - z_0)^2}$, x_i, y_i, z_i - координаты i -го электрода. С целью подавления синфазной помехи измерялись разностные потенциалы $U_i - U_F$, где U_F - потенциал опорного электрода F (левая нога). В связи с наличием ошибок измерений и погрешностей модели $U_i - U_F \neq U_{\vartheta i} - U_{\vartheta F}$. В этой ситуации предлагается решать оптимизационную задачу - задачу поиска параметров ТИ, минимизирующих сумму квадратов отклонений измеренных и модельных разностных потенциалов [2]:

$$G(x_0, y_0, z_0, M_x, M_y, M_z) = G_{\min}, \quad (2)$$

где

$$G = \sum_{i=1}^{N_{\vartheta i}} ((U_i - U_F) - (U_{\vartheta i} - U_{\vartheta F}))^2. \quad (3)$$

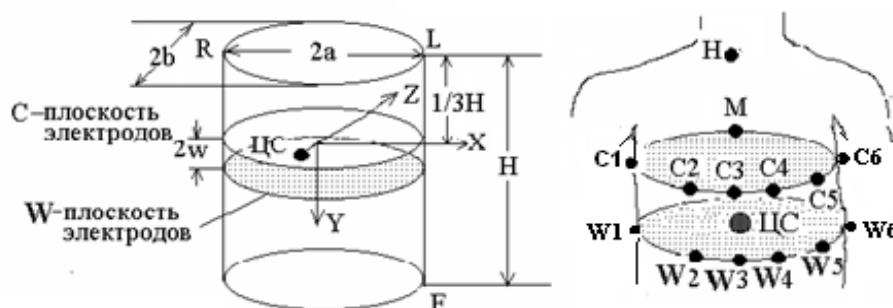
Поиск минимума функции 6 переменных (2) проводится итерационным методом Ньютона-Гаусса.

Предложенная методика была использована для обработки 16-канальных записей, полученных для нескольких людей. Одним из направлений исследований являлся анализ возможностей использования алгоритма реконструкции ТИ. Качество алгоритма характеризуется погрешностью аппроксимации потенциалов электродов и устойчивостью результатов реконструкции $(x_0, y_0, z_0, M_x, M_y, M_z)$ к изменениям условий проведения эксперимента и вносимым при этом ошибкам. Среднеквадратическая погрешность аппроксимации потенциалов электродов и относительная погрешность аппроксимации характеризуют различие между измеренными разностными потенциалами и потенциалами, создаваемыми реконструированным эквивалентным ТИ, для текущего момента времени. Эти погрешности определяются выражениями:

$$\sigma_A = \sqrt{\frac{1}{N_{\vartheta i}} \sum_{i=1}^{N_{\vartheta i}} ((U_i - U_F) - (U_{\vartheta i} - U_{\vartheta F}))^2}; \quad \delta_A = \frac{\sigma_A}{(U - U_F)_{ck}}, \quad (4)$$

где $(U - U_F)_{ck}$ - среднеквадратическое значение разностного потенциала, усредненное по всем электродам.

Была предложена собственная система электродов для регистрации кардиограмм в 16-ти отведениях [3]. Грудная клетка пациента аппроксимируется в виде эллиптического цилиндра с полуосами a и b , высотой h (см. рис.1).



Координаты измерительных электродов в системе принятых осей тела пациента.

Две плоскости установки электродов по оси У сдвинуты на +/-W.
Координаты центра сердца X=0, Y=0, Z=-b/2.

А)

Б)

Рис. 1. Геометрия задачи (а) и размещение измерительных электродов (б) в системе принятых осей тела пациента. Две плоскости установки электродов по оси у сдвинуты на +/-w. Координаты центра сердца: x = 0, y = 0, z = -b/2

Электрические потенциалы, снимаемые с электродов, усиливались, фильтровались и оцифровывались с помощью разработанного 16-канального блока ввода кардиосигналов в память ПК через USB-порт. Частота оцифровки составляла 2 кГц на канал.

Нами было проведено исследование влияния количества и конфигурации используемых электродов на устойчивость алгоритма реконструкции в области R зубца. На рис.2 показана относительная погрешность аппроксимации потенциалов δ_A , при использовании для реконструкции 12, 13 и 14 электродов. Здесь моменту $t = 0$ мс соответствует начало Q-зубца. Отметим, что δ_A минимальна ($\delta_A < 10\%$) для R-пика, т.е. в данной фазе кардиоцикла дипольная модель наиболее точна.

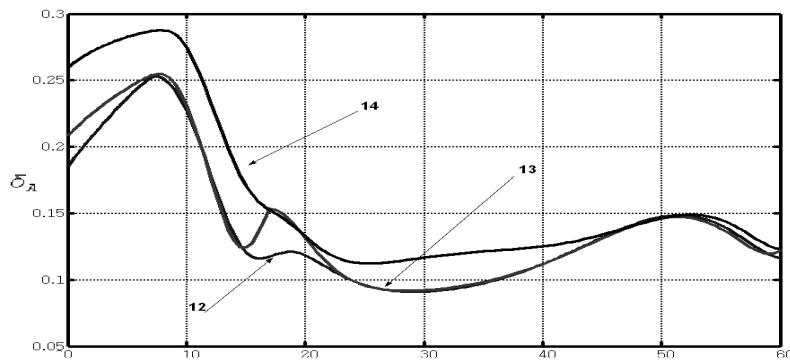


Рис.2. Относительная погрешность для 12,13,14 электродов в области R зубца

На ошибки проведения эксперимента влияет ряд факторов, в том числе: а) неточное наложение электродов; б) погрешность измерения параметров грудной клетки (a , b и h , см. рис.1); в) шумы кардиоусилителя. Чтобы оценить влияние входного шума на устойчивость реконструкции параметров, к измеренным потенциалам в процессе цифровой обработки добавлялись отсчеты нормального шума с различными значениями СКО σ_{uu} . После этого находились относительные изменения координат и момента диполя: $\delta_r = \frac{|r - r_n|}{r_n}$,

$\delta_M = \frac{|M - M_n|}{M_n}$, где $r = \sqrt{x_0^2 + y_0^2 + z_0^2}$ и $M = \sqrt{M_x^2 + M_y^2 + M_z^2}$ - параметры источника при текущем значении СКО шума; r_n, M_n - аналогичные параметры, полученные без добавления шума. На рис.3 представлены зависимости δ_r и δ_M от уровня СКО шума при различном количестве используемых электродов.

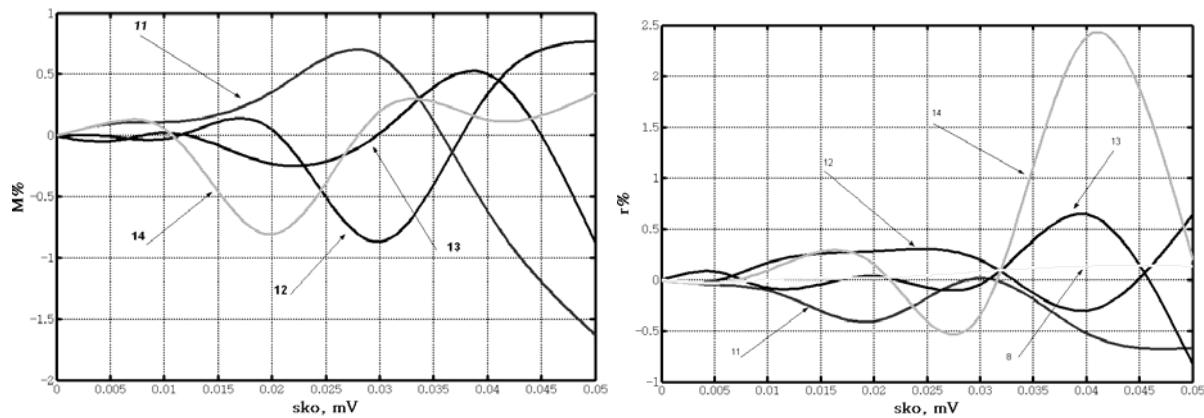


Рис.3. Относительная погрешность δ_r и δ_M для различного числа используемых электродов

Исследования показали, что при увеличении σ_{uu} в пределах 0 – 50 мкВ относительные изменения δ_r и δ_M возрастают, оставаясь в пределах $\delta_r \leq 3\%$ и $\delta_M \leq 2\%$ для различных

моментов времени, относящихся к R-зубцу. Таким образом, проведенные исследования показали хорошую помехоустойчивость алгоритма реконструкции.

Временная динамика электрической активности сердца может быть отображена с помощью пространственных кривых, описывающих движение вектора момента диполя. При этом движение центра токового источника в пространстве с течением времени будем показывать кривой, которую назовем треком электрического центра сердца (ЭЦС). Движение конца вектора момента диполя (по отношению к ортогональным осям проекций M_x, M_y, M_z) будем показывать кривой, которую назовем годографом вектора момента кардиогенератора. На рис.4 показаны годографа вектора момента и проекции трека ЭЦС на горизонтальную плоскость (X0Z), а так же - проекции этих же кривых на вертикальную плоскость (X0Y), полученные для двух человек. На данном рисунке результаты реконструкции представлены в момент реполяризации желудочков, т.е. в области R зубца на кардиограмме длительностью 50 мс. На рис.4 видно, что треки ЭЦС для двух человек имеют одинаковое направление и характер движения, в то же время вектор дипольного момента значительно отличается по амплитуде, а так же имеется различие по направлению максимума в горизонтальной плоскости. Представленные результаты должны свидетельствовать об физиологических особенностях процессов электрической активности сердца для каждого человека, и могут нести диагностическую информацию.

Полученные результаты соответствуют представлениям электрофизиологии сердца. Предложенный подход позволяет получить треки движения ЭЦС, а также более точные, чем в традиционной векторкардиографии годографы вектора сердца, так как в процессе реконструкции учитывается перемещение ЭЦС.

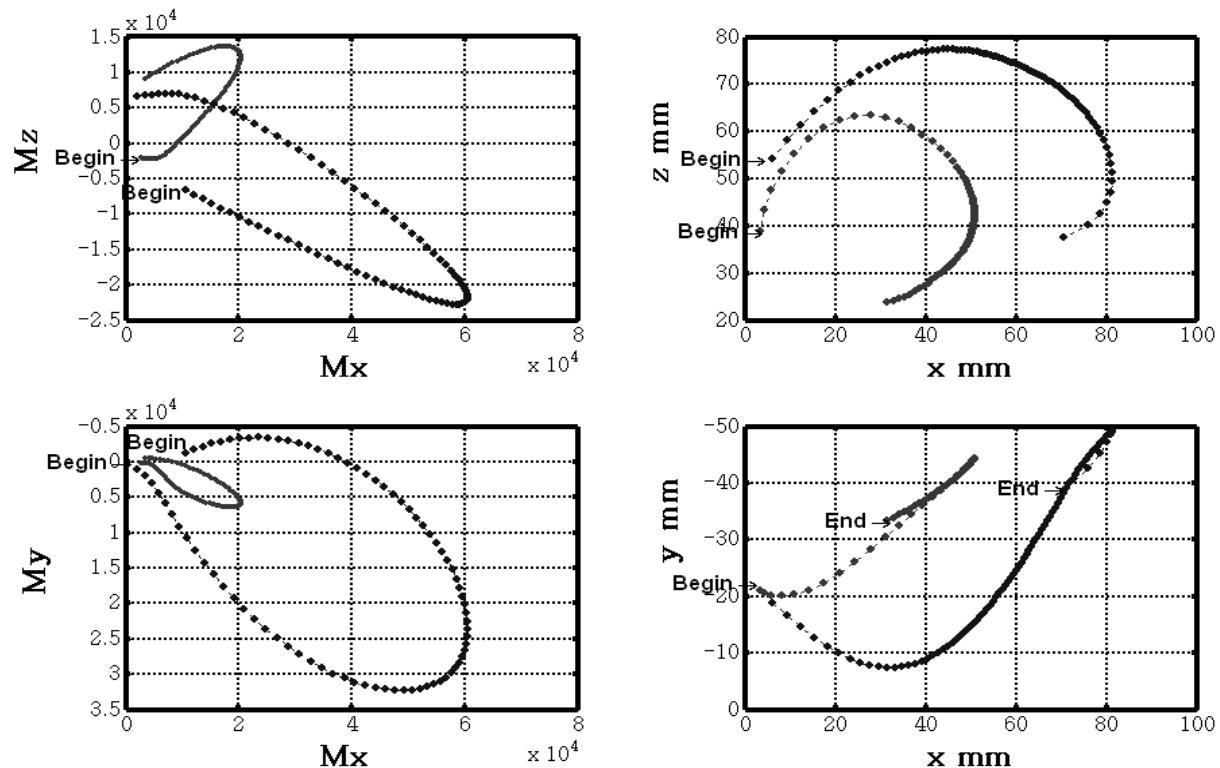


Рис.4. Совмещенные треки и годографы в горизонтальной и вертикальной плоскостях для двух человек

ЛИТЕРАТУРА

1. Титомир Л.И., Трунов В.Г., Айду Э.А.И. Неинвазивная электрокардиотопография, Москва, Наука, 2003.

2. Лебедев В.В., Крамм М.Н., Жихарева Г.В., Иванов Г.Г., Попов Ю.Б. Система электродных отведений для измерения координат источников в области миокарда. // Медицинская техника. – 2006. – № 4. С. 7-9.
3. Лебедев В.В., Крамм М.Н., Жихарева Г.В. Оценка эффективности расстановки электродов при измерении координат дипольных источников миокарда. // Медицинская техника. – 2006. – № 1. С. 5-8.

THE HEART EQUIVALENT SOURCE OF CURRENT RECONSTRUCTION

M.N. Kramm, V.V. Lebedev, D.S. Vinokurov

Moscow Power Engineering Institute (TY), Moscow

e-mail: vdsx1@rambler.ru

In this study, a method for the reconstruction of coordinates, corners of orientation and power of electrical source of a human heart is proposed. This reconstruction reposes on measured electrode potentials and leads to solution of inverse problem. Searching of source parameters, which minimize mean square deviation between measured and estimated electrode potentials, is offered. Retrieving of a reconstruction error was conducted given influence of number of electrodes, and amplifier noise.



ДЛИННОВОЛНОВАЯ ВАРИАБЕЛЬНОСТЬ СЕРДЕЧНОГО РИТМА

А.А. Кузнецов, Е.М. Корнилов

Владимирский государственный университет, Владимир

e-mail: artemi-k@mail.ru

Повторение некоторого события в биологической системе через более или менее регулярные промежутки времени можно рассматривать как биологический ритм [1]. Биологические ритмы могут проявляться в широком диапазоне частот и разнообразных уровнях интеграции. Они могут быть реакцией на внешнее периодическое воздействие (экзогенный ритм), или порождаться внутри системы (эндогенный ритм) [1]. Экзогенные ритмы подобны вынужденным колебаниям в пассивных системах, эндогенные ритмы уподобляют автоколебаниям в активных системах [1, 2].

Для большинства ритмов в центральной нервной системе или в системах кровообращения и дыхания, характерна большая индивидуальная изменчивость. Другие эндогенные ритмы, такие как овариальный цикл, проявляют малую индивидуальную, но значительную межвидовую изменчивость. Суточные, лунные, сезонные и годовые ритмы определены геофизическими циклами, и ведут себя как автономные (самоподдерживающиеся) колебания, поддающиеся «захватыванию» и синхронизации периодическими факторами среды. Они образуют особый класс «цирка-ритмов», периоды которых в естественных условиях не меняются, так как они синхронны с циклами внешней среды. Циркадные ритмы сохраняются на протяжении многих циклов без затухания, и принадлежат к классу автоколебаний (эндогенных ритмов в строгом смысле) [1]. Каждый из этих ритмов может поддерживаться в изоляции от соответствующего внешнего цикла. Иными словами, ритм в этих условиях протекает «свободно», со своим собственным, «естественным» периодом. В искусственных постоянных условиях период ритма обычно несколько отклоняется от периода соответствующего геофизического цикла. Поскольку период циркадного ритма лишь близок к периоду соответствующего цикла внешней среды, Халберг ввел префикс «*circa-*» и назвал суточный ритм циркадианным. Позднее этот префикс был использован и для остальных эндогенных ритмов, отвечающих циклам внешней среды.

Ведущая роль циркадианных ритмов послужила основанием для подразделения всего спектра на ультрадианные ритмы (с периодами короче циркадианных) и инфрадианные ритмы (с периодами длиннее циркадианных). Значительная изменчивость периода и прогрессирующее удлинение интервалов, наблюдаемые в некоторых из этих ритмов, затрудняют их интерпретацию.

При нарушении ритмического процесса сердца требуется применение специальных методов по восстановлению его стационарности. Основная информация о состоянии систем, регулирующих ритм сердца, заключена в «функциях разброса» длительностей кардиоинтервалов [3]. При анализе вариабельности сердечного ритма речь идет о сложных процессах взаимодействия различных контуров регуляции сердечного ритма.

Целью работы является исследование возможности выделения циркадных ритмов по динамике значений показателей ВСР и их идентификация по источнику. Для изучения циркадных ритмов требуются очень длинные непрерывные записи регистраций ЭКГ. Регистрация ЭКГ должна происходить при одинаковых внешних условиях и для здоровых молодых людей. Эти требования можно выполнить в изолированных условиях с жестким распорядком дня. Авторы предлагают иной способ выделения циркадных ритмов по данным ритмограмм.

Материалы и методы. Короткие регистрации ЭКГ одного из авторов проводились в одинаковых условиях покоя в одно время суток в течение 40 дней. Две первые записи сделаны с интервалом в пять дней. Далее регистрации проводились ежедневно в течении одного месяца. Количество записей ЭКГ в течение дня, а также полное время регистрации определяется постановкой задачи выделения того или иного циркадного ритма. В течение одного месяца (28.12.2007 – 24.01.2008), ежедневно, в одно время суток (18⁰⁰ – 23⁰⁰) регистрировались ЭКГ-сигналы во втором грудном отведении (по Небу). Продолжительность каждой записи – не менее 20 минут с периодом адаптации 5-10 минут. Регистрации ЭКГ проводились в тихой комнате при температуре (20-22)⁰ С в положении лежа на спине, при спокойном дыхании.

Все измерения проводились с помощью комплекса амбулаторной регистрации электрокардиосигнала «AnnA Flash 3000» (рис.1) [4], с использованием накожных электродов для электрокардиографии. Данные каждой ЭКГ конвертировались в ритмограммы (см. рис.1, низ) в форме последовательности значений RR-интервалов посредством лицензионной программы EScreen [5].



Рис. 1. Рабочее окно программы EScreen

Расчет показателей вариабельности сердечного ритма (ВСР) проводится в рабочем окне программы *EScreen* вызовом из «меню» процедуры ВСР. Таким образом, каждая ритмограмма оказывалась представленной последовательностью рекомендуемых [3, 6, 7] характеристических показателей ВСР. Цифровой ряд каждого показателя характеризует его динамику во времени с шагом считывания 1 сутки для определенного времени суток (рис. 2 – 4). Визуальный анализ графиков динамики показателей ВСР позволяет выделить особенности их индивидуальной эволюции. Можно сделать выводы: графики для всех показателей качественно одинаковые; чувствительность показателей к суточному ходу разная.

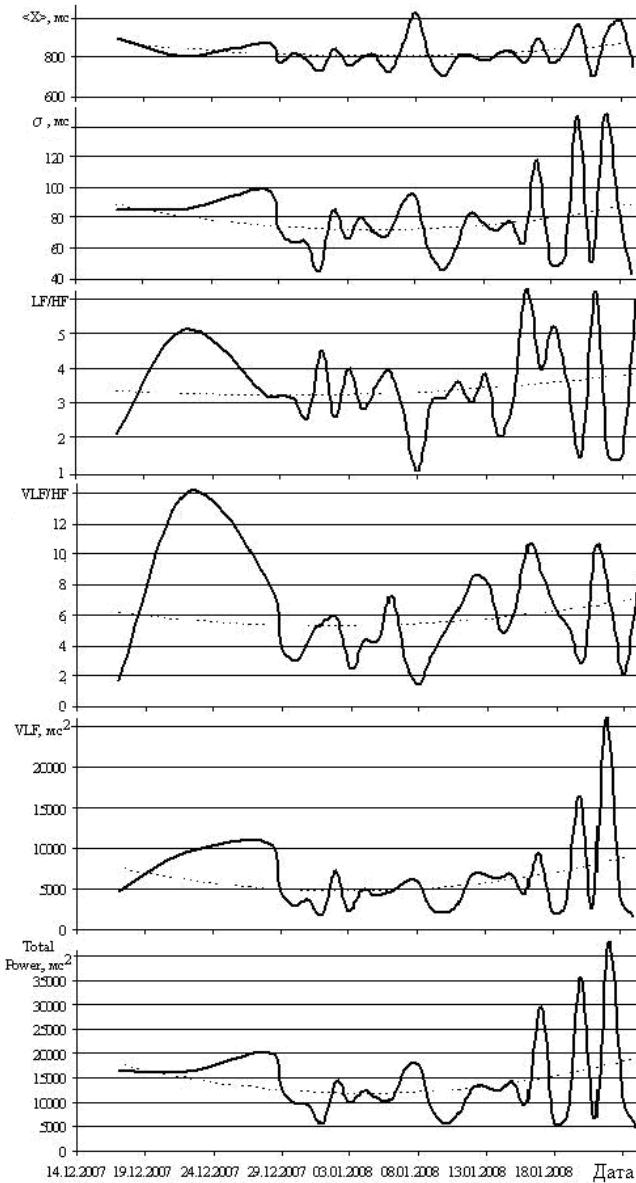


Рис. 2. Динамика показателей сердечного ритма К-ова за период 17.12.2007 – 28.12.2008

спектра и при неравномерности временного ряда применялась процедура передискретизации выбранных цифровых рядов при помощи оригинальной программы оцифровки изображений [8]. Получаемый цифровой ряд на равномерной шкале времени имеет регулируемый величиной шага считывания объем. Далее проводился спектральный анализ с формированием автокорреляционной функции (АКФ) и ее спектра.

Результаты. Так как объем выборки был искусственно увеличен, то частотная ось графика спектра приведена к одним суткам. Форма графика АКФ показывает, что объем выборки (28 суток = 672 часа) не соответствует признаку стационарности. На АКФ

Показатели для анализа выбирались по критерию максимальной изменчивости, оцениваемой по величине отношения максимального и минимального значений в объеме сформированной выборки (сигнал/шум). Математическое ожидание, стандартное отклонение σ , мс, LF/HF , VLF/HF , VLF , *Total power* (рис. 2) были получены с помощью программы HRV-анализ вариабельности сердечного ритма. Для оценки периодических составляющих суточных записей сердечного ритма использовались следующие частотные показатели: общая спектральная мощность (*Total power*), спектральные мощности очень низких частот (*Very low frequency*; 0,003 – 0,04 Гц), низких частот (*Low frequency*; 0,04 – 0,15 Гц), высоких частот (*High frequency*; 0,15 – 0,4 Гц) [7].

В течение первых десяти суток проведены три регистрации ЭКГ (17, 22 и 28).12.2007. Большие интерполяционные интервалы на начальном участке графиков (рис. 2) объясняют качественное отличие этих участков от последующих.

Применяемая техника формирования цифровых рядов функциональных показателей по совокупности коротких регистраций имеет в общем случае недостатки: ограниченное число данных и неравномерную шкалу времени. Из-за недостаточности данных для построения

графика спектра приведена к одним суткам. Форма графика АКФ показывает, что объем

достоверно выделяется только период 70 часов, а на спектре: 333, 133, интервал 67 – 83, и 44 часа, соответствующих 14, 5,5, 3 – 3,5 и 2 суткам. Выделенные собственные периоды относятся к инфрадианным ритмам. Их источниками при коротких записях могут быть самые разнообразные факторы: установленный режим жизни и даже привычки. Труднее объяснить ритм, напоминающий свободнотекущий с периодом около 7 дней или кратным нему. У человека свободнотекущие ритмы с периодом порядка недели проявляются в выделении с мочой 17-кетостероидов и эстрона. Предполагается существование у мужчин 21-дневного ритма экскреции тестостерона и температуры тела [1].

Выводы.

Динамика показателей ВСР указывает на их принадлежность к классу автоколебаний. Динамика показателей ВСР качественно одинаковая, но чувствительность к изменениям разная.

Примененная техника выделения и анализа длинноволновой ВСР позволила выделить в исследуемом диапазоне циркадные ритмы с периодами 14, 5,5, 3 – 3,5 и 2 суток. Выделенные собственные периоды относятся к инфрадианным ритмам, связанным с циклическими физиологическими процессами, источники которых лежат в области психиатрии

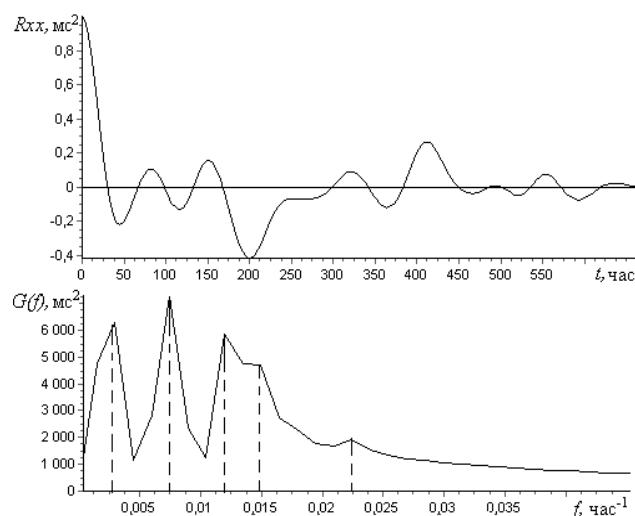


Рис. 3. Автокорреляционная функция и ее спектр функции $LF/HF(t)$ (см. рис. 2, третий график).

ЛИТЕРАТУРА

1. Биологические ритмы. В 2 т. Т. 1. Пер. с англ./ под ред. Ю. Ашоффа. – М.: Мир, 1984. - 414 с
2. Николис Г., Пригожин И. Познание сложного. Введение: Пер. с англ.-М.: Мир, 1990.- 334 с.
3. Баевский Р.М., Берсенева А.П. Оценка адаптационных возможностей организма и риск развития заболеваний. - М.: Медицина. 1997. - 235 с.
4. Прилуцкий Д.А., Кузнецов А.А., Чепенко В.В., Кавасма Р.А., Казьмин А.В., Плеханов А.А. Накопитель ЭКГ «AnnA Flash2000»// Методы и средства измерений физических величин. - Н. Новгород: НГТУ, 2006. – С. 3
5. Medical Computer Systems, Zelenograd, Moscow: <http://www.mks.ru>
6. Яблучанский Н.И., Кантор Б.Я., Мартыненко А.В. Основы клинического применения вариабельности сердечного ритма// Progress in Biomedical Research. 1998. - Р. 95-99.
7. Heart rate variability. Standards of measurement, physiological interpretation, and clinical use. Task Force of The European Society of Cardiology and The North American Society of Pacing and Electrophysiology // European Heart Journal. 1996. V.17. - Р. 354-381.

8. Кузнецов А.А., Сивко А.В. Компьютерное отображение и анализ графических диаграмм процессов // Информационные технологии в науке, проектировании и производстве. Часть 2. - Н. Новгород: НГТУ, 2002.- С. 17.

LONG-WAVE VARIABILITY OF THE INTIMATE RHYTHM

A.A. Kuznetsov, E.M. Kornilov

Vladimir state university, Vladimir

e-mail: artemi-k@mail.ru

Biological rhythms can be reaction to external periodic influence or to be ingenerated systems. The first one are similar to the compelled fluctuations in passive systems, the second rhythms assimilate to self-oscillations in active systems.

For the majority of rhythms in the central nervous system or in systems of blood circulation and breath, the big individual variability is characteristic. Daily, lunar, seasonal and annual rhythms are determined by geophysical cycles, and behave as the independent fluctuations which are giving in to "grab" and synchronization by periodic factors of environment. They form a special class «circa-rhythms» which periods in natural conditions do not vary as they are synchronous with cycles of an environment.

The purpose of work is research of an opportunity of circa-rhythms allocation on dynamics of values of HRV parameters and their identification on a source. Short (20 minutes) ECG registration of one of authors was carried out in identical conditions of rest in one time of day within 40 days. Given by everyone ECG was converted in a sequence of values of RR-intervals by means of license «EScreen program». Calculation of parameters of variability rate rhythm (HRV) will be carried out in a working window of «EScreen program».

Parameters for the analysis got out by criterion of the maximal variability estimated on size of the attitude of the maximal and minimal values in volume of generated sample (signal / noise). Because of data insufficiency the procedure was applied to construction of ACF spectrum and at non-uniformity of time lines additional digitization the chosen digital lines by means of the original program of images numbering.

On ACF the period of 70 hours, and on ACF spectrum is authentically allocated only: 333, 133, 70, and 44 hours appropriate to 14, 5,5, 3 and 2 days. The allocated own periods concern to infra-dean rhythms connected to cyclic physiological processes which sources lay, probably, in psychiatry.



О ВОЗМОЖНОСТИ ВЫДЕЛЕНИЯ ЕСТЕСТВЕННЫХ РИТМОВ СРЕДЫ ПО КОРОТКИМ ЭЛЕКТРОКАРДИОГРАММАМ

А.А. Кузнецов, О.С. Шерменева

Владимирский государственный университет, Владимир

e-mail: artemi-k@mail.ru

Эволюция организма посредством накопления приспособительных изменений и их передачей по наследству самовоспроизведением происходит непрерывно на фоне и при активном участии окружающей среды. Физические поля являются составляющими факторами окружающей среды. Для высокоразвитых биологических систем характерно наличие мощных механизмов регуляции и поддержание энергетического, адаптивного и репродуктивного гомеостаза. При этом вся система в целом становится высокочувствительной к характеристикам регуляторных механизмов, поддерживающий гомеостаз. Поэтому резонно предположить у живой материи усвоенную адаптацию характерных интервалов времени, определяемых периодами наиболее низкочастотных (управляющих) процессов внешней среды.

Влияние внешнего электромагнитного излучения (ЭМИ) на биологические макросистемы, и, в частности, на биоэлектрическую активность мозга человека может означать изменение функционального состояния организма. Такие возможности направленного функционального влияния на центральную (ЦНС) и периферическую нервные системы исследуются радиобиологией неионизирующих излучений и магнитобиологией, применяются в диагностике и используются восстановительной медициной в форме низкочастотной физиотерапии. ЦНС имеет высокую чувствительность к ЭМИ при большой вариабельности биологических и биохимических показателей. При этом нарастание симптомов по мере увеличения времени облучения и продолжительности опыта связывается с явлением функциональной кумуляции, а монотонное затухание фазовых изменений по мере уменьшения интенсивности, продолжительности и увеличения повторяемости сеансов облучения объясняется адаптационными механизмами [1, 2].

У исследователей нет общего мнения о природе универсального физического агента, ответственного за гелио-гео-биологические связи. На роль такого агента пока претендуют сверхслабые магнитные поля. Но механизм их действия пока не раскрыт [1]. Основная масса экспериментальных данных сосредоточилась в диапазоне СВЧ, $1 - 100 \text{ мВт/см}^2$ и времени облучения $10 - 1000 \text{ мин}$, что соответствует дозам $0,6 - 6000 \text{ Дж/см}^2$ [1].

Низкочастотная генерация в ответ на внешний сигнал считается установленным фактом [3 - 5]. С позиции низкочастотной адаптации динамических процессов в организме к динамическим условиям внешней среды, следует обратить особое внимание на диапазон частот ниже 1 Гц. Этот диапазон захватывает все три рекомендуемых [6] диапазона частот при исследованиях ритма сердца (VLF, LF и HF) и относится к режиму Δ -ритма ($0 - 4 \text{ Гц}$) [4]. Поэтому, можно ожидать в диапазоне $VLF < 0,1 \text{ Гц}$ стабильно большого вклада плотности мощности результирующего естественного сигнала. Если плотность мощности под спектральной кривой указанного диапазона падает, взаимосвязь динамического процесса гомеостаза с динамикой внешней среды уменьшается через потерю связующей регуляции ЦНС.

В рамках предложенной логики естественные вариации внешних физических полей имеют функциональное наполнение для гомеостаза человека. Ритмы с разными периодами могут быть взаимосвязаны. Известна модуляция ритма сердечных сокращений дыханием. Многие ультрадианные ритмы в часовом диапазоне (вспышки активности, выделение гормонов и т. п.) модулируются по частоте на протяжении циркадианного цикла. Циркадианный ритм в свою очередь может зависеть по ряду параметров от окологодового ритма [5].

Циркадные ритмы относятся к диапазону частот ULF [6] и основаны на самоподдерживающихся, незатухающих биологических осцилляторах, период которых представляет собой закрепленное эволюцией приближение к тем циклам среды, с которыми они согласованы. Предсказуемость предоставляет естественному отбору возможность программировать сезонные особенности поведения, обеспечивая предвосхищение наступающих перемен. В профилактической лечебной работе это позволяет применять дононозологический диагноз [6].

Целью работы является проверка возможности выделения естественных ритмов среды по данным коротких записей ЭКГ один раз в сутки в течение одного месяца.

Регистрация ЭКГ производилась монитором Холтера в комплексе амбулаторной регистрации электрокардиосигнала «AnnA Flash2000» в программе «EScreen» [7] каждый день в одно и то же время ($15^{00} - 18^{00}$) в течение одного месяца (9.12.2007 – 21.01.2008). Объем выборки n не менее 1000 значений RR -интервалов (20 минут регистрации). При проведении экспериментальных регистраций ритма сердца условно здоровая обследуемая Ш-ва О. (21 год) находилась в комфортном эмоциональном состоянии покоя (лежала).

Объектом дальнейшего анализа служила ритмограмма в форме последовательности RR -интервалов на ЭКГ. Программа определения координат R -зубцов на электрокардиограмме (ЭКГ) [8] позволил составить массив цифровых данных значений интервалов времени (RR , мс), ограниченных соседними зубцами R . К каждой ритмограмме применен анализ вариабельности сердечного ритма (ВСР) [9, 10], включающий в себя: исследование общей вариабельности (статистические методы и временной анализ) и периодических составляющих ВСР (частотный анализ).

Статистическими методами для коротких записей определялись: M (mean) – среднее значение ($\langle X \rangle$, мс), $SDNN$ (Standard deviation of all $NN(RR)$ intervals) – стандартное отклонение (σ), мс, коэффициент асимметрии (A), эксцесс (E), $Moda$ (Мода) – наиболее вероятное значение среди всех RR интервалов (Мо, мс), амплитуда моды – число интервалов, соответствующее значению Мо, отнесённое к общему числу интервалов (AMо, %), вариационный размах – максимальный разброс значений интервалов (ΔX , мс).

Посуточная динамика моды и амплитуды моды соответственно в большей или меньшей степени повторяют суточный ход среднего значения. На рис. 1. приведены графики суточных изменений первых четырех названных параметров, являющихся главными центральными моментами нормального распределения.

Для выявления и оценки периодических составляющих сердечного ритма определялись основные частотные параметры: $Total power$ – общая спектральная мощность, мс^2 , VLF (Very low frequency), (мс^2) – спектральная мощность очень низких частот, диапазона 0,003 – 0,04 Гц, LF (Low frequency), (мс^2) – спектральная мощность низких частот, диапазона 0,04 – 0,15 Гц, HF (High frequency), (мс^2) – спектральная мощность высоких частот, диапазона 0,15 – 0,4 Гц, LF/HF – отношение низкочастотной к высокочастотной составляющей.

Вышеперечисленные параметры были получены с помощью программы HRV-анализ вариабельности сердечного ритма [7]. По каждому из параметров были построены графики их суточного хода за интервал времени 44 суток (рис. 2). По первым четырем графикам на рис. 2. видно, что плотность мощности увеличивается

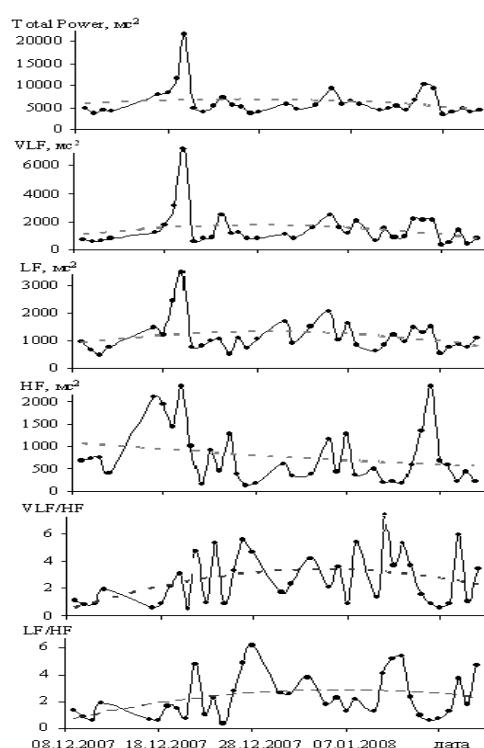
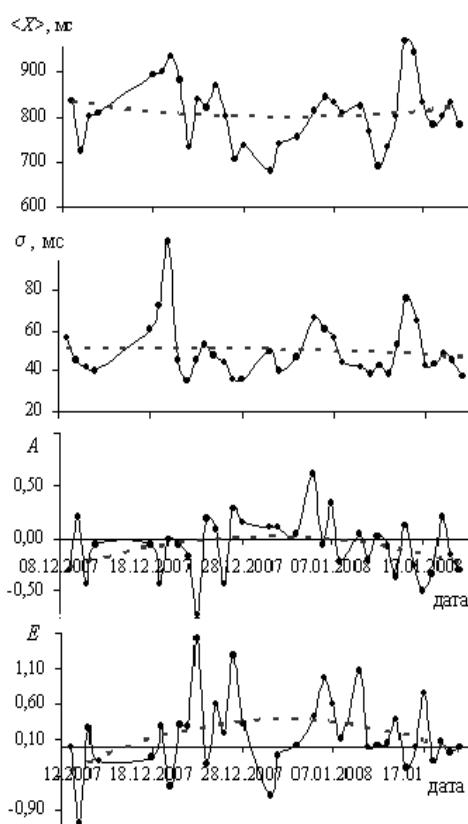


Рис. 2. Графики динамики величин частотных параметров. Полиномиальная (степень 2) линия тренда показана штрихом

почти синхронно для всех диапазонов частот. Это косвенно указывает на единую причину влияния. Функции VLF/HF и LF/HF определены как отношения сигнал/шум. И здесь, при возросшем качественном различии, трендовая линия показывает одинаковую динамику.

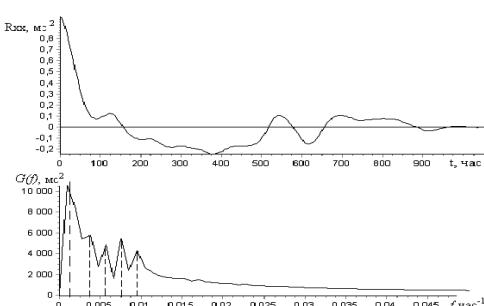


Рис.3. Автокорреляционная функция и ее спектр функции $\langle X \rangle(t)$ (см. рис.1, верх).

окне интерфейса модуля программы записывается соответствующий цифровой ряд. Этот ряд сохраняется в форме текстового файла.

При неизменном масштабе графика (см. рис. 1) объем выборки после операции оцифровки увеличивается в 10 раз. При увеличенном масштабе графика по горизонтали можно получить объем выборки, увеличенный в 100 раз. В данной работе масштаб графиков при оцифровке не менялся.

Спектральный анализ проводился в программе САДР [8]. Единицей времени назначался 1 час. Шаг дискретизации в данном случае устанавливался равным 4 часам с корректировкой объема выборки в сторону незначительного уменьшения. Графики автокорреляционной функции (АКФ) и спектра плотности мощности (спектра АКФ) приведены на рис. 3.

Так как объем выборки был искусственно увеличен, то частотная ось графика спектра приведена к одним суткам. Форма графика АКФ показывает, что объем выборки (1056 часов) соответствует признаку стационарности. Интервал стационарности (~1000 часов) близок к объему выборки и соответствует первому левому максимуму на спектре. На АКФ выделяется период 400 часов, а на спектре: 267, 177, 133 и 108 часов, соответствующих 17, 11, 7, 5,5 и 4,5 суткам.

Если интервал стационарности (42 суток) может быть определен как период обращения пятна Вольфа на поверхности Солнца в «королевских широтах», то другие собственные периоды изменения частоты сердечных сокращений, определяемые динамикой функции $\langle X \rangle(t)$, вероятно, определяются иными причинами, например, атмосферными процессами и метеорологическими факторами, а также циклическими физиологическими процессами.

ЛИТЕРАТУРА

- Холодов Ю. А.. Мозг в электромагнитных полях. – М.: Наука. 1982. - 120 с.
- Баевский Р.М., Берсенева А.П. Оценка адаптационных возможностей организма и риск развития заболеваний. - М.: Медицина. 1997. - 235 с.
- Владимирский Б. М. Работы А. Л. Чижевского по солнечно-земным связям: гелиобиология в канун XXI века - итоги, проблемы, перспективы// Биофизика, 1998, Т. 43, вып. 4. - С. 566–570.
- Литвиненко Л. Н. и др. Влияние сверхнизкочастотных электромагнитных полей на биоэлектрическую активность головного мозга// Радиофизика и радиоастрономия. 1998, т. 3, №3. - С. 312-319.
- Биологические ритмы. В 2 т. Т. 1. Пер. с англ./ под ред. Ю. Ашффа. – М.: Мир, 1984. - 414 с

6. Берсенева А.П. Принципы и методы массовых донозологических обследований с использованием автоматизированных систем// Автореф. дис. докт. биол. наук. – Киев: 1991. – 27 с.
7. Medical Computer Systems, Zelenograd, Moscow: <http://www.mks.ru>
8. Кавасма Р., Кузнецов А., Сушкова Л. Автоматизированный анализ и обработка электрокардиографических сигналов. Методы и система./ Под ред. Л.Т. Сушковой. – М.: Сайнс-пресс, 2006. -144 с.
9. Яблучанский Н.И., Кантор Б.Я., Мартыненко А.В. Основы клинического применения вариабельности сердечного ритма// Progress in Biomedical Research. 1998. - P. 95-99.
10. Heart rate variability. Standards of measurement, physiological interpretation, and clinical use. Task Force of The European Society of Cardiology and The North American Society of Pacing and Electrophysiology // European Heart Journal. 1996. V.17. - P. 354-381.

ABOUT AN OPPORTUNITY OF ENVIRONMENT NATURAL RHYTHMS ALLOCATION UNDER SHORT ELECTROCARDIOGRAMS

A.A. Kuznetsov, O.S. Shermanova

Vladimir State University. Vladimir

e-mail: artemi-k@mail.ru

For advanced biological systems typically presence of powerful mechanisms of regulation and maintenance power, adaptive and reproductive homeostasis. Thus all system as a whole to become high-sensitivity to characteristics regulated mechanisms. Therefore it is reasonable to assume the acquired adaptation of characteristic intervals of time determined by the periods of the most low-frequency (managing) processes of an environment at an external environment. Researchers do not have common opinion on a nature of the universal physical agent responsible for sun-geobiological communications. Super weak magnetic fields apply for a role of such agent while, but the mechanism of their action is not opened yet.

The purpose of work is check of an opportunity of environment natural rhythms allocation according to short ECG records once per day within one month.

As object of the analysis the sequence of *RR*-intervals on ECG served. To each rhythm diagram the analysis of variability of the intimate rhythm (HRV), including is applied: research of the general variability (statistical methods and the time analysis) and periodic HRV components (frequency the analysis). Daily dynamics diagrams of these parameters are submitted. At small qualitative distinction, trend-lines showed identical dynamics. It indirectly specifies the uniform influence reason.

The original author's images numbering program is applied, allowing to translate graphic representations in adequate digital lines. The spectral analysis was carried out in program SADR. On ACF it is allocated the periods of 1000 and 400 hours, and on a spectrum: 267, 177, 133 and 108 hours appropriate to 42, 17, 11, 7, 5,5 and 4,5 days. The period of 42 day can be determined as a cycle time of Wolf stain on a Sun surface in «royal breadths». Other own periods of dynamics of function $\langle X \rangle (t)$, probably, are defined by atmospheric processes and meteorological factors and also cyclic physiological processes.



ЦИКЛИЧЕСКИЕ СОСТАВЛЯЮЩИЕ ВАРИАБЕЛЬНОСТИ РИТМА СЕРДЦА ПО ДАННЫМ КОРОТКИХ РЕГИСТРАЦИЙ ЭКГ В ТЕЧЕНИИ СУТОК

А.А. Кузнецов, В.А. Рунушкин

Владимирский государственный университет, Владимир

e-mail: artemi-k@mail.ru

Общая теория функциональных систем [1, 2] включает в себя оценку различных стадий физиологических процессов: прием информации и афферентный синтез; принятие решения и формирование эффекторного интеграла; самоконтроль обратной афферентацией в аппаратах акцепторов результата действия. Ключевую роль в формировании функциональной системы играет обратная афферентация. «... всякая функциональная система, механическая или живая, созданная или развившаяся для получения полезного эффекта, непременно имеет циклический характер и не может существовать, если не получает обратной сигнализации о степени полезности произведенного эффекта» [1]. Таким образом, представление о непрерывности регуляторных процессов увязывается с их цикличностью

Действие обратной сигнализации приводит к итеративности результирующего отклика. Последовательное приближение к результирующему эффекту посредством самоконтроля обратной афферентацией приводит к циклическому характеру развития процесса с периодическими и не периодическими динамическими составляющими. Для развития процесса в норме эти составляющие и внешний стимул должны иметь соразмерные амплитудно-частотные характеристики. В обратном случае это может привести к угнетению функций ЦНС и контуров регуляции при непрерывном действии внешнего стимула постоянной амплитуды, или сильному искажению сигнала передаточной функцией контуров регуляции с потерей итеративности результирующего отклика.

Система кровообращения – одна из главных и быстро реагирующих систем поддержания гомеостаза. Она подчинена многочисленным нервным и гуморальным влияниям общего и местного порядка. Эти влияния запускаются разными стимулами и в общем случае не совпадают по времени, направленности и конечным результатам. Постепенное рассогласование функций (в афферентном и эfferентном звеньях) при длительном стимуле переводит стационарный процесс гомеостаза в нестационарный [3]. Применительно к кровообращению традиционные аналитические методы раздражения сосудистых нервов и центров исчерпали свои возможности. Нужны поиски форм эксперимента, в котором выявлялось бы реальное значение, интегральные свойства и системное сочетание трех контуров регуляции сосудистого тонуса: нейрогенного, гормонального и метаболического [3].

Известны три метода анализа биоритмов [4]: 1. Биоритмы - следствие работы в едином времени системы связанных между собой осцилляторов. 2. Биоритмы - целостная функционально-связанная система ритмических элементов и подсистем. 3. Биоритмы – интегральная система, характеризующая результирующий процесс непрерывного перехода организма из одного общего состояния в другое.

Применяя первый метод, изучают колебательные процессы с анализом скрытых и видимых периодичностей, иерархий их связей и соподчиненности. Любую биологическую систему можно рассматривать как нелинейную и автоколебательную, то есть, по сути, как набор связанных синхронизированных нелинейных осцилляторов. В связи с этим в биоритмологии существует понятие «десинхроноза» как расстройства функционирования органов и систем организма, которое возникает при сбое внутреннего ритма или нарушении установившихся фазовых отношений между осцилляторами. Сильный десинхроноз опасен и появляется при любых заболеваниях. Но верно и обратное: вызванный какими-то внешними причинами десинхроноз приводит к разбалансировке организма и, как следствие, к обострению хронических заболеваний и появлению новых [5].

Во втором методе колебательные процессы представляются иерархией предельных циклов, а ритм характеризуется детерминизмом и стохастизмом. В третьем случае системно-образующим фактором для отдельных физиологических систем является – стремление к внутреннему уравновешиванию (гомеостаз). Для целостного организма как функциональной системы системно-образующим фактором является – стремление к уравновешиванию со средой (адаптация) [6].

Целью работы является проверка возможности выделения эндогенных биологических ритмов по данным коротких записей ЭКГ несколько раз в сутки в течение двух недель.

Основанием работы является повышение качества прогноза состояний организма человека на грани нормы и патологии [7].

Регистрация ЭКГ производилась монитором Холтера в комплексе амбулаторной регистрации электрокардиосигнала «AnnA Flash2000» в программе «EScreen» [8] каждый день в разное время (день и ночь) в течение полумесяца (28.01.2008 – 11.02.2008). В работе приводятся результаты анализа данных за одни сутки (04.02.2008). Монитор использовался в переносном варианте и находился в кармашке пояса. Электроды устанавливались по отведению II (Неб) [9]. Данные ЭКГ конвертировались в цифровые ряды последовательностей *RR*-интервалов (рис. 1, *a*). При проведении экспериментальных регистраций ритма сердца условно здоровый обследуемый Р-н В. (21 год) находился в покое.

Спектральный анализ *RR*-интервалограмм (рис. 1, *б*) проводился с помощью быстрого преобразования Фурье и автокорреляционного анализа [10] в программе САДР [11].

По графикам ритмограмм (рис. 1, *a*) видно, что смена день-ночь характеризуется сменой качества ритма, определяемым периодическим появлением аритмии с тенденцией к брадикардии. Очевидно, повышенное значение σ во всех случаях. Это свидетельствует о неустойчивости ритма сердца (рис. 1, *a*, таблица). Вероятно, этот результат является общим для всех людей в переходный период смены сезонов (зима-весна). Наилучшее из приведенных состояний ритма приходится на утренние часы, но с сохранением неустойчивости ритмического процесса.

Качество спектра автокорреляционной функции (АКФ) условно здорового Р-на в течение одних суток не изменяется (рис. 1, *б*). Стабильно выделяются кратные по частоте сигналы. Сигнал с наименьшей частотой (0,0025-0,003) $1/n$ соответствует захвату (333 – 400) кардиоинтервалов.

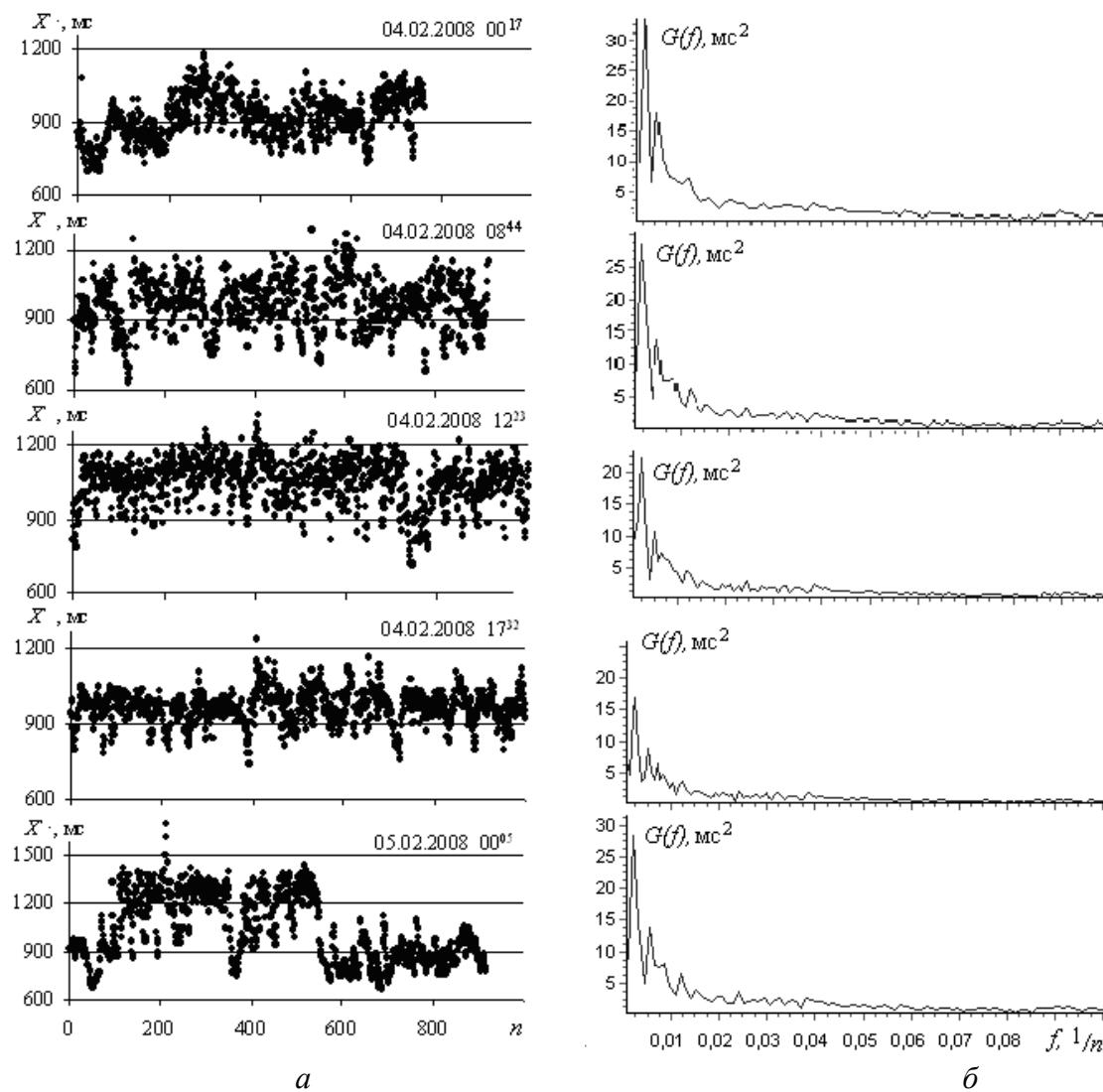


Рис. 1. Точечные графики ритмограмм Р-на в течение одних суток (а) и спектры их АКФ (б)

При значительной по величине вариации (± 60 мс) среднее значение *RR*-интервала (таблица) этот сигнал имеет период около 6 минут. Соответственно второй выделяемый сигнал меньшей мощности имеет период около 3 минут. Никаких иных сигналов в диапазоне периодов (1 с – 1 час) не выделено. Выделенный сигнал может быть отнесен к регуляторным рефлекторным сигналам (например, глотательному).

Таблица.

Суточный ход значений центральных моментов по данным рис. 1

Дата регистрации ЭКГ	04.02.2008 8 00 ¹⁷	04.02.2008 8 08 ⁴⁴	04.02.2008 12 ²³	04.02.2008 8 17 ³²	05.02.2008 00 ⁰⁵
Объем выборки, <i>n</i>	759	918	1193	1545	916
Среднее значение, $\langle X \rangle$, мс	913	965	1037	954	1027
Стандартное отклонение, σ , мс	90	108	100	74	209
Асимметрия, <i>A</i>	0,05	-0,30	-0,69	-0,48	0,30
Эксцесс, <i>E</i>	-0,48	-0,11	0,25	1,09	-1,11

В течение дня плотность мощности выделенных сигналов падает в два раза, а в конце суток быстро возрастает до прежнего уровня (рис. 1, б). Это может трактоваться чередованием усталости – бодрости.

Представляют интерес суточная динамика величин центральных моментов. На увеличение $\langle X \rangle$ распределение сдвигается влево, обретая отрицательную левостороннюю

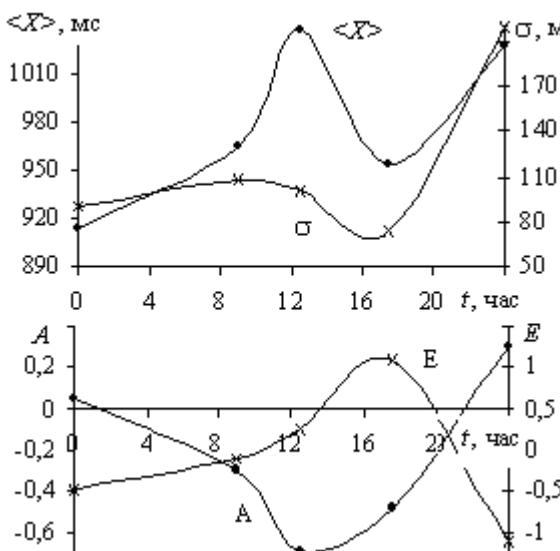


Рис. 2. Графики данных таблицы

асимметрию. При этом дисперсия реагирует на началом спада, что проявляется в росте эксцесса. Видно, что величина дисперсии контролирует динамику $\langle X \rangle$ почти синхронно. Средняя суточная динамика величин асимметрии и эксцесса обратная. Обе величины меняют знак. Поэтому по поведению величин центральных моментов функции плотности вероятности распределения значений RR-интервалов можно предположить наличие сигнала с периодом 1 сутки формируемым переходом день – ночь.

Качество динамики σ сильно зависит от среднего уровня $\langle X \rangle$. Средний уровень динамики функций $A(t)$ и $E(t)$ сдвинут в отрицательную область, что определено

указывает на расположенность к брадикардии. Таким образом, кроме циклических составляющих вариабельности ритма сердца обнаружено влияние уровня ритма на качество его циклической динамики.

ЛИТЕРАТУРА

1. Анохин П.К. Философские аспекты теории функциональной системы: избр. труды. – М.: Наука, 1978. – 400 с.
2. Анохин П.К. Системные механизмы высшей нервной деятельности: избр. труды. – М.: Наука. 1979. – 454 с.
3. Лемус В.Б. Центральная регуляция кровообращения при травмах и кровопотере. – Л.: Медицина. 1983. – 224 с.
4. Дубров А.П. Симметрия биоритмов и реактивности. М.: 1987. - С. 30-41.
5. Рагульская, М. В., Хабарова О.В., Обридко В. Н., Дмитриева И. В. Влияние солнечных возмущений на функционирование и синхронизацию человеческого организма// Журнал радиоэлектроники, № 10, 2000.
6. Баевский Р.М., Берсенева А.П. Оценка адаптационных возможностей организма и риск развития заболеваний. - М.: Медицина. 1997. - 235 с.
7. Баевский Р.М. Прогнозирование состояний на грани нормы и патологии. М.: Медицина. 1979. 295 с.
8. Medical Computer Systems, Zelenograd, Moscow: <http://www.mks.ru>
9. Физиология человека: В 3 т. Т.2. Пер. с англ./ Под ред. Р. Шмидта и Г. Тевса. -М.: Мир, 1996. - 313 с.
10. Akselrod S., Gordon D., Ubel F.A., et al. Power spectrum analysis of heart rate fluctuation: a quantitative probe of beat to beat cardiovascular control. Science 1981. 213. - P.220-222.
11. Кузнецов А.А., Плеханов А.А., Сушкова Л.Т. Программный комплекс системного анализа динамики сердечного ритма// Вестник новых медицинских технологий – 2007 – Т. XIV, № 3 – С. 214

CYCLIC MAKING VARIABILITIES OF A HEART RHYTHM ACCORDING TO SHORT ECG REGISTRATION DURING DAY

A.A. Kuznetsov, V.A. Runushkin
Vladimir State University, Vladimir
e-mail: artemi-k@mail.ru

Various stages of physiological processes include: reception of the information and афферентный synthesis; decision making and formation effector's integral; action result self-checking by returning signalization in acceptors devices. Action of the return signal system results to iteration of the resulting response. Consecutive approach resulting effect by means of self-checking by returning signalization results in cyclic character of process development with periodic and not periodic dynamic components. Biorhythms can be considered as consequence of work in uniform time of system connected among themselves oscillators and as the integrated system describing process resulting of continuous transition of an organism from one common condition in another. It is system - forming the factor for a separate physiological system is - aspiration to an internal equilibration (homeostasis) by means of oscillatory processes of the latent and seen periodicity and from hierarchies of their connections and with-subordination.

The purpose of work is check of an opportunity of allocation endogen biological rhythms according to ECG short records some times per day. The basis of work is improvement of the forecast quality of an organism conditions on the verge of norm and pathologies.

ECG registration was made by Holter monitor in portable variant for one day (04.02.2008). Electrodes were established on assignment II (Neb). ECG data were converted in digital lines of sequences of *RR*-intervals. At realization of experimental registration of a heart rhythm conditionally healthy surveyed R-n. (21 year) was in rest. Spectral analysis this sequences of *RR*-intervals was carried out with the help of fast Furrier transformation and the autocorrelation analysis in SADR program. Quality of an autocorrelation function (ACF) spectrum within one day did not change. The selected signal with the least frequency had the period about 6 minutes. Within day density of capacity on it fell twice, and at the end of day quickly grew up to a former level. It was treated by alternation of weariness - vivacity.

On behavior of sizes of the central moments of *RR*-intervals values distribution probability density function the signal with the period 1 day formed transition day - night is allocated. Influence of a level of a rhythm on quality of its cyclic dynamics is revealed.

ПРИМЕНЕНИЕ АЛГОРИТМОВ ОКОНТУРИВАНИЯ В ЗАДАЧАХ АВТОМАТИЗИРОВАННОЙ ДИАГНОСТИКИ ПАТОЛОГИЙ

О.Р. Никитин, М.А. Константинова, А.С. Пасечник
Владимирский государственный университет, Владимир
e-mail: awax1@rambler.ru

Современные новые информационные технологии все чаще находят свое применение в медицине. Разработка специализированных приборов и комплексов позволяет использовать современные научные разработки для задач диагностики и терапии сложных патологий. Процесс диагностики и контроля состояния пациента становится более точным и оперативным. В таких задачах часто требуется детальный анализ снимков медицинских исследований: УЗИ, рентгенограммы, различного рода эндоскопические снимки. Существует ряд задач в медицине, когда полученных в ходе диагностики данных бывает недостаточно для постановки достоверного диагноза. Требуется дополнительная компьютерная обработка медицинских изображений. Такая обработка может включать в себя линейное контрастирование, фильтрацию изображений, обработку алгоритмами выделения контуров объектов на изображении.

Существует достаточно большое количество методов оконтурирования, на основе которых созданы алгоритмы для обработки изображений.[1] Такие алгоритмы с успехом

применяются в различных прикладных областях. Обработка медицинских изображений имеет свою специфику: это и форма объектов на медицинских снимках и повышенное внимание к точности оконтуривания, а также неизбежность влияния искажающих факторов, таких как шумы, расфокусировки и прочие артефакты видеоизображений. Для того чтобы максимально точно определить границы объектов на медицинских изображениях и вместе с тем степень патологии, если она имеет место быть, необходимо в соответствии с условиями проведения диагностики выбрать наиболее оптимальный для этого метод оконтуривания. Оптимальность метода для конкретных условий диагностики должна быть определена количественно на основании какого – либо критерия. Таким комплексным показателем качества работы алгоритмов оконтуривания может служить критерий минимума среднеквадратической ошибки оконтуривания в совокупности с минимумом битовой ошибки.[3] В ходе процедуры выделения контура скрытого на изображении объекта часть его границы может быть найдена не полностью и часть пикселей, принадлежащих этой границы, утрачивается [2]. В этой связи сложно делать достоверные выводы о форме и размерах объекта в тех областях, где граница полностью утрачена, поэтому при проведении количественных оценок, необходимо учитывать и количество полностью потерянных пикселей изображения.

Следует также отметить необходимость проведения сравнительных оценок в одинаковых условиях.



Рис. 1. Модель медицинского изображения

Каждый из алгоритмов имеет в своем составе некоторый набор предустановок, в том числе установки порога чувствительности. Данные установки для каждого алгоритма различны. Т.е. при одних и тех же численных значениях порога чувствительности визуально результаты обработки изображений могут значительно различаться. Для экспериментальной оценки необходима предварительная калибровка алгоритмов.[4]

Сравнение качества работы алгоритмов оконтуривания проводится на специально разработанной модели медицинского изображения. Параметры такого тестового изображения идентичны типовому медицинскому изображению. Для большей конкретики выбрано изображение (рисунок 1), полученное при ультразвуковой диагностике.

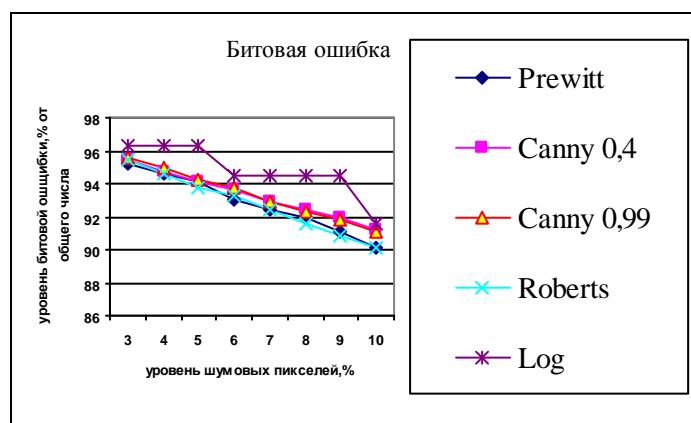


Рис. 2. Уровень битовой ошибки в условиях воздействия паразитного шума на изображении

Положение и геометрические размеры, а также данные о границе скрытого на нем объекта известны априорно, поэтому легко оценить количественно, используя описанный выше критерий, качество оконтуривания. В рассмотрении будут участвовать наиболее распространенные алгоритмы оконтуривания, имеющие четкое математическое описание. Это алгоритмы Prewitt, Canny, Roberts и алгоритм свертки с лапласианом гауссиана – LOG.

Моделирование работы этих алгоритмов будет проводиться в системе MatLab. поскольку данная система имеет весьма широкие возможности для моделирования различных процессов в том числе и в области обработки изображений.

Наибольший интерес представляют результаты обработки в условиях, моделирующих действие реальных искажающих факторов, таких как шумы и расфокусировка изображения. Подобные искажения не редко возникают при диагностировании.

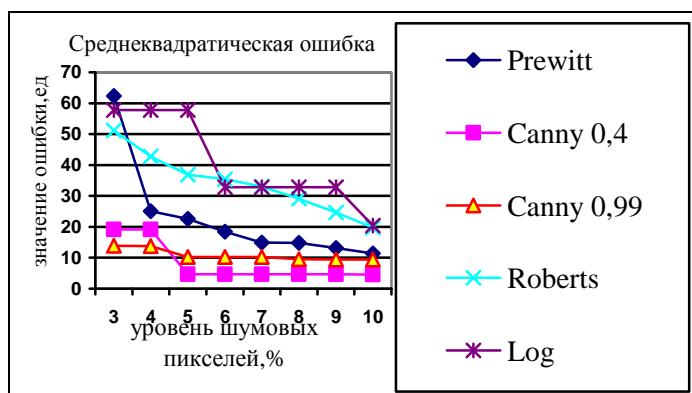


Рис. 3. Среднеквадратическая ошибка в условиях воздействия паразитного шума на изображении

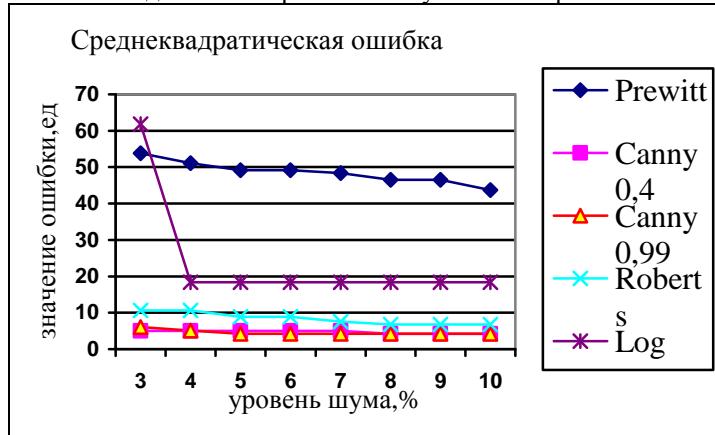


Рис. 5. Среднеквадратическая ошибка в условиях зашумленного изображения

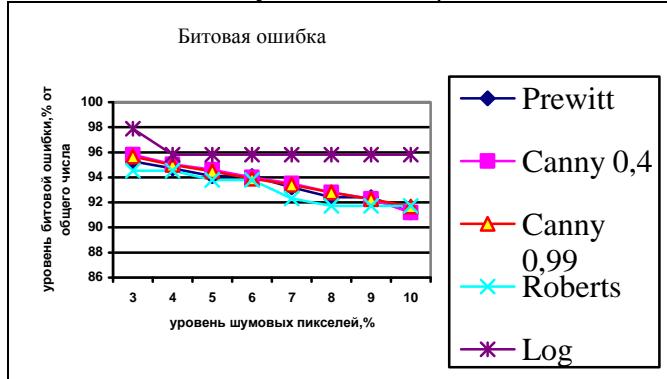


Рис. 4. Уровень битовой ошибки в условиях действия расфокусировки

сегментирования. В качестве тестового изображения выбирается часть снимка УЗИ, где в явном виде присутствует объект с пониженной эхогенностью, который может представлять из себя некоторую патологию. Необходимо сегментировать этот объект на общем фоне,

Ниже приведены графики сравнительных оценок качества оконтуривания, используя упомянутые выше критерии.

На рисунке 2 показаны графики, отражающие зависимость уровня битовой ошибки от степени зашумленности изображения. С увеличением уровня паразитного шума наблюдается снижение битовой ошибки, вследствие того, что шумовые пиксели могут восприниматься алгоритмом как часть границы объекта.

Все алгоритмы имеют довольно высокий уровень битовой ошибки, что говорит о том, что большая часть границы все равно смещается относительно ее первоначального положения.

Графики рисунка 3 показывают на сколько велико это смещение. Наилучшие результаты показывает алгоритм Canny, определенная им граница объекта наиболее близка к эталонной.

Для сравнения приведем графики, отражающие результаты оконтуривания в условиях расфокусировки изображения – рисунки 3 и 4. Графики показывают, что и в этом случае алгоритм Canny наиболее предпочтителен для использования в задачах медицинской диагностики. Представляется интересным проанализировать работу алгоритма Canny на реальных медицинских изображениях для проведения

используя алгоритм оконтурирования Canny. На рисунке 6 показан фрагмент реального медицинского снимка ультразвуковой диагностики.

Эксперименты также проводятся в системе моделирования MatLab. При обработке медицинского изображения, показанного на рисунке 6 алгоритмом сегментирования на базе алгоритма поиска контуров Canny, в отсутствии предварительной калибровки, пороговые уровни чувствительности алгоритма устанавливаются автоматически.

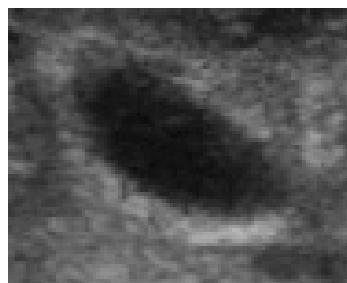


Рис. 6. Фрагмент реального медицинского

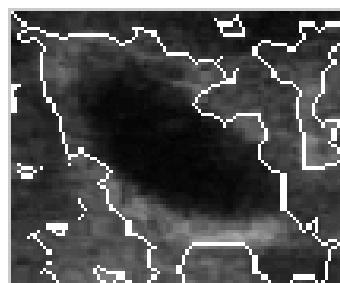


Рис.7. Сегментация объекта при автоматически определенных пороговых уровнях чувствительности алгоритма оконтурирования.

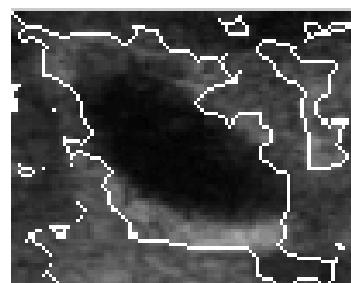


Рис. 8. Сегментация объекта при расширенном верхнем пороговом уровне чувствительности алгоритма оконтурирования до 0,3

Для данного изображения составляют 0,1 и 0,25 нижний и верхний пороговые уровни соответственно. Результат обработки показан на рисунке 7. Как видно из приведенного рисунка, участок с пониженной эхогенностью сегментирован полностью, однако граница включает в себя больше площади изображения чем реально занимает исследуемый участок. Кроме этого сегментированы участки изображения, которые обладают схожими параметрами, которые используются при выделении контуров, однако они не относятся к искомой зоне пониженной эхогенности. Изменяя значения порогов чувствительности алгоритма Canny, можно добиться улучшения результатов сегментации.

На рисунке 8 показан результат сегментации объекта на исследуемом медицинском изображении, когда верхний уровень чувствительности экспериментальным путем установлен на уровне 0,3.

Нижний пороговый уровень при этом не изменен. При этом заметны качественные изменения при сегментировании. Найденный контур искомого объекта проходит более близко к визуальной границе объекта с пониженной эхогенностью. Методом итераций можно добиться еще большего улучшения качества сегментации, изменяя как верхний порог чувствительности так и нижний. На рисунке 9 представлен результат сегментирования изображения когда методом последовательных итераций пороговые уровни чувствительности алгоритма Canny установлены на уровне 0,2 и 0,331612 нижний и верхний соответственно.

При этом достигается наилучшая сегментация изображения. При дальнейшем изменении пороговых уровней происходит разрыв границы объекта и сегментация нарушается. Таким образом, используя некоторый критерий качества сегментации можно автоматизировать итеративный процесс поиска объектов на медицинских изображениях. В качестве такого критерия может выступать критерий минимума площади основного объекта оконтурирования. При каждой итерации площадь объекта снижается, а количество ошибочно найденных объектов уменьшается. Процесс происходит до тех пор, пока граница основного объекта не разорвется.

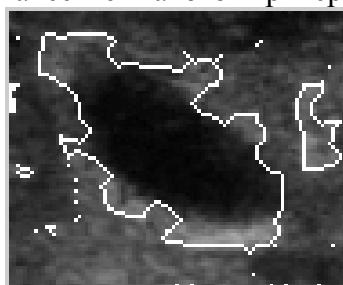


Рис. 9. Сегментация объекта в случае изменения как нижнего так и верхнего пороговых

уровней чувствительности а: 0,2 и 0,331612 соответственно.

При использовании других алгоритмов оконтурирования в качестве основы алгоритма сегментации не наблюдается такой положительной динамики результатов. Удается лишь незначительно улучшить сегментированный участок изображения, после чего наблюдается разрыв границы.

Очевидно, что при различных уровнях чувствительности алгоритма оконтурирования будут сегментироваться различные участки изображения. Различные патологические объекты имеют различную структуру тканей и поэтому на медицинском изображении также имеют специфические признаки. Таким образом, сформировав библиотеку с большим набором пороговых уровней можно проводить автоматизированную диагностику медицинского изображения и делать вывод о наличии той или иной патологии на исследуемом медицинском снимке.

ЛИТЕРАТУРА

1. Форсайт, Дэвид А., Понс, Жан - Компьютерное зрение. Современный подход.-М.: Издательский дом «Вильямс», 2004.
2. Никитин О.Р., Пасечник А.С. Сравнительная оценка качества работы алгоритмов оконтурирования медицинских изображений Методы и устройства передачи и обработки информации вып. 8 Межв.сб. научн. тр./ под ред. В.В. Ромашова.-М.: «Радиотехника», 2007.-186с, с. 137-142.
3. Никитин О.Р., Пасечник А.С. Критерии оценки качества работы алгоритмов оконтурирования в специфике медицинских изображений, Труды I всероссийской НТК «Акустооптические и радиолокационные методы измерений и обработки информации» ARMIMP, Москва, 2007.
4. Никитин О.Р., Пасечник А.С. Моделирование условий работы алгоритмов оконтурирования для медицинских изображений и оценка их влияния на качество оконтурирования. Методы и устройства передачи и обработки информации вып. 9 Межв.сб. научн. тр./ под ред. В.В. Ромашова.-М.: «Радиотехника», 2007.-284с, с. 198-203.

IMPLEMENTATION OF CONTOURING ALGORITHMS IN AIM OF AUTOMATIC DIAGNOSE

O. Nikitin, M. Konstantinova, A. Pasechnik
Vladimir State University, Vladimir

There are some situations during the diagnostics, where an initial diagnostic data is not enough to make a medical decision and it's necessary to have a post processing of medical images. Some times a contouring algorithms are used to find objects at the images. This article deal about possibilities of using such algorithms to give proper weigh of specific character of medical images. To make a medical diagnosis with a maximum precision and to fix a value of a pathology, if it take a place, it's necessary to use an optimal contouring method, which is more fit to current conditions. The article has graphs, which illustrate quantity marks of contouring quality of algorithms with to give proper weigh of influences of outward parasitic factors. The Canny algorithm has a best marks in this comparison. The article has some of recommendation of using a Canny algorithm in systems with high negative influences.



МОДЕЛЬ МОДУЛЯ НЕЧЕТКОГО ВЫВОДА ДЛЯ РАННЕЙ ДИАГНОСТИКИ ИШЕМИЧЕСКОЙ БОЛЕЗНИ СЕРДЦА

А.А. Грахов, В.В. Жилин, С.А. Филист
Курский государственный технический университет, Курск

В настоящее время не существует электрокардиографа, позволяющего эффективно обнаружить признаки ранней стадии ишемической болезни сердца (ИБС) и тем самым решить задачу прогнозирования внезапной смерти. Одним из возможных способов решения данной задачи является использование нечеткого логического вывода, который должен решить типовую задачу классификации: «есть риск внезапной смерти», «нет риска внезапной смерти». Специфической особенностью нечеткого логического вывода является возможность агрегировать (объединять) частные заключения по одному или группе информативных признаков в общее заключение. Таким образом, получаем открытую аналитическую систему, на входе которой присутствуют, в общем случае, множество векторов информативных признаков, а на выходе - коэффициенты уверенности принадлежности объекта к каждому из заданных классов.

Программный модуль, предназначенный для моделирования указанной системы, должен позволять выполнять следующую последовательность операций:

1. Создание обучающей и контрольной выборок объектов – с помощью загрузки данных из внешних файлов или же генерации случайных данных по некоторому закону распределения.
2. Графическое отображение взаимного расположения объектов различных классов в разрезе каждого из анализируемых признаков.
3. Создание базы данных типовых функций принадлежности, предназначенных для аппроксимации гистограмм признаков объектов обучающей выборки, и редактирование параметров функций принадлежностей для внесения корректировок на основе экспертных оценок.
4. Выбор базовых нечетких операций для использования их при построении агрегатора.
5. Подбор агрегирующих операций для функций принадлежности каждого класса и расчет коэффициентов уверенности принадлежности объектов к классам.
6. Визуальное отображение результатов агрегирования для проведения оценки корректности выбора функций принадлежности и состава агрегатора.

Модель системы позволяет выполнять разделение предъявляемых объектов на классы, руководствуясь вектором информативных признаков P , характеризующим конкретный объект. Данные, используемые для построения модели и настройки параметров, изначально разделены на классы $C_1 \dots C_m$. Каждый из объектов x_k , ($k = 1..h$, где h – общее количество объектов) характеризуется рядом признаков $P_{k1} \dots P_{kn}$. Таким образом, формат исходных данных представляет собой m двумерных массивов размерностью $[n \times r_i]$, $i = 1 \dots m$, где r_i – количество объектов в i -м классе ($\sum_{i=1}^m r_i = h$).

На первом этапе построения модели осуществляется фуззификация исходного пространства признаков. Для выполнения этого шага необходимо, руководствуясь графическим представлением исходных данных, а также существующими экспертными оценками заданного признакового подпространства, определить вид и параметры функций принадлежности для каждого признака каждого класса. Минимальное количество функций принадлежности определяется как $(n \cdot m)$.

В случае, если значения одного из признаков объектов не могут быть корректно описаны унимодальной функцией принадлежности, используются алгоритмы пересечения и объединения нечетких функций. Пересечение функций принадлежности μ_a и μ_b вычисляется как $\mu_c = \mu_a \cap \mu_b = \min(\mu_a(x), \mu_b(x))$. (рис. 1.а). Объединение нечетких функций μ_a и μ_b вычисляется как $\mu_c = \mu_a \cup \mu_b = \max(\mu_a(x), \mu_b(x))$ (рис. 1.б).



Рисунок 1. Пересечение функций принадлежности $\mu_a(x)$ и $\mu_b(x)$ (а) и объединение функций принадлежности $\mu_a(x)$ и $\mu_b(x)$ (б)

После выбора вида и параметров функций принадлежности вычисляются их числовые значения для каждого признака P_j : $\mu_{i,j}(x_{k,j})$, $i = 1..m$, $k = 1..h$, $j = 1..n$, где $\mu_{i,j}$ – функция принадлежности объектов к i -му классу по j -му признаку (рис. 2).

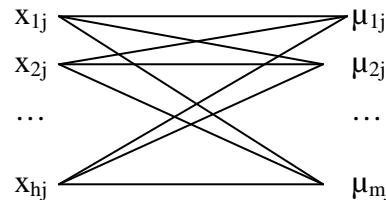


Рисунок 2. Фузификация признакового пространства

Результат вычисления функций принадлежности представляет собой m двумерных массивов размерностью $[n \times h]$.

Значения функций принадлежности изменяются в диапазоне $[0 \dots 1]$. Однако при определении вида функций принадлежности объектов разных классов появляется необходимость, чтобы максимальное значение функции принадлежности не превышало заданного значения (например, если по какому-либо из признаков один класс значительно пересекается с другим, имеет смысл ограничить функции принадлежности обоих классов в диапазоне пересечения максимальным значением 0.5, чтобы они имели меньшее влияние на результат классификации). Для этого после вычисления значений функций принадлежности выполняется умножение результата на коэффициент значимости $k_{f,i,j}$ ($0 \leq k_{f,i,j} \leq 1$), задаваемый для каждой функции принадлежности в отдельности. По умолчанию коэффициент $k_{f,i,j}$ равен 1.

На втором этапе выполняется построение агрегаторов для каждого класса, т.е. выбор порядка и способа комбинирования (объединения) функций принадлежности по признакам объектов. Каждый агрегатор A_i , ($i=1..m$) представляет собой набор из $(n-1)$ нечетких операций. Агрегаторы предназначены для выполнения преобразования значений функций принадлежности (частных коэффициентов уверенности) по признакам класса в обобщенное значение коэффициента уверенности $K_{i,j}$ принадлежности объекта к i -му классу (см. рис. 3).

Подбор осуществляется на основе генетического алгоритма, который выполняет минимизацию количества ошибок классификации. В процессе выполнения алгоритма ошибка рассчитывается для каждого объекта и может принимать значение 1 или 0. Значение 1 обозначает, что при данной комбинации функций максимальный коэффициент уверенности $K_{i,max}$ достигается в классе, отличном от класса, которому принадлежит объект. Значение 0 обозначает, что максимальный коэффициент уверенности достигается именно в том классе, которому принадлежит объект.

Задача генетического алгоритма состоит в нахождении набора и последовательности нечетких операций над частными коэффициентами уверенности (значениями функций принадлежности), при котором сумма значений ошибки по всем объектам будет минимальной. Каждая нечеткая операция из набора допустимых для комбинирования кодируется уникальной битовой последовательностью длины d .

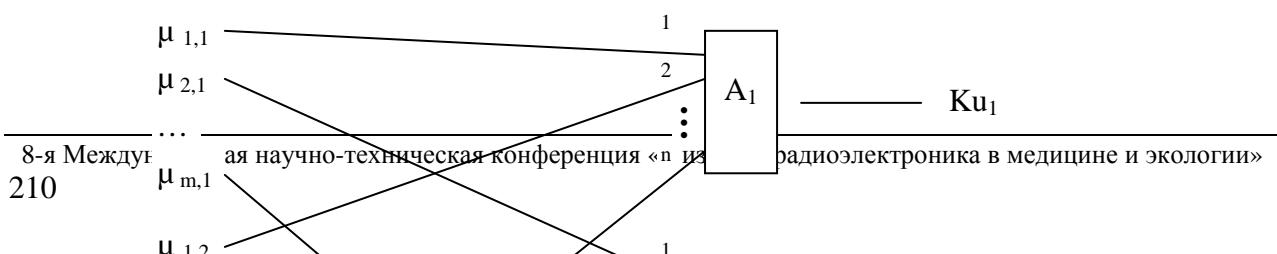


Рисунок 3. Преобразование значений функций принадлежности $\mu_{i,j}$ в коэффициенты уверенности $K_{i,j}$

Длина последовательности выбирается исходя из условия $2^d \geq g$, где g – общее количество нечетких операций в кортеже (см. рис. 4).

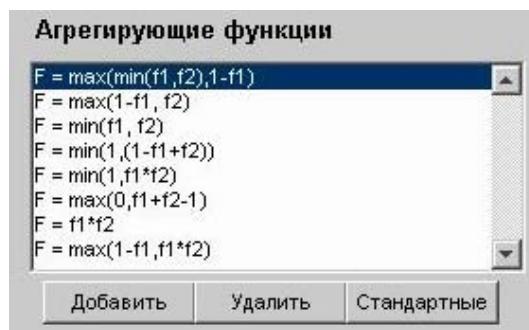


Рисунок 4. Кортеж нечетких операций для построения агрегатора

Кроме того, битовыми последовательностями также кодируются все возможные варианты перестановок признаков объекта (необходимость этого вызвана тем фактом, что многие нечеткие операции не обладают свойством коммутативности, т.е. $f(\mu_a(x), \mu_b(x)) \neq f(\mu_b(x), \mu_a(x))$). Длина последовательности для перестановок x определяется из условия $2^x \geq n!$. Таким образом, постановка задачи сводится к нахождению объединенной битовой последовательности (см. рис. 5), наиболее полно удовлетворяющей условию минимума ошибок классификации.

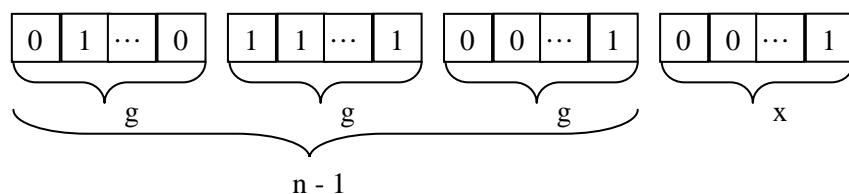


Рисунок 5. Структура битовой последовательности, используемой в генетическом алгоритме

После окончания работы генетического алгоритма выполняется расшифровка полученной битовой последовательности в набор агрегирующих функций (см. рис. 6).



Рисунок 6. Структура автоматически построенного агрегатора для класса «риск внезапной смерти»

На третьем этапе выполняется расчет коэффициентов уверенности K_i для контрольной выборки объектов. Для каждого объекта выборки вычисляется вектор $K_{i1}..K_{im}$, показывающий уверенность принадлежности объекта к каждому из классов и строится графическое отображение полученных данных (см рис. 5). Горизонтальные линии в верхней части графика отображают изначальное распределение объектов по классам.

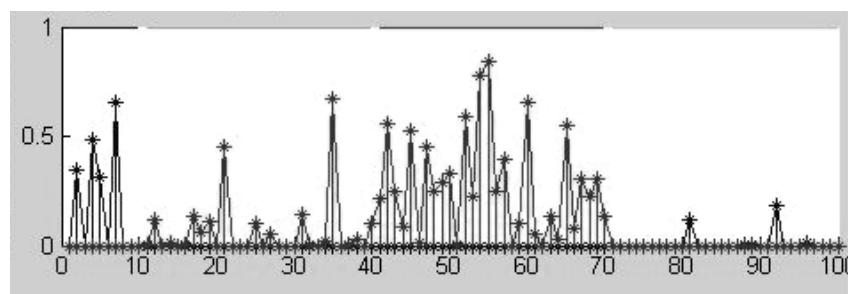


Рисунок 5. Коэффициенты уверенности принадлежности каждого из 100 объектов к классу «риск внезапной смерти» (синий) и к классу «нет риска внезапной смерти» (красный)

Таким образом, предлагаемая система нечеткой классификации для ранней диагностики ишемической болезни сердца позволяет моделировать пространства информативных признаков с заданными вероятностными характеристиками (с заданной геометрией распределения признаков), проводить разведочный анализ выбранного признакового пространства, автоматически синтезировать функции принадлежности с возможностью их коррекции в интерактивном режиме, синтезировать агрегатор (агрегаторы) посредством алгоритмических решений, выполненных на базе генетических алгоритмов. Пространство информативных признаков для данной системы синтезируется на основе частотно-временных характеристик электрокардиосигнала.

MODEL MODULE FUZZY CONCLUSION FOR EARLY DIAGNOSIS CORONARY HEART DISEASE

A.A. Grahov, V.V. Zhilin, S.A. Filist
 Kursk State Technical University, Kursk
 e-mail: SFilist@gmail.com

The module is designed for diagnosing the early stages of coronary heart disease using fuzzy classification algorithms.



ЦИФРОВАЯ ОБРАБОТКА МЕДИЦИНСКИХ ИЗОБРАЖЕНИЙ

Е.П. Петров, Е.В. Медведева

Вятский государственный университет, Киров
e-mail: emedv@mail.ru

В настоящее время при установлении диагноза и проведения лечения врачи все больше полагаются на медицинские изображения: рентгенограммы, компьютерную и магнитно-резонансную томографию и др. Это вызвано тем, что медицинские изображения дают наибольший объем информации о заболевании пациента. Причем для более детального изучения заболевания необходимы срезы изображения, подчеркивающие мелкие детали изменений больного органа. Для решения этой задачи необходимо иметь изображения высокого качества.

Повышение качества изображения является многоплановой задачей. Сюда включают решение задач фильтрации шумов, геометрической и градационной коррекции, усиление контрастности изображения и т. д. [1,2].

Другой задачей при распознавании заболевания является определение величины, формы, положения органов и сравнение с данными последующих или предыдущих измерений [1,2].

Медицинские изображения представляются очень большими объемами данных. Одно изображение может занимать от нескольких мегабайт до одного гигабайта и более. Поэтому для хранения и передачи медицинских изображений между различными лечебными учреждениями необходимо их сжать, т.е. исключить из них всю визуальную и статистическую избыточность [1].

Для решения данных задач в работе предложен, метод фильтрации медицинских цифровых полутоновых изображениях (ЦПИ), а также способ выделения границ на ЦПИ, представленных g -разрядными двоичными числами, позволяющий, на основе сравнения с предыдущими ЦПИ, определить величину, форму и положение найденных изменений и уменьшить объем передаваемых данных.

Граница в ЦПИ представляет собой кривую, вдоль которой происходит резкое изменение яркости между двумя соседними областями, имеющих, примерно, одинаковую яркость.

Любое ЦПИ можно представить набором g -разрядных двоичных изображений (РДИ), которые представляют собой двумерный марковский процесс с двумя равновероятными ($P_1 = P_2$) значениями $M_1^{(l)}$, $M_2^{(l)}$ и матрицами вероятностей переходов от значения $M_i^{(l)}$ к соседнему значению $M_j^{(l)}$ по горизонтали (строке) и вертикали (столбцу), соответственно:

$${}^1\Pi^{(l)} = \begin{vmatrix} {}^1\pi_{11}^{(l)} & {}^1\pi_{12}^{(l)} \\ {}^1\pi_{21}^{(l)} & {}^1\pi_{22}^{(l)} \end{vmatrix}, \quad {}^2\Pi^{(l)} = \begin{vmatrix} {}^2\pi_{11}^{(l)} & {}^2\pi_{12}^{(l)} \\ {}^2\pi_{21}^{(l)} & {}^2\pi_{22}^{(l)} \end{vmatrix}, \quad l = \overline{1, g}. \quad (1)$$

Для РДИ граница – это переход между областями, состоящими из элементов одного знака. Последовательность импульсов одинакового знака образуются группы импульсов (цуги) случайной длины. Чем больше корреляция, тем больше длина цугов, и тем больше области, состоящие из элементов одного знака. Средняя длина цугов $\chi^{(l)}$ в последовательности двоичных импульсов, представляющих собой одномерный двоичный марковский процесс, связана с элементами матриц вероятностей переходов простым соотношением [3,4]:

$${}^1\pi_{ii}^{(l)} = 1 - \frac{2P_1^{(l)}}{\chi^{(l)}}, \quad i = \overline{1, 2}. \quad (2)$$

Элементы матрицы ${}^2\pi_{ii}^{(l)}$ можно вычислить используя элемент первой строки матрицы вероятностей переходов для двумерной цепи Маркова, адекватной l -му РДИ

$$\pi_{ii}^{(l)} = \frac{{}^1\pi_{ii}^{(l)} {}^2\pi_{ii}^{(l)}}{{}^3\pi_{ii}^{(l)}} , \quad (3)$$

где ${}^3\pi_{ii}$, $i, j = 1, 2; i \neq j$ элемент матрицы ${}^3\Pi = {}^1\Pi \cdot {}^2\Pi$.

На рис. 1 представлено усредненное распределение элементов матриц вероятностей переходов ${}^1\pi_{ii}$ и ${}^2\pi_{ii}$ по горизонтали и вертикали в g РДИ на основе большого числа выборок реальных изображений.

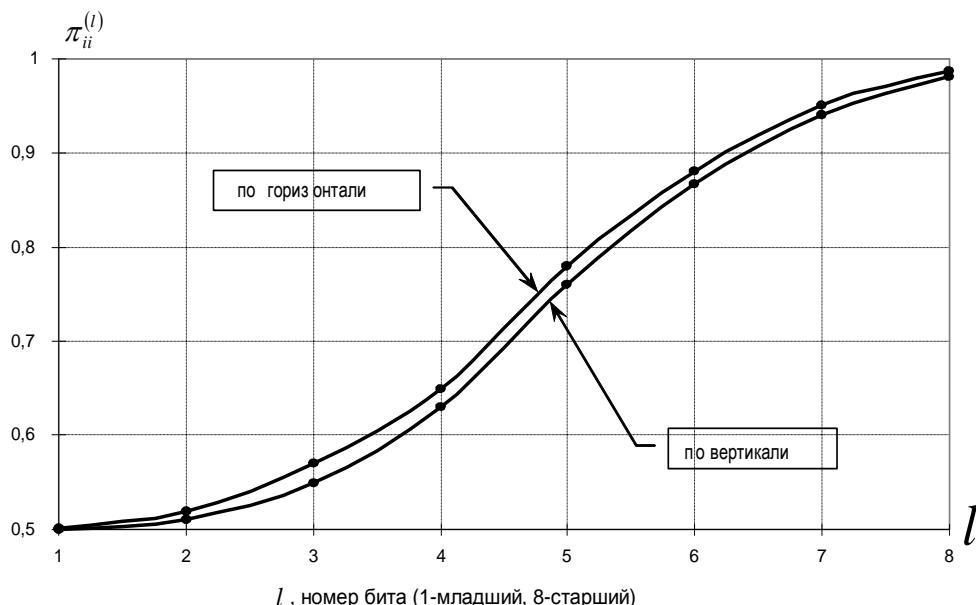


Рис. 1. Распределение усредненных значений элементов матриц вероятностей переходов

Очевидно, что основные границы контрастных областей на изображении можно выделить по нескольким соответствующим старшим разрядам РДИ, т.к. младшие РДИ ($\pi_{ii} \rightarrow 0,5$) будут составлять фон изображения в виде двумерного шума.

В качестве примера рассмотрим два изображения, на которых показана остеогенная саркома левой бедренной кости, полученных с помощью магнитно-резонансной томографии [5]. Первое изображение (рис. 2 а) выполнено при первом поступлении пациента, а второе (рис. 2 б) - после комбинированного химиолучевого лечения.



Рис. 2. Изображение левой бедренной кости до лечения (а) и после лечения (б)

На рис. 3 а,б приведены восьмое и инверсное седьмое РДИ, соответствующие восьмиразрядному ЦПИ на рис. 2а. На рис. 4 а,б показаны восьмое и инверсное седьмое РДИ, соответствующие ЦПИ на рис. 2б. На рис. 3в и 4в приведены ЦПИ, состоящее из восьмого и седьмого РДИ, соответствующих рис. 2а и 2б.

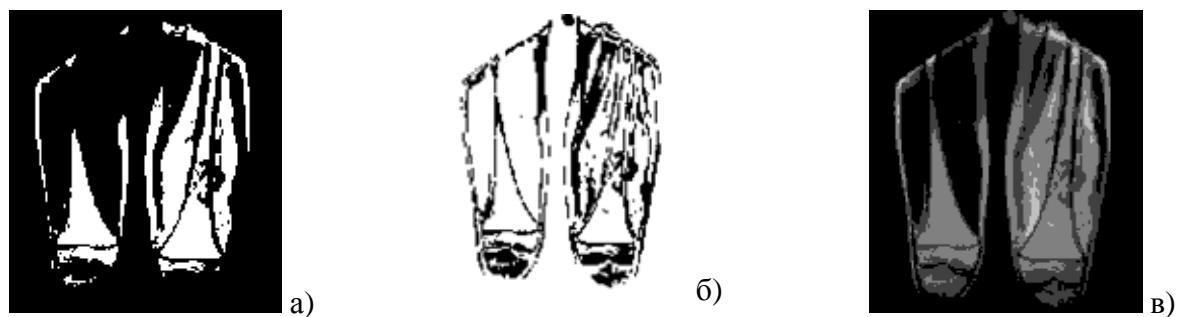


Рис. 3. РДИ, соответствующие ЦПИ левой бедренной кости (до лечения)

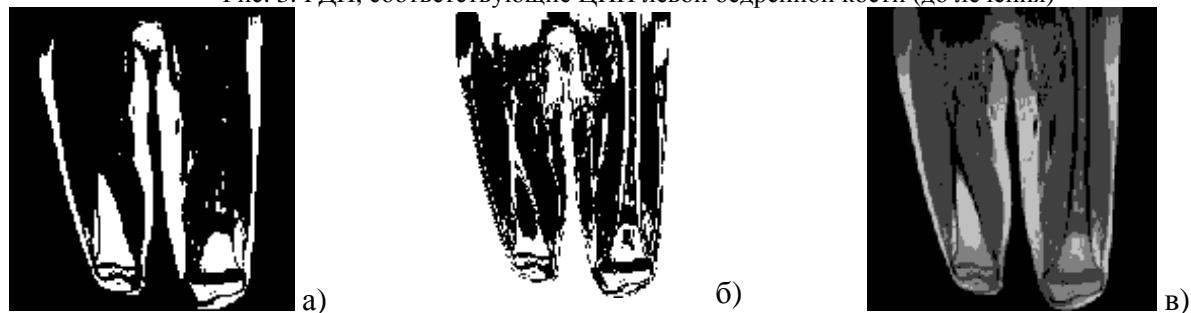


Рис. 4. РДИ, соответствующие ЦПИ левой бедренной кости (после лечения)

Анализ изображений показывает: 1) основные контуры опухоли отчетливо видны на старшем (восьмом) РДИ; 2) из сравнения старших РДИ изображений до лечения и после видно значительное уменьшение размеров опухоли; 3) достаточную информацию о границах дает ЦПИ, состоящий их седьмого и восьмого РДИ.

Т.к. основные контуры областей можно определить по старшим РДИ, то сжатию можно подвергать только старшие РДИ, что значительно уменьшит объем хранения и передачи данных.

Другой важной задачей в обработке изображений является передача изображений на расстояние по радиоканалу, например, для оперативного обмена информацией с подвижным медицинским пунктом. Однако в этом случае передаваемое изображение может быть частично разрушено под действием шумов действующих в канале связи.

В [3,4] разработан алгоритм нелинейной фильтрации для восстановления разрушенных белым гауссовским шумом ЦПИ.

На рис. 5 показан процесс восстановления искаженного шумом восьмиразрядного ЦПИ при отношении сигнал/шум по мощности – 12 дБ.

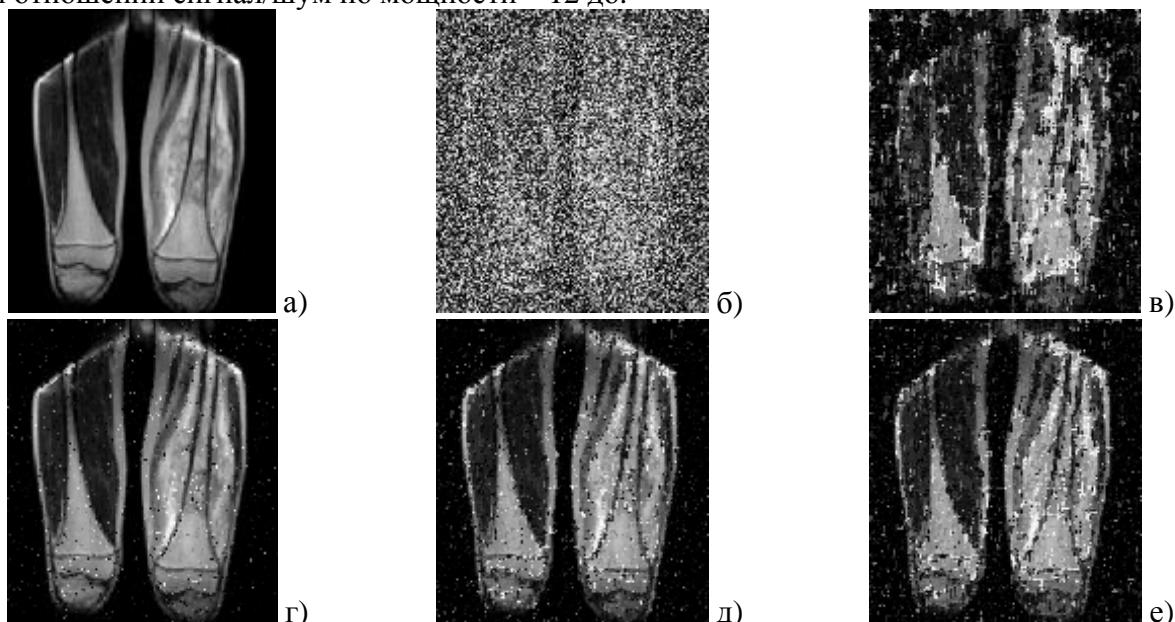


Рис. 5. Нелинейная фильтрация восьмиразрядного ЦПИ: а) исходное изображение; б) зашумленное изображение ($\rho_s^2 = -12 \text{ дБ}$); в) отфильтрованный 1-й кадр; г) 25-й кадр; д) 10-й кадр; е) 5-й кадр

Анализ изображений (рис.5) показывает, что даже в сложной помеховой обстановке, восстановленное изображение практически сохраняет всю информацию передаваемую по каналу связи. Реализация алгоритма фильтрации не требует больших вычислительных затрат.

ЛИТЕРАТУРА

1. Винсент Бретон. Healthgrid Белая книга – Перевод с англ.: Зусман И.Х., ИПТ РАН. <http://www.gridclub.ru/library/publication.2008-02-14.8426200060/>
2. Популярная медицинская энциклопедия. Гл. ред. Б.В. Петровский. В 1-м томе. Аборт-Ящур. – М.: «Советская энциклопедия», 1987 – 704 с.
3. Петров Е. П. Нелинейная фильтрация последовательности цифровых полутоновых изображений / Е. П. Петров, И. С. Трубин, Е.Л. Буторин // Радиотехника и электроника, Т.50, №10, 2005. – с.1265-1272.
4. Петров Е. П. Нелинейная фильтрация видеопоследовательностей цифровых полутоновых изображений марковского типа // Е. П. Петров, И. С. Трубин, Частиков И.А.. - Успехи современной радиоэлектроники, №6, 2007. – с.3-31.
5. Барышева Е. В. Оценка местной распространенности злокачественных опухолей опорно-двигательного аппарата по данным сцинтиграфии с 99m Тс-Технетрилом / Е.В. Барышева, И.И. Анисеня, Ю.И. Тюкалов, В.Ю. Усов // Медицинская визуализация, №1, 2002. – с.114-121.

DIGITAL PROCESSING OF MEDICAL IMAGES

E.P. Petrov, E.V. Medvedeva

Vyatka State University, Kirov

e-mail: emedv@mail.ru

Digital processing of medical half-tone images is overviewed in the presented report.



АЛГОРИТМ АВТОМАТИЗАЦИИ ПРОЦЕССА ДИАГНОСТИКИ МИКРОЦИРКУЛЯЦИИ СОСУДОВ НА ОСНОВЕ ГОМОМОРФНОЙ ФИЛЬТРАЦИИ РЕОСИГНАЛА

М.Е. Аверьянов, А.К. Бернюков, Л.Т. Сушкова, М.А. Романова

Владимирский государственный университет, Vladimir

Введение

Скорость кровотока, наряду с давлением крови, является основной физической величиной, характеризующей состояние системы кровообращения[1]. Возможность неинвазивной, объективной и динамической оценки кровотока по сосудам малого калибра[4] остается одной из актуальных задач современной ангиологии и смежных специальностей[2]. От ее решения зависит успех ранней диагностики таких заболеваний, как облитерирующий эндартериит, диабетическая микроангиопатия, синдром и болезнь Рейно, всевозможных окклюзий и стенозов артерий. Как известно, для диагностики микроциркуляции сосудов используется реографический метод, основанный на измерении импеданса участка тела при воздействии переменного тока. Из-за эффекта поляризации на поверхности кожи частота зондирующего тока выбирается от 50кГц до 150кГц в зависимости от объекта исследований. Пульсовой приток крови к исследуемому органу вызывает периодическое изменение импеданса. Чем лучше кровоснабжение участка тела, тем выше его

проводимость[2]. В связи с этим разработка алгоритма автоматизированного процесса получения реосигнала с достаточной степенью достоверности получаемой информации представляет собой актуальную задачу.

Фильтрация реосигнала

Основной технической и методической трудностью реографического метода является низкая амплитуда регистрируемого сигнала. Переменная часть импеданса, порядка 1 Ом, составляет около 1% от базового постоянного сопротивления участка тела. На стабильность амплитуды реосигнала влияют: частота зондирующего тока, качество контакта датчиков с кожей пациента, общий объем участка тела между датчиками[3].

Очевидно, что повышение точности определения показателей реограмм является актуальным для улучшения качества диагностики состояния сосудистой системы. Это возможно при более четком разделении элементов реоволны[3].

С этой целью используют различные методы цифровой обработки реосигнала:

- 1) гомоморфная обработка,
- 2) вычисление кепстера периода реосигнала;
- 3) инверсная фильтрация;
- 4) адаптивное моделирование.

Математическая модель реосигнала в виде свертки основной пульсовой волны и импульсной характеристики артериального русла (ИХАР) была предложена в работе [3]. Такая модель учитывает наложение отражений на основную волну и допускает применение перечисленных методов цифровой обработки для выделения из реосигнала ИХАР.

Методика применения гомоморфной, инверсной и адаптивной фильтрации к реосигналу разработана с учетом особенностей этих методов и самого реосигнала.

В результате обработки была получена импульсная характеристика артериального русла (рис. 1) [3]. Наилучший результат достигнут при вычислении кепстера и использовании инверсной фильтрации, так как импульсная характеристика определяется этими методами на каждом периоде реосигнала r . Идентификация импульсной характеристики артериального русла с помощью адаптивного фильтра дает интегральную оценку за 10 — 20 периодов. Кроме того, существует проблема устойчивости процесса адаптации.

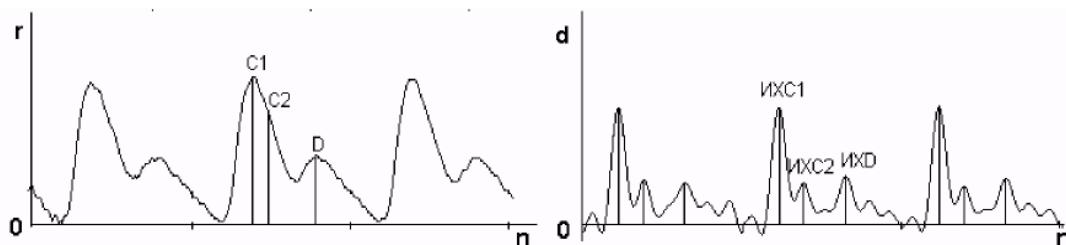


Рис 1. Импульсная характеристика артериального русла.

На основе полученной импульсной характеристики d (n) артериального русла (ИХАР) предложена новая система показателей реограмм[3].

В начале автоматизированного анализа импульсной характеристики определяется величина пиков и временные задержки. Как правило можно выделяют три основных пика ИХАР, соответствующих первой систолической волне (ИХС1), второй систолической волне (ИХС2) и диастолической волне (ИХД). Задержки относительно R пика ЭКГ

обозначаются следующим образом: ИХТО, ИХТ1, ИХТ2. На втором этапе предлагается нормировать величины пиков, выбрав за единицу ИХС1, и задержек, где за единицу берется ИХТО[3]. В результате определяется вектор-образ артериального русла. Размерность вектора может меняться, в зависимости от числа пиков ИХАР, используемых при анализе. Для трех основных пиков формируется четырехмерный вектор-образ.

В этом случае алфавит будет состоять из четырех признаков, которые определяются по формулам:

$$A1 = ИХС2/ИХС1; T1 = (ИХТ1/ИХТ0) - 1;$$

$$A2 = (ИХД/ИХС1); T2 = (ИХТ2/ИХТ0) - 1.$$

Пары признаков определяют свойства артериального русла на участке артерий сопротивления (A1, T1) и на участке мелких артерий и артериол (A2, T2). Признак А зависит от пропускной способности сосудистого русла после характеризуемого участка ветвления. Признак Т показывает тонус сосудов до этого участка[3].

Преимущества предложенной[3] системы автоматизированного исследования периферического кровообращения по сравнению с традиционными методами: независимость диагностических признаков от абсолютных амплитудных параметров реосигнала, за счет нормировки; дифференцированный анализ пропускной способности и тонуса сосудов разного поколения ветвления за счет выделения отдельных пиков импульсной характеристики артериального русла; инвариантность к возрастным изменениям тонуса сосудов, за счет снижения взаимовлияния амплитудных и временных показателей реограмм.

На основе рассмотренного цифрового метода обработки реосигнала, в данной работе представляется возможный алгоритм автоматизации диагностики микроциркуляции сосудистого русла.

Аппаратно-программный комплекс диагностики микроциркуляции сосудистого русла

Аппаратно-программный комплекс (АПК) диагностики микроциркуляции сосудов включает в себя реограф, АЦП, последовательное соединение с ПК через СОМ-порт. Принцип работы АПК заключается в следующем: от ПК через СОМ-порт подается сигнал на АЦП (AD7716) о начале работы. Сигнал от реографа поступает на Ain1 вход АЦП, где он фильтруется, усиливается и дискретизируется, дискретный сигнал поступает на вход драйвера- преобразователя уровней. Далее к ПК через СОМ-порт. За тем запускается программа обработки сигнала и запись результата в виде файла. После чего включается насос, накачивающий манжету, пережимающей сосуды конечности, к которой присоединены электроды. При прекращении регистрации пульсовой волны, открывается клапан, выпускающий воздух из манжеты. После достижения оксигенации прежнего уровня запись данных прекращается. Данный комплекс обеспечивает получение таких показателей как: коэффициент падения оксигенации тканей и время восстановления первоначальных показаний. Данные заполняют матрицу В с двумястами столбцами и тремя рядами, значения которой фильтруются, за тем обрабатываются. На рисунке 2 представлен алгоритм работы аппаратно-программного комплекса.

На рисунке 3 представлен алгоритм подпрограммы измерений.



Рис. 2. Алгоритм работы АПК.

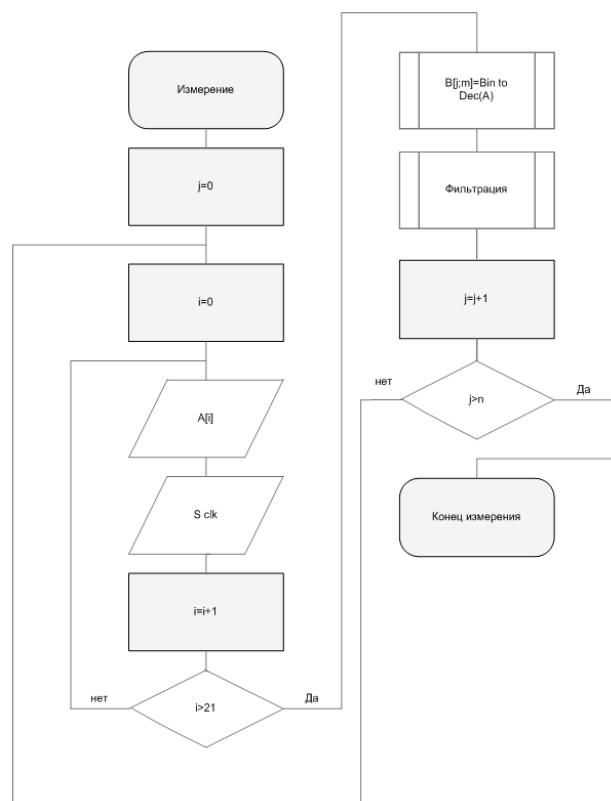


Рис. 3. Алгоритм подпрограммы измерения.

Заключение.

Таким образом, можно сделать следующие выводы: реографический метод отличается повышенной точностью за счет использования гомоморфной фильтрации и вычисления кепстров, инверсной фильтрации и адаптивной обработки сигналов для вычисления по реограмме импульсной характеристики артериального русла и разделения элементов реографической волны. Комплекс может применяться не только в диагностических целях, но так же для лекарственного и гормонального мониторинга.

ЛИТЕРАТУРА

1. Физиология человека, под ред. Н.А. Агаджанян, Л. Телль, В.И. Циркин, С.А. Чеснокова. Курс лекций в двух книгах, учеб. Алма-Ата: Казахстан, 1992. с.352.
2. Инструментальные методы исследования сердечно-сосудистой системы, под ред. Т.Е. Виноградовой. Москва: Медицина, 1986. с.416.
3. Берниуков А.К., Костикин И.Ю., Сушкова Л.Т.: «Исследование цифровой обработки информации в реографических исследованиях».

4. Военно-полевая хирургия, под ред. К.М. Лисицына, Ю.Г. Шапошникова. Москва, медицина, 1982. с. 203
5. www.radiotec.ru
6. www.medcom.ru
7. www.dsp-sut.ru
8. www.cosmedtech.ru

ALGORITHM OF AUTOMATION OF PROCESS OF DIAGNOSTICS OF MICRO CIRCULATION OF VESSELS WITH APPLICATION HOMOMORFOLOGICAL FILTRATIONS OF REOGRAPHIC SIGNAL

M.E. Averyanov, A.K. Bernyukov, L.T. Sushkova, M.A. Romanova

The purpose of research consists in development of algorithm of the automated process of reception reosignal with higher parameters of accuracy. The mathematical model of reosignal in the form of convolution the basic pulse waves and the pulse characteristic of an arterial channel has been offered. The best result will reach at calculation kepstrs and use of an inverse filtration as the pulse characteristic is defined by these methods on each period reosignal. Being based on the studied literature, the hardware-software complex of diagnostics of microcirculation of vessels is developed. By means of the given complex it is possible to receive following parameters: factor of falling oxygenation fabrics, as time of restoration of initial indications of oxygenation. The complex can be applied not only in the diagnostic purposes, but as to medicinal and hormonal monitoring.



ПРАВДОПОДОБНАЯ ОЦЕНКА РОСТА ОНКОЛОГИЧЕСКИХ РИСКОВ В МАЛЫХ ПРОФЕССИОНАЛЬНЫХ ГРУППАХ С ИСПОЛЬЗОВАНИЕМ МЕТОДОВ ИМИТАЦИОННОГО МОДЕЛИРОВАНИЯ

В.В. Исакевич, Д.В. Исакевич

Общество с ограниченной ответственностью «БизнесСофтСервис», Владимир
e-mail: businesssoftservice@gmail.com

В статье рассматривается некоторая малая группа, выделяемая в составе большой «опорной» группы населения. Используя критерии правдоподобия, оценивается достоверность гипотезы о повышенном или пониженном онкологическом риске для данной группы.

События онкологического риска рассматриваются как пуассоновский поток, что позволяет, при заданных параметрах риска для каждого члена группы, моделировать количество событий, произошедших в рассматриваемый период времени. Выборка, полученная в результате имитационного эксперимента, позволяет оценить распределение количества событий в зависимости от параметров риска. Пользуясь методом максимального правдоподобия, полученная плотность вероятности сопоставляется с наблюдаемым в группе количеством событий риска.

Для моделирования онкологического риска использована степенная (аллометрическая) модель повозрастной онкологической смертности, характеризуемая двумя параметрами, интерпретируемыми как среднее количество онкогенных мутаций и среднегеометрическая частота их возникновения.

Предполагается, что малая группа населения характеризуется некоторым приращением количества мутаций по сравнению с показателем степени «опорной» группы. Среднегеометрическая частота мутаций согласована таким образом, чтобы при переходе индивида в малую группу и выходе из нее модель сохраняла непрерывность.

Для некоторой предполагаемой группы населения численностью 220 человек произведено имитационное моделирование в вычислительной среде Octave. Получена оценка правдоподобия тех или иных приращений показателя степени.

THE LIKELIHOOD ESTIMATION OF ONCOLOGICAL RISK GROWTH IN SMALL PROFESSIONAL GROUPS OF POPULATION USING SIMULATION TECHNIQUE

V.V. Isakevich, D.V. Isakevich

BusinessSoftService Ltd., Vladimir

e-mail: businesssoftservice@gmail.com

The article considers the small group of population which is contained in the large population group. The likeness is estimated for the supposed values of oncological risk.

The risk events are considered as Poissonian stream and the number of events occurring in the given time span is simulated. The simulation sample is used to estimate the distribution of the number of events for different parameters of the risk. The density of probability is compared to the number of risk events observed in the group.

The allometric model of oncological death rate is used to simulate the risk. This model has two parameters which are interpreted as the mean number of mutations that lead to cancer and the geometric mean frequency of these mutations.

The authors assume that the mean number of mutations has the constant difference for the small group of population and the large group. The mean frequency of mutations are accommodated to provide the continuity of death rate between the groups.

The simulation is done for a test group of 220 people. The GNU Octave interpreter is used. The likeness is estimated for different number of mutations.



ПРИМЕНЕНИЕ ДИНАМИЧЕСКИ РЕКОНФИГУРИУЕМЫХ СИСТЕМ В ЗАДАЧАХ ЦИФРОВОЙ ОБРАБОТКИ БИОЭЛЕКТРИЧЕСКИХ СИГНАЛОВ

А.К. Бернюков, А.К. Филиппов

Владимирский государственный университет, Владимир

e-mail: bern@vpti.vladimir.ru, filippov@vlsu.ru

В настоящее время использование методов и средств цифровой обработки сигналов (ЦОС) стало неотъемлемой частью медицинской практики [1-8]. Это обусловлено, прежде всего, теми колоссальными аналитическими возможностями, которыми обладает математический аппарат теории ЦОС. Однако реализация наиболее сложных алгоритмов ЦОС в режиме реального времени на существующей элементной базе может быть затруднена из-за большого объема требуемых вычислений [9-10]. Кроме того, в ряде случаев, когда речь идет о наиболее сложной медицинской аппаратуре, целесообразно параллельно применять функционально одинаковые, но математически различные алгоритмы ЦОС (например, в качестве такой комплементарной пары могут выступать дискретное преобразование Фурье и дискретное вейвлет-преобразование), поскольку от достоверности результатов анализа зависит жизнь и здоровье пациента. Все это делает задачу разработки специализированных вычислителей для медицинской аппаратуры, в которой используются методы цифровой обработки биоэлектрических сигналов, весьма актуальной.

Первым этапом в решении поставленной задачи является классификация инструментария ЦОС, наиболее часто применяемого в медицинских приложениях. Анализ литературы (например, [1-8]) показал, что математический аппарат ЦОС для медицинских приложений можно разделить на следующие группы:

- аппроксимация функций;
- простейшая КИХ- и БИХ-фильтрация, в основе которой лежит операция умножения с накоплением (MAC – Multiplication and ACcumulation);
- статистический и корреляционный анализ, включая интерполяцию и экстраполяцию сигналов (например, фильтрация по Винеру или Кальману);
- спектральный и кепстральный анализ (включая их приложения) с использованием непрерывного и дискретного преобразований Фурье, дискретного косинусного преобразования, преобразования Карунена-Лоэва, преобразования Адамара-Уолша и прочих [1,4,6,7];
- вейвлет-анализ с использованием непрерывного и дискретного вейвлет-преобразований [2,3,5,8];
- многоскоростная обработка сигналов (например, полифазная фильтрация и банки фильтров);
- нелинейные методы ЦОС (например, гомоморфная обработка сигналов, а также анализ и экстраполяция данных с использованием нейронных сетей).

Очевидно, что одним из наиболее важных направлений при реализации методов цифровой обработки биоэлектрических сигналов является быстрый расчет значений математических функций (как элементарных, так и составных), поскольку они находят самое широкое применение во многих алгоритмах. В литературе (например, в [11-13]) приводятся обзоры и сравнения методов вычисления функций, к которым относятся табличные и таблично-алгоритмические методы, полиномиальная аппроксимация, метод цепных дробей, группа методов «цифра за цифрой» и ряд других. Одним из подходов [10,14] является представление заданной функции $f(x)$ в виде ортогонального ряда:

$$f(x) = \sum_{i=0}^{\infty} C_i \varphi_i, \quad (1)$$

где $x \in [a, b]$, $\{\varphi_i\}$ - некоторая базисная система функций. Так как ряд (1) содержит бесконечное число членов, то вычисление функций $f(x)$ заменяется вычислением другой функции $f_N(x)$, которая представляет собой сумму N членов ряда. Степень «близости» между $f(x)$ и $f_N(x)$ оценивается либо равномерной, либо среднеквадратической сходимостью. В дальнейшем, принимая равномерную оценку, будем считать, что аппроксимирующая функция $f_N(x)$ достаточно «близка» к заданной $f(x)$, если выполняется неравенство $|f(x) - f_N(x)| < \varepsilon$, где ε – значение максимально допустимой ошибки аппроксимации. Система функций $\{\varphi_i\}$, выбранная в качестве базисной, должна удовлетворять некоторым ограничениям. Помимо практических потребностей в простоте реализации устройств, в качестве базисной согласно теории приближения функций должна быть выбрана полная система линейно независимых функций. Пусть непрерывная функция $f(x)$ задана на полуоткрытом интервале $[0,1)$. В этом случае минимальное значение аргумента равно $0,\underbrace{000\dots00}_n$, где после запятой выписаны значения разрядов двоичного кода

аргумента, начиная со старшего. Максимальное значение аргумента – $0,1\overbrace{11\dots11}^n$. С функцией $f(x)$ при фиксированном значении n можно сопоставить однозначно решетчатую функцию $f_i\left(\frac{i}{2^n}\right)$, где $i = 0,1,\dots,2^{n-1}$. Ряд (1), содержащий 2^n членов при надлежащем способе определения коэффициентов ряда, позволяет абсолютно точно выбрать значения функции $f(x)$ в точках $x = \frac{i}{2^n}$, где $i = 0,1,\dots,2^{n-1}$.

Следует отметить, что при реализации алгоритмов ЦОС необходимо принимать во внимание два важных фактора: **набор типовых математических операций и преобразований**, которые применяются в данном медицинском приборе, а также **точность вычислений**, если она не является постоянной. Как показано в [15-17], используя в качестве условия оптимизации $t_{\text{calc}}^n \rightarrow \min$ (где t_{calc}^n – время выполнения соответствующей математической операции или преобразования с разрядностью данных n бит), для расчета одних и тех же функций с различной точностью целесообразно применять различные вычислительные алгоритмы и структуры. Для этого наиболее перспективным средством реализации с точки зрения сокращения временных и аппаратных затрат являются **динамически реконфигурируемые системы** (ДРС, dynamic(ally) reconfigurable systems, adaptive computing systems) [15-17]. Они представляют собой класс вычислителей, способных менять свою внутреннюю логическую структуру непосредственно в процессе функционирования [18] за время, значительно меньшее времени выполнения любой вычислительной задачи, решаемой данной системой. Таким образом, система является динамически реконфигурируемой, если справедливо следующее условие:

$$T_{\text{CONF}} \ll \min\{T_{\text{TSK}i}\}_{i=0}^{n-1}, \quad (2)$$

где T_{CONF} – время конфигурирования системы; $T_{\text{TSK}i}$ – время выполнения i -той вычислительной задачи, которая выполняется между двумя последовательными реконфигурациями системы; n – общее количество вычислительных задач, решаемых системой [19]. Основой таких устройств являются динамически реконфигурируемые ПЛИС, а главными достоинствами – высокое быстродействие (по сравнению с программной реализацией), гибкость и простота проектирования (по сравнению с заказными микросхемами), потенциально высокий параллелизм при выполнении различного рода математических преобразований [18-19].

Как было сказано выше, многие приложения в области медицины и биологии требуют высокой производительности вычислительных средств. В таких случаях целесообразно применять гибридные ДРС, состоящие из трех базовых вычислительных модулей – ПЛИС, цифрового сигнального процессора (ЦСП) и RISC-процессора (рис. 1) [10]. Последний выполняет функции ведущего устройства (host-processor, master) в системе, решая в первую очередь задачи управления (в том числе, производя загрузку ЦСП и ПЛИС) и взаимодействия с периферийными модулями, практически не занимаясь сложными математическими расчетами, что полностью соответствует принципам, заложенным в RISC-архитектуру [10].

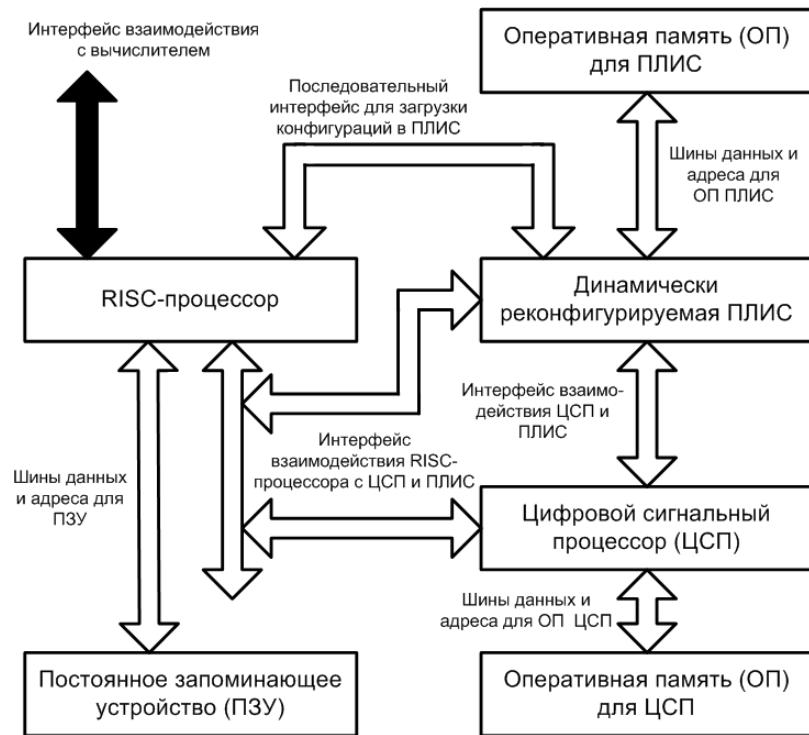


Рис. 1. Структурная схема предлагаемого специализированного вычислителя

ЦСП обеспечивает выполнение единичных типовых и элементарных операций (таких, как сложение, умножение, деление и т.п.) за минимально возможное время, поскольку его тактовая частота значительно выше, чем у модулей в составе ПЛИС. Последняя применяется там, где требуются узкоспециализированные вычислительные структуры в сочетании с параллельными расчетами и их многократным повторением (например, при выполнении сложных математических преобразований и аппроксимации многомерных функций).

ЛИТЕРАТУРА

1. Бернюков А.К., Сушкова Л.Т. Цифровая обработка биоэлектрических сигналов // Материалы II международной научно-технической конференции «Физика и радиоэлектроника в медицине и биотехнологии». – Владимир: ВЛГУ, 1996. – С. 16-39.
2. Addison P.S. The Illustrated Wavelet Transform Handbook: Introductory Theory and Applications in Science, Engineering, Medicine and Finance. – Cornwall: MPG Books Ltd., 2002. – P. 325.
3. Qiao W., Sun H.H., Chey W.Y., Lee K.Y. Continuous Wavelet Analysis as an Aid in the Representation and Interpretation of Electrogastrographic Signals // Annals of Biomedical Engineering, vol. 26, #6, 2004. – pp. 1072-1081.
4. Sörnmo L., Laguna P. Bioelectrical Signal Processing in Cardiac and Neurological Applications. - London: Elsevier Academic Press, 2005. – 184 p.
5. Llamedo Soria M., Martinez J.P., Laguna P. A Multilead Wavelet-based ECG Delineator based on the RMS Signal // Computers in Cardiology, vol. 33, 2006. – pp. 153-156.
6. Solem K., Laguna P., Sörnmo L. Detection of Heart Rate Turbulence Using an Extended IPFM Model // Computers in Cardiology, vol. 33, 2006. – pp. 905-908.
7. Avendano-Valencia L.D., Avendano L.E., Ferrero J.M., Castellanos-Dominguez G. Improvement of an Extended Kalman Filter Power Line Interference Suppressor for ECG Signals // Computers in Cardiology, vol. 34, 2007. – pp. 553-556.
8. Zhang X., Diao W., Cheng Z. Wavelet Transform and Singular Value Decomposition of EEG Signal for Pattern Recognition of Complicated Hand Activities // Proceedings of the First International Conference on Digital Human Modeling. - Beijing, China: Springer Verlag, 2007. – pp. 294-303.

9. Filippov A.K. et. al. On the Impact of the Computational Properties of Image Processing Algorithms on their Implementation // Proceedings of the 9th International Conference "Digital Signal Processing and its Applications". – Moscow: Sviazizdat, 2007. – pp. 478-482.
10. Бернюков А.К., Филиппов А.К. Специализированные вычислители на базе динамически реконфигурируемых ПЛИС для использования в цифровых телекоммуникационных системах // Материалы седьмой международной научно-технической конференции «Перспективные технологии в средствах передачи информации»/ Владимирский государственный университет. – Владимир: РОСТ, 2007. – С. 167-171.
11. Байков В.Д., Смолов В.Б. Специализированные процессоры: итерационные алгоритмы и структуры. – М.: Радио и связь, 1985. – 288 с.
12. Muller J.-M. Elementary Functions: Algorithms and Implementation, 2nd ed. – Boston: Birkhäuser, 2006. – 265 p.
13. Филиппов А.К. Выбор метода вычисления функций для аппаратной реализации в ЭВС // Проектирование и технология электронных средств. – 2004. – №1. – С. 31-35.
14. Бернюков А.К. Методы реализации цифровых функциональных преобразователей при обработке биоэлектрических сигналов // Труды 5 Международной научно-технической конференции «Физика и радиоэлектроника в медицине и экологии», Владимир, 2002. – С. 91-94.
15. Филиппов А.К. О выборе структуры данных для адаптивных вычислительных устройств // Материалы научно-технической конференции преподавателей, сотрудников и аспирантов ФРЭМТ. – Владимир: ВлГУ, 2003. – С. 52-55.
16. Руфицкий М.В., Филиппов А.К. Адаптивное устройство вычисления прямых тригонометрических функций // Материалы Всероссийской научно-технической конференции «Актуальные проблемы радиоэлектроники и телекоммуникаций». – Самара: СГАУ, 2004. – С. 20-22.
17. Филиппов А.К. Обработка информации на основе системы адаптивного вычисления прямых тригонометрических функций // Проектирование и технология электронных средств. – 2005. – №1. – С. 2-8.
18. Филиппов А.К. Перспективы развития динамически реконфигурируемых систем // Проектирование и технология электронных средств. – 2005. – №4. – С. 27-31.
19. Филиппов А.К. Современные архитектуры динамически реконфигурируемых систем обработки информации // Проектирование и технология электронных средств. – 2007. - №2. – С. 2-8.

DIGITAL APPLICATION-SPECIFIC COMPUTERS FOR BIOELECTRICAL SIGNAL PROCESSING

A.K. Bernukov, A.K. Filippov
Vladimir State University, Vladimir
e-mail: bern@vpti.vladimir.ru, filippov@vlsu.ru

In the paper, new computers for digital signal processing in medical applications are proposed. At the beginning of this article, we enumerate groups of bioelectrical signal processing methods and conclude that mathematical tools of bioelectrical signal processing are very manifold. Therefore, we suggest to use adaptive computing systems (dynamically reconfigurable systems), which consist of a RISC-processor, a digital signal processor and an FPGA and can provide very high performance for medical applications.

К ВОПРОСУ О МАТЕМАТИЧЕСКОЙ МОДЕЛИ УДАРНОГО ОБЪЕМА В ДИНАМИКЕ

М.А. Бодров, Б.А. Егоров

Орловский государственный технический университет, Орел

e-mail: pms35@ostu.ru

Изменение ударного объема под действием тока происходит во времени, т.е динамически, что предполагает знание динамических характеристик, однако исследование динамических характеристик ударного объема сопряжено с определенными трудностями, связанными не только с аппаратами, применяемыми при измерениях, но и отсутствием методики обработки полученных данных. Исследование этих свойств позволило бы ответить на многие вопросы, связанные, в том числе с оценкой инерционности сердечнососудистой системы при токовом воздействии, необходимой длительности измерения ударного объема, внесение корректива в метод измерения ударного объема через артериальное системическое давление. Целью проведенных исследований являлось исследование динамических характеристик ударного объема, создание методики получения и обработки данных при таких исследованиях. Для воспроизведения воздействующего тока применялся аппарат электрофизиотерапии и электростимуляции «Амплипульс-7», род работы - 1, частота модуляции 75 Гц, глубина модуляции 50%, место наложения электродов - медиальная сторона последней трети предплечья и медиальная сторона средней трети плеча правой руки. Для измерения параметров работы сердца был использован эхотомограф ЭТС ДМУ-02-02 с датчиком 3 МГц, режим М с горизонтальной разверткой 3 с.

В качестве испытуемых выступали лица возраста от 22 до 50 лет. Эксперимент проводился следующим образом:

На каждого испытуемого воздействовали силой тока в 1, 5, 10, 15, 20 и 25 мА. При этом через каждые 10 секунд с момента начала воздействия, производили съемку изображения экрана эхотомографа. Соответственно, в течение 3 мин получали восемнадцать кадров на одну серию с изображением 2-3-х кардиоциклов на каждом кадре, после чего воздействующий ток отключался. После отключения тока испытуемому, согласно рекомендациям [1] предоставляли время на отдых, в течение которого каждые 10 с также продолжали фотосъемку экрана эхотомографа. В результате получили серию выборок из 150 кадров, содержащих информацию об амплитудно-временных характеристиках нарастания и снижения ударного объема в указанном диапазоне воздействующих токов.

В результате эксперимента, получили массив фотоизображений по которому при помощи компьютерной программы CorelDRAW Graphics Suite 12 произвели измерение величины конечного систолического EVs и диастолического объема EVd крови левого желудочка сердца и времени сокращения сердца. Каждый результат измерений соотносили со временем воздействия. Для калибровки и настройки программы использовались пять размеченных кадров, по которым настраивался и контролировался масштаб изображения в программе. Калибровка программы производилась путем сопоставления размерных линий на отснятом заранее размеченном кадре и размерных линий в окне программы.

Статистическая обработка экспериментальных данных производилась с использованием стандартных критериев.

При этом проверялись различия между дисперсиями экспериментальных данных по критерию Фишера. В результате проверки по данному критерию выяснилось, что только для 20 мА, 0 мА возможна совместная обработка данных, следовательно данные для 5,10

мА нельзя усреднять, так как испытуемые относятся к разным группам, в нашем случае имеют различный уровень физической подготовки.

Принимая во внимание вышесказанное, данные по 2 м испытуемым для 20 мА были усреднены и графически представлены на рисунке.

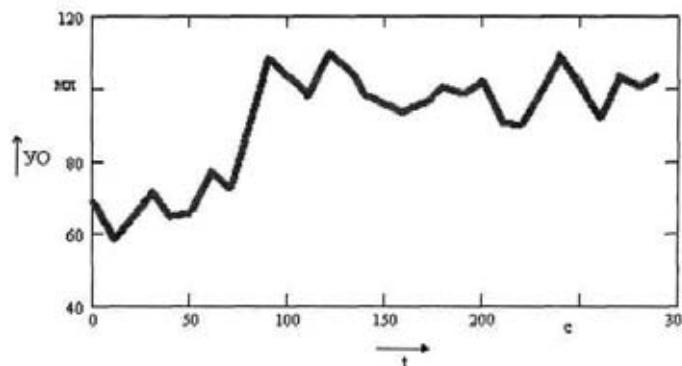


Рисунок – Усредненные значения ударного объема при воздействии током в 20 мА

Работа сердца в классической физиологии описывается механизмом Франка-Старлинга, заключающимся в пропорциональном увеличении притока крови к сердцу при увеличении сердечного выброса. При этом считается, что даже при увеличении частоты сердечных сокращений кровенаполнение не изменяется, не смотря на сокращение диастолы, что связывают с действием симпатической нервной системы, обуславливающей увеличение кровенаполнение. В результате проведенных экспериментов было выявлено не пропорциональное увеличение конечнодиастолического объема соответствующему значению ударного объема.

Для описания реакции сердца в области нарушения действия механизма Франка-Старлинга построим импульсную характеристику, используя соотношение (1)

$$W(t) = L^{-1}(W(s)), \quad (1)$$

где $W(s)$ - передаточная характеристика ударного объема (2). Передаточную характеристику определим как отношение выходного сигнала ко входному (в операторном виде).

$$W(s) = \frac{X_{\text{уд}}(s)}{X_{\text{вх}}(s)} \quad (2)$$

Исходя из определения передаточной функции, входным сигналом является функция изменения ударного объема в покое, а выходным - функция изменения ударного объема при воздействии током в 20 мА. Для получения аналитического выражения описывающего изменение ударного объема во времени в покое и при воздействии током в 20 мА произведем аппроксимацию экспериментальных данных с использованием полиномов вида (3):

$$d + c \cdot x + b \cdot x^n + a \cdot x^{n+1} + \dots + m \cdot x^i \quad (3)$$

где a, b, c - коэффициенты полинома, a - свободный член, n - степень члена полинома, i - степень полинома. Применение полинома вида (6) прежде всего, обусловлено прежде всего отсутствием сведений об изменении ударного объема под действием тока. Критериями выбора степени полинома являются: количество экспериментальных данных, влияющих факторов. На практике применяют полиномы 3-4 степеней. Учитывая данные предположения, выберем полином 3 степени.

В результате аппроксимации получили полином (4)

$$U_{\text{Oapr00}}(t) := 2.104 \cdot 10^{-8} \cdot t^4 - 1.37 \cdot 10^{-5} \cdot t^3 + 0.0029 \cdot t^2 - 0.21 \cdot t + 69.08 \quad (4)$$

Выражение (5) описывает изменение ударного объема при воздействии током в 20 мА.

$$UO20apr2(t) := 1.1 \cdot 10^{-7} \cdot t^4 - 1.28 \cdot 10^{-5} \cdot t^3 + 0.0037 \cdot t^2 - 0.17 \cdot t + 70.084 \quad (5)$$

Передаточная характеристика может быть представлена в виде (6):

$$W(s) := \frac{1.1 \cdot 10^{-8} \cdot s^4 - 1.28 \cdot 10^{-5} \cdot s^3 + 0.0037 \cdot s^2 - 0.17 \cdot s + 70.084}{2.104 \cdot 10^{-8} \cdot s^4 - 1.37 \cdot 10^{-5} \cdot s^3 + 0.0029 \cdot s^2 - 0.21 \cdot s + 69.08} \quad (6)$$

При использовании обратного преобразования Лапласа над выражением (6), была получена импульсная характеристику для тока в 20МА:

Полученная импульсная характеристика позволяет определять реакцию сердечно-сосудистой системы на токовые воздействия силой тока в 20 мА для любого человека.

Таким образом, в результате исследования получена частная динамическая характеристика сердца - импульсная характеристика. Она необходима не только для теоретического описания работы сердца, но и может быть использована для разработки технически биоуправляемых физиоаппаратов токовой терапии.

ЛИТЕРАТУРА

1. Егоров Б.А., Бодров М.А., Евзельман М.А., Золотарев Ю.В. Математические методы исследования в анализе биомедицинских данных. - Орел, ОрелГТУ, 2007, 142с.
2. Егоров Б.А. Аппроксимация откликов сердечно-сосудистой системы (ССС) человека на электровоздействия физиотерапевтического диапазона/ Егоров Б.А., Бодров М.А., Санников Д.П., Евзельман М.А. / Под ред. проф. С. П. Маркина. Проблемы восстановительной медицины: Сб. науч. трудов - Межрегиональная научно-практическая конференция, Воронеж, 2005, с 53 - 67.
3. Егоров Б.А. Теоретические аспекты биоуправления физиотерапевтической аппаратурой / Егоров Б.А., Бодров М.А. Медико-экологические информационные технологии - 2005.: Сб. науч. Трудов - VIII Международная научно-техническая конференция, Курск 2005, с. 30-33.
4. Бодров М.А. Особенности аналитического описания изменения ударного объема сердца человека под влиянием внешней нагрузки/ Бодров М.А., Егоров Б.А. //Известия ОрелГТУ. Сер. Машиностроение. Приборостроение - Орел, 2005. - №2. - с 23 - 29.
5. Егоров Б.А. Проблемы проектирования биоуправляемых аппаратов токовой терапии / Егоров Б.А., Яковенко М.В.// Известия ОрелГТУ. Машиностроение. Приборостроение. - 2005. - №1.
6. Егоров Б.А., Яковенко М.В. Использование изменения ударного объема сердца человека для биоуправления физиоаппаратами/ Егоров Б.А., Яковенко М.В. //«Приборостроение 2005». Сб. трудов Междунар. научно-технич. конф. Винница-Ялта, 2005. с. 197-200.

ON THE MATHEMATICAL MODEL OF SYSTOLOC VOLUME IN DYNAMICS

М.А. Bodrov, В.А. Egorov
 Orel State Technical University, Orel
 e-mail: pms35@ostu.ru

The article contents mathematical description of systolic volume in dynamic mode that based on experimental data. In addition, article includes review of different mathematical methods that can be applying description of systolic volume under eternal influence.



О ВЫБОРЕ ДИСКРЕТИЗАЦИИ БИОЛОГИЧЕСКИХ ОБЪЕКТОВ

И ОБ ОЦЕНКЕ ЧИСЛА ОБУСЛОВЛЕННОСТИ ПРИМЕНЕНИЕМ К ЗАДАЧАМ ИМПЕДАНСНОЙ ТОМОГРАФИИ

А.Г. Михайлова

Московский Государственный Университет Приборостроения и Информатики, Москва
e-mail: pr-3@mgupi.ru , mikhaylova_anna@list.ru

В работе исследуется влияние триангуляции, построенной для объектов различной сложности, на степень плохо – обусловленности матрицы системы, которую формируют методом конечных элементов для решения задачи импедансной томографии.

1. Метод электрической импедансной томографии

Под электрической импедансной томографией (ЭИТ) понимается процедура оценки изменений комплексных проводимости и диэлектрической проницаемости внутри исследуемого объекта при приложении низкочастотного переменного тока и измерении напряжений через систему электродов, расположенных на поверхности объекта (описание метода имеется в [1]).

Задача восстановления трехмерной структуры по области Ω сводится к решению уравнения

$$\nabla \cdot (\gamma(x, w) \nabla \varphi(x, w)) = 0,$$

где x – точка в области Ω

$\varphi(x, w)$ – регистрируемый потенциал на поверхности объекта

$\gamma(x, w) = \sigma(x, w) + i w \varepsilon(x, w)$ – комплексный параметр свойств биоткани

$\sigma(x, w)$ - электрическая проводимость биологической ткани

$\varepsilon(x, w)$ - диэлектрическая проницаемость

w – угловая частота приложенного тока.

Учет дискретности и высокой проводимости электродов, учет электрохимических эффектов на высокоомной границе «электрод – кожа» и отсутствие источников и приемников внутри исследуемого объекта осуществляется добавлением к основному уравнению нескольких дополнительных, которые вместе образуют полную электродную модель:

$$\begin{aligned} \gamma(x, w) \frac{\partial \varphi(x, w)}{\partial n} &= j && \text{на } \partial\Omega, \\ \int_{e_l} \gamma(x, w) \frac{\partial \varphi(x, w)}{\partial n} ds &= I_l(w) && l = 1, 2, \dots, L, \\ \gamma(x, w) \frac{\partial \varphi(x, w)}{\partial n} &= 0, && \text{на интервалах между электродами} \\ u + z_l \gamma(x, w) \frac{\partial \varphi(x, w)}{\partial n} &= \varphi_l(x, w) && \text{на } e_l, \quad l = 1, 2, \dots, L \\ \sum_{l=1}^L I_l &= 0. \end{aligned}$$

Модель имеет единственное решение и позволяет предсказывать результаты измерений с точностью до 1%.

2. Численное решение задачи импедансной томографии

Для численного решения уравнений полной электродной модели импедансной томографии бесконечно-мерная пространственная функция заменяется пространством конечной размерности N . Одной из возможностей реализации этого является метод конечных элементов (МКЭ). Таким образом, задача импедансной томографии сводится к решению матричного уравнения вида $Au = f$, где f - матрица прикладываемых токов, u -

матрица регистрируемых напряжений на поверхности объекта, A - отображение (оператор), определяемый электрическими свойствами биоткани, в частности, ее электрической проводимостью и диэлектрической проницаемостью.

3. Дискретизация (триангуляция). Реализация на практике

Численное решение непрерывной задачи импедансной томографии основано на переходе к дискретному представлению области, при этом вся область разбивается на конечное количество простых элементов (треугольников – для двумерных и тетраэдров – для трехмерных задач), внутри которых исследуемые свойства определяются как константы. Количество таких элементов определяет степень соответствия такой замены. Задачи импедансной томографии требуют разбиения объекта на значительное количество таких элементов (например, Байфорд с коллегами [3] для моделирования головы человека использует – 23219 элементов – для кожи головы, 63982 элементов – для черепа, 47140 элементов – для черепно-мозговой жидкости, 21574 элемента – для мозга. Итого, в сумме – более 155 тысяч элементов). Построение таких разбиений вручную практически невозможно, поэтому в дополнение к основным расчетным алгоритмам решения прямой и обратной задачи, добавляется необходимость создания алгоритмов генерации таких разбиений.

Теоретические основы триангуляции рассматриваются вычислительной геометрией, которая стала активно развиваться последние 30 лет с прогрессом вычислительной техники. Доступно ее основы изложены в [2].

Чтобы построенная сетка давала максимально точное численное решение, элементы сетки должны удовлетворять двум основным требованиям:

- элементы не должны иметь острых углов (так как они дают снижение точности решения), часто в сеточных генераторах устанавливается минимально допустимый угол элемента

- в местах концентрации напряжений или других неоднородностях сетка должна сгущаться (плотность сетки чаще всего неравномерна – уменьшение плотности сетки в относительно однородных областях приводит к сокращению вычислительных и временных ресурсов)

Существует достаточно большое количество коммерческих пакетов для генерации сеток для различных приложений, а также несколько свободно распространяемых, в разной степени решающих задачу генерации таких сеток.

4. Причины плохой обусловленности, возникающей из необходимости дискретизации исследуемой области

Скорость сходимости большинства методов решения прямой задачи зависит от спектра матрицы системы – чем больше сгруппированы собственные значения матрицы, тем более быстрым и устойчивым будет сходимость. Мерой, характеризующей спектр матрицы действительных значений, является число обусловленности, которое определяется как отношение наибольшего и наименьшего собственных значений этой матрицы $k = \frac{\lambda_{\max}}{\lambda_{\min}}$.

Наименьшее собственное число матрицы сильно зависит от физических свойств моделируемой системы и размеров элементов, используемых для дискретизации. Нижняя и верхняя граница диапазона величины для наименьшего собственного числа пропорциональны объемам самого меньшего и самого большого элементов соответственно. При этом, оно слабо зависит от собственно формы этих элементов. Наоборот, величина наибольшего собственного значения становится произвольно большой при наличии одиночного элемента «плохой» формы.

Геометрию реальных физических объектов (например, головы человека) накладывает сильные ограничения на получения однородной сетки элементов дискретизации. Более того, реальные физические объекты содержат большое количество неоднородностей, которые различаются свойствами. Таким образом, типичная матрица системы чаще всего является плохо-обусловленной.

1. Результаты экспериментального моделирования, описывающие степень возникающей плохо – обусловленности вследствие дискретизации исследуемой области

Была реализована триангуляция для нескольких различных объектов и исследована степень возникающей плохо – обусловленности на основе данных об объеме элементов триангуляции. Для реализации самой триангуляции использовался генератор сеток netgen версии 4.3 (J.Schöberl, Johannes Kepler University, Австрия).

Исходно была взята сфера, как простейший объект, дающий понятие о величине числа обусловленности при идеальной форме объекта. Далее, исследовался более сложный объект на предмет наличия неоднородностей, на границах которых сетка имеет более густой характер и усложняет саму схему триангуляции. Последним исследована модель головы человека (сами данные моделирования формы головы взяты из [4]), как самого сложного из объектов и максимально приближенного к реальным биологическим объектам, изучаемым импедансной томографией.

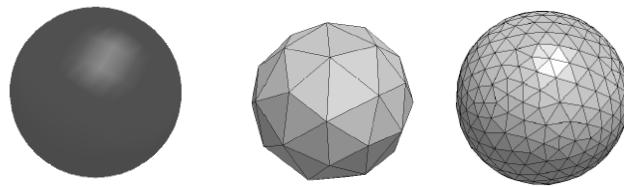


Рис.1. Сфера и ее триангуляция: (а) модель сферы, (б) грубая триангуляция – 44 узла, 112 тетраэдров, (в) мелкая триангуляция – 546 узлов, 2146 тетраэдров

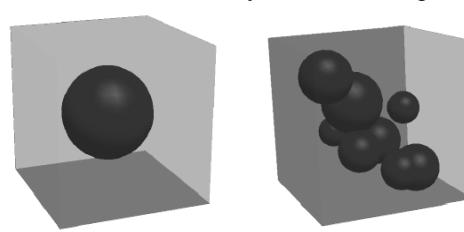


Рис. 2. Куб с включениями: (а) одним включением (неоднородностью), (б) несколькими включениями

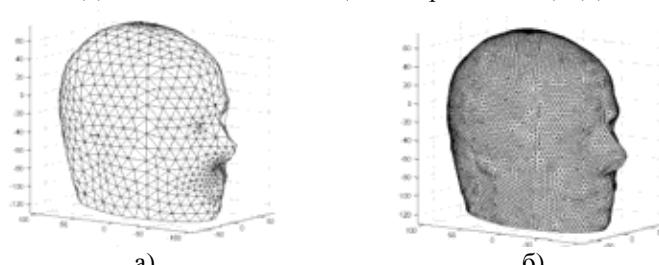


Рис. 3. Модель биологического объекта (голова человека) [4]: (а) грубая триангуляция – 5226 узлов, 27684 тетраэдров, (б) мелкая триангуляция – 48394 узлов, 262368 тетраэдров

Таблица 1.

Результаты моделирования – оценка числа обусловленности для разных объектов

Объект	Число узлов и тетраэдров	Минимальный и максимальный объем тетраэдров	Оценка числа обусловленности
простая сфера с различной глубиной триангуляции (рис. 1)			
грубая триангуляция	44 узла 112 тетраэдров	0.0457 0.3632	7.9506
мелкая триангуляция	546 узлов 2146 тетраэдров	0.0024 0.0164	6.9441
куб с разным количеством неоднородностей (рис. 2)			
куб с одним включением	276 узлов 1320 тетраэдров	0.00027 0.2187	820.36
куб с несколькими включениями	323 узла 1655 элементов	0.00004 0.0281	707.54
модель биологического объекта (голова человека) с разной глубиной триангуляции (рис. 3)			
грубая триангуляция	5226 узлов 27684 тетраэдров	0.1195 1765.7	14775.7
мелкая триангуляция	48394 узлов 262368 тетраэдров	0.1039 183.5647	1767.3

Анализ полученных данных говорит о том, что основным источником плохой обусловленности является сложность и неоднородность внутренней структуры исследуемого объекта. Предполагая максимальное собственное число матрицы не зависящим от объемов элементов, виден возможный диапазон минимальных собственных чисел, который увеличивается с усложнением структуры и формы объекта и достигает порядка 3-4 для сложных реальных биообъектов по сравнению с простейшими геометрическими фигурами.

Вследствие такого поведения матриц системы в импедансной томографии, необходимо разрабатывать специальные алгоритмы для решения таких систем. При разработке алгоритмов особое внимание нужно уделять ресурсо-затратности каждой итерации в итерационных методах и устойчивости решения (т.к. экспериментальные данные, получаемые с измерительного оборудования, имеют шумы и погрешности измерения, т.е., исходно являются неидеальными). Такие алгоритмы, чаще всего, реализуются в несколько этапов с предварительным предобуславливанием и с использованием методов регуляризации.

Работа выполнена при частичной поддержке гранта РФФИ № 08-01-00349.

ЛИТЕРАТУРА

1. Кравчук А.С. Основы компьютерной томографии. М., Изд-во «Дрофа», 2001.
2. Шеймос М., Препарата Ф. Вычислительная геометрия. Введение. М., Изд-во «Наука», 1989.
3. Bayford R.H., Gibson A., Tizzard A., Tidswell T., Holder D.S. “Solving the forward problem in electrical impedance tomography for the human head using IDEAS (integrated design engineering analysis software). A finite element model tool”, Physiol. Meas., #22, 2001. – pp. 55-64.
4. Tizzard, A. and Bayford, R.H. (2007). Improving the Finite Element Forward Model of the Human Head by Warping using Elastic Deformation. Physiol.Meas., #28, 2007. – pp.S163-S182.

ABOUT THE CHOICE OF DIGITIZATION BIOLOGICAL OBJECTS AND ABOUT THE ESTIMATION NUMBER APPLYING OF CONDITIONALITY TO PROBLEMS OF THE IMPEDANCE TOMOGRAPHY

A.G. Mihaylova

The Moscow State University of Instrument making and Computer science, Moscow
e-mail: pr-3@mgupi.ru , mikhaylova_anna@list.ru

This paper is devoted to the impact of the meshing, generated for the structures of different kinds, on system matrix illness. Such system matrix can be formed with FEM to impedance tomography problem.



СЕКЦИЯ 3
«БИОМЕХАНИКА, ПРОБЛЕМЫ КОРРЕКЦИИ И ЛЕЧЕНИЯ
ОПОРНО-ДВИГАТЕЛЬНОГО АППАРАТА»

**ОРТОПЕДИЧЕСКИЙ ПНЕВМАТИЧЕСКИЙ ВОРОТНИК – НОВОЕ СРЕДСТВО
РЕАБИЛИТАЦИИ ПАТОЛОГИИ ШЕЙНОГО ОТДЕЛА ПОЗВОНОЧНИКА У
ДЕТЕЙ И ПОДРОСТКОВ**

Н.А. Егоров, С.А. Егорова

Ставропольская государственная медицинская академия
Ставропольский государственный университет, Ставрополь
e-mail: svetanik26@mail.ru

Одной из актуальных проблем здоровья подрастающего поколения сегодня является увеличение числа детей и подростков, страдающих заболеваниями позвоночника. В последнее время значительно помолодел остеохондроз позвоночника, который диагностируют с 9 – 11 лет [7, 8].

Данная проблема требует решения, поскольку именно в детском возрасте формируются все основные патологические двигательные стереотипы, которые с возрастом только закрепляются и приводят к ухудшению функционирования всего опорно-двигательного аппарата. Все большее количество детей сегодня жалуются на головные боли, повышенную утомляемость, плохую успеваемость, боли в области спины, шеи и т.д. Нередко причиной данных симптомов у детей являются начальные проявления остеохондроза позвоночника, что зачастую обусловлено гиподинамией, длительными занятиями в школе, за компьютером и т.д.

Сегодня ранний юношеский остеохондроз диагностируют у 2% - 3% детей в возрасте 9 – 12 лет. К окончанию школы этот показатель возрастает в 3 – 4 раза [9].

Морфологическим субстратом остеохондроза позвоночника является мышечно-тоническая реакция с дегенеративными изменениями тканей позвоночно-двигательного сегмента. Декомпенсация трофических процессов в межпозвонковом диске и окружающих его тканях приводит к асимметрии тонуса, силы и массы паравertebralных мышц [3, 4, 6].

Остеохондроз шейного отдела позвоночника составляет 75% в структуре остеохондроза позвоночника [10]. Симптомами заболевания являются: напряжение и болезненность мышц шеи, головные боли, онемение верхних конечностей. Жалобы могут усиливаться при поворотах головы, подъеме рук вверх и в стороны. Как правило, память и внимание ухудшаются, падает успеваемость в школе, появляется раздражительность. В дальнейшем, при отсутствии адекватной помощи, боли принимают приступообразный характер, отдают в затылочную, лопаточную и подлопаточную области, что приводит к выпрямлению шейного лордоза, вынужденному положению головы, ограничению движений в шейном и грудном отделах позвоночника. Могут появиться боли в области сердца, плечевого сустава, усиливающиеся в ночное время, при отведении и заведении руки за спину. Слабость и нарушение чувствительности кисти нередко приводят к нарушению и изменению почерка у детей и подростков. Многие исследователи подтверждают, что школьники, страдающие болями в шее и спине, имеют плохую успеваемость, сниженный фон настроения, заниженную самооценку [6, 9].

Важно обратить внимание на различия в патогенезе заболевания у детей и взрослых. Так, если в возрасте после 30 лет развиваются выраженные изменения в костно-хрящевой структуре позвонка, то у детей и подростков основным в начале заболевания является перенапряжение мышц шеи и спины, что в дальнейшем приводит к нарушению функции позвоночника, ухудшению кровообращения в пораженной зоне, снижению питания головного мозга, и как следствие - к изменениям в костно-хрящевой структуре позвонка. Рефлекторно появляются отраженные боли во внутренних органах, имитируя ту или иную

патологию. Для уменьшения болевого синдрома подростки ограничивают двигательную активность, что создает порочный круг и только усугубляет имеющуюся патологию [3]. Предрасполагающим фактором для развития остеохондроза позвоночника у детей и подростков является тот факт, что кровоснабжение межпозвонкового диска наблюдается до возраста 13 – 20 лет. После этого возраста сосуды в данной области облитерируются (зарастают) и питание диска начинает осуществляться путем диффузии питательных веществ, что менее благоприятно для межпозвонковых структур.

Комплексное лечение остеохондроза сегодня сопровождается большими материальными расходами. Так, во многих странах затраты на лечение и социальное обеспечение, связанное с проявлениями остеохондроза у детей и взрослых, в 3 раза превышают расходы на медицинскую помощь при злокачественных опухолях [9, 10].

Профилактика и предупреждение развития остеохондроза экономически более выгодны и значительно улучшают качество жизни детей и взрослых. Доказано, что в профилактике и лечении остеохондроза позвоночника существенное значение имеют систематические занятия лечебной гимнастикой в сочетании с применением разработанных для данной патологии ортезов (воротники, корсеты и т.д.) [1, 3, 6].

Доказано, что декомпенсация трофических процессов в межпозвонковом диске и окружающих его тканях, являющихся следствием нарушения процессов возбуждения в структурах, регулирующих мышечный тонус, приводит к асимметрии тонуса мышц шеи с последующим формированием асимметрии их силы и массы [1, 5, 9]. Существующие сегодня различные ортезы для лечения и реабилитации патологии шейного отдела позвоночника не учитывают асимметрию мышечного тонуса, разницу кровотока патологически измененных и незаинтересованных тканей, индивидуальные особенности строения шейного отдела позвоночника (глубину шейного лордоза, наличие кривошеи и т.д.). Постоянная длительная иммобилизация нередко приводит к гипотрофии и снижению силы мышц позвоночника.

Учитывая высказанное, целью данного исследования явилась разработка и апробация нового способа лечения остеохондроза шейного отдела позвоночника и устройства для его осуществления. Данный способ заключается в создании мобильной векторной тракции заинтересованных мышц, с сохранением необходимого объема движений. Способ реализуется с помощью ортопедического пневматического воротника, созданного авторами для лечения патологии шейного отдела позвоночника (Патент РФ на изобретение № 2306905, 2007 г.).

Сохраняя некоторую свободу движений, воротник расслабляет путем направленного растяжения и разгрузки ту или иную группу мышц шеи. Это значительно отличает его от существующих на сегодняшний день моделей. Предложенная конструкция воротника позволяет быстро и на длительное время нормализовать повышенный мышечный тонус в области шеи и верхнего плечевого пояса, улучшить кровообращение в данных областях, снять болевой синдром и восстановить необходимый объем движений, уменьшить функциональные нарушения позвоночно-двигательных сегментов шейного отдела позвоночника, восстановить нормальную глубину шейного лордоза. Это приводит к уменьшению болевого синдрома и восстановлению нарушенных функций позвоночника, сокращению сроков лечения, снижению материальных затрат. Уникальность предложенной конструкции еще и в том, что она моделируется под каждого пациента в зависимости от возраста и выраженности его патологии. Воротник накладывается на шею таким образом, чтобы обеспечить равномерную поддержку головы и создание направленной тяги в соответствии с необходимой коррекцией асимметричного мышечного тонуса. Относительная эластичность конструкции позволяет сохранить некоторую мобильность (свободу движений) в шейном отделе позвоночника, что позволяет восстановить и сохранить силу мышц шеи.

Показания для применения ортопедического пневматического воротника:

1) лечение патологии шейного отдела позвоночника: остеохондроз, кривошея, повреждения и воспалительные заболевания мышц и связок шеи и др.;

- 2) реабилитация последствий травм шейного отдела позвоночника;
- 3) в спортивной медицине - восстановление после спортивных травм в области шеи;
- 4) профилактика заболеваний шейного отдела позвоночника (например, при длительных занятиях на компьютере).

Преимущества предложенного воротника перед аналогами:

- 1) низкая себестоимость, простые материалы;
- 2) достаточная иммобилизация с сохранением необходимого объема движений в шейном отделе позвоночника;
- 3) направленное расслабление напряженных мышц шеи за счет уникальной конструкции;
- 4) не вызывает гипотрофии и атрофии мышц шеи, что позволяет восстанавливать функцию шейного отдела позвоночника в короткий срок
- 5) прост в применении, моделируется индивидуально под каждого человека в зависимости от возраста и патологии

Воротник прошел успешные клинические испытания. Исследование проводилось на 20 пациентах в возрасте 13 - 15 лет обоего пола с рентгенологически и клинически подтвержденным остеохондрозом шейного отдела позвоночника. Больные применяли воротник, который они носили 3 – 4 часа в день в непрерывном режиме. Для чистоты эксперимента другие методы лечения в этот период не использовались. Больные носили воротник в течение 1 месяца.

Проводилась электромиография (ЭМГ) мышц шеи, ультразвуковая диагностика (УЗДГ) сосудов головного мозга, опрос и клинический осмотр перед экспериментом, через 2 недели, 1 мес., 3 мес. и 6 мес. после начала эксперимента.

Результаты исследований.

Согласно данным многоканальной ЭМГ, через 2 недели у 55% пациентов значительно снизилась асимметрия мышечного тонуса и разность кровотока по сосудам головного мозга, что привело к уменьшению клинических симптомов остеохондроза. Через 1 месяц у 70 % больных на ЭМГ в состоянии покоя полностью устраивалась асимметрия мышечного тонуса, патологические стереотипы мышечной активности разрушались. На УЗДГ сосудов головного мозга у этих пациентов через 1 месяц отмечалось возвращение показателей кровотока в физиологическую норму. У 25% больных снижалась асимметрия ЭМГ между сторонами тела, а тонус заинтересованных мышц становился ниже исходного уровня, тонус покоя приближался к своим естественным показателям. Болевой синдром купировался, функция шейного отдела позвоночника восстанавливалась. На УЗДГ сосудов головного мозга отмечалось уменьшение асимметрии кровотока.

У 5% пациентов статистически достоверных изменений ЭМГ и УЗДГ картины не выявлено, но они отмечали значительное снижение болевого синдрома и улучшение функции шейного отдела позвоночника.

Описанная картина в исследуемой группе сохранялась в течение 6 месяцев наблюдения.

Вывод: разработанная конструкции воротника для реабилитации заболеваний шейного отдела позвоночника проста в применении, позволяет изолированно расслаблять спазмированные мышцы шеи, сохраняя при этом необходимый объем движений, в результате чего ликвидируется асимметрия кровотока в бассейне позвоночных артерий, устраняется асимметрия мышечного тонуса в области шеи, что существенно сокращает сроки лечения и позволяет значительно удлинить сроки ремиссии патологии шейного отдела позвоночника.

ЛИТЕРАТУРА

1. Егорова С.А., Егоров Н.А. Ортопедический пневматический воротник в комплексной реабилитации остеохондроза шейного отдела позвоночника // Материалы IV международной научно-практической конференции: «ФК и спорт: интеграция науки и практики», Ставрополь, 2007, с. 260 – 262

2. Егорова С.А., Егоров Н.А., Вдовидченко Е.И. Распространенность статических деформаций позвоночника у детей // Материалы 51 научно-методическая конференции СГУ «Университетская наука – региону» «Физическая культура и спорт: здоровье, образование, воспитание, тренировка», Ставрополь, 2006 - С. 39
3. Егорова С.А., Егоров Н.А., Шумакова Н.Ю. Лечебная артгимнастика в комплексной реабилитации остеохондроза // Адаптивная физическая культура, № 4 – 2005, С. 15.
4. Егорова С.А., Белова Л.В., Егоров Н.А. Оздоровительная физическая культура при остеохондрозе позвоночника у детей и подростков // Теория и практика физической культуры, № 6, 2007, с. 69
5. Егорова С.А., Смирнова О.Н., Егоров Н.А. Биомеханическая концепция развития остеохондроза позвоночника у детей // VII Международная научно-техническая конференция «Физика и радиоэлектроника в медицине и экологии – ФРЭМЭ 2006», Владимир, 2006, книга II - С. 236.
6. Пожарский В.П., Егоров Н.А., Егорова С.А. Опыт лечения пациентов с нейроортопедической патологией в условиях дневного стационара // Материалы юбилейной научно-практической конференции «Последипломное образование – практическому здравоохранению», Ставрополь: СГМА. – 2005. – 130.
7. Попелянский Я.Ю. Нейроортопедия. – М.: Медицина, 2003.
8. Ратнер А.Ю. Нарушения мозгового кровообращения у детей. – Казань, 1983. – 143 с.
9. Соков Л.П., Соков Е.Л., Соков С.Л. Руководство по нейроортопедии. – М.: РУДН, 2002 – 542 с. Denner. // Focus, 2000 - № 46.

ORTHOPEDIC PNEUMATIC SUPPORT- NEW MEANS OF REHABILITATION OF A PATHOLOGY NECK AT CHILDREN AND TEENAGERS

N.A. Egorov, S.A. Egorova

Stavropol State Medical Academy, Stavropol State University, Stavropol
e-mail: svetanik26@mail.ru

Today early youthful osteochondrosis diagnose at 2 % - 3 % of children in the age of 9 - 12 years. To leaving school this parameter grows in 3 - 4 times. By the purpose of the given research was the offer of a new way of treatment osteochondrosis of a neck. The new way of treatment of a pathology of a neck is offered - Orthopedic pneumatic support.

The indications to application Orthopedic pneumatic support:

1. Treatment of a pathology of a neck: osteochondrosis, spondylosis, damage and disease of muscles of a neck etc.;
2. Rehabilitation of consequences of traumas of a neck;
3. Restoration after sports traumas in the field of a neck;
4. Preventive maintenance of diseases of a neck.

Advantages above analogues:

1. Low price, simple materials;
2. Preservation of necessary volume of movements;
3. Directed relaxation of the intense muscles of a neck at the expense of a unique design;
4. Does not cause weakness of muscles of a neck, that allows to restore function of a neck in short term;
5. Is simple in application, is simulated individually under each man depending on age and pathology.

As a result of application of pneumatic support terms of treatment are reduced, terms of health of a neck are increased.



МЕТОДЫ КОМПЬЮТЕРНОЙ СТАБИЛОГРАФИИ В ЗАДАЧАХ КЛИНИЧЕСКОЙ НЕВРОЛОГИИ

Р.А. Кууз, М.А. Ронкин, Г.И. Фирсов

Московская медицинская академия им. И.М. Сеченова,

Институт машиноведения им А.А. Благонравова РАН, Москва

e-mail: firsovgi@mtu-net.ru

Применение широко известных и хорошо апробированных электрофизиологических методов (ЭЭГ, ЭМГ, РЭГ, ВП) в неврологической практике дает возможность достаточно точно оценить функциональное состояние отдельных систем организма в целях диагностики тех или иных патологических состояний. Одним из таких состояний в медицинской, и особенно в неврологической практике, является нарушение равновесия, которое служит условием и основой для нормального взаимодействия с окружающей внешней средой и обеспечения деятельности человека в ней. Поддержание равновесия и позы в гравитационном поле достигается согласованной деятельностью большого комплекса анализаторов и систем мозга (чувствительный, зрительный, вестибулярный, мозжечковая, экстрапирамидная системы). Следует отметить, что процесс поддержания позы является динамичным и человек никогда не может стоять совершенно неподвижно и постоянно совершает колебательные движения. В настоящее время одним из наиболее адекватных методов регистрации этих движений является стабилография [1] - регистрация движения общего центра давления на плоскости с помощью платформы на тензометрических датчиках.

Основной формой исследования регуляции тела человека в норме и патологии является пассивный эксперимент. При этом обследуемый находится в свободной вертикальной позе на платформе стабилографа. Возможные воздействия со стороны экспериментатора ограничены отдельными изменениями в состоянии обследуемого (закрывание и открывание глаз), выполнение несложных заданий в уме (счет, пение, чтение стихов), использование так называемой методики подмен [2], заключающейся в слежении обследуемым за движением светящейся точки на экране осциллографа, отражающей положение центра давления стоп на платформе стабилографа (обследуемый был проинструктирован наблюдать экран и хранить точку в пределах круга в центре, данное испытание может рассматриваться как простейший неинвазивный метод изменения динамической системы стоящего человека с целью извлечения дополнительной информации, при этом в процесс регуляции позы, в дополнение к проприоцептивным механизмам, включалась сильная зрительная обратная связь). В наших экспериментах, проведенных на базе клиники нервных болезней Московской медицинской академии с помощью стабилоплатформы «Ela» фирмы «l'Elecctronique Applique» (Франция), обследуемый устанавливался на платформе в свободной стойке таким образом, что проекция центра тяжести располагалась на 3-4 см. сзади от центра платформы. Исследование проводилось в разных режимах: открытые глаза, закрытые глаза, открытые глаза. Экспериментальные реализации дискретизировались с частотой 25 Гц. Каждая запись содержит два массива данных, каждый из 4096 точек (длительностью приблизительно 160 с). Более 750 стабилограмм были получены при исследовании практически здоровых и пациентов с различной неврологической патологией. Полученные стабилограммы здоровых людей выглядят как полиморфные, разной амплитуды и частоты волны и визуально характеризовались низко- и среднеамплитудными колебаниями. В частотном спектре можно было отметить колебания частотой от 0,1 до 3 гц. При закрывании глаз в большинстве случаев несколько увеличивался размах колебаний при сохранении их частоты. После открывания глаз характер стабилограмм возвращался к исходному.

В настоящее время известно два основных подхода к анализу стабилограмм - либо отдельно в сагиттальном (вперед - назад) и фронтальном (вправо - влево) направлениях, либо совместно. Первый подход достаточно традиционен, его широко используют при

оценке характера стабилографической кривой и ее изменениях при различных патологиях или функциональных нагрузках [1, 2, 3]. В качестве показателей, характеризующих способность человека удерживать равновесие, обычно используются число колебаний в 1 мин., средняя и максимальная амплитуда, площадь вектор стабилограммы, «коэффициент Ромберга» - отношение средней амплитуды колебаний тела при закрытых глазах к средней амплитуде колебаний при открытых глазах; «суммарная амплитуда колебаний» Ю.В. Терехова (мм); «коэффициент устойчивости» И.И. Розена, равный отношению суммы всех отклонений общего центра тяжести тела в одной из плоскостей или их равнодействующей Y и некоторой постоянной T к последней; «коэффициент подвижности» И.И. Розена, равный отношению общей амплитуды колебаний общего центра тяжести тела в одной из плоскостей Y и проекции кривой на ось абсцисс X к последней. Эти показатели, имеющие весьма интегративный характер, не позволяют выделить тонкие характерные особенности траектории движения центра тяжести человека, и их использование при решении диагностических задач, а также при моделировании регулятивных процессов весьма затруднительно. Самым простым и потому распространенным способом исследования траекторий является непосредственное изображение траектории на плоскости (статокинезиограмма) в выбранных координатах с последующим ее визуальным контролем. При простых законах движения полученные траектории имеют достаточно наглядный вид, позволяющий качественно оценить их расположение на плоскости, плотность (частоту линий) в различных областях плоскости и некоторые другие особенности. На практике, особенно при случайном характере колебаний, свойственном стабилограммам, такой визуальный качественный анализ становится неэффективным. В этом случае целесообразно ориентироваться на методику образного анализа экспериментальных данных, либо на анализ совместной плотности распределения двух геометрически складываемых процессов. Как известно, совместная плотность распределения двух процессов $P(x, y)$ (двумерная гистограмма) определяет вероятность того, что мгновенные значения процессов в произвольный момент времени будут заключены одновременно в двух определенных интервалах. Важной количественной мерой движения является максимальной площадь гистограммы, определяемая как опорная площадь соответствующей двумерной гистограммы: $S_{max} = \iint dx dy$. Оценка площади траектории (статокинезиограммы) позволяет сравнивать различные объекты движений с точки зрения величины заполняемого участка плоскости и протяженности границ предельного движения. Отметим, что проблема оценки площади статокинезиограммы решается как с помощью достаточно грубого метода подсчета числа элементарных квадратов на опорной плоскости, где элементарный «квант» по осям координат определяется по числу интервалов гистограммы, так и с помощью построения эллипсов рассеяния или построения выпуклых оболочек [4]. В состав программного обеспечения отечественных компьютерных стабилографов часто входит расчет показателей устойчивости вертикальной позы, основанных на определении скорости движения проекции общего центра давления на опорную плоскость и ее ортогональных составляющих. Считается, что средняя скорость движения (иногда называемая индексом рыхлости) характеризует устойчивость вертикальной позы - чем выше скорость, тем менее устойчива поза. Иногда определяется так называемый «путь», рассчитываемый как произведение средней скорости на время обследования. Очевидно, что коэффициент корреляции между средней скоростью и путем практически равен единице при близких значениях времени эксперимента. С увеличением времени эксперимента нарастание усталости, как чисто физической, так и психологической, может существенно влиять на полученные значения средней скорости. Отметим также, что применяемая обычно формула для оценки средней скорости использует для расчета соседние значения стабилограмм, что может приводить к существенным погрешностям вследствие достаточно грубой дискретизации стабилограммы. Более точные и достоверные значения средней скорости можно получить, используя приближенные формулы для вычисления производных по трем или пяти точкам кривой, либо применяя алгоритмы цифровой фильтрации, синтезированные по методу Ремеза. В работах [5, 6] предлагается оценивать такие

геометрические характеристики статокинезиограммы как средний радиус смещения общего центра давления относительного математического ожидания и средний радиус смещения ОЦД относительно геометрического центра платформы, средний модуль угла вектора поворота движения и средний модуль разности угла вектора поворота движения и идеального угла вектора поворота движения на геометрический центр платформы. Первые две характеристики определяют устойчивость позы с точки зрения ее стабильности, т.е. степени ограниченности отклонения ОЦД от нулевого значения. Оценка угловых характеристик отражает способность объекта исследования изменять траекторию движения проекции своего ОВД, можно сказать, оценить лабильность функциональной системы поддержания позы. Перечисленные характеристики особенно эффективны при «активных» экспериментах, при которых испытуемый выполняет какое-либо действие, например, старается привести точку, отображающую положение ОЦД в некоторое заданное положение. Подобные эксперименты характерны для реабилитационных и психологических задач.

Спектры стабилограмм практически здоровых людей представляют собой плавно спадающие от 0 до 12,5 Гц кривые, иногда с пиком в области от 8 до 12 Гц, что отражает наличие физиологического тремора в регуляции равновесия. О присутствии паркинсонического тремора сигнализирует широкий пик в области 3-5 Гц. В некоторых случаях регистрация подобного пика позволила выявить субклинические проявления паркинсонического тремора. В литературе, посвященной анализу процессов регуляции вертикальной позы, неоднократно высказывалось мнение об отсутствии корреляционных связей между сагиттальной и фронтальной составляющими стабилограммы. Обосновывалось это обычно малыми значениями коэффициента корреляции r . Наши эксперименты показали, что подобное заключение не всегда справедливо, связь между ортогональными составляющими стабилограммы может быть нелинейной, что не может быть установлено с помощью коэффициента корреляции. Кроме того, корреляционная связь между фронтальной и сагиттальной стабилограммами зависит от функционального состояния человека. Поэтому при обработке стабилограмм помимо вычисления значений коэффициента корреляции должен выполняться расчет взаимокорреляционной функции (ВКФ), дисперсионного отношения и взаимной дисперсионной функции (ВДФ) [7]. Дисперсионное отношение $\eta_{x(y)}$ определяет, в какой мере соблюдается функциональная зависимость между переменными x и y . При $\eta_{x(y)} \approx 1$ зависимость практически функциональная; чем ближе $\eta_{x(y)}$ к нулю, тем она больше нарушается. В случае независимости $\eta_{x(y)} = 0$. В общем случае $0 \leq \eta_{x(y)} \leq 1$. Дисперсионное отношение $\eta_{x(y)}$ можно интерпретировать как количественную характеристику меры определенности случайной величины y по значениям случайной величины x . При этом, дисперсионное отношение всегда больше или равно коэффициенту корреляции и не является симметричным, т.е. $\eta_{x(y)} \neq \eta_{y(x)}$. Использование дисперсионного отношения позволяет выявить наличие функциональной связи между колебаниями тела в сагиттальном и фронтальном направлениях, особенно у больных с органическими поражениями ЦНС. Так, для больного А.Б. (диагноз - рассеянный склероз), коэффициент корреляции составил 0,03, а дисперсионное отношение было больше чем на порядок ($\eta = 0,28$). Вместе с тем, при некоторых заболеваниях отличие величины дисперсионного отношения от коэффициента корреляции было сравнительно небольшим, так у больной С.И. (паркинсонизм) при значении коэффициента корреляции 0,72 величина дисперсионного отношения (как во фронтальном направлении по отношению к сагиттальному, так и наоборот, составил примерно 0,73. Такие большие значения r и η свидетельствуют о возможном наличии единого мощного источника колебаний по обеим плоскостям. Дисперсионное отношение η и коэффициент корреляции r достаточно полно описывают общую форму статистической безынерционной взаимосвязи двух случайных процессов. Такая безынерционная связь подразумевает отсутствие сдвига во времени (по фазе) между значениями двух связанных процессов. Рассмотрение же динамической системы регуляции позы делает целесообразным обращение к взаимному дисперсионному анализу.

Взаимная дисперсионная функция для каждой пары значений t_1 , t_2 равна дисперсии условного математического ожидания сечения одной функции x относительно сечения другой функции u сдвинутой на интервал t_1 , $-t_2$. Как и ВКФ, ВДФ позволяет оценить величину инерционной статистической связи процессов во времени. Количественной мерой величины этой связи служат коэффициенты максимальной корреляции (и, соответственно, максимального дисперсионного отношения), равные максимальным значениям соответственно ВКФ или ВДФ. Указанные коэффициенты позволяют оценить степень связанности двух процессов, даже если между ними имеются фазовые сдвиги. Так, для случая функционального левостороннего гемипареза у больного В.В. при значении коэффициента корреляции при стоянии с закрытыми глазами 0,0677 максимальный коэффициент корреляции составил 0,4448, что говорит о наличии определенной линейной инерционной статистической связи колебаний во фронтальной и сагиттальной плоскостях. При этом у здоровых обследуемых различие в величинах дисперсионного отношения максимального дисперсионного отношения очень мало, не более 10 - 15%. Для оценки связанности колебаний в сагиттальной и фронтальной плоскостях весьма перспективно использование взаимной обобщенной информации, подробно рассмотренное в работе [8].

В заключение отметим, что для решения задач функциональной диагностики неврологических заболеваний на основе компьютерной стабилографии необходимо применять весь спектр методов расчета вероятностных характеристик стабилограмм, как по отдельности для сагиттального и фронтального направлений, так и их взаимных характеристик [9].

ЛИТЕРАТУРА

1. Гурфинкель В.С., Коц Я.М., Шик М.Л. Регуляция позы человека.- М.: Наука, 1965. - 256 с.
2. Агаян Г.Ц. Квантовая модель системной организации целенаправленной деятельности человека. - Ереван: Айастан, 1991. - 224 с.
3. Скворцов Д.В. Клинический анализ движений. Стабилометрия. - М.: АОЗТ "Антидор", 2000. - 192 с.
4. Беляев В.Е, Кононов А.Ф: Слива С.С. Подходы к оценке площади статокинезограммы // Клиническая постурология, поза и прикус. - СПб.: ООО "ИД СПБМАПО", 2004. - С.81-86.
5. Матвеев Е.В., Васильев А.А., Алешкин Д.В., Гальетов И.В., Елина Н.В. Инstrumentальные средства оценки развития и реабилитации высших психических и двигательных функций // Известия ТРТУ. Вып. 4(18). - Таганрог: ТРТУ, 2000. - Стр. 58-59.
6. Киреева Т.Б. Автоматизация обработки стабилограмм для физиологических исследований и клинического использования // Медицинские информационные системы. Вып. 4(XI). - Таганрог: ТРТИ, 1993. - С. 131 - 136.
7. Райбман Н.С., Капитоненко В.В., Овсепян Ф.А., Варлаки П.М. Дисперсионная идентификация. - М.: Наука, 1981. - 336 с.
8. Rosenblum M.G., Firsov G.I., Kuuz R.A., Pompe B. Human Postural Control - Force Plate Experiments and Modelling // Nonlinear Analysis of Physiological Data. / Ed. by H.Kantz, J.Kurths and G.Mayer-Kress. - Berlin: Springer, 1998. - P. 283-306.
9. Кууз Р.А., Фирсов Г.И. Применение методов компьютерной стабилометрии для решения задач функциональной диагностики в неврологии // Биомедицинская радиоэлектроника.- 2001. - № 5-6. - С. 24-33.

METHODS OF COMPUTER STABILOGRAPHY IN THE TASKS OF CLINICAL NEUROLOGY

R.A. Kuuz, M.A. Ronkin, G.I. Firsovs

The Moscow Medical academy

Institute of Machines Science of the RAS, Moscow

e-mail: firsovgi@.mtu-.net..ru

The application of computer stabilography for evaluating the functional state CNS is examined.



АВТОНОМНЫЙ ОРТОПЕДИЧЕСКИЙ АППАРАТ АВТОМАТИЗИРОВАННОГО ОСТЕОСИНТЕЗА. СИСТЕМА ИЗМЕРЕНИЯ ОСЕВЫХ УСИЛИЙ

В.В. Козырев, О.В. Федотов, А.В. Крылов, С.М. Паринов

Владимирский государственный университет, Владимир

e-mail: tpm@vlsu.ru; oleg72f@yahoo.com

Автономный ортопедический аппарат автоматизированного остеосинтеза (далее – автоматизированный аппарат), разработанный во Владимирском государственном университете, реализует широкий круг травматологических и ортопедических задач методом чрескостного остеосинтеза профессора Илизарова Г.А. применительно к индивидуальным особенностям пациента за счет автоматизации процесса лечения. Прототипом автоматизированного аппарата является компрессионно-дистракционный аппарат Илизарова, но с ручным приводом.

Также как и аппарат с ручным приводом, автоматизированный аппарат выполнен с использованием колец со спицами, установленных на соединенных участках оперируемой кости [1, 2]. Однако кольца раздвигаются не с помощью передачи винт – гайка скольжения, как в аппарате с ручным приводом, а с помощью электромеханических приводов линейного перемещения. Фото автоматизированного аппарата показано на рис. 1а, а фото электромеханического привода - на рис. 1б.

Автоматизация процесса лечения обеспечивается входящей в состав автоматизированного аппарата высокointегрированной микропроцессорной системой управления (МПСУ). Одним из блоков МПСУ является тензомодуль или система измерения осевых усилий, развиваемых автоматизированным аппаратом. Указанный тензомодуль является первым элементом разрабатываемой системы диагностики автоматизированного аппарата.

По-мнению врачей-ортопедов, для растяжения костной ткани взрослых пациентов необходимо приложение усилий, равных 1000 – 1200 Н, а пациентов-детей – около 800 Н. Именно такое осевое усилие развивает разработанный автоматизированный аппарат при задании небольшой скорости вращения ($100 - 30 \text{ мин}^{-1}$) в автоматическом режиме.

Но для оптимизации массогабаритных и энергетических показателей автоматизированного аппарата, а также усовершенствования его конструкции необходимо знание фактически действующих осевых сил, развивающихся приводами автоматизированного аппарата [3].

Анализ конструкции автоматизированного аппарата выявил 2 места (рис. 1б) для наклейки тензодатчиков:

– специальная втулка, которая работает на сжатие. Механическое напряжение, возникающее в поперечном сечении А-А втулки при усилии сжатия 10Н, площади сечения 22.36 мм^2 равно

$$\sigma_{cyc} = \frac{F}{S} \approx 0.45 \frac{H}{mm^2};$$

– специальный кронштейн (балка), которая работает на изгиб. Механическое напряжение, возникающее в поперечном сечении кронштейна при усилии изгиба $F=10$ Н в поперечном сечении А-А

$$\sigma_{uz} = \frac{M_{uz}}{W} \approx 0.52 \frac{H}{mm^2}.$$

Сравнительный анализ показал, что механические напряжения, возникающие в кронштейне и во втулке применительно к конструкции автоматизированного аппарата практически одинаковы. Но при установке тензодатчиков на втулке их легче защитить от случайных воздействий. Поэтому для практического применения используем втулку, работающую на сжатие.

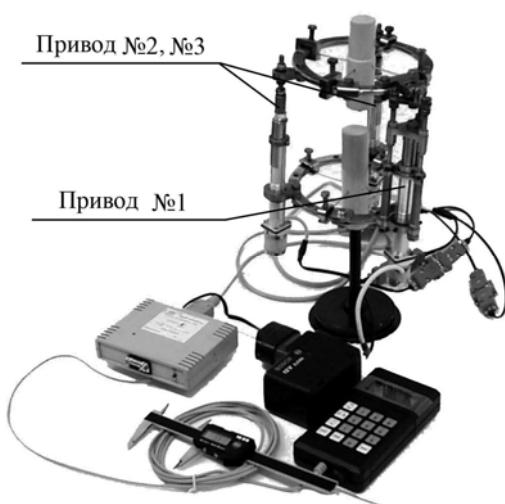


Рис. 1а - Общий вид автономного ортопедического аппарата автоматизированного остеосинтеза

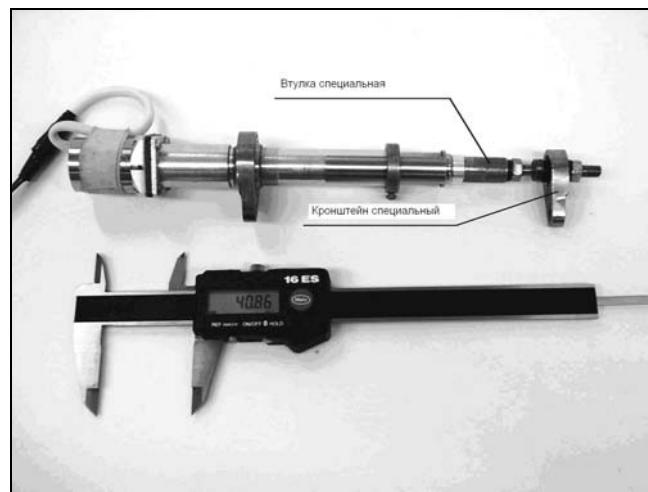


Рис. 1б - Шаговый электромеханический привод автоматизированного аппарата

В ходе разработки системы измерения усилий и ее исследований было проанализировано два варианта: первый вариант – на базе полупроводниковых тензодатчиков КТД-2А; второй вариант – на базе малогабаритных тензомодулей. В обоих случаях измерительная система содержит три одинаковых измерительных канала.

Система измерения усилий на базе полупроводниковых датчиков КТД-2А

Первоначально в конструкции тензомодулей использовались полупроводниковые датчики КТД-2А, основными достоинствами которых являются малая база, равная 2 мм, и высокий коэффициент чувствительности K , равный 150 – 200 и который в 100 раз выше коэффициента чувствительности проволочных и фольговых тензодатчиков [7, 8]. К недостаткам относятся – сложная технология наклейки и нестабильность коэффициента тензочувствительности по времени, выявленная по результатам экспериментальных исследований.

Каждый измерительный канал системы [9] включает измерительный тензорезисторный мост, нормирующий усилитель 1В32 фирмы Analog Device, сигма-дельта АЦП AD7731 той же фирмы, микроконтроллер AT89C2051 фирмы Atmel и мультиметр типа DT838, являющийся регистрирующим элементом комплекса.

Для наклейки тензодатчиков использованы две втулки на приводах № 2 и № 3. Конструктивные особенности привода № 1 не позволяются установить на него тензомост.

В результате экспериментальных исследований установлено, что коэффициент тензочувствительности для второй втулки равен $K_2 \approx 5,4$, для третьей втулки равен

$K_3 \approx 3,4$. Также выявлено, что погрешность в результаты измерений вносит ползучесть датчиков, а также температура, изменяющаяся при протекании тока через датчик.

Ползучесть тензодатчиков – это изменение с течением времени напряжения разбаланса моста, происходящее сразу после нагружения детали. Величина ползучести обычно выражается в % и определяется следующим образом:

$$\Pi = \frac{U_o - U_k}{U_o} 100\%,$$

где U_o , U_k – первоначальное и конечное значение напряжений разбаланса моста, (мВ).

Ползучесть в исследуемых втулках приводов автоматизированного аппарата определяется экспериментально и составляет 19,23 % для втулки № 2; 12,2% для втулки № 3.

Экспериментальные исследования системы измерения усилий на базе полупроводниковых датчиков КТД-2А проведены во время лечения пациента 17 лет в Республиканском клиническом детском ортопедо-неврологическом реабилитационном центре РКДОНЦ (в настоящее время – Научно-практический центр специализированных видов медицинской помощи, пос. Пиганово Владимирской обл.). Процесс удлинения правой голени пациента осуществлялся в течение 40 дней. Технологическим процессом лечения предусматривалось включение аппарата один раз за 39 мин при обеспечении микроперемещений 27 мкм за цикл дистракции или за одно включение шаговых электродвигателей аппарата. Измерения проводились в течение двух часов, каждый день, с интервалом 3÷5 минут, что соответствует трём периодам включения шаговых двигателей.

Результаты исследований системы измерения усилий на примере второй втулки представлены на рис.2. Прямые вертикальные линии показывают время включения шаговых двигателей. На графике кривая показывает зависимость изменения усилий дистракции с учётом ползучести тензодатчиков. На графике видно постепенное нарастание усилий в приводах автоматизированного аппарата. В процессе работы шаговых двигателей ($t = 2$ с) не наблюдается значительного скачка осевых усилий, зато в дальнейшем наблюдается небольшой спад сигнала (величина А). Можно предположить, что небольшой спад после каждого включения двигателей обусловлен происходящими упруго-пластическими деформациями в костно-мышечной ткани человека. По мнению врачей-ортопедов это связано с этапом акклиматизации костной ткани после очередного приложения нагрузки. Возникающие скачки осевых усилий после отработки шаговых двигателей составляют порядка от 0,7 до 1,5 Н, при доверительной вероятности $P = 0,95$ и доверительном интервале 0,3 Н.

Как было отмечено выше, погрешность в результаты испытаний также вносит температура, изменяющаяся при протекании тока через датчик. Для снижения влияния нагрева тензодатчиков от тока питания кроме описанного метода измерения осевых усилий использовался метод измерения изменяемого сопротивления без питания моста. Данный метод позволяет исключить влияние тепловых процессов, возникающих при протекании тока через тензодатчик. Он заключался в следующем: измеряется сопротивление в одной из диагоналей тензометрического моста (без питающего напряжения), которое в дальнейшем сравнивается с соответствующей тарировочной шкалой. В данном случае дискрета измерения, равная 25 Н, является достаточно большой, но она позволяет приблизительно оценить возникающие усилия в приводах аппарата. По результатам проведенных экспериментальных исследований метод дал следующие ориентировочные данные изменения осевых усилий во времени, отраженные на рис. 3 и 4.

Анализ полученных экспериментальных данных показал, что разброс значений подчиняется нормальному закону с доверительной вероятностью $P = 0,95$. Погрешность измерения составляет 12,5 Н. Измерение усилий дистракции, развиваемых аппаратом, показало, что нарастание идёт плавно и непрерывно, без значительных скачков усилий, достигая максимальных значений порядка (550÷600) Н к окончанию периода дистракции.

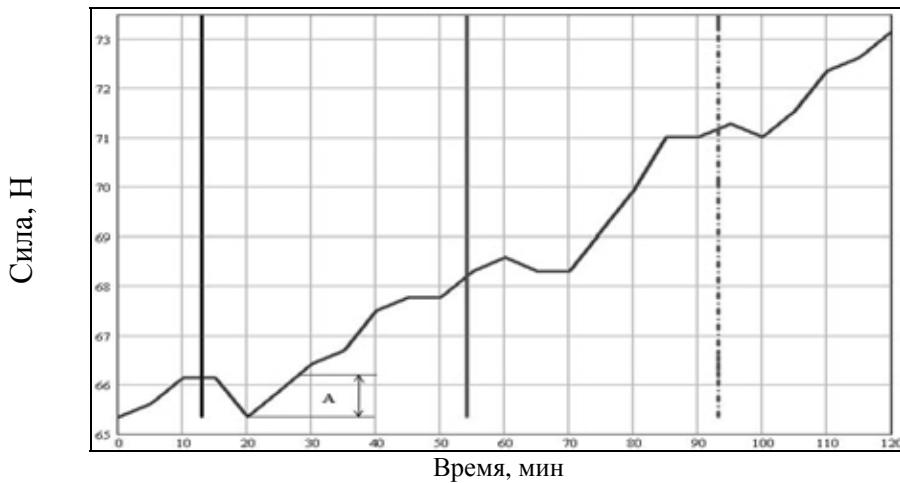


Рис. 2. Зависимость величины осевых усилий от времени

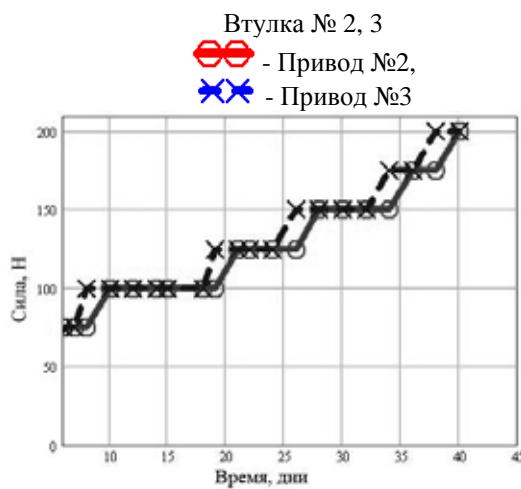


Рис. 3. График зависимости осевых усилий в 2,3-ем приводах от времени

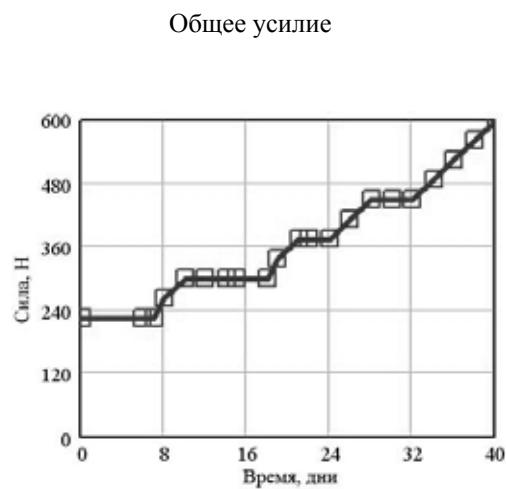


Рис. 4. График зависимости суммарного осевого усилия растяжения в приводах от времени

Система измерения усилий на базе малогабаритных тензомодулей

В настоящее время ведется работа по созданию новой системы измерения усилий для автоматизированного аппарата на базе малогабаритных тензомодулей производства Саранского завода точных приборов. Эти тензомодули включают в свой состав собранную мостовую схему на одном кристалле и схему температурной компенсации.

Аналогично первому варианту местом для размещения тензомодулей выбрана специальная втулка с защитным кожухом, работающая на изгиб. Для наклейки тензомодулей используется специальный клей Анатерм-117, который имеет достаточно жесткую структуру и предположительно позволит снизить описанную выше ползучесть.

В настоящее время проводятся ее экспериментальные исследования.

Выводы

Разработанная система измерения в составе МПСУ автоматизированного аппарата позволяет регистрировать усилия дистракции при удлинении конечностей в автоматическом режиме. Использование автоматизированного аппарата позволяет повысить качество лечения, сократить его сроки, уменьшить количество возможных осложнений.

Полученные результаты свидетельствуют о том, что действительная осевая нагрузка 600Н на аппарате меньше проектных значений 1000-1200 Н. Эти результаты являются основанием для снижения заданных усилий при проектировании привода аппарата, а, следовательно, снижения массы и габаритов автоматизированного аппарата.

ЛИТЕРАТУРА

1. Козырев В.В. и др. Автономный ортопедический аппарат автоматизированного остеосинтеза / В.В. Козырев, Ю.Е. Мишулин, О.В. Федотов, С.Л. Тихомиров // Биомедицинские технологии и радиоэлектроника – 2004. - № 3. – С. 61 – 66.
2. Козырев В.В. и др. Автономный ортопедический аппарат автоматизированного остеосинтеза как мехатронная система / Козырев В.В., Мишулин Ю.Е., Овчинников А.Ю., Федотов О.В. // Мехатроника. - 2002. - № 4. – С. 41 - 44.
3. Козырев В.В. и др. Результаты клинических испытаний автономного ортопедического аппарата автоматизированного остеосинтеза и их анализ / В.В. Козырев, О.В. Федотов, С.М. Паринов, С.Л. Тихомиров. // Информационно-измерительные и управляющие системы. – 2006. - № 1 – 3, т. 4. – С. 149 – 155.
4. Попков А.В. Дистракционные усилия при удлинении бедра по методу Илизарова // Чрезкостн. компресс. и дистракц. остеосинтез в травматол. и ортопед.: Сб. науч. работ Курганского НИИЭКОТ.Д., 1977г., вып. 3. - С. 76 - 81.
5. Шаргородский В.С., Сафонов Л.Г. Характеристика усилий дистракции при удлинении нижних конечностей // Биомеханика. (Профилактика, парогенез, и лечение травм. и ортопед. деформаций): Тр. Рижского НИИТО. - Рига, 1975г, вып. 13. –С. 503-506.
6. Шевцов В.И. Круглосуточное удлинение конечностей в автоматическом режиме / Шевцов В.И., Попков А.В. // Гений ортопедии. – 2003. - № 4.
7. Исследование прочности деталей машин при помощи тензодатчиков сопротивления / Под. общ. ред. Г.С.Писаренко //Киев: Техника. - 1987.
8. Тензометрия в машиностроении. Справочное пособие. Под. Ред. к.т.н. Р.А.Макарова //М.: Машиностроение. - 1975. - 228 с.
9. Козырев В.В. и др. Системы измерения усилий дистракции для автономных ортопедических аппаратов автоматизированного остеосинтеза / В.В.Козырев, Ю.Е. Мишулин, О.В. Федотов, С.М. Паринов // Мехатроника, автоматизация, управление: Первая Всероссийская науч.-тех. конф. - М., 2004 г. – С. 332.

AUTONOMOUS ORTHOSIS VEHICLE FOR THE AUTOMATED OSTEOSYNTHESIS SYSTEM OF MEASUREMENT OF AXIAL EFFORTS

V.V. Kozirev, O.V. Fedotov, A.V. Krilov, S.M. Parinov

Vladimir State University, Vladimir

e-mail: tpm@vlsu.ru; oleg72f@yahoo.com

Results of development and experimental researches of system of measurement of efforts are resulted for the automated osteosynthesis, designed on the basis of well known vehicle of the prof. G.A. Ilizarov, is adduced.



МОДЕЛИРОВАНИЕ ПОЗЫ БОЛЬНОГО ДЦП ПРИ HAMSTRING-СИНДРОМЕ ДО И ПОСЛЕ ХИРУРГИЧЕСКОЙ КОРРЕКЦИИ ПО А.М. ЖУРАВЛЕВУ

П.А. Кручинин, О.В. Сумина

Московский государственный университет им. М. В. Ломоносова, Москва

e-mail: pkruch@mech.math.msu.su, oksana.sumina@gmail.com

Работа посвящена математическому моделированию позы больного ДЦП. Больные с hamstring-синдромом характеризуются повышенным напряжением (гипертонусом) группы задних двусуставных мышц бедра, называемых в англоязычной литературе hamstrings [1]. Одно из проявлений такого заболевания – невозможность больного стоять прямо. Поза при

этом характеризуется тройным сгибанием в суставах нижних конечностей (Z-образная поза).

Один из способов помочи больным при этом заболевании – хирургическое вмешательство в опорно-двигательный аппарат. Наиболее адекватно задачу выпрямления конечностей решают операция Эггерса [1] и операция по А. М. Журавлеву [2]. Операция Эггерса заключается в отсечении дистальных сухожилий пораженных двусуставных мышц и фиксации их свободных концов в нижнем заднем отделе бедра. Таким образом, двусуставные мышцы группы Hamstring превращаются в односуставные. При этом у больного ограничивается сгибание колена, возможность самостоятельного приседания и он вынужден передвигаться на прямых ногах. Операция по Журавлеву заключается в отсечении сухожилий задних двусуставных мышц бедра и вживлении их в икроножную мышцу. Показанием к этой операции является также слабость икроножной мышцы.

При проведении такой операции существенно меняется геометрия скелетно-мышечной системы и образуется «трехсуставный» мышечный тракт. Такое образование в строении конечности не имеет прямых аналогов в естественных биологических системах.

Для моделирования позы больного в сагиттальной плоскости после операции используем подход примененный ранее [3] при моделировании позы больного ДЦП до операции. Модифицированная трехзвенная модель, учитывающая изменения в скелетно-мышечном аппарате пациента, приведена на рисунке 1. Звенья системы соединены последовательно с основанием и друг с другом шарнирами, которые моделируют суставы: O_1 – голеностопный, O_2 – коленный, O_3 – тазобедренный. Такая модель применима в предположении, что стопа не отрывается от земли, руки и голова неподвижны относительно корпуса, углы в одноименных суставах обеих ног совпадают. Система находится в равновесии под действием сил тяжести и противодействующих ей мышечных усилий.

При удержании вертикальной позы центр масс системы смещается вперед по отношению к оси голеностопного сустава [4]. При этом в удержании вертикальной позы участвуют односуставные мышцы и три группы двусуставных мышц: группа задних двусуставных мышц голени (обозначаем индексами « b_1 »), группа передних двусуставных мышц бедра (индексы « a_2 »), группа задних двусуставных мышц бедра (« b_2 »). Считаем, что центры масс C_1 , C_2 , C_3 звеньев расположены на оси звеньев.

Видоизменение в ходе операции по А. М. Журавлеву состоит в том, что сухожилия мышц группы hamstring отсекаются и вживляются в брюшко икроножной мышцы у ее основания в точке B_2 . Положение системы опишем тремя суставными углами ψ_1 , ψ_2 , ψ_3 и углом θ , образованным сухожильной связью B_4B_2 с бедреннойостью. Обозначенные углы считаем обобщенными координатами. Для записи уравнений равновесия, аналогично [5], воспользуемся методом возможных мощностей. Для этого выпишем выражения, связывающие возможные скорости сокращения мышц с возможными скоростями изменения обобщенных координат, и запишем уравнение для возможной мощности.

Коэффициентами при скоростях изменения обобщенных координат служат обобщенные силы Q_{ψ_1} , Q_{ψ_2} , Q_{ψ_3} и Q_{θ} , которые, в итоге, равны

$$\begin{aligned} Q_{\psi_1} &= -mgx_C + F_1^b(s_2 \sin(\psi_2 + \sigma_2) + r_3 \sin(\psi_2 + \theta + \sigma_2)) + M_{01}, \\ Q_{\psi_2} &= -mg(x_C - K_1 \cos\psi_1) + F_1^b(s_2 \sin(\psi_2 + \sigma_2) + r_3 \sin(\psi_2 + \theta + \sigma_2)) - F_2^a R_2 + M_{02}, \\ Q_{\psi_3} &= -mgK_3 \cos(\psi_1 + \psi_2 + \psi_3) - F_2^a a_3 \cos(\psi_3 + \alpha_3) + F_2^b b_3 \cos(\psi_3 + \beta_3) + M_{03}, \\ Q_{\theta} &= F_1^b r_3 \sin(\psi_2 + \theta + \sigma_2) - F_2^b r_3 \sin(\theta + \sigma_2), \end{aligned} \quad (1)$$

где x_C – горизонтальная координата центра масс антропоморфного трехзвенника,

$$x_C = K_1 \cos\psi_1 + K_2 \cos(\psi_1 + \psi_2) + K_3 \cos(\psi_1 + \psi_2 + \psi_3), \quad (2)$$

$K_1 = (m_1 l_1 + m_2 L_1 + m_3 L_1) / m$, $K_2 = (m_2 l_2 + m_3 L_2) / m$, $K_3 = m_3 l_3 / m$, F_1^b , F_2^a , F_2^b – силы, развивающиеся двусуставными мышцами, M_{01} , M_{02} , M_{03} – моменты сил односуставных мышц. Уравнения равновесия системы имеют вид $Q_{\psi_1} = 0$, $Q_{\psi_2} = 0$, $Q_{\psi_3} = 0$, $Q_\theta = 0$.

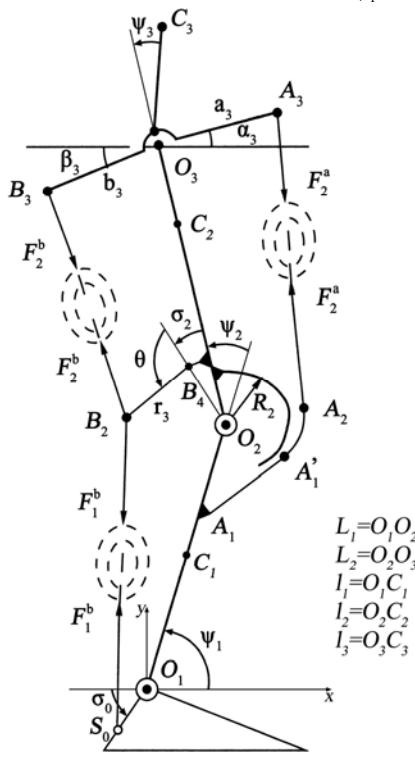


Рис.1 Расчетная модель

Для сил F_2^a , F_2^b примем λ -модель Фельдмана [6]. Согласно этой модели, статические усилия, развивающиеся мышцами, определяются текущей длиной мышцы l и значением управляющего параметра λ , соответствующего порогу стреч-рефлекса, задаваемого центральной нервной системой:

$$F_2^k(l_2^k, \lambda_2^k) = \begin{cases} 0, & \text{где } l_2^k < \lambda_2^k, \\ K_2^k(l_2^k - l_2^k), & \text{где } l_2^k \geq \lambda_2^k, \end{cases} \quad (3)$$

где $k = a, b$, K_2^k – положительный коэффициент, имеющий размерность жесткости, определяющийся уровнем иннервации мышечных волокон за счет обратных связей стреч-рефлекса. Хотя зависимость F_2^k от l_2^k имеет нелинейный характер мы далее будем рассматривать линейное приближение.

Выражения зависимости длин мышц l_2^k (считаем вместе с сухожильными окончаниями) от углов скелетного многозвенника получим решив геометрическую задачу, аналогично [4]:

$$l_2^a = l_2^a(\psi_2, \psi_3), \quad l_2^b = l_2^b(\psi_3, \theta). \quad (4)$$

Для нахождения позы дополним систему уравнениями, на основании предположений, вытекающих из клинических наблюдений.

1. При стоянии человек удерживает центр масс над сводом стопы, то есть, на расстоянии $x_{C_0} \approx 3$ см кпереди по отношению голеностопному суставу: $x_C = x_{C_0}$.

2. Будем считать, что организм обеспечивает минимум функционала

$$J = \left(\frac{M_{01}}{l_{01} m_{01}} \right)^2 + \left(\frac{M_{02}}{l_{02} m_{02}} \right)^2 + \left(\frac{M_{03}}{l_{03} m_{03}} \right)^2 + \left(\frac{F_1^b}{m_1^b} \right)^2 + \left(\frac{F_2^a}{m_2^a} \right)^2 + \left(\frac{F_2^b}{m_2^b} \right)^2, \quad (5)$$

минимизирующий сумму квадратов удельных сил мышц. Здесь m_{01} , m_{02} , m_{03} , m_1^b , m_2^a , m_2^b – мышечные массы соответствующих односуставных и двусуставных мышц

принимались пропорциональными объемам, $l_{01} = s_0 \tan \sigma_0$, $l_{02} = R_2$, $l_{03} = b_3 \cos \beta_3$ – характерные плечи приложения сил односуставных мышц.

3. Больной удерживает корпус в вертикальном положении: $\psi_1 + \psi_2 + \psi_3 = \frac{\pi}{2}$.

Отметим, что при решении задачи необходимо учитывать также анатомические особенности, которые можно представить в виде ограничений

$$\lambda_{2_{\min}}^k \leq \lambda_2^k \leq \lambda_{2_{\max}}^k, l_{2_{\min}}^k \leq l_2^k \leq l_{2_{\max}}^k, 0 \leq F_m^k \leq F_{m_{\max}}^k, \quad (6)$$

где $m = 1,2$, $k = a, b$. Точные значения этих ограничений неизвестны, однако, при анализе полученных результатов следует принимать во внимание, что максимальная сила, развиваемая мышцами, не превышает величин порядка тонны, а удлинения мышц и, соответственно, изменения параметра λ составляют величину, не превышающую 10 см.

Будем далее полагать, что вертикальная поза задается постоянными значениями параметров λ для рассматриваемых групп мышц. При ДЦП патологический сигнал, поступающий на мышцы, приводит к снижению λ_2^k : $\lambda_2^k = l_2^{k(0)} - \Delta\lambda_2^k$, где $l_2^{k(0)}$ длины двусуставных мышц бедра в выпрямленной вертикальной стойке для здорового человека ($\psi_1 = 90^\circ$, $\psi_2 = \psi_3 = 0$), а $\Delta\lambda_2^k$ – аддитивная добавка, моделирующая повышенный мышечный тонус, $k = a, b$. Клинический опыт [2] показывает, что $\Delta\lambda_2^b \approx 4$ см.

Тогда отыскание исходной позы больного приводится к задаче минимизации функционала (5) с ограничениями, которые задаются соотношениями (1)–(4), (6) представляющими собой функции девяти переменных: ψ_1 , ψ_2 , ψ_3 , θ , F_1^b , λ_2^a , M_{01} , M_{02} , M_{03} . Численное исследование такой задачи выявило ряд трудностей. Для их преодоления проведен ряд упрощений. При фиксированных значениях величин F_1^b и λ_2^a задача сведена к нахождению минимума функции $J(\theta)$ от одной переменной θ на отрезке: $\theta \in [0; 177,5]$ (величина правой границы $\pi - \sigma_2 = 177,5$). Эту задачу решаем с помощью пакета MATLAB. Расчеты проводились при следующих значениях параметров: $m_1 = 4,7$ кг, $m_2 = 14,7$ кг, $m_3 = 30,6$ кг, $L_1 = O_1O_2 = 0,37$ м, $L_2 = O_2O_3 = 0,4$ м, $l_1 = O_1C_1 = 0,2$ м, $l_2 = O_2C_2 = 0,22$ м, $l_3 = O_3C_3 = 0,33$ м, $\alpha_3 = 45^\circ$, $\beta_3 = 52^\circ$, $\sigma_2 = 2^\circ 30'$, $a_3 = 5,2$ см, $b_3 = 5,2$ см, $R_2 = 5,5$ см, $r_2 = 4$ см, $s_2 = 3$ см. Для человека ростом 1,5 м и весом 50 кг. Жесткости рассматриваемых групп мышц примем равными между собой: $K_2^a = K_2^b = K = 10^4$ кг/с².

На рис. 2. приведены значения суставных углов, полученные в результате моделирования при $\Delta\lambda_2^b = 4$ см и для различных фиксированных значений $\Delta\lambda_2^a = \Delta\lambda_{2_{\max}}^a$, $F_1^b = F_{l_{\max}}^b$.

Результаты вычислений показывают, что больной, перенесший операцию по А. М. Журавлеву, может сохранять относительно вертикальную исходную позу даже при повышенном тонусе прямой мышцы бедра и ослабленной икроножной мышце.

В таблице 1 приведены позы больных, восстановленные по фотографии больного до [3] и после операции по А. М. Журавлеву и позы, полученные в результате вычислений.

Таблица 1.

Сравнение результатов

	$\psi_1, {}^\circ$	$\psi_2, {}^\circ$	$\psi_3, {}^\circ$	$\theta, {}^\circ$
Поза больного до операции по А. М. Журавлеву	50	66	-18	--
Поза больного после операции по А. М. Журавлеву	74	25	-9	--
Поза в результате моделирования до операции	60	59	-29	--
Поза в результате моделирования после операции	79	17	-6	88

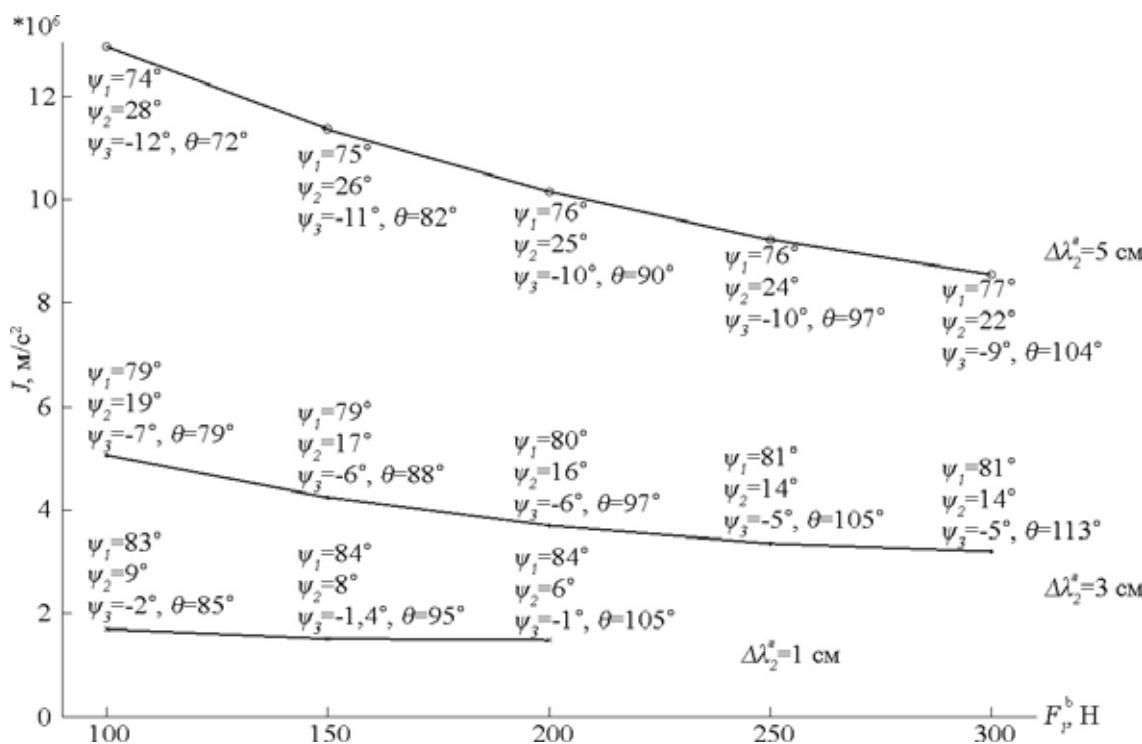


Рис. 2 Результаты численного моделирования

Определение значений величин $\Delta\lambda_2^a$, F_1^b и K для конкретного больного не представляется возможным, однако вычисления можно использовать для сопоставления позы больного с результатами моделирования и предположительной оценки этих величин: $\Delta\lambda_2^a \geq 3$ см, $F_1^b \leq 150$ Н. Определение максимальных усилий для F_1^b и знание позы больного может помочь составить предположение о пороговых значениях $\Delta\lambda_2^a$.

Предложенная в работе модель операции по А. М. Журавлеву описывает выпрямление исходной позы больного по сравнению с таковой до проведения операции. Слабая мышца голени подтягивается за счет перенапряженной задней мышцы бедра. Результаты моделирования в основном совпадают с клиническими данными, и в соответствии с этим предполагаемый подход может служить основой для описания движений пациента.

ЛИТЕРАТУРА

1. Журавлев А. М., Перхурова И. С., Семенова К. А., Витензон А. С. Хирургическая коррекция позы и хотьбы при детском церебральном параличе. – Ереван : Айстан, 1986.
2. Журавлев А. М. О хирургической коррекции хамстринг-синдрома, осложненного слабостью трехглавой мышцы голени, у больных детским церебральным параличом // Вестник травматологии и ортопедии им. Н. Н. Приорова. М., 2006. №3. С. 40–43.
3. Математическое моделирование движений человека в норме и при некоторых видах патологии. Под ред. И. В. Новожилова, П. А. Кручинина – М. : мех-мат ф-т МГУ, 2005.
4. Гурфинкель В. С., Коц Я. М., Шик М. Л. Регуляция позы человека. – М. : Наука, 1965.
5. Копылов И. А., Кручинин П. А., Новожилов И. В. О реализуемости движений по Н. А. Бернштейну // Известия РАН. МТТ. 2003. №5. С. 39–49.
6. Фельдман А. Г. Центральные и рефлекторные механизмы управления. – М. : Наука, 1979.

MATHEMATICAL MODELING OF THE POSTURE OF THE CEREBRAL PALSY PATIENT WITH HAMSTRING MUSCLE SPASTICITY PRECEDING AND FOLLOWING A. M. ZHURAVLEV'S INTERVENTION

P.A. Kruchinin, O.V. Sumina

Lomonosov Moscow State University, Moscow

e-mail: pkruch@mech.math.msu.su, oksana.sumina@gmail.com

Patients with hamstring muscle spasticity are characterized with higher tension of posterior two-joint muscles of thigh. Upright posture of such patients take the Z-shaped form. Eggers's and Zhuravlev's interventions help on limbs to straighten. In this paper the mathematical model of patient posture preceding and following A. M. Zhuravlev's intervention is constructed. The computational results show that operated with this method patient can keep the upright posture even with higher tonus of rectus muscle of thigh. The last is impossible for the patient following Egger's intervention. Clinical practice confirms obtained results.



КОМПЬЮТЕРНАЯ ОЦЕНКА СОСТОЯНИЯ ЧРЕСКОСТНОГО ОСТЕОСИНТЕЗА БЕДРЕННОЙ КОСТИ С УЧЕТОМ МЫШЕЧНЫХ УСИЛИЙ

3.Т. Измайлова

Санкт-Петербургский Государственный Электротехнический Университет имени

В.И. Ульянова СПбГЭТУ «ЛЭТИ», Санкт-Петербург

e-mail: zairunchik@mail.ru

Для оптимального остеосинтеза необходима рациональная конструкция внешней фиксации, применение которой гарантирует возможность сохранения непрерывности межфрагментарного контакта до полного сращения кости в послеоперационном периоде [1]. Отсутствие такой рациональной конструкции и средств, позволяющих оценить влияние мышечных усилий на стадии регенерации костных отломков, является существенной проблемой, решение которой позволит улучшить качество оказываемой медицинской услуги.

Задачи: Для биомеханического анализа состояния чрескостного остеосинтеза бедренной кости с учетом мышечных усилий необходимо:

- 1) построить содержательную модель бедренной кости;
- 2) построить компьютерную модель чрескостного остеосинтеза при переломе бедренной кости с учетом мышечных усилий;
- 3) исследовать напряженно-деформированное состояние при мышечных усилиях.

Материалы и методы исследования: При моделировании чрескостного остеосинтеза бедренной кости на каждом из уровней (рис.1.), определенных согласно Унифицированному Методу Обозначения Чрескостного Остеосинтеза, изучены геометрические параметры и механические характеристики бедра и мышц, окружающих бедро [2]. Исследования рентгенограмм пациентов с переломами бедра, пролеченных в РосНИИТО им. Р.Р. Вредена в период с 1998 по 2005 год, показали, что на II уровне форма бедренной кости в поперечном сечении близка к прямоугольной, на III и VI – к неправильному овалу, на IV и V – к треугольнику. Ширина бедренной кости в прямой проекции со второго по шестой уровень лежит в диапазоне от 21 до 41 см, в боковой проекции в диапазоне от 20 до 35 см. Так как бедренная кость в проксимальной и дистальной областях имеет специфическую конусовидно-расширяющуюся форму, уровни О, I, VII, VIII и IX рассмотрены особым образом.

При построении содержательной модели схематизированы: свойства материала, геометрия аппарата внешней фиксации и бедренной кости, условия закрепления, внешняя

нагрузка P и мышечная нагрузка \bar{P} (рис. 2), которая задается через зону прикрепления мышцы к бедренной кости. Схематизация материала заключается в идеализации его свойств, поэтому при построении компьютерных моделей чрескостного остеосинтеза бедренной кости вводятся следующие допущения: 1. материалы костей, соединительных элементов, спиц, стержней и колец – однородный и изотропный; 2. среда сплошная, начальные напряжения в биологических структурах и во всех элементах конструкции аппарата, кроме спиц, отсутствуют. Модели построены в рамках механики трехмерного твердого тела.

Биомеханический анализ напряженно-деформированного состояния бедренной кости произведен в программе COSMOSWorks методом конечных элементов. Метод конечных элементов является, одним из наиболее эффективных методов расчета напряжений и деформаций и позволяет с высокой точностью описать геометрию объектов сложной конфигурации и их напряженно-деформированное состояние в зонах больших градиентов напряжений. Для достижения необходимой точности при вычислении перемещений и напряжений, модель разбивалась на 70 тысяч конечных элементов (рис.3.).

Исследования напряженно-деформированного состояния приведены при внешней нагрузке $P = 100$ Н, и поверхностной мышечной нагрузке, создаваемой большой ягодичной мышцей \bar{P} (через зону прикрепления большой ягодичной мышцы к кости, площадью $30,25 \pm 9,40$ см²). Мышечная нагрузка задавалась в пределах от 100 до 300 Н, при $\bar{P} = 100$ Н максимальное перемещение костных отломков относительно друг друга составляет 1 мм (рис.4.).

Увеличение мышечной нагрузки со 100 до 300 Н, приводит к увеличению смещения костных отломков, величина перемещения при мышечной силе $\bar{P} = 300$ Н составила 2.34 мм, что может привести к неправильному срастанию костных отломков и к другим негативным последствиям. Проведенный биомеханический анализ показал, что при изменении величины мышечной нагрузки со 100 до 300 Н, напряжения, возникающие в кости увеличиваются незначительно и не достигают критических значений.

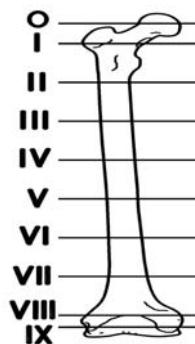


Рис.1. Схема разбиения бедренной кости на уровни.

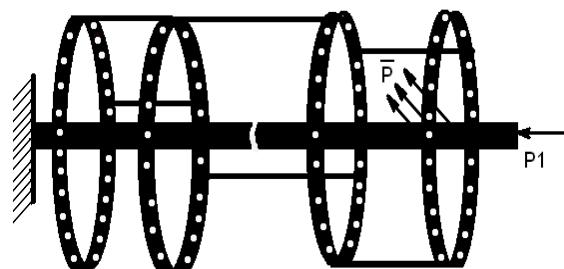


Рис.2. Схема содержательной модели чрескостного остеосинтеза: \bar{P} - мышечные усилия; $P1$ - внешняя нагрузка на бедренную кость.

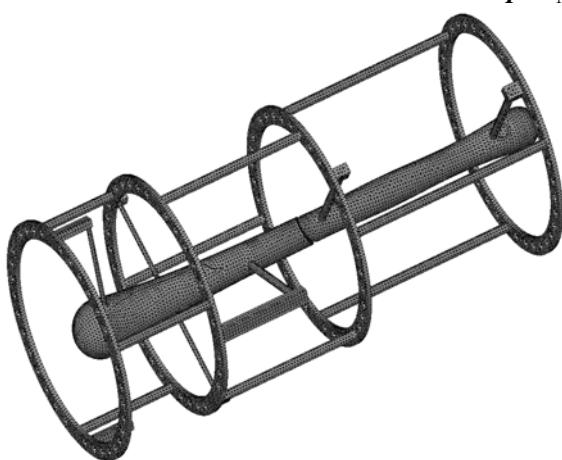


Рис.3. Схема конечно-элементной модели чрескостного остеосинтеза бедренной кости.

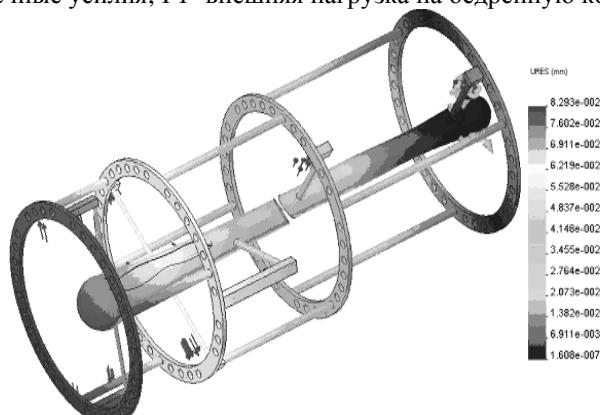


Рис.4. Эпюра перемещений при мышечной нагрузке $\bar{P} = 100$ Н

Результаты работы: Разработан алгоритм, позволяющий оценить состояние чрескостного остеосинтеза, определить жесткость фиксации и учесть влияние мышечных нагрузок, которые возникают при ходьбе, при сгибании-разгибании бедра, одноопорном и двуопорном стоянии и получить правильную оценку сложившейся клинической ситуации.

ЛИТЕРАТУРА

1. Бейдик О.В., Котельников Г.П., Островский Н.В. Остеосинтез спицевыми и спицестержневыми аппаратами внешней фиксации.// Монография. - Самара ГП «Перспектива». - 2002.-208с.
2. Соломин Л.Н. Чрескостный остеосинтез Травматология и ортопедия. // Руководство для врачей.- СПб «Гиппократ». - 2004. – Т. 1, гл. 5.- С. 336-388.

COMPUTER ESTIMATION OF OSTEOSYNTHESIS TRANSOSSEOUS STATUS IN FEMUR TAKING INTO ACCOUNT THE MUSCULAR EFFORTS

Z.T. Izmaylov

St.-Petersburg State Electrotechnical University n.a. of V.I.Ulyanov SPBGATU «LETI», St.-Petersburg
e-mail: zairunchik@mail.ru

The purpose of job is the computer estimation of a status osteosynthesis of a femur in view of muscular efforts.



ИСПОЛЬЗОВАНИЕ ТЕХНОЛОГИЙ БЫСТРОГО ПРОТОТИПИРОВАНИЯ ПРИ ИЗГОТОЛЕНИИ МЕДИЦИНСКИХ ИЗДЕЛИЙ

Е.А. Новикова, А.В. Жданов, Т.М. Бортникова
Владимирский государственный университет, Владимир

В условиях быстрой сменяемости объектов производства и острой конкурентной борьбы за рынок сбыта задача изготовления прототипа в сжатые сроки становиться все более актуальной. Современные технологические средства позволяют эффективно решить эту задачу, не прибегая к традиционным методам, связанным с механической обработкой материалов. Методы быстрого создания прототипов начали разрабатываться относительно недавно и позволяют решать проблемы, связанные с традиционными методами макетирования. В настоящий момент используется достаточно большое количество методов быстрого создания прототипов, каждый из которых обладает своими сильными и слабыми сторонами. Наибольшее преимущество современных технологий быстрого прототипирования – время создания детали. Детали, на создание которых раньше уходили недели и месяцы, сегодня могут быть созданы как физические объекты в течение нескольких дней или, в некоторых случаях, нескольких часов. Обратная сторона данных технологий – материал. Он не является материалом серийной детали или, как минимум, имеет отличия по механическим и химическим свойствам. Это влияет на возможность использования прототипов, полученных с использованием технологий быстрого прототипирования, в функциональном тестировании. Например, прототип, выполненный по технологии SLA, не может быть использован в горячей среде, так как имеет низкую температурную устойчивость.

Быстрое прототипирование (Rapid Prototyping – RP) – это процесс послойного построения физической модели (прототипа) в соответствии с геометрией CAD-модели.

Основное отличие этой технологии от традиционных методов изготовления моделей заключается в том, что модель создается не отделением «лишнего» материала от заготовки, а послойным наращиванием материала, составляющего модель, включая входящие в нее внутренние и даже подвижные части. Модели, выполненные по технологиям RP, могут изготавливаться из различных материалов (в зависимости от применяемой в оборудовании технологии): из пластиков, жидких смол, специальных порошков, различных листовых материалов (бумаги, алюминия и др.). Процессы построения в значительной степени автоматизированы и позволяют получать качественные и сравнительно недорогие модели, затрачивая на их изготовление часы, а не дни и недели, как это было при использовании традиционных методов. Технологии, предоставляемые такими уникальными возможностями, были сразу востребованы и взяты на вооружение многими промышленными предприятиями. Технологии RP обеспечили этим предприятиям значительную экономию времени и денежных средств, затрачиваемых на подготовку изделия к производству. Они позволили существенно сократить сроки и стоимость дизайнерских и конструкторских работ, работ по изготовлению технологической оснастки, а также повысить качество выпускаемой продукции.

Впервые технология RP была реализована в конце 80-х годов, когда американская компания 3D Systems вывела на рынок свою первую установку SLA (Stereo Lithography Apparatus), создающую модели методом послойного отвердевания фотополимера воздействием луча лазера. Начиная с этого времени, различные фирмы принимали участие в разработке оборудования для прототипирования: одни из них усовершенствовали метод, разработанный 3D Systems, другие предложили свои оригинальные и эффективные технологии. В качестве примера можно привести американскую компанию Stratasys Inc., предложившую в 1992 году технологию FDM (Fused Deposition Modeling): построение модели путем послойной укладки разогретой полимерной нити. Модели-прототипы, выполненные по этой технологии, отличаются отличным сочетанием прочности и точности изготовления.

Корпус искусственного желудочка сердца выполняется методом лазерной стереолитографии на комплексе ЛС-250. Лазерная стереолитография включает в себя получение трехмерной компьютерной модели объекта в STL формате, его разбиение на тонкие слои, расчет траектории движения лазерного луча, заполняющего каждое сечение и последовательное воспроизведение соответствующих поперечных сечений на поверхности жидкой фотополимеризующейся композиции сфокусированным пучком инициирующего полимеризацию лазерного излучения.

Далее платформа перемещается на расстояние равное толщине следующего слоя и процесс повторяется до тех пор пока не будут изготовлены все слои. После завершения формирования последнего слоя платформа поднимается над поверхностью ФПК, послойно выращенная деталь снимается с платформы, с поверхности детали удаляются следы жидкой ФПК путем ее промывки в органическом растворителе и деталь сушится в камере дополнительной полимеризации. В дальнейшем деталь шлифуется, полируется и красится. Процесс получения пластиковых копий трехмерных компьютерных моделей методом лазерной стереолитографии состоит из 4 основных этапов: получение STL файла CAD-модели; подготовка модели, т.е. подготовка данных для системы управления установкой, настройки установки и выращивания детали; постобработка изготовленной на ЛС-250 детали.

В ходе выполнения прототипирования ИЖС были сделаны несколько бракованных изделий. В ходе анализа были выявлены основные дефекты, вызванные неверным проектированием перегородок и неверной траекторией движения луча лазера. Полученные образцы были проанализированы, скорректированы конструкция перегородок и подпорок, а также выбрана оптимальная траектория движения луча. Для скорректированных параметров лазерной стереолитографии получен образец, который отвечает всем требованиям по функциональности, который использовался в дальнейших экспериментах.

USE OF TECHNOLOGIES OF FAST PROTOTYPING AT MANUFACTURE MEDICAL PRODUCTS

E.A. Novikova, A.V. Zhdanov, T.M. Bortnikova
Vladimir State University, Vladimir

Fast prototyping (Rapid Prototyping - RP) is a process of level-by-level construction of physical model (prototype) according to geometry of CAD-model.



ИСПОЛЬЗОВАНИЕ ЭЛЕКТРОМЕХАНИЧЕСКИХ ПРИВОДОВ В УСТРОЙСТВАХ БИОМЕХАНИЧЕСКИХ ТРЕНАЖЕРОВ

С.А. Егоров, Ю.А. Новикова, А.В. Жданов
Владимирский государственный университет, Владимир

Перспективной и актуальной задачей является создание комплекса биомеханических тренажеров (БМТ), в которых реализуются как пассивные, так и активные движения поврежденной конечности. Такие аппараты должны быть автономным, легким, гибким в управлении, наладке, монтаже. Тренажеры сокращают сроки восстановления функции травмированного сустава. Важным их достоинством является возможность его перенастройки в период активного роста ребенка. Следует заметить, что конструкции в основном обслуживаются самими пациентами. Разные виды БМТ незаменимы в клиниках, позволяя отказаться от изготовления большого числа разнообразных гипсовых повязок. Модульный принцип конструкции позволяет заменить быстро изнашивающиеся части и узлы.

Для реализации движений поврежденной конечности в аппарате для механотерапии обычно используется пневматический или гидравлический привод, дающий возможность проводить пассивную гимнастику в заданных параметрах самим инвалидом (без привлечения медработников). Однако, недостатки, присущие этим устройствам (утечки рабочего тела, наличие дополнительных компрессоров, низкая ремонтопригодности т.д.) явились причиной вытеснения электромеханическими приводами.

Особенность создаваемых БМТ заключается в использовании моноблочных мехатронных приводов на базе бесконтактного моментного двигателя со встроенным планетарным зубчато-винтовым механизмом, приводящем в движение шарниро-рычажную систему, и цифровой системы управления.

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.

Существующие приводы ортопедических аппаратов можно разделить на две группы: приводы линейного перемещения и приводы вращательного движения. Электромеханические приводы (ЭМП) первой группы включают в себя двигатель постоянного тока и преобразователь вращательного движения в поступательное, в качестве которого обычно используется винтовой исполнительный механизм. Применение роликовинтового механизма позволяет повысить КПД до 0,6, увеличить долговечность, точность. Однако использование ЭМП такой группы затрудняется из-за плохой встраиваемости в тренажер, что влияет на его косметичность. Этого недостатка лишены ЭМП второй группы. В этом случае привод можно совместить с любым суставом и значительно снизить габариты аппарата, обеспечив условия косметичности. Существующие отечественные ЭМП вращательного движения имеют низкие эксплуатационные показатели: мощность двигателя 5 Вт, четырехступенчатый зубчатый редуктор с общим передаточным отношением $i = 590$.

Совершенствование ЭМП шарнира может идти по двум направлениям: разработка малогабаритных двигателей с высокой полезной мощностью и создание компактных механических преобразователей с высоким КПД, обеспечивающих большую редукцию и самоторможение. Примером реализации, сочетающей оба подхода, может служить конструкция электромеханического привода, выполненная на базе двигателей серии ДБМ и планетарных редукторов типа ЗК. Бесконтактные моментные двигатели отличаются высокой удельной энергоемкостью; устойчиво работают на низких скоростях; не имеют ограничений на частоту пусков и реверса, форму и частоту тока. Отсутствие коллекторного узла значительно повышает срок службы, позволяет длительно работать с 6...10-кратной перегрузкой, снижает потери и шум.

Планетарные редукторы отличаются от многоступенчатых передач большими передаточными числами (в редукторе типа ЗК передаточное отношение $i = 300...500$ обеспечивается в одной ступени); высокой нагрузочной способностью благодаря внутреннему сопряжению зубьев; меньшей массой (примерно в 2...4 раза) и габаритами; высоким КПД (0,8...0,97).

Планетарные механизмы типа «вращение во вращение» включают в себя многоступенчатые планетарные редукторы типа ЗК, элементы редукторов выполняются винтовыми (зубчатыми колесами с большими углами наклона зубьев), что позволяет получить различные варианты исполнительных механизмов и обеспечить самоторможение приводов в различных режимах движения с сохранением высокого КПД прямого хода.

В качестве понижающих передач в электроприводах используются известные схемы планетарных передач, имеющих по квалификации В.Н. Кудрявцева обозначения (ЗК)_{ea}^b.

Кроме схемы предполагается использование разработанных нами модификаций этих схем, способных обеспечить самоторможение привода при любых передаточных отношениях с сохранением высокого КПД прямого хода. Выходное звено ЭМП шарнира сустава должно совершать вращательное движение со следующими параметрами: амплитуда сгибания – 130°; время сгибания – 0,5...2,0 с; масса нагрузки на плече 300 мм – 1,5 кг для детского исполнения и 2,5 кг – для взрослого. Ниже приведены результаты расчета допустимых передаточных отношений унифицированного привода БМТ, исходя из анализа предельных динамических возможностей и оптимизации по минимуму потребляемой мощности. Если при $U = 12$ В мощность двигателя не обеспечивает требуемой мощности, то указано минимальное напряжение, до которого требуется форсировать двигатель.

Предлагаются два варианта приводов БМТ (см. таблицу 1):

1) детский аппарат (максимальная нагрузка – 10 Н·м) на базе трехфазного двигателя ДБМ 40-0,025-4-3 (пусковой момент – 0,093 Н·м; частота холостого хода – 4400 об/мин; мощность – 10,7 Вт при напряжении 12 В, масса двигателя – 120 г, наружный диаметр – 40 мм);

2) аппарат взрослого человека (максимальная нагрузка – 20 Н·м) на базе модифицированного двигателя ДБМ 50 (пусковой момент – 0,3 Н·м; частота холостого хода

– 1500 об/мин; мощность – 11,78 Вт при напряжении 12 В; масса двигателя – 180 г, наружный диаметр – 50 мм).

Таблица 1

Характеристики вариантов приводов БМТ

Вариант	Наименование параметра	Время сгибаия, с			
		1,0	1,25	1,75	2,0
1	Мощность нагрузки, Вт	9,24	7,39	5,28	4,62
	Требуемое напряжение, В	14,85	12	12	12
	Допустимые передаточные числа	107	87–167	69–295	66–353
2	Мощность нагрузки, Вт	15,4	12,3	8,80	7,70
	Требуемое напряжение, В	15,8	14,2	12	12
	Допустимые передаточные числа	50	55	62–69	48–101

Расчеты приведены для случая управления вращением нагрузки с постоянной скоростью. Этот режим не является самым экономичным; при более оптимальном управлении можно снизить мощность нагрузки на 20 %. Оптимальный закон управления скоростью находится из вариационной задачи минимизации максимума мгновенной мощности нагрузки.

Анализ вариантов показал, что они незначительно отличаются по массе и габаритам. Поэтому целесообразно использовать один привод для обоих исполнений, причем в детском исполнении привод будет работать с 40%-ным запасом. По результатам расчетов было определено схемное решение исполнительного механизма с передаточным отношением $u = 96$, на базе которого разработана конструкция унифицированного тренажера.

При вращении ротора двигателя поворачивается вал–шестерня, сопрягающаяся с тремя сателлитами, которые своей одной ступенью взаимодействуют с неподвижным венцом корпуса, а другой – с венцом подвижной обоймы, сообщая ей вращательное движение относительно корпуса.

Передаточное отношение планетарного редуктора находится по формуле

$$u = \frac{1 + z_3/z_1}{1 - z_3 z_4/z_2 z_5}, \text{ где } z_k \text{ – число заходов } k\text{-го звена. Получаем } u = 96 \text{ при } z_1 = 3, z_2 = 8,$$

$$z_3 = 19, z_4 = 7, z_5 = 18.$$

Особенностью предлагаемого планетарного редуктора является использование винтовых зубчатых колес с большими углами подъема (до 86°). Такое исполнение планетарного редуктора позволяет достичь ряда преимуществ по сравнению прямозубыми планетарными редукторами: подбором углов наклона β_k звеньев можно добиться надежного самоторможения; увеличить плавность работы передачи; понизить шумность и вибративность; увеличить нагрузочную способность передачи в осевом направлении. ЭМП содержит сборный корпус, в котором установлен вентильный бесконтактный электродвигатель постоянного тока, в ротор которого запрессован вал–шестерня, вращающийся в подшипниках. Вал–шестерня является центральным валом–шестерней планетарного редуктора. Для увеличения передаточного отношения числа зубьев на венцах отличаются незначительно. Зубчатый венец закрепляется в корпусе неподвижно, а зубчатый венец закрепляется на подвижной обойме, которая поворачивается относительно корпуса в опорах скольжения, изготовленных из антифрикционного материала. В водиле планетарного редуктора, установлены двухвенцовые сателлиты, которые вращаются в опорах, и совершают планетарное движение вокруг центрального вала–шестерни. Обойма закрепляется на ложементе, а сборный корпус – на стойке шарнирно–рычажной системы.

Основные технические характеристики унифицированного привода БМТ представлены в таблице 2.

Таблица 2

Технические характеристики унифицированного привода БМТ

Параметр	КС	ТБС	ЛС
Амплитуда движения, град	0°...130°	0°...90°	0°...130°
Скорость движения, град/с		5...60	
Нагрузка, Н		100	
Мощность, Вт		15	
Габариты, мм		Ø68×73	
Масса, г		250	
Напряжение, В		12	
Ток потребления, А		не более 2	
Ресурс, ч		20 000	

USE OF ELECTROMECHANICAL DRIVES IN DEVICES OF BIOMECHANICAL TRAINING DEVICES

S.A. Egorov, J.A. Novikova, A.B. Zhdanov

Vladimir State University, Vladimir

For realization of movements of the damaged finiteness in the device for mechanotherapy the pneumatic or hydraulic drive is usually used, enabling to spend passive gymnastics in the set parameters the invalid. However, the lacks inherent in these devices (outflow of a working body, presence of additional compressors, low maintainability etc.) were the reason of replacement by electromechanical drives.



ПРИМЕНЕНИЕ РОЛИКОВИНТОВЫХ МЕХАНИЗМОВ В МЕДИЦИНСКОЙ ТЕХНИКЕ

А.С. Целищев

Владимирский Государственный Университет, Владимир

e-mail: Zelischev@mail.ru

Роликовинтовые механизмы (РВМ) используются в машиностроении и приборостроении для преобразования вращательного движения в поступательное, они обладают высоким КПД, большой долговечностью, жёсткостью. По сравнению с шариковинтовыми передачами и передачами винт-гайка скольжения в роликовинтовых механизмах можно реализовать большой диапазон кинематических передаточных функций (КПФ) при фиксированном шаге резьбы, что очень важно в высоконагруженных исполнительных механизмах.

Симметричная конструкция РВМ и наличие в резьбовых сопряжениях трения качения позволяет работать им в более высоком скоростном диапазоне, чем передачи винт-гайка, это позволяет конкурировать РВМ с гидравлическими и пневматическими приводами поступательного движения.

В нашей стране на протяжении тридцати лет велись работы по изучению свойств роликовинтовых механизмов в основном во Владимирском Государственном Университете, в ходе чего была собрана большая экспериментальная база. Очень хорошо зарекомендовала себя серия роликовинтовых механизмов, разработанная В.В. Козыревым, имеющих маркировку РВПД. КПФ в этой передаче имеет отношение к шагу резьбы $0,25p_x$, кроме того, она обладает самоторможением, а удачно выполненная конструкция с длинными резьбовыми роликами обеспечивает её высокую жесткость и грузоподъемность [2]. Высокая кинематическая точность позволяет использовать эти передачи в прецензионных приводах. Хорошие результаты были получены при использовании РВПД 12,6x0,1 в экспериментальном аппарате автоматизированного остеосинтеза (аппарат

Илизарова). Первым идею о создании автоматизированного аппарата Илизарова с роликовинтовыми механизмами высказал Платов В.А. Свою конструкцию он запатентовал в 1996 г.

Также хорошие результаты были получены в разрабатываемом аппарате искусственного сердца, где в качестве исполнительной части использовался РВМ, имеющий кольцевые нарезки на роликах и гайке. Надёжность и работоспособность всей системы аппарата искусственного сердца зависит от надёжности и работоспособности исполнительного механизма, т.е. главным образом от РВМ.

Роликовинтовые механизмы, использующиеся в этом аппарате, имеют очень важную особенность: в результате сбоя в системе кровообращения, которое может вызвать кратковременную остановку аппарата искусственного сердца, не происходит мгновенной остановки электродвигателя. Гайка, имеющая кольцевую нарезку, начинает просто скользить по роликам, на которых также выполнена кольцевая нарезка, причём это не повлечёт за собой выкатывание роликов. Из электромеханики известно, что режим мгновенной остановки электродвигателя, когда на него подаётся номинальное напряжение, является фактически коротким замыканием и, как следствие, быстро ведёт к перегреву выше максимально установленной температуры. Для человеческого организма это всего лишь 42^0C , что уже само по себе налагает серьёзные ограничения на использование электродвигателя в номинальных режимах работы. Безусловно, такие конструкции РВМ повышают надёжность и работоспособность аппарата искусственного сердца.

Совершенствованием аппарата искусственного сердца в настоящее время занимаются на кафедре ТМС Владимирского Государственного Университета.

Кроме того, роликовинтовые механизмы успешно используются при создании новых разработок автоматизированных протезов человеческих конечностей.

Одной из главных проблем в изучении свойств РВМ является разработка методики определения кинематической передаточной функции. Этой проблеме было посвящено много работ [1, 2, 3, 4, 5], разработано несколько теорий рассмотрения свойств роликовинтовых механизмов [1, 4, 5], однако вопрос в этом направлении остаётся по-прежнему открытым.

В настоящее время при описании свойств роликовинтовых механизмов используются две независимые модели его рассмотрения. В работах [1, 2, 3] роликовинтовые механизмы рассматриваются как разновидность фрикционных передач с клинчатой рабочей поверхностью рабочих звеньев.

О правомерности использования такого подхода в изучении роликовинтовых механизмов говорит следующее:

- кинематическая передаточная функция роликовинтовых механизмов зависит от величины проскальзывания в контакте винта – роликов и гайки – роликов, что присуще фрикционным передачам. В зубчатых передачах такого не происходит, что обусловлено чисто геометрической конструкцией;

- внешне РВМ – подшипник первого рода представляет собой фрикционную планетарную передачу с клинчатой поверхностью рабочих элементов служащей для преобразования вращательного движения;

В работах [4, 5] роликовинтовые механизмы рассматриваются как зубчатые передачи с перекрещивающимися под прямым углом осями. По мнению авторов [4] обоснованность такого подхода подтверждается тем, что рассматриваемые винтовые механизмы полностью соответствуют определению термина «зубчатая передача» в ГОСТ 16530-70: «Зубчатая передача – трёхзвёздный механизм, в котором два подвижных звена являются зубчатыми колёсами, образующими с неподвижным звеном вращательные или поступательные пары». При этом звенья передачи с винтовой нарезкой (винты, гайки) следует рассматривать как разновидности зубчатых колёс, а витки этой нарезки как разновидность зубьев.

Действительно, при работе РВМ можно абстрактно рассматривать поступательное движение винта или гайки как вращательное относительно некоторой оси, удалённой в

бесконечность, которая перпендикулярна оси вращения опорного элемента. Такой подход, например, применяется при рассмотрении реечных передач.

Несмотря на то, что в винтовых передачах наблюдаются некоторые характеризующие величины, что и в зубчатых передачах, например, средний радиус резьбы винта или гайки можно характеризовать как радиус делительной окружности зубчатого колеса. Однако при рассмотрении винтовых механизмов такой подход не может быть в полной мере оправдан. Согласно [4] за количество зубьев принимается количество заходов резьбы, но такое представление весьма абстрактно, как, например, представить себе зубчатое колесо без зубьев в случае с кольцевой нарезкой или с одним, двумя, тремя, зубьями, которое входит в зацепление с другим «зубчатым колесом» с *n* зубьями.

В общем случае винтовую поверхность нельзя рассматривать как косозубое зубчатое колесо, так как независимо от числа заходов виток резьбы полностью опоясывает окружность рабочего тела, а зуб косозубого зубчатого колеса не опоясывает всю окружность рабочего тела.

Также нельзя относить винтовые механизмы к червячным и реечным передачам, так как там оси вращения рабочих тел расположены ортогонально в пространстве, а в винтовых механизмах оси вращения рабочих тел расположены параллельно.

Кроме того, зубчатые передачи обладают одним очень важным свойством, вытекающим из геометрической особенности взаимодействия рабочих тел: при изменении межцентрового расстояния передаточное отношение эвольвентной зубчатой передачи остается неизменным. Это свойство не характерно для РВМ, при изменении межцентрового расстояния кинематическая передаточная функция будет изменяться, так как изменяются радиусы контактных окружностей, которые входят в формулы по определению КПФ РВМ.

Следует также отметить, в работах [4, 5] присутствует оговорка, что передача движения в роликовинтовых механизмах может осуществляться не только за счёт зацепления зубьев (витков), но и за счёт сил трения, возникающими между зубьями (витками) колес, то есть фактически РВМ рассматривается уже не как зубчатая передача, а как фрикционная передача.

Суть нового метода [6] по определению кинематической передаточной функции РВМ состоит в том, что РВМ рассматривается как некоторая модель, у которой:

- контакт винта, роликов и гайки происходит на средних диаметрах резьбы;
- отсутствует проскальзывание в резьбовых сопряжениях винта – роликов, роликов – гайки, считаем, что при вращении элементов происходит чистое качение;
- резьбовые поверхности всех элементов выполнены идеально без погрешностей;
- считаем, что мёртвый ход, вызванный боковыми зазорами между витками резьбы, при реверсе движения отсутствует;
- точка контакта гайки с роликом и ролика с винтом находится на линии центров.

Такой подход рассмотрения роликовинтовых механизмов позволяет определять кинематическую передаточную функцию геометрическим соотношением различных параметров РВМ.

ЛИТЕРАТУРА

1. Бушенин Д.В. Несоосные винтовые механизмы. М.: Машиностроение, 1985. – 112с.
2. Козырев В.В. Конструкции роликовинтовых передач и методика их проектирования: Учеб. пособие / Владим. гос. ун-т. Владимир, 2004. 100 с.
3. Морозов В.В. Методика проектно-проверочных расчётов и проектирования роликовинтовых механизмов. // Владим. гос. ун-т. Владимир, 1995. 13 с.
4. Морозов В.В. Панюхин В.И., Панюхин В.В. Зубчато-винтовые передачи для преобразования вращательного движения в поступательное / Под. ред. В.В. Морозова; Владим. гос. ун-т. Владимир, 2000. 160 с.

5. Морозов, В.В. Роликовинтовые механизмы. Кинематические характеристики: монография / В.В. Морозов; Владим. гос. ун-т. – Владимир : Изд-во Владимир. гос. ун-та, 2005. – 78 с. – ISBN 5-89368.
6. Целищев А.С., Смольянинова М.В. Определение кинематической передаточной функции в роликовинтовых механизмах класса Р-Г групп 1, 2. // Сб. статей международ. науч.-техн. конф. «Механика – машиностроению», Минск – 2005 Белоруссия, С. 78 – 81.

APPLICATION OF ROLLER SCREW MECHANISMS IN MEDICAL EQUIPMENT

A.S Tselishev

Vladimir State University, Vladimir

This work is about a scope roller screw mechanisms in medical engineering. The comparative analysis of two mathematical models of roller screw mechanisms kinematics is presented.



ИСПОЛЬЗОВАНИЕ МАТЕМАТИЧЕСКИХ МОДЕЛЕЙ ДВИЖЕНИЯ ЧЕЛОВЕКА ПРИ ОБРАБОТКЕ ИЗМЕРИТЕЛЬНОЙ ИНФОРМАЦИИ В БИОМЕХАНИКЕ

П.А. Кручинин, А.Ю. Мишанов

Московский Государственный Университет им. М.В. Ломоносова, Москва

e-mail: pkruch@mech.math.msu.su

Современные экспериментальные методы в биомеханике активно используют различные виды измерений. Широкое распространение получили системы видеонаблюдения, магнитные датчики, силовые платформы, акселерометры, датчики угловой скорости и прочие. Каждый вид измерений в отдельности имеет ограничения и погрешности, которые часто затрудняют анализ движения и не позволяют корректно оценивать параметры движения, например, мышечные усилия. Компенсировать указанные недостатки можно в результате применения избыточного набора измерений и их последующей совместной обработки (комплексирования) с использованием математической модели движения. Настоящий доклад посвящен методам реализации этого подхода в задачах биомеханики.

Принципы комплексирования

Для применения принципов комплексирования информации представим математическую модель измерений в виде соотношений, разбитых на две группы

$$y_1 = f(x, \dot{x}, p, e) \quad (1)$$

$$y_2 = g(x, p, e) \quad (2)$$

Здесь y_1 и y_2 – вектора, состоящие из измерений, x и \dot{x} – вектора обобщенных координат и скоростей математической модели движения, p – вектор параметров модели движения, e – вектор параметров, описывающих погрешности измерений.

Набор измерений y_2 таков, что позволяет разрешить уравнение (2) относительно переменных состояния

$$x = G(y_2, p, e) \quad (3)$$

Тогда, подставив это соотношение в (1) получим уравнение, которое выполняется во все моменты движения

$$y_1 = f[G(y_2, p, e), G'_{y_2}(y_2, p, e)\dot{y}_2, p, e] \quad (4)$$

Здесь G'_{y_2} – якобиан функции $G(y_2)$.

В итоге получается система уравнений, которая связывает параметры задачи и измерения и позволяет решать следующие задачи

1. Определения неизвестных параметров математической модели по корректным измерениям.
2. Диагностики сбоев измерений.
3. Восстанавливать утраченную информацию части измерительных датчиков.

Возможность решения этих задач зависит от конкретной ситуации, математической модели и характера движения.

Пример комплексирования показаний системы видеоанализа и силовой платформы

Использование предлагаемого подхода иллюстрируется на примере задачи исследования сгибательно-разгибательных движений человека в сагиттальной плоскости по показаниям системы видеоанализа и силовой платформы. Коррекция измерений системы видеоанализа с использованием математической модели движения является актуальной и рассматривалась ранее также в работе [1]. Однако в ней не использовалась дополнительная информация, получаемая от датчиков. Такие алгоритмы предложены авторами в работах [2-3]. Предлагаемый подход позволяет модифицировать указанные алгоритмы.

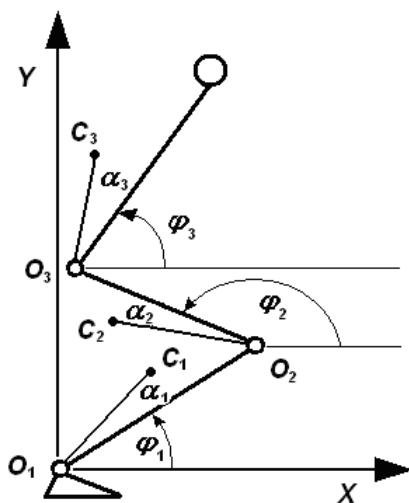


Рис. 1

В ходе исследования сгибательно-разгибательных движений человека в сагиттальной плоскости на характерные точки на теле испытуемого наклеиваются светоотражающие элементы (катафоты). Испытуемый, стоя на силовой платформе и не отрывая пяток от ее поверхности, совершает движения, записываемые несколькими видеокамерами. Движение человека в сагиттальной плоскости описывается с помощью антропоморфного трехзвенника. При компьютерной обработке видеозаписи определяются координаты x_i, z_i точек – узлов многозвенника. Эти координаты используют для вычисления углов $\varphi_1, \varphi_2, \varphi_3$ в голеностопном, коленном и тазобедренном суставах скелетного многозвенника. Будем считать эти углы измерениями и одновременно выберем их за обобщенные координаты.

Соотношения (1) для описываемой задачи представляют собой выражения для продольной P_x и нормальной P_z составляющих реакции платформы, записанные из теоремы о движении центра масс системы,

$$M \frac{d^2 X_c(\varphi_1, \varphi_2, \varphi_3)}{dt^2} = P_x, \quad (5)$$

$$M \frac{d^2 Z_c(\varphi_1, \varphi_2, \varphi_3)}{dt^2} = P_z - Mg.$$

и выражение для момента в голеностопном суставе M_1 . Последний можно определить одновременно из соотношений равновесия для неподвижной стопы по величинам реакции опоры P_x, P_z , и координате ее приложения d_x , определяемых силовой платформой

$$M_1 = P_x d_z + P_z d_x, \quad (6)$$

а также по показаниям системы видеоанализа, в результате вычислений из уравнения Лагранжа

$$\frac{d}{dt} \left(\frac{\partial T(\dot{\varphi}_1, \dot{\varphi}_2, \dot{\varphi}_3, \varphi_1, \varphi_2, \varphi_3)}{\partial \dot{\varphi}_1} \right) - \frac{\partial T(\dot{\varphi}_1, \dot{\varphi}_2, \dot{\varphi}_3, \varphi_1, \varphi_2, \varphi_3)}{\partial \varphi_1} = M_1 \quad (7)$$

В этих уравнениях M – масса испытуемого, X_c и Z_c – координаты центра масс человека, d_z – высота голеностопного сустава над плоскостью платформы.

Показания силовой платформы $\tilde{P}_x, \tilde{P}_z, \tilde{d}_x$ содержат неизвестные заранее систематические Δ_i и случайные ξ_i погрешности

$$\tilde{P}_x = P_x + \Delta_x + \xi_x, \quad \tilde{P}_z = P_z + \Delta_z + \xi_z, \quad \tilde{d}_x = d_x + \Delta_d + \xi_d. \quad (8)$$

Аналогично измерения углов многозвенника также содержат ошибки, которые будем моделировать матричным соотношением

$$\begin{pmatrix} \tilde{\varphi}_1 \\ \tilde{\varphi}_2 \\ \tilde{\varphi}_3 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \varphi_1 \\ \varphi_2 \\ \varphi_3 \end{pmatrix} + A \begin{pmatrix} \varphi_1 \\ \varphi_2 \\ \varphi_3 \end{pmatrix} + \begin{pmatrix} \Delta_1 \\ \Delta_2 \\ \Delta_3 \end{pmatrix} + \begin{pmatrix} \xi_1 \\ \xi_2 \\ \xi_3 \end{pmatrix} \quad (9)$$

Здесь A – матрица мультипликативных погрешностей, вызванных движением кожных покровов, относительно суставов и неточностями трехзвенной модели тела человека, а Δ_i – систематические ошибки вычисления углов, вызванные несовпадением точек наклейки маркеров с осями суставов, а ξ_i – случайные погрешности.

Таким образом уравнения (5) и (6),(7) после подстановки в них выражений для измеряемых величин из (9),(10) могут задавать соотношения вида (4).

Полученные уравнения содержат следующие параметры: вектор p образуют масс-инерционные и геометрические характеристики антропоморфного многозвенника, а также неизвестная координата d_z оси голеностопного сустава, вектор e – систематические ошибки Δ_i и компоненты матрицы A . Эти параметры образуют 36-мерный вектор $q(p, e)$ нелинейных комбинаций, который отличается тем, что соотношения (4), записанные для каждого момента времени, представляют собой переопределенную систему линейных уравнений, относительно q .

$$B(\tilde{\varphi}, \tilde{\dot{\varphi}}, \tilde{\ddot{\varphi}}, \tilde{P}_x, \tilde{P}_z, \tilde{d}_x)q = C(\tilde{\varphi}, \tilde{\dot{\varphi}}, \tilde{\ddot{\varphi}}, \tilde{P}_x, \tilde{P}_z, \tilde{d}_x) + \eta,$$

где η – вектор, зависящий от случайных возмущений ξ .

Тогда компоненты вектора q идентифицируются в результате решения системы методом наименьших квадратов. При этом следует использовать технологию мер оцениваемости [4], так как в зависимости от совершающего движения стохастические составляющие погрешностей измерений оказываются значительными, а некоторые линейные комбинации компонент вектора q – ненаблюдаемыми или плохо наблюдаемыми. Для реальной идентификации параметров необходимо разработать набор тестовых движений, на которых все параметры вектора q будут наблюдаемы. Анализ сингулярных чисел матрицы B позволяет отбросить плохо оцениваемые составляющие вектора q , заменив их априорными оценками.

Диагностика сбоев и нарушений измерительной информации проводится в режиме постобработки в ходе сравнения результатов идентификации параметров q на различных временных интервалах.

Методика восстановления утраченных значений углов антропоморфного многозвенника в этой ситуации совпадает с изложенной ранее в [2-3], но использует идентифицированную информацию о погрешностях. Для этого система уравнений вида (4) линеаризуется в окрестности априорных значений неизвестного угла, например линейного приближения соединяющего концы утерянного участка. Решение полученной системы линейных уравнений дает решение поставленной задачи. Критерием успешности восстановления является число обусловленности матрицы обращаемой при решении системы уравнений. На рис. 2 приведены результаты восстановления утраченных значений угла φ_1 по описанной методике (сплошной линией), результаты восстановления этого угла с использованием апостериорной информации о параметрах (пунктиром) и измеренные системой видеоанализа значения угла (штрихпунктирной линией).

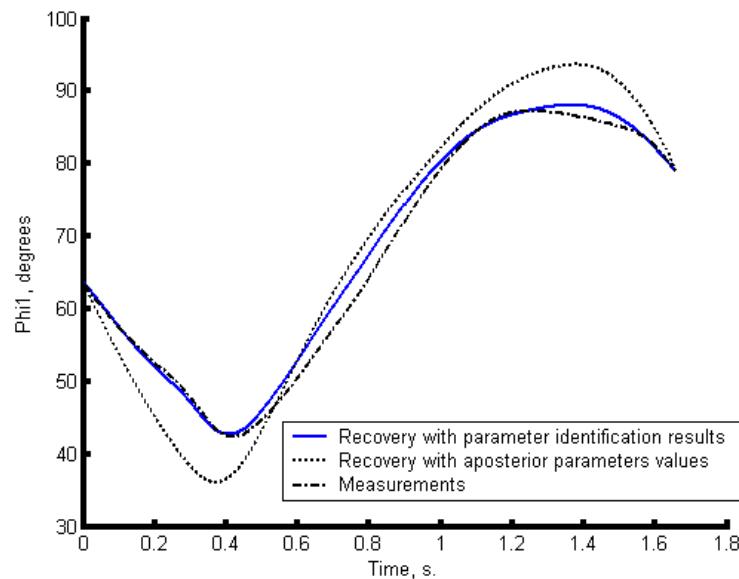


Рис. 2. Результаты восстановления утраченных значений угла Φ_1 по описанной методике

Аналогичный подход может использоваться также для идентификации погрешностей гониометрической информации и других задач коррекции измерительной информации.

ЛИТЕРАТУРА

1. P. Cerveri, A. Pedotti, G. Ferrigno. Robust recovery of human motion from video using Kalman filters and virtual humans// Human Movement Science 22 (2003), pp. 377-404
2. П.А. Кручинин, О.Э Кудряшов, А.Ю. Мишанов, З. Паваре Восстановление показаний системы видеоанализа движений человека с использованием измерений нормальной реакции опоры// Bulletin of the International Scientific Surgical Association, Vol.2, N. 1, 2007. С. 66-68.
3. П.А. Кручинин, А.Ю. Мишанов, О.Э Кудряшов Алгоритм восстановления показаний системы видеоанализа движений человека по измерениям силовой платформы// Вестник МГУ. Математика. Механика. 2008. (принято к опубликованию)
4. В.В. Александров и др. Оптимальное управление движением. – М.: Физматлит, 2005, 376 с.

USE OF MATHEMATICAL MODEL OF HUMAN MOTION IN BIOMECHANICS SIGNAL PROCESSING

P.A. Kruchinin, A.Yu. Mishanov

Moscow State University n.a. M.V. Lomonosov, Moscow
e-mail: pkruch@mech.math.msu.su

In this study we consider the use of methods of different sensors information integration in biomechanics. Excess sensor indications are concatenated with equation of mathematical model of human motion. The sensors indication errors includes in this model too. These equations we use to mathematical model parameters identification, sensor indications data test and recovery. The algorithm of recovery of motion capture system lost data by indications of force plate is the example of general computational procedure. The technique of estimation degrees was used.



ПРОЕКТИРОВАНИЕ ИСПОЛНИТЕЛЬНЫХ МЕХАНИЗМОВ МЕДИЦИНСКИХ АВТОНОМНЫХ УСТРОЙСТВ НА БАЗЕ СКВОЗНОЙ САПР PRO/ENGINEER

С.А. Егоров, А.В. Жданов, Ю.А. Новикова

Владимирский государственный университет, Владимир

При разработке теории и методов проектирования новых конструкций механизмов все чаще приходится решать комплексные задачи, т.к. для заказчика представляет интерес разработка не отдельного механизма или узла, а привода в целом. Развитие этого направления сдерживается сложностью моделирования, проектирования, а также технологии изготовления вновь создаваемых конструкций и систем. Это особенно актуально при разработке таких сложных и наукоемких систем, как мехатронные моноблочные приводы (МТП) медицинских автономных устройств. Кроме того, многообразие методов расчета и классификаций различных типов исполнительных механизмов требует создания универсальных методов проектирования. Это возможно только при создании системы автоматизированного проектирования.

Система автоматизированного проектирования планетарных винтовых исполнительных механизмов (ИМ) и мехатронных моноблочных приводов на их основе должна обеспечивать полный цикл создания изделий («концептуальное проектирование и дизайн изделия – конструирование и сборка – конечно-элементный анализ и оптимизация исполнительного механизма – моделирование динамики МТП и синтез алгоритмов цифровой системы управления – разработка процесса механообработки – разработка технической и конструкторской документации») на основе единой параметрической объектно-ориентированной технологии твердотельного моделирования ИМ с поддержкой параллельной работы по моделированию динамики МТП и разработке системы управления. Система построена по модульному принципу, согласно которому каждый этап проектирования реализован в отдельном, относительно независимом модуле, имеющем особый интерфейс и набор функций. Все модули твердотельного моделирования интегрированы с помощью ядра Pro/ENGINEER, в котором реализован геометрический процессор и общие для всех модулей функции и операции. Ядро поддерживает иерархию процесса создания проекта по модулям, обеспечивая параметризацию и двунаправленную ассоциативность. Конечно-элементный анализ конструкций и их оптимизация по прочности, виброактивности, тепловыделению, а также моделирование динамики ИМ осуществляются в пакете Pro/MECHANICA. Анализ и проектирование привода как системы автоматического управления реализованы в системах MATHCAD и MATLAB, не поддерживающих технологии трехмерного моделирования. Связь между модулями твердотельного проектирования и модулями моделирования системы управления обеспечивается в интеграторе приложений MathConnex путем передачи данных между приложениями, участвующими в проекте. Обмен данными и таблично-управляемое проектирование «сверху–вниз» реализовано на базе табличного процессора Microsoft Excel.

Несмотря на то, что система имеет сложную структуру с параллельными потоками и обратными связями, можно выделить линейную последовательность основных этапов проектирования:

1. Предварительный этап проектирования («нулевой цикл») состоит в разработке и программной реализации методик проектирования, разработке математических моделей, создании библиотек стандартных элементов и спроектированных ранее конструкций, базы данных исполнительных двигателей, применяемых в мехатронных моноблочных приводах. Реализация этого этапа в системе Pro/ENGINEER заключается в создании базы данных типов и структур возможных схем и конструкций аналогов, предоставляющей достаточный выбор для проектировщика.

2. Этап концептуального проектирования предназначен для быстрой проработки концептуального дизайна и его возможных модификаций. Этот этап ускоряет процесс

конструирования методом «сверху вниз», применяемый при разработке больших и сложных узлов.

3. Этап параметрического синтеза реализуется проектирование в узком смысле, т.е. проводится расчет всех геометрических, кинематических и статических характеристик передачи по заложенным методикам и алгоритмам, силовой синтез привода.

4. Этап анализа разработки проводится моделирование работы передачи в составе привода или объекта в целом с учетом динамических нагрузок, температурных режимов, износа в процессе эксплуатации и погрешностей изготовления, определение эксплуатационных показателей, имеющих значение для оценки качества проектируемых передач. Подобный анализ требует построения конечно-элементных моделей для изучаемых конструкций.

5. Этап синтеза и оптимизации по заданным критериям непосредственно вытекает из предыдущего и необходим, если на этапе анализа обнаружено несоответствие между требуемыми и полученными характеристиками. На этом этапе осуществляется реализация мероприятий, определенных ранее. На этапе оптимизации проводится экспертная оценка всех вариантов, предложенных системой, и выбор наилучшего из них. Этот выбор обоснован в той мере, что проектировщик имеет в своем распоряжении значения всех интересующих его показателей качества (масса, габариты, КПД, амплитудно-частотные и переходные характеристики, картины распределения нагрузки, температуры, спектры вибраций и т.п.).

Первое направление (инженерный синтез), несмотря на свою ограниченность (изменение параметров не всегда позволяет реализовать оптимальное управление, поскольку оптимизация ищется в том же самом классе функций), достаточно широко применяется в силу того, что часто не нужно создавать оптимальную конструкцию, а достаточно выдержать ряд ограничений. Модули Pro/MECHANICA предоставляют средства проведения оптимизации конструкции по критериям прочности, тепловыделения, вибративности непосредственно при КЭ-анализе. Изменение параметров системы в желаемом направлении означает возврат на более ранние стадии (вплоть до пересмотра структуры ИМ, например, замена ведущего и ведомого звеньев, изменение числа ступеней, выбор двигателя с более жесткой характеристикой, но требующего иной редукции и т.п.).

Второе направление предоставляет больший простор для синтеза оптимальной системы, поскольку корректирующие аналоговые цепи или механические устройства дают возможность вариации выходного закона в некотором классе функций. Этот метод синтеза электромеханических систем управления получил широкое распространение. Синтез механических устройств компенсации может быть продиктован конструктивными или эргономическими соображениями и вряд ли может быть автоматизирован. Однако экстремаль функционала качества не всегда является функцией, реализуемой аналоговыми средствами. Как правило, нелинейности механической передачи довольно плохо компенсируются корректирующими устройствами. В свою очередь, цепи коррекции могут быть источником ошибок и нелинейностей, что в итоге влияет на качество синтезируемой системы. Синтез в этом направлении проводится, когда первый способ не позволяет достичь нужного качества, а применение цифровых алгоритмов по каким-либо соображениям невозможно.

Технологический этап управляет процессом обработки детали на станках с ЧПУ, позволяет разрабатывать постпроцессоры, проектировать литьевые формы, пресс-формы и вспомогательную оснастку, гибочные и вырубные штампы и реализован преимущественно на базе модулей Pro/ENGINEER.

На этом этапе также осуществляется программирование микропроцессорных алгоритмов и их отладка на низком уровне (MATLAB, компилятор C++, специализированные отладчики микропроцессоров).

DESIGNING OF EXECUTIVE MECHANISMS OF MEDICAL INDEPENDENT DEVICES ON THE BASIS OF THROUGH CAD PRO/ENGINEER SYSTEM

S.A. Egorov, A.V. Zhdanov, J.A. Novikova
Vladimir State University, Vladimir

By development of the theory and methods of designing of new designs of mechanisms even more often it is necessary to solve complex problems since development is of interest for the customer not the separate mechanism or the site, and a drive as a whole. Development of this direction restrains complexity of modeling, designing, and also manufacturing techniques of again created designs and systems.

СРАВНИТЕЛЬНЫЕ ИССЛЕДОВАНИЯ ГИДРОДИНАМИЧЕСКОГО ВОЗДЕЙСТВИЯ НА БИОЛОГИЧЕСКИЕ ТКАНИ

В.В. Розанов, И.В. Матвейчук, А.Е. Северин, Л.А. Денисова, Э.В. Эйхенвальд
МГУ имени М.В.Ломоносова, НИЦ БМТ ВИЛАР, ГУ НИМЦ «Базис»,
РУДН, ИБХФ РАН имени Эммануэля, Москва

Гидродинамические хирургические технологии в последние годы находят все более широкое применение в практической медицине. Наибольшее количество проведенных исследований посвящено хирургии печени. Именно здесь с наименьшими техническими проблемами удалось сформировать режущую жидкостную струю, которая позволила в щадящем режиме производить разделение паренхимы с выделением неповрежденных сосудов и желчных протоков [1]. Впоследствии оказалось, что гидродинамическая инцизия биологических тканей применима и в других областях, таких как оториноларингология, общая, абдоминальная, гнойная, пластическая и реконструктивная хирургия, трансплантология [2]. Несколько особняком в этом ряду стоит офтальмология. Именно в этой области впервые были осуществлены работы по созданию и применению «гидромониторных устройств» для хирургических манипуляций на глазах [3]. Работы эти были незаслуженно забыты и лишь через двадцать лет вновь начал проявляться интерес к струйным хирургическим технологиям в офтальмологии.

Работы последних лет позволили распространить сферу возможного использования гидродинамических методов на разделение твердых биологических тканей с перспективой их применения в травматологии, челюстно-лицевой хирургии, биоматериаловедении, практике работы тканевых банков [4].

Однако, эффективное использование струйных методов в любой из перечисленных областей требует создания специализированной медицинской техники и инструментария. А их разработка, в свою очередь, требует проведения сравнительных исследований влияния тех или иных параметров процесса и характеристик ткани на эффективность режущего гидродинамического воздействия.

В настоящем исследовании с использованием оригинального аппарата «Аквамед-1», разработанного авторским коллективом для отработки рабочих режимов и технологий гидродинамической инцизии мягких биологических тканей в эксперименте, был проведен цикл исследований по определению диапазона рабочих параметров эффективного гидродинамического разделения мягких биологических тканей. В работах использовались мягкие ткани белой беспородной крысы и кролика шиншиллы после острых экспериментов, а также препарат непораженной печени человека, взятый во время аутопсии. Обобщение полученных в настоящем исследовании и некоторых более ранних [2,3] результатов позволяет расположить исследуемые органы и ткани в определенной последовательности в соответствии с интенсивностью гидродинамического воздействия, необходимого для их эффективного разделения: стекловидное тело глаза, мягкие и

ядросодержащие катаркты, легочная ткань, кишечник, печень, почка, старческие катаркты, сердечная мышца, скелетные мышцы, кожа, хрящевая ткань, костная ткань.

ЛИТЕРАТУРА

1. Dimitrios N. Papachristou and Richard Barters Resection of the liver with a water jet. – Br. J. Surg., 1982, vol. 69, p. 93-94.
2. Розанов В.В., Сысоев Н.Н. Новый хирургический инструмент – гидроскальпель. Исследования, разработки, перспективы. Международный медицинский журнал, 2000, №4, с.362-370.
3. Темиров Н.Э. Гидротомия в глазной микрохирургии. – Офтальмологический журнал, 1980, №7, с. 437-439.
4. Денисов-Никольский Ю.И., Матвейчук И.В., Леонов Б.И., Беняев Н.Е., Розанов В.В., Денисова Л.А. Возможности и перспективы применения высоких технологий при решении проблем в области экспериментальной морфологии и медицины // Тезисы докладов VI Конгресса Международной ассоциации морфологов / Морфология. – 2002. – Т. 121. - № 2-3. – С. 46-47.

COMPARATIVE RESEARCHES OF HYDRODYNAMICAL INFLUENCE ON BIOLOGICAL TISSUES

B.B. Rozanov, I.V. Matvejchuk, A.E. Severin, L.A. Denisova, E.V. Ejhenvald

Moscow State University of a name of M.V.Lomonosova, NiC BMT VILAR, GU NIMC "Basis", RUDN, IBHF the Russian Academy of Science of name EManuelia, Moscow

The purpose of job is consideration of comparative researches of hydrodynamical influence on biological fabrics



МОДЕЛИРОВАНИЕ ПРОЦЕССОВ ГИДРОДИНАМИЧЕСКОЙ ИНЦИЗИИ КОСТНОЙ ТКАНИ

В.В. Розанов, Ю.И. Кудряшов, И.В. Матвейчук, Н.Н. Сысоев

Московский государственный университет имени М.В.Ломоносова, Научный и информационно-методический центр «Базис», Научно-исследовательский и учебно-методический центр биомедицинских технологий ВИЛАР, Москва

e-mail: vrozanov@mail.ru

Имеющийся в настоящее время арсенал средств, предназначенных для рассечения различных тканей, - стальной, лазерный, плазменный, ультразвуковой, радиоволновой скальпели, диатермический нож и др. [1-5] - с различной степенью эффективности могут использоваться для разделения мягких тканей, однако малопригодны для рассечения костной ткани. Применяемые для работы с костными тканями пила Джильи, долота, ножницы, буравы и др. требуют жесткой фиксации разделяемых костных тканей, не могут обеспечить достаточную атравматичность, гарантировать отсутствие трещин, сколов и других побочных последствий. Эта область хирургического вмешательства - одно из перспективных направлений использования гидроскальпеля.

В литературе имеются отдельные упоминания о возможности и перспективности использования гидроскальпеля, приводятся некоторые схемы конкретных устройств [6] устройства и практически отсутствуют какие-либо экспериментальные данные или теоретические оценки по процессам взаимодействия высокоэнергетических жидкостных и абразивно-жидкостных струй с биологическими, и в частности с костными, тканями.

Этим определяется важность проведения теоретических и экспериментальных работ,

позволяющих исследовать или оценить деструктивное воздействие высокоскоростной жидкостной струи на костную ткань, изучить механизмы этого воздействия, выделить его определяющие параметры и выработать соответствующие рекомендации по эффективному использованию гидроструйного инструмента для разделения костной ткани.

Проведенный анализ показывает, что костная ткань является твердым биополимерным материалом со сложной структурой, и на пространственно-временных масштабах, характерных для процессов ее взаимодействия с высокоскоростными струями (0,2-3 мм, 1мс), может рассматриваться как сплошная среда с механическими свойствами, подобными свойствам композитных материалов, армированных стекловолокном, у которых закон Гука выполняется практически до напряжения разрушения. Это дает возможность для дальнейших оценочных расчетов использовать уравнения теории упругости. Теоретические расчеты проводились в рамках модели действия сосредоточенной и распределенной нагрузки на однородное полупространство с механическими характеристиками компактной костной ткани.

Рассматривались как стационарная задача так и динамическая задача. В первом случае решалась задача о воздействии сосредоточенной и распределенной силы F на модельное полупространство с механическими характеристиками компактной костной ткани. Определяли деформацию среды под влиянием сил, приложенных к ее свободной поверхности. Единственное условие — величина деформации на бесконечности должна стремиться к нулю. При этом уравнения равновесия могут быть проинтегрированы в общем виде. Используя аналитическое решение для компонент вектора смещения точек среды, получили выражения для сжимающих ϵ_{zz} и растягивающих ϵ_{xx} деформаций/

Было показано, что величина напряжения на оси Z в однородном упругом полупространстве под действием сосредоточенной нагрузки

$$\sigma_{zz}|_{x=0} = \frac{3}{2\pi} \frac{F}{z^2},$$

обратно пропорциональна квадрату расстояния от точки приложения и не зависит от модуля упругости E и коэффициента Пуассона μ . Задавая параметры струи — давление в камере P_k и радиус струи, а также величину критического разрушающего напряжения σ^* (в данном случае для кости $\sigma^*=110,9\ldots 324$ МПа), можно оценить глубину области деструкции:

$$Z_D = \sqrt{\frac{3}{2\pi} \frac{F}{\sigma^*}} = \sqrt{\frac{3}{2} \frac{P_k R^2}{\sigma^*}}.$$

Максимальная оценочная глубина разрушения для заданного типичного диапазона параметров составила порядка 3,5 мм.

При рассмотрении распределенной нагрузки считали, что давление действует на круглую область радиуса R и профиль давления осесимметричен относительно центра круга. Определяли сжимающие деформации ϵ_{zz} вдоль оси симметрии действия распределенной нагрузки. Анализ показал, что для струи радиусом 3,0мм наибольшее значение напряжения достигается на глубине ~1,6мм, а зона деструкции простирается до глубины $Z_D \approx 3,2$ мм. В случае струи радиусом 0,2мм глубина зоны деструкции не превышает ~0,2мм, а максимум напряжения имеет место на глубине ~0,1мм.

Динамическую задачу о воздействии распределенной силы на компактную костную ткань рассматривали, исходя из следующих физических соображений.

Временная область исследования нестационарных задач - от момента удара струи до выхода решения на установившийся режим. Время выхода на стационарный режим - порядка нескольких времен пробега волны возмущения вдоль характерного размера задачи. Характерная скорость распространения возмущений по биоткани 1000 м/с. Для струи гидроскальпеля, движущейся во время работы вдоль поверхности ткани со скоростью не более 10 см/с, время прохождения характерного размера задачи в 10^4 раз больше времени выхода на стационарный режим. Поэтому задача определения напряженно-деформированного состояния биоткани (за исключением моментов включения и

выключения струи) - квазистатическая и, таким образом, ее решение может быть получено из решения ряда стационарных задач. Цель численного исследования динамических задач - определение уровня максимальных достигаемых значений деформаций и напряжений при движении сильных акустических волн по ткани после удара при включении струи гидроскальпеля или резкого выключения струи. Считается, что биоткань - упругая однородная изотропная среда, механические свойства которой определяются модулем Юнга, коэффициентом Пуассона, плотностью и критическими значениями деформаций и напряжений разрушения ткани.

Для численного исследования нестационарной задачи была использована программа расчета ударно-волновых полей в задачах механики сплошных сред [7, 8]. Программа была создана для решения задач высокоскоростного взаимодействия сред и тел сложной геометрической формы и с различными физико-механическими свойствами и позволяет рассчитывать движение и взаимодействие упругих, вязко- и упругопластических сред, жидкостей и газов под действием внешних сил. При этом необходимо учитывать возможность появления значительных деформаций, больших скоростей деформаций. Протекающие при этом процессы могут носить явно выраженный ударно-волновой характер.

Математическая постановка сводится к решению начально-краевой задачи, когда известны начальные условия в какой-то момент времени, а также внешние граничные условия как функции времени. Параметры сред на границах раздела между ними определяются в ходе осуществления счета. Предполагается, что задача хорошо обусловлена, т.е. малые изменения в начальных данных приводят к достаточно малым изменениям в решении.

Использовавшиеся при решении численные методы в силу отмеченных выше особенностей задачи были выбраны исходя из следующих требований:

- в основу математического описания закладываются интегральные законы сохранения для разработки консервативных схем;
- схемы счета строятся на подвижных лагранжевых сетках - конечных элементах среды (КЭ) постоянной массы (в эйлеровых координатах реализация численной аппроксимации условий на подвижных границах сред значительно сложнее).

При разработке численных схем использовались законы сохранения массы и импульса в вариационной форме [9,10] для лагранжевого КЭ среды объемом V_e с площадью поверхности S_e , плотностью ρ , тензором напряжений σ , скоростью относительно неподвижной системы координат

$$u = \frac{\partial x}{\partial t}.$$

При построении схем исходили из реологических моделей изотропной температуропроводной упругопластической разрушающей среды. Использовались уравнение течения Прандтля-Рейса при условии текучести Мизеса и уравнение изменения внутренней энергии. Анализировались как установившиеся во времени численные решения, полученные для достаточно большого значения t при неизменных граничных условиях, так и решения, свойственные динамическому характеру протекания процессов при включении струи — когда разрыв первой производной по пространству и времени при резком включении струи может приводить к генерации сильных акустических волн, движущихся и взаимодействующих в области исследования. Максимальные отмеченные в данной точке значения напряжений и деформаций фиксировались в качестве решения динамической задачи.

Анализ полученных результатов показывает, что:

1. аналитическое и численное установившиеся решения задачи для распределенной по поверхности нагрузки совпадают с точностью до нескольких процентов, что позволяет сделать вывод о правомерности использования предложенной программы для численного исследования данной задачи;

2. как аналитические решения, так и численные расчеты не зависят от величины модуля упругости среды E' , когда исследуемым параметром являются сжимающие вдоль оси действия струи деформации σ_{zz} ;

3. динамическое решение, фиксирующее максимальные значения напряжений, показывает, что сильные акустические волны, возникающие после резкого включения струи, увеличивают зону действия струи в 1,5-2 раза.

Результаты численного исследования позволяют рассмотреть и такой практически важный параметр, как время выхода на стационарный режим величины давления в зоне взаимодействия струи с тканью.

Рассмотрение задачи о воздействии струи на торец образца биоткани в виде цилиндра постоянного диаметра показало, что на расстоянии от поверхности $\approx 1,5$ радиуса образца устанавливается решение в виде постоянного сжимающего напряжения, равного $P_{обр}$, которое далее не меняется вдоль образца. Точка выхода на постоянное значение слабо зависит от $R_{обр}/R_o$. Это также справедливо, если образец окружен средой с относительно малым модулем Юнга (интересный с практической точки зрения случай, моделирующий фрагмент кости, окруженный мышечной тканью).

Результаты модельных исследований, дополненные экспериментальными данными, позволяют выработать практические рекомендации по созданию специализированной медицинской техники для гидродинамической инцизии минерализованных биологических тканей [11-12].

ЛИТЕРАТУРА

1. Плетнев С.Д., Абдуразаков М.Ш. Сравнительная характеристика операций, произведенных при помощи лазера, электроножа и хирургического скальпеля в эксперименте. - Экспериментальная хирургия, 1976, №5, с.4-6.
2. Брюсов П.Г., Кудрявцев Б.П. Плазменная хирургия. - М.1995. 118с.
3. Aro H., Kallioniemi H., Aho A.J., Kellokumri-Lehtinen P. Ultrasonic device for bone cutting. - Acta Orthop. Scand., 1981, vol.52, p.5-10.
4. Николаев М.П., Ульянов Ю.П., Кутин Г.А., Дебрянский В.А., Лейзерман М.Г., Поляков С.В. Возможности радиохирургии в оториноларингологии. Международный медицинский журнал, 1998, 11-12, с. 933-935.
5. Розанов В.В. Инструменты и методы разделения биологических тканей в клинике и эксперименте. Медицинская физика, 2001, №11, с. 83-84
6. Розанов В.В., Сысоев Н.Н. Новый хирургический инструмент – гидроскальпель. Исследования, разработки, перспективы. Международный медицинский журнал, 2000, №4, с.362-370.
7. Кудряшов Ю.И., Розанов В.В., Сысоев Н.Н., Усков Л.Ф. О формировании ударно-волновых полей с заданным распределением параметров. - "Физика" сб.статей по Программе "Университеты России" М., Изд. Моск. Ун-та, 1994, с.137-149
8. Кудряшов Ю.И., Розанов В.В., Сысоев Н.Н., Усков Л.Ф. Численное исследование нелинейных задач взрывных технологий. - Известия ВУЗов. Прикладная нелинейная динамика, 1996, т.4, №1, с.81-90.
9. Седов Л.И. Механика сплошной среды. - М.: Наука, 1970, т. 1-2.
10. Бураго Н.Г., Кукуджанов В.Н. Решение упругопластических задач методом конечных элементов. Пакет прикладных программ "Астра". - Препр. ИПМ АН СССР, М., 1988. № 326, 63 с.
11. Денисов-Никольский Ю.И., Матвейчук И.В., Розанов В.В., Кудряшов Ю.И., Эйхенвальд Э.В. Возможности применения гидродинамических методов для изготовления костных имплантатов. – Биомедицинские технологии, вып.24, М., 2006
12. Розанов В.В., Денисов-Никольский Ю.И., Матвейчук И.В., Ложкин О.В., Эйхенвальд Э.В., Осипенкова Т.К., Омельяненко Н.П., Северин А.Е. Гидродинамические технологии в биологии и медицине.–Технологии Живых Систем, 2005, т.2, №4-5, с.28-40.

THE SIMULATION OF BONE TISSUE HYDRODYNAMIC INCISION PROCESSES

V.V. Rozanov, Yu.I. Kudryashov, I.V. Matveychuk, N.N. Sysoev

Moscow State University n.a. M.V.Lomonosova, Scientific and Information Methodical
Centre " Basis ",

Research and Educational Methodical Center of Biomedical Technologies VILAR, Moscow
e-mail: vrozanov@mail.ru

The evaluation of efficiency of high energy liquid jet destructive action on the biological tissue was made in the context of model located load on a homogeneous half-space with compact bone tissue mechanical properties and distributed one. The maximal depths of cut for the both cases were obtained in working ranges of hydroscalpel parameters. The analytical treatment and numerical computation of deformation and tension fields in biological tissues with various geometry and physical properties under action of different high energy jets were carried out.

The program of shock wave field computing in solid medium mechanics tasks was used for numerical investigation of non-static task. The solution of dynamic task shows that strong acoustic waves appeared after jet have been switched on sharply increase double the jet action area.

ПОСТРОЕНИЕ АВТОМАТИЗИРОВАННОЙ БИОТЕХНИЧЕСКОЙ СИСТЕМЫ ОСТЕОСИНТЕЗА С УЧЕТОМ ИДИВИДУАЛЬНЫХ ОСОБЕННОСТЕЙ ЧЕЛОВЕКА

Т.А. Патрина, М.В. Марков

Санкт-Петербургский Государственный Электротехнический Университет
(СПбГЭТУ) «ЛЭТИ» им. В.И.Ульянова, Санкт-Петербург

e-mail: nessionok@yandex.ru

С момента появления и внедрения в медицинскую практику первых фиксаторов и до недавнего прошлого разработка новых фиксирующих конструкций осуществлялась сугубо на основе опыта и интуиции врачей. В большой степени эта тенденция сохранилась и сейчас. Естественно, что такой подход снижает экономическую и социальную эффективность таких разработок, поэтому проектирование и внедрение новых фиксирующих систем затруднено.

Таким образом, можно сделать вывод, что проектирование изделий медицинской техники необходимо осуществлять в специализированной программной системе, автоматизирующей учет особенностей строения человеческого организма и предоставляющей средства по разработке устройства, его виртуального испытания и автоматизированной подготовки конструкторской документации.

В настоящее время не существует реализаций таких систем. Поэтому являются актуальными формирование научной основы построения автоматизированной биотехнической системы индивидуального остеосинтеза, разработка архитектуры системы и реализация ее подсистем.

В статье пойдет речь о построении и реализации системы BioMediCAD, включающая основные части, а именно: общесистемное ядро, базу данных моделей; подсистемы формирования моделей костей, механических конструкций и биомеханических систем; подсистему расчета и визуализации результатов.

Процесс разработки информационного обеспечения биотехнической системы (БТС) остеосинтеза в терминах PRO-сетей [1, 2, 3] показан на рис. 1.

Для упрощения диаграммы, представляющей процесс проектирования, не показаны зависимости процедур T2 и T5 от информации, отражающей индивидуальные физиологические особенности пациента. Перечисленные проектные процедуры требуют контроля со стороны человека и носят интерактивный, диалоговый характер. БТС имеет в

своем составе базу данных биомеханических систем, соответственно, необходимые модели уже могут находиться в базе данных, поэтому шаги создания моделей устройств, костей и описания патологии костей могут быть пропущены. Анализируя рис. 1. можно сделать вывод, что можно существенно упростить и сократить процесс разработки. Поэтому ведение базы данных моделей является необходимым требованием к функциям автоматизированной БТС индивидуального остеосинтеза.

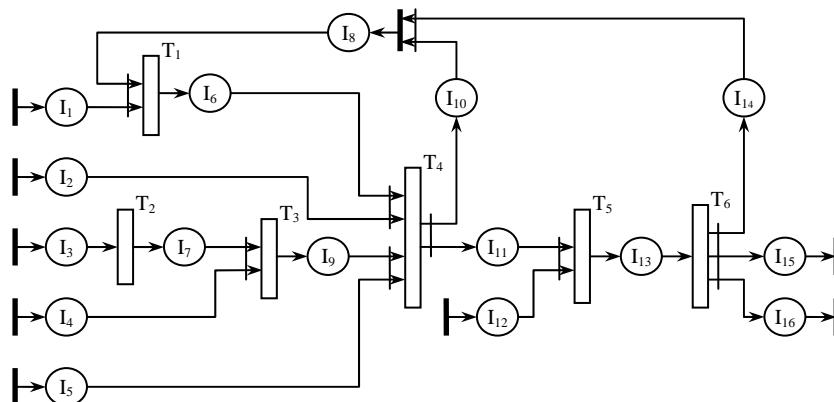


Рис. 1. Процесс разработки БТС индивидуального остеосинтеза.

На рис. 1. использованы следующие обозначения:

- | | |
|-------------------------------------------------------------------------------------------|----------------------------------------------------------------------------------------|
| I ₁ – задание на построение фиксатора; | I ₁₃ – расчетная модель системы кость – фиксатор; |
| I ₂ – описание модели фиксатора в базе данных; | I ₁₄ – анализ и интерпретация результатов расчета системы кость – фиксатор; |
| I ₃ – данные для создания моделей костей и суставов; | I ₁₅ – визуализация результатов расчета; |
| I ₄ – описание моделей костей и суставов в базе данных; | I ₁₆ – подготовка документации; |
| I ₅ – описание патологии костей в базе данных; | T ₁ – процедура моделирования механического устройства; |
| I ₆ – модель фиксатора; | T ₂ – процедура моделирования костей и суставов; |
| I ₇ – модели костей и суставов; | T ₃ – процедура описания патологии костей; |
| I ₈ – корректированное задание на построение фиксатора; | T ₄ – процедура формирования модели кость – фиксатор; |
| I ₉ – описание патологии костей; | T ₅ – процедура задания нагрузок на систему кость – фиксатор; |
| I ₁₀ – анализ и интерпретация результатов построения системы кость – фиксатор; | T ₆ – процедура расчета системы кость – фиксатор. |
| I ₁₁ – модель системы кость – фиксатор; | |
| I ₁₂ – описание модели кость – фиксатор в базе данных; | |

Характерной чертой моделей, используемых в БТС индивидуального остеосинтеза, является их параметризация, которая подразумевает под собой зависимость численных значений атрибутов моделей от некоторых параметров, учитывающих особенности строения человеческого организма: рост человека, масса тела, возраст, половая принадлежность, наличие остеопороза и степень его прогрессирования.

Подсистемы формирования моделей костей, механических конструкций и биомеханических систем, а также подсистема расчета и визуализации результатов реализованы с использованием прикладного программного интерфейса, предоставляемого САПР NX 3.0 фирмы UGS Corp. При этом достигнуто повторное использование программного кода, сокращено время и стоимость разработки подсистем и достигнуто высокое качество программного обеспечения. Вместе с тем сохраняется возможность иной

реализации подсистем, что обеспечивает гибкость настройки БТС и ее адаптации для решения новых задач проектирования. В качестве СУБД для базы данных моделей используется Microsoft SQL Server 2000.

Учитывая форму костей, предлагается описывать форму костей посредством построения поверхности твердого тела на основе набора сечений, представленных в виде сплайнов (рис. 2.).

Основанием для выбора такого подхода является относительная легкость получения сечений костей на основе данных, полученных с помощью компьютерных томографов.

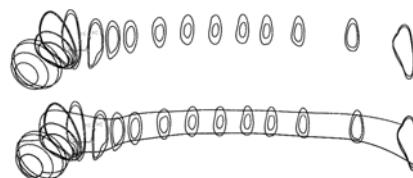


Рис. 2. Представление модели бедренной кости (Femur) в виде сечений.

Построенная модель системы кость – эндопротез бедренной кости учитывает анатомическое положение участков кости, образованных компактной и губчатой костными тканями. Также учитывается положение и форма костномозгового канала. Правильный выбор определяет успешность проведения операции по его установке и эффективность его работы в организме человека.

Для обеспечения надежной работы эндопротеза, не приводящей к разрушению кости и выдерживающей физиологически нагрузки, картина напряжений и деформаций в эндопротезированной кости должна сохраняться. С помощью реализованной подсистемы расчета исследовано напряженно-деформированное состояние сформированной модели. Пример автоматического разбиения модели на конечные элементы показан на рис. 3.

На рис.4. показан срез кости, видно, что в верхней части кости, равной по длине ножке эндопротеза, напряжение практически постоянно, но скачкообразно возрастает ниже ее. Также видно, что напряжения в слое цемента весьма небольшие. На основе полученных результатов расчета можно сделать вывод, что рассмотренная модель эндопротеза не в достаточной мере повторяет амортизирующие свойства здоровой кости, поэтому его применение может вызвать осложнения.



Рис. 3. Конечно-элементная сетка моделей системы кость, эндопротез и кость – эндопротез.

Рис. 4. Напряженно-деформированное состояние поведения в слое цемента.

На рис.5. видно, что зоны наибольшего напряжения сосредоточены в районе шейки бедра и ближе к нижней части кости. Отсутствие пиков скачков деформаций и напряжений в модели характеризует ее оптимальное строение и поведение. Результаты расчетов системы методом конечных элементов повторяют результаты, получаемые при изучении поведения реальной бедренной кости при подобных нагрузках, что говорит о достоверности полученных результатов [4, 5].

Таким образом, система BioMediCAD позволяет разрабатывать протезно-ортопедические изделия и оценивать их применимость для лечения конкретных повреждений костей.

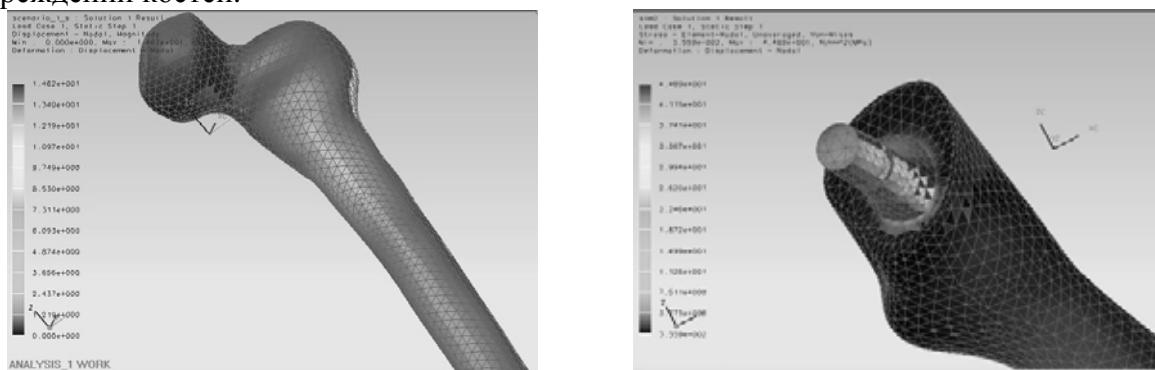


Рис. 5. Напряженно-деформированное состояние поведения при стоянии на одной ноге бедренной кости человека массой 80кг (отсутствует остеопороз).

Результаты:

1. Предложена архитектура программного обеспечения БТС индивидуального остеосинтеза, отличающаяся наличием инвариантной части, обеспечивающей возможность развития и адаптации системы к новым задачам проектирования путем добавления описаний моделей костей, суставов и механических конструкций.

2. Разработано общесистемное ядро системы, управляющее процессом проектирования, инвариантное по отношению к используемым проблемно-ориентированным подсистемам и отличающееся наличием единого прикладного программного интерфейса.

3. Предложено оригинальное информационное обеспечение БТС, включающее в себя программную объектную модель универсального описания биомеханических систем, которая позволяет рассматривать биологические объекты, такие как кости, мышцы и сухожилия, аналогично механическим объектам, и учитывающую характер взаимодействия объектов биомеханической системы.

Дальнейшее развитие:

1. Совершенствование способов описания биомеханических свойств органов и систем человека с точки зрения представления их в виде, пригодном для использования в БТС.

2. Разработать централизованный банк моделей биомеханических систем и их компонентов, обеспечивающий поддержку параметризации моделей в зависимости от индивидуальных особенностей человеческого организма.

3. Создание диалогового интерфейса проблемно-ориентированных подсистем для расширения круга пользователей с различным уровнем квалификации, заинтересованных в решении разных задач (например, инженеров-проектировщиков и медиков).

ЛИТЕРАТУРА

- Павлюк, О. В. Обзор некоторых способов формального описания диалоговых систем / О. В. Павлюк. – УС и М. – 1983. – № 6. – С. 74 – 78.
- Питерсон, Дж. Теория сетей Петри и моделирование систем / Дж. Питерсон; пер. с англ. – М.: Мир, 1984. – 264 с.
- Strelnikov Y. N., Pulkis G., Dmitrevich G. D. An approach to CAD system performance evaluation. – Int. J. of Man Machine Studies, Voo. 21, No. 5, Nov, 1984, pp. 429 – 444.
- Huiskes R, Weinans H, Van Reitbergen B. The relationship between stress shielding and bone resorption around total hip stems and the affect of flexible materials. Clin. Orthop., 1992; 272, 124-134.
- Zienkiewicz OC, Taylor RL. The finite element method 5th ed. Oxford, UK: Butter worth-Heinemann, 2002.

CONSTRUCTION OF THE AUTOMATED BIOTECHNICAL SYSTEM OF THE OSTEOSYNTHESIS IN VIEW OF INDIVIDUAL FEATURES OF THE PERSON

T.A. Patrina, M.V. Markov

The St.-Petersburg State Electrotechnical University (SPbGATU) «LETI», St.-Petersburg
e-mail: nessionok@yandex.ru

In clause there is a speech about construction and realizations of supply with information BTS of the individual osteosynthesis, including program objective model of the universal description of biomechanical systems which allows to consider biological objects, such as bones, muscles and sinews, to similarly mechanical objects, and to consider character of interaction of objects of biomechanical system. The centralized bank of models of biomechanical systems and their components on an example of a femur of the person, providing support of parametrization of models depending on specific features of a human body is shown. The system is adapted for a wide range of users with the various skill level, the different problems interested in the decision (for example, engineers-designers and physicians).



МОДЕЛИРОВАНИЕ УСТОЙЧИВОЙ ХОДЬБЫ ЧЕЛОВЕКА

А.Л. Калабин

Тверской государственный технический университет, Тверь
e-mail: kalabin@tstu.tver.ru

В основе всех видов движений человека лежит управляемая работа его двигательного аппарата. При резком уменьшении силы трения человек теряет равновесие и возможно происходит падение. Данные травмпункта 6-ой городской больнице г. Твери показали, что в 2006 году - за медицинской помощью от падений в гололёд обратилось 665 человек, это составляет 4,88% от всех первичных больных; в 2005 соответственно 286 человек - 2,4%; в 2004 - 1300 человек - 9%; в 2003 - 1391 человек - 9%. Масштабность явления обуславливает актуальность его исследования.

Известен ряд механических средств для предотвращения падения в периоды сезонных гололедов. К ним относятся: пластырь Р.Л. Гроховского, тычек [1], противоскользящий задник А.Г. Дворяндова [2].

Выделив основные факторы, влияющие на вероятность падения, возможно, предупредить наиболее вероятные случаи падения человека на различных поверхностях, что дает возможность уменьшить, связанный с этим травматизм. Среди этих факторов возможно выделить длину одного шага естественной ходьбы, которая определяются ростом человека, и которой он может сознательно управлять. Ко второй группе факторов относятся характеристики поверхности, по которой происходит движение: коэффициент трения, углы наклона поверхности движения. В данной работе рассматриваются взаимосвязь параметров из этих двух групп с целью определения диапазона значений, обеспечивающих устойчивую ходьбу человека.

Известна взаимосвязь роста человека R с длиной его одного шага S

$$S = (R/4) + 0,37, \quad (1)$$

и длиной подошвы L

$$L = \frac{R_{M(\mathcal{K})} * 15,8(15,5)}{100}. \quad (2)$$

Определим условия устойчивой ходьбы человека исходя из анализа динамики голеностопного звена при ходьбе человека, проведенного в [3]. Для анализа сила тяжести раскладывается на две составляющие: вдоль голени и в перпендикулярном направлении. Сила трения равна силе нормального давления умноженная на коэффициент трения f .

Условие устойчивости на горизонтальной поверхности состоит в том, что сила трения больше силы тяжести в перпендикулярном направлении голени,

$$f \geq 1 / \cos \alpha. \quad (3)$$

Где α - угол между направлением силы тяжести и ее составляющей, направленной вдоль ноги.

Из этого соотношения (3) определим зависимость предельной длины шага устойчивой ходьбы человека L_{m1} от роста человека при различных значениях коэффициента трения f . На рис. 1 приведена эта зависимость для различных поверхностей движения: 1- гладкий лед, покрытый слоем снега $f=0,02$; 2- гладкий лед при температуре воздуха около 0 С или гладкий мокрый пол $f=0,1$; 3- сухой гладкий пол $f=0,25$; 4- сухой асфальт $f=0,4$.

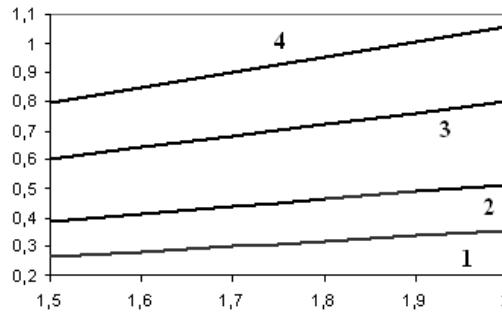


Рис. 1

Условие устойчивой ходьбы на наклонной поверхности, при угле наклона поверхности движения к горизонту β , состоит в том, что сила трения больше силы тяжести вдоль голени:

$$f < \operatorname{tg}(\alpha + \beta). \quad (4)$$

Из этого соотношения возможно определить зависимость предельной длины шага человека L_{21} от коэффициента трения f при заданном β или от β при заданном коэффициенте трения f .

Условие устойчивой ходьбы на наклонной поверхности, при угле наклона поверхности движения вправо или лево от направления движения γ , состоит в том, что сила трения больше силы тяжести в перпендикулярном направлении голени (вправо или влево):

$$f < \operatorname{tg} \gamma. \quad (5)$$

Из этого соотношения возможно определить зависимость предельной длины шага человека L_{m3} от коэффициента трения f при заданном γ или от γ при заданном коэффициенте трения f .

Уменьшение длины шага повышает устойчивость ходьбы. В работе предложена оценка зависимости предельной длины шага устойчивой ходьбы человека L_m от роста человека из условий устойчивости для различных поверхностей движения, которые характеризуются коэффициентом трения f .

ЛИТЕРАТУРА

1. RU 2020842 C1, A 43 C 15/00, 15.10.1994
2. А.с. № 1759395, А 43 C 15/00....
3. В. Балакин. Роль трения при ходьбе Наука и жизнь" № 10, 1997 г.

SIMULATION OF STEADY WALKING OF A PERSON A.L. Kalabin

Tver State Technical University, Tver
e-mail: kalabin@tstu.tver.ru

Diminution of length of a step increase stability of walking. The work offers the dependence estimations of a steady walking person step's limiting length from person's height from conditions of stability for various surfaces of movement which are characterized by constant of friction.



**РАЗРАБОТКА И ЛАБОРАТОРНО-СТЕНДОВЫЕ ИСПЫТАНИЯ
МЕХАТРОННОГО ИМПЛАНТИРУЕМОГО ПРИВОДА ИСКУССТВЕННОГО
СЕРДЦА**

А.В. Жданов, Л.В. Беляев, Е.А. Новикова

Владимирский государственный университет, Владимир

Сердечно-сосудистые заболевания занимают первое место среди причин смерти. Современная кардиология все настойчивее ставит вопрос о расширении применения технических средств и устройств частично или полностью, временно или постоянно замещающих насосную функцию пораженного сердца. В последние десятилетия параллельно с трансплантацией бурно развивается одно из новых направлений в технике и медицине – создание искусственных органов. В решении этой проблемы можно выделить два основных направления:

1) постоянная замена естественного органа протезом, полностью заменяющим насосную функцию сердца и способного длительные годы поддерживать кровообращение – искусственное сердце (ИС);

2) временная замена функции на период лечения сердца до восстановления его функциональной способности. К последнему направлению относятся методы временной помощи сердцу и замены его нагнетательной функции механическими устройствами, объединенными понятием «вспомогательное кровообращение» (ВК).

Вспомогательное кровообращение основано на лечении сердечной недостаточности с помощью механических устройств, подключаемых к сердечно-сосудистой системе и функционирующих параллельно с естественным сердцем до восстановления адекватной сократительной способности миокарда. После этого ВК прекращается. В качестве искусственных систем вспомогательного кровообращения (ИСВК) в настоящее время нашли клиническое применение системы Heart Mate LVAS, Thoratec VAD (Thoratec, США), Novacor LVAS (World Heart Inc, США), AbioCor (Abiomed, США), Arrow LionHeart (Hershey Medical Center, США), INCOR (Berlin Heart AG, Германия) и др. Остро стоит вопрос создания российских вариантов таких систем для применения в ведущих кардиологических клиниках в количествах, удовлетворяющих запросы отечественной медицины. Применение искусственных систем поддержки кровообращения в клинической практике ставит задачу создания ИСВК, способных длительное время обеспечивать кровообращение с заданной гемодинамикой. Их создание, в свою очередь, основано на применении компактных и надежных механизмов и приводов, способных длительно поддерживать кровообращение в условиях ограниченного теплоотвода и длительного контакта с кровью. В предлагаемой работе приведено описание конструкции мехатронного модуля привода искусственного сердца выполнен на базе бесконтактного моментного двигателя с механическим преобразователем вращательного движения в возвратно-поступательные циклические перемещения выходного штока – планетарный роликовинтовой механизм (РВМ).

Деятельность сердца протекает в виде периодически повторяющихся циклов. В каждом цикле происходит сокращение желудочка и изгнание крови из него (систола) и расслабление желудочка и наполнение сердца (диастола). В терминах технической механики это означает, что выходные элементы привода ИСВК должны совершать возвратно-поступательное движение с частотой 1...2 Гц (соответствует пульсу 60...120 мин⁻¹), преодолевая усилие на штоке около 100 Н (соответствует давлению 120 мм рт. ст.). В клинической практике широко используются имплантируемые желудочки сердца, содержащие диафрагменный насос и привод, состоящий из электродвигателя и преобразователя вращательного движения ротора в поступательное движение толкателя.

Мехатронные модули наиболее полно удовлетворяют требованиям, предъявляемым к таким устройствам. Это объясняется более высоким КПД, меньшими массогабаритами, большей надежностью и долговечностью по сравнению с гидро- и пневмоустройствами.

Применение мехатронных модулей позволяет создавать автономные компактные системы искусственного кровообращения (ИК) вместо стационарных центров.

Мехатронный модуль привода искусственного сердца выполнен на базе бесконтактного моментного двигателя на постоянных магнитах, в полый ротор которого встроен механический преобразователь вращательного движения в возвратно-поступательные циклические перемещения выходного штока – планетарный роликовинтовой механизм (РВМ). Электрическая машина работает в режиме вентильного двигателя, при этом электронная коммутация обмоток фаз обеспечивается датчиком положения ротора, выполненного на элементах Холла. Многопарность контакта в сопряжениях резьб РВМ позволяет получить высокие характеристики по нагрузочной способности, жесткости, редукции и КПД при малых массе и габаритах и короткой кинематической цепи.

В крайних положениях ход штока ограничен конечными выключателями на базе транзисторных оптопар, что позволило приблизить габариты привода к естественным габаритам сердца. К хвостовикам винта крепятся толкатели, которые воздействуют на мембранны искусственных желудочков. Возвратно-поступательное движение мембран создает давление для перекачивания крови.

Исполнение привода в виде модуля значительно улучшает характеристики всего устройства системы искусственного кровообращения. Внешний вид модуля представлен на рис. 1.



Рис. 1. Внешний вид модуля системы вспомогательного кровообращения и искусственного сердца (без системы управления) (1 - электромеханический модуль, 2 – искусственный желудочек сердца, 3 – кабель для подключения системы управления, 4 – толкатель, мембрана искусственного желудочка сердца).

Предлагаемая конструкция обеспечивает следующие технические характеристики:

- ресурс непрерывной работы в течение 10 тыс. часов при частоте пульсации 60 - 180 циклов в минуту;
- ход штока ± 10 мм при максимальном усилии 100 Н;
- габариты - диаметр 55 мм, длина 45 мм;
- масса 280 г;
- питание привода от аккумуляторных батарей с напряжением 12 В.

Отличительными особенностями данного привода являются пониженные вибративность и создаваемый шум.

Разработанная система управления мехатронным приводом ИС состоит из следующих функциональных узлов: управляющая микроЭВМ, блок управления электродвигателем и пульт управления.

Функциональная схема системы управления представлена на рис.2.

В качестве управляющей микроЭВМ используется однокристальный восьмиразрядный микроконтроллер AT 89S8252, производимый фирмой ATMEL. Основная задача микроконтроллера (МК) – управление двигателем по заданному алгоритму.

В приводе используется бесколлекторная синхронная трехфазная машина, работающая в режиме вентильного двигателя. Для коммутации обмоток двигателя применен силовой трехфазный транзисторный мост СРВ362М4U. Мостовое соединение ключей и обмотки двигателя позволяет получать биполярное напряжение на обмотке при однополярном

источнике питания. В качестве таких ключей используется мощные биполярные транзисторы с изолированным затвором IGBT. Их хорошие токовые характеристики и относительно высокие частотные свойства позволяют питать двигатель при несущей частоте широтно-импульсной модуляции (ШИМ) 16...20 кГц. Для согласования управляющих выходных сигналов микроконтроллера с входами силового моста применен драйвер IR2133S. Драйвер и силовой мост выпускаются фирмой International Rectifier. Драйвер выполняет также функцию защиты от перегрузок по току. В качестве датчика тока используется шунт R14. При превышении тока выше допустимого драйвер закрывает транзисторные ключи и отключает двигатель, а также выдает информацию об аварийном состоянии в МК.

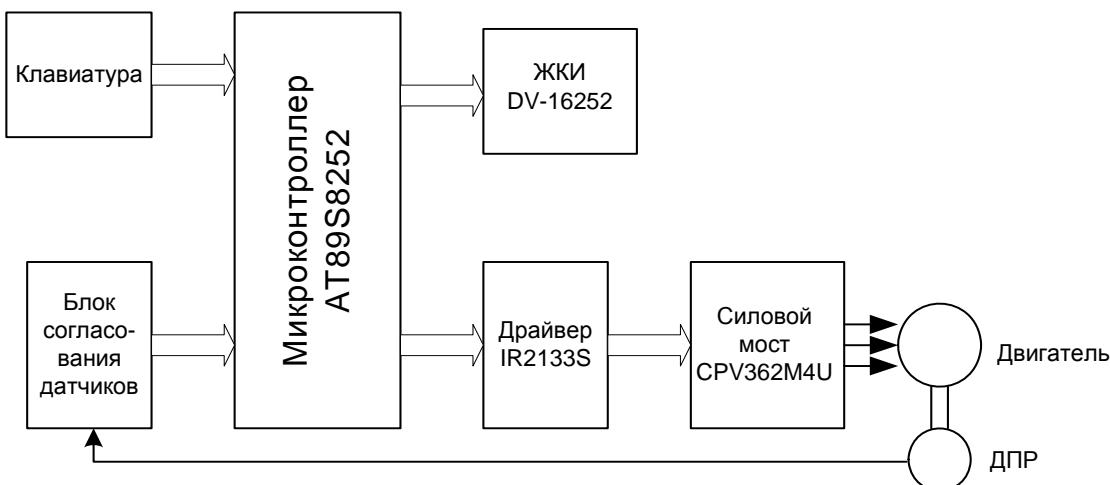


Рис. 2. Функциональная схема системы управления мехатронным приводом ИС

Коммутацию обмоток двигателя необходимо осуществлять в последовательности, определяемой положением постоянных магнитов ротора относительно фазных обмоток статора. Эта информация снимается тремя датчиками положения ротора (ДПР) с фаз U, V, W, выполненными на датчиках Холла, которые установлены непосредственно на электродвигателе. Сигналы с датчиков поступают на входы МК P2.2, P2.1, P2.0. МК по полученной информации с ДПР осуществляет выдачу управляющих сигналов на драйвер силового моста для соответствующей коммутации обмоток двигателя. Элементы DD1 служат для организации прерывания программы при изменении состояния ДПР. Это применяется для того, чтобы освободить МК от постоянного опроса состояний ДПР.

Изменение направления вращения двигателя осуществляется по сигналам с конечных выключателей SQ1 и SQ2. Они также работают в режиме прерывания. Для регулирования скорости вращения МК соответствия с запрограммированным алгоритмом генерирует ШИМ-сигналы для силовых ключей. В начале работы, при включении системы управления, осуществляется настройка аппаратных и программных устройств микроконтроллера (таймера, портов ввода-вывода, системы прерываний, внутренних регистров). Далее система управления переходит в режим управления двигателем, а также ожидания приема команды от пульта управления.

На рис. 3 показан пульт управления, который состоит из кнопочного пульта 1 из 16 клавиш (10 цифровых и 6 функциональных) и двухстрочного алфавитно-цифрового жидкокристаллического индикатора (ЖКИ) 2 DV-16252. На индикацию выводится информация о режимах работы ИСВК (производительность насоса, л/мин; объем выброса, мл; необходимость подзарядки батарей), значения параметров управления (частота сердечных сокращений, мин⁻¹; отношение систола/диастола). С помощью клавиатуры возможно изменение этих параметров.

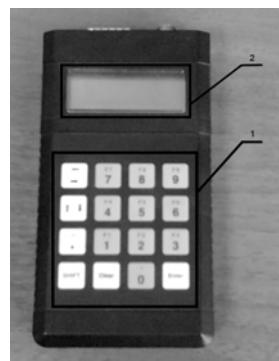


Рис.3. Внешний вид пульта управления: 1 – кнопочный пульт; 2 – жидкокристаллический индикатор

С целью экспериментальной проверки эффективности насосной функции разработанной конструкции ИСВК в НИИ трансплантологии и искусственных органов был проведен комплекс испытаний. Определение производительности ИСВК проводилось на двухконтурном гидродинамическом стенде, имитирующем большой и малый круги кровообращения. Каждый контур которого состоит из двух резервуаров, один из которых заполняется дистиллированной водой с 10% содержанием физиологического раствора, что необходимо для получения показаний электромагнитного расходомера. В другом – создается вакуум с целью обеспечения начального противодавления. Для визуального контроля процесса стенд выполнен из прозрачного материала (оргстекла). Также в состав стенда входят входная и выходная магистрали, переменного гидравлического сопротивления и регистрирующая аппаратура (датчики давления, электромагнитные расходомеры). При проведении гидродинамических испытаний изменялось давление на выходе, частота пульсации и проводился замер производительности. Результаты гидродинамических испытаний сведены в таблицу.

Таблица.

Результаты гидродинамических испытаний ИСВК

Давление на выходе, мм рт. ст.	Производительность, л/мин
Частота 60 уд/мин	
60	3,2
80	2,8
100	2,7
120	2,5
Частота 80 уд/мин	
60	4,7
80	4,2
100	4,0
120	3,8
Частота 100 уд/мин	
60	5,4
80	5,3
100	4,8
120	4,0

Результаты проведенных испытаний свидетельствуют о том, что разработанная конструкция модуля удовлетворяет медико-техническим требованиям, обеспечивая требуемый расход.

DEVELOPMENT AND LABORATORY TESTS OF MECHATRONIC IMPLANTABLE ARTIFICIAL HEART DRIVE

A.V. Zhdanov, L.V. Beljaev, E.A. Novikova
Vladimir State University, Vladimir

This report surveys an artificial blood circulation service systems in clinical practice. It strongly demands compact and reliable mechanisms and drives able for a long time blood circulation support with certain dynamics.



СЕКЦИЯ 4
«НОВЫЕ ИНФОРМАЦИОННЫЕ И ТЕЛЕКОММУНИКАЦИОННЫЕ
ТЕХНОЛОГИИ В МЕДИЦИНЕ И ЭКОЛОГИИ»

**COMPRESSED IMAGE CODING WITH PROTECTION
FROM DECOMPRESSION**

B. Assanovich, N. Kiseleva

UO «Grodno university it. J.Kupaly », Grodno, Belarus
e-mail: bas@grsu.by; nadaliya@mail.ru

1. Introduction.

Many communication scenarios to send/receive medical images use encryption schemes to protect data transferred [1]. As soon as the multimedia data such as image and video records contain a large amount of redundancy, the special compression methods are used to compress information sent from Transmitter to Receiver. Further, we exploit the terms Plain Text and Cipher Text to determine the original (already compressed) data and encrypted (protected by some cipher key) data correspondently. Huffman coding is one of the most popular and effective methods that is applied to compress JPEG and MPEG files.

In this paper, we shall develop a coding scheme in context of its application to encrypt JPEG image as the example of compressed data or Plain Text. We propose a rather simple encryption scheme based on the pseudo random insertion of quite small amount of redundancy into Plain Text considering it as source with symbols of equal probabilities (equiprobable symbols). We also calculate the efficiency of proposed coding method with the use of approach from information theory and show its possible practical application to encrypt the image files.

2. Meta Source Code Construction.

It is known that if we have source symbols with equal probabilities, the resulting Huffman code [3] will have codewords that differ at most by one code symbol from each other. Further, it will be shown that as soon as the Plain Text represented as a Meta Source we could use this algorithm for encryption.

Let A be the alphabet, consisting of N_0 symbols (bits in the binary case), n be the number of source symbols of Meta Source that we wish to encode. The initial code set $S_0 = A$, and correspondingly, S_i denotes the code set obtained after i iterative construction steps.

We further denote by w'_i any arbitrary codeword, by $|w'_i|$ its length, by w''_i a codeword from S_i that is of minimum length (i.e., for which there are no shorter codewords in S_i), and by w''''_i a codeword from S_i of maximum length. We will see that for the code sets under consideration here, $|w''''_i| = |w'_i| + 1$ or $|w''''_i| = |w'_i|$ if the code set is a block code.

If we delete any word w_0 from S_0 , add it as a prefix to a copy of each of the N_0 code symbols from S_0 , then we get a prefix-free code set S_1 with $N_1 = (N_0 - 1) + N_0$ codewords. We may repeat this step using the following algorithm, starting from a set at level i :

1. choose a w'_i , 2. $S_{i+1} = w'_i S_0 \cup S_i \setminus w'_i$, where $w'_i S_0 = \{x \mid x = w'_i z, z \in S_0\}$, 3. if the number of codewords in S_{i+1} is smaller than n , increment i and goto step 1, otherwise continue, 4. if the number of codewords in S_{i+1} is larger than n , delete codewords of length $|w''''_i|$ until the code set contains exactly n codewords.

The number of codewords in S_i , N_i may be recursively determined as

$$N_i = N_{i-1} + N_0 - 1. \quad (1)$$

or directly as

$$N_i = N_0(i+1) - i. \quad (2)$$

We note that the code sets thus constructed are complete, i.e., any sufficiently long stream of symbols from A has a decoding over any S_i . Table 1 illustrates the construction of such a variable-length code based on a binary channel alphabet $A = \{0,1\}$. The above described algorithm may be “shortened” as follows:

1. generate the complete block code of all codewords of length $|w'_i| = \lfloor \log_{N_0} n \rfloor$.
2. apply the previous algorithm starting from this set.

In our example in Table 1, using the shortened algorithm is equivalent to first creating S_2 directly as a block code and then finishing the algorithm as previously discussed.

Table 1: Example of S_5 code set construction

S_0	S_1	S_2	S_3	S_4	S_5
0	\emptyset				
1	1	‡			
	00	00	00		
	01	01	01	01	
		10	10	10	10
		11	11	11	11
		000	000	000	
		001	001	001	
		010	010		
		011	011		
		100			
		101			

Further, in this paper we shall consider the construction of complete prefix codes only. Taking this into account, we may now calculate the average codeword length for a source with n symbols. At some levels of the algorithm, the code set may be a block code (e.g., the set S_2 in Table 1). The efficiency of coding can be calculated from the following theorem [4].

Theorem 1. The average codeword length $L_{N_0}(n)$ of a code for source with n symbols of equal probability is given by

$$L_{N_0}(n) = \lfloor \log_{N_0} n \rfloor + \frac{1}{n(N_0-1)} \left\{ N_0 \left(n - N_0^{\lfloor \log_{N_0} n \rfloor} \right) \right\} \quad (3)$$

Corollary: In the binary case, where $N_0 = 2$ (3) simplifies to Krichevski's result [2]:

$$L_2(n) = \lfloor \log_2 n \rfloor + \frac{2}{n} \left(n - 2^{\lfloor \log_2 n \rfloor} \right) \quad (4)$$

3. Block-based encryption.

A known encryption method [1,5] of XOR-ing the bits of Huffman coded data with the use of PN-sequence of length $k = 2^m - 1$ is a quite weak protection scheme with complexity $O(k)$ as soon as the opponent can get the key after partitioning the encrypted data of length $2\log_2(k+1)$ bits only [8].

We increase the level of encryption with the use of bit insertion from prefixes into the blocks of fixed length of k bits. Then we make blocks of a fixed length k [6] from series of codewords. The chosen numbers n and k may be extended to vectors $n = [n_1, \dots, n_N]$, $k = [k_1, \dots, k_K]$ and could be used as secret keys. Obviously the cipher strength of system will depend on the number of random bits inserted. The average value of it may be found from the following theorem.

Theorem 2. (Main Result). The average number $R_2(k)$ of inserted bits into blocks composed from symbols with probabilities $\frac{1}{n}$ and average codeword length $L_2(n)$ of Meta source with $n = 2^{s+1} - 1$ symbols is given by

$$R_2(n) = \frac{(s+1)^2 n - \{2s+1 + nL_2(n)\}}{2nL_2(n)} \quad (6)$$

where $s = \lfloor \log_2(n) \rfloor$ and

$$L_2(n) = s + \frac{2}{n}(n - 2^s) \quad (7)$$

4. Experiments and conclusions.

The result of Theorem 2 may be also used to evaluate the effort of an attacker to break the code by a decryption of compressed data by calculation the Levenstein distance [9] between Plain Text and Cipher Text and apply an algorithm [10] with complexity $O(k^2 - R_2(n)k)$. The practical application of method has been tested with JPEG image files demonstrated in Fig.1. Meta source from Table 1 and the value $k=64$ were used in block based conversion of data in standard Lena image file.



Fig.2. Lena image encryption with the insertion of random bits for Meta source from Table 1

The obtained results show that the construction of the codes, the evaluation of their efficiency and the application to encrypt images can be used in the area of information protection.

ЛИТЕРАТУРА

1. Schneier B. Secrets and Lies Digital Security in a networked World. J.Wiley and Sons, 2000.
2. Krichevski R. Compression and Search of Information. // Radio and Communication. Moscow, 1989. – 168 p.
3. Huffman D. A Method for the Construction of Minimum Redundancy Codes. // Proc. Inst. Radio Eng., 40, September 1952. – pp. 1098-1101.
4. Assanovich B., Guenther U. "Variable-Length Codes for Sources with Equiprobable Symbols", IEEE Proc. of ISITA 2000, November, Honolulu, USA, pp. 180-185.
5. Fraenkel A.S., Klein S.T. Complexity of Guessing Prefix Codes. // Algoritmica 12. 1994. – pp. 409-419.
6. Assanovich B.A. Forming Block Structures from Variable Length Codes. // Proc. of ISIT 2002, June-July, Lausanne. Switzerland. – P. 375.
7. Fraenkel A.S., Klein S.T. Robust Universal Complete Codes for Transmission and Compression.// Discrete Applied Mathematics 64. 1996. – P. 31-35.
8. Massey J. L., Shift-Register Synthesis and BCH decoding, IEEE Trans. Inf. Theory, 15:122-127, 1969.
9. Levenstein V. Binary Codes Capable of Correcting, Deletions, Insertions and Reversals. // Soviet Physics Doklady 6. 1966. – pp. 707-710.

10. Leusch G., Ueffing N., and. Ney H. 2003. A Novel String-to String Distance Measure with Applications to Machine Translation Evaluation. In Proceedings of MT Summit IX.

СЖАТИЕ КОДИРОВАННОГО ИЗОБРАЖЕНИЯ С ЗАЩИТОЙ ОТ ДЕКОМПРЕССИИ

Б. Ассанович, Н. Киселева

УО «Гродненский университет им. Я.Купалы», Гродно, Беларусь

e-mail: bas@grsu.by; nadaliya@mail.ru

New approach of compressed data encryption by the use of Meta source coding and further block based transformation with bit insertion to protect data from visualization while decoding is proposed. The added redundancy in data blocks is calculated and the practical application of encryption with the use of JPEG image processing is demonstrated.



ПРЕДОПЕРАЦИОННОЕ ПРОГНОЗИРОВАНИЕ РЕЗУЛЬТАТОВ ОПЕРАЦИЙ В ГЕРНИОЛОГИИ

Е.А. Лебедева

Санкт-Петербургский государственный электротехнический университет «ЛЭТИ» им.

В.И. Ульянова (Ленина), Санкт-Петербург

e-mail: lenlea@pisem.net

Проблема лечения грыж брюшной стенки до сих пор привлекает внимание хирургов всего мира [1,2]. Это можно объяснить большой распространностью данной патологии и частичной неудовлетворенностью результатами операций. Важность проблемы определяется также тенденцией к росту заболеваемости грыжами, отмечаемой в последнее время многими авторами. Это обусловлено увеличением числа людей пожилого и старческого возраста с присущими им хроническими заболеваниями органов дыхания и кровообращения, мочевыводящей системы, хроническими запорами, приводящими к периодическому повышению внутрибрюшного давления, а также болезнями обмена веществ (ожирение, сахарный диабет), что способствует расхождению фасциального футляра мышц передней брюшной стенки. С другой стороны, увеличение количества лапаротомий и расширение объема оперативных вмешательств на органах брюшной полости уже само по себе привело к большому количеству грыж в области послеоперационного рубца как следствие нарушения анатомо-физиологической целостности брюшной стенки, так и возможных дефектов оперативной техники.

Наличие грыж нарушает общее состояние больных, понижает их трудоспособность и нередко приводит к тяжелым осложнениям, самым грозным из которых является ущемление. Число пациентов с ущемленными грыжами достигает 15– 18 % от общего количества грыженосителей. Послеоперационная летальность при этом неотложном состоянии составляет от 3 до 12 %, а для больных старше 60 лет она возрастает до 16 – 20 % [1]. Нельзя недооценивать экономическое значение лечения больных с грыжами, поскольку ежегодно оно требует огромных дополнительных затрат на госпитализацию и амбулаторное долечивание пациентов.

Для хирургического лечения различных грыж живота в настоящее время разработаны многочисленные методики – от простых аутопластических способов за счет собственных тканей больного до сложных реконструктивных операций с использованием биологических и искусственных материалов. Однако, как показывает клинический опыт, ни один из предложенных способов не гарантирует от рецидивов грыж, что может свидетельствовать в

ряде случаев о несовершенстве используемых методов лечения [1,2]. Основным принципом оперативного лечения грыж является индивидуальный, дифференцированный подход к выбору методов грыжесечения. Это связано с тем, что: 1) существует большое количество разных форм и различные сочетания поражений одних и тех же мышечно-апоневротических структур брюшной стенки; 2) один и тот же патологический процесс протекает по-разному в различных организмах; 3) диагностические методы отражают только состояние, в котором реконструируемые структуры находятся до и после операции; 4) часто технологию проведения реконструкции структур брюшной стенки приходится менять прямо во время операции в связи с выявлением новых диагностических признаков после вскрытия грыжевого дефекта.

Проведенный анализ клинических исследований показывает, что при выборе технологии реконструктивной герниопластики врач не располагает необходимой информацией о характеристиках элементов системы, их свойствах, приемлемом диапазоне внешних воздействий, при которых структуры сохраняют необходимые функциональные свойства. По сути, операции выполняются “вслепую”. Врачи видят только результат операции: положительный или отрицательный.

Компьютерное моделирование – метод исследования, необходимый для понимания закономерностей функционирования структур брюшной стенки и паха в норме, патологии и после реконструктивных герниопластик; и совершенствования методов ранней диагностики, как возникновения патологий, так и результатов реконструктивных герниопластик. Клинические исследования не дают ответ на эти вопросы: после их проведения врачи констатируют факты и на основании этих фактов рекомендуют методики коррекции грыж. Компьютерная модель позволяет получить ту информацию о биомеханике структур брюшной стенки и паха, которую в настоящее время нельзя получить современными средствами измерения.

Существующий комплекс методов исследования не дает адекватного диагностического обеспечения реконструктивных герниопластик. Недостатком является отсутствие системы предоперационного прогнозирования результатов реконструктивных герниопластик, который позволяет провести биомеханический анализ хирургических операций по поводу грыж, и, следовательно, осуществить выбор технологии проведения операции при обеспечении минимальной травматизации тканей и минимального риска возникновения рецидива.

Цель работы: повышение эффективности предоперационного прогнозирования результатов реконструктивных операций путем совершенствования информационного обеспечения системы предоперационного прогнозирования состояния мышечно-апоневротических структур в герниологии.

Для достижения поставленной цели необходимо решить следующие задачи:

1) построить компьютерные модели, учитывающие реальную геометрию и механические характеристики структур брюшной стенки и паховой области; 2) провести экспериментальные исследования механических свойств структур передней брюшной стенки и паховой области; 3) провести исследования напряженно-деформированного состояния, возникающего в структурах брюшной стенки и паховой области при развитии патологии и после реконструкции; 4) разработать биомеханический метод предоперационного прогнозирования результатов реконструктивных операций в герниологии на основе компьютерного моделирования и клинических исследований; 5) создать новое информационное обеспечение системы предоперационного прогнозирования состояния мышечно-апоневротических структур в герниологии и провести апробацию выполненных разработок.

Методы исследования. В работе использованы методы компьютерного моделирования и механики твердого деформированного тела. На основании имеющихся в литературе сведений изучено строение и функционирование мышечно-апоневротических структур брюшной стенки и паховой области. Проанализированы: 1) диапазон изменения геометрических параметров структур; 2) характер патологических изменений в структурах

и способы их коррекции; 3) возможность диагностики геометрических и механических параметров структур, необходимых для построения моделей.

Коррекция грыжевого дефекта – это перестройка конструкции мышечно-апоневротических структур брюшной стенки или паховой области в зоне патологического изменения, направленная на формирование новой брюшной стенки в этой зоне или нового пахового канала, максимально приближенных к нормальному состоянию. Структуры брюшной стенки и паховой области могут иметь разную толщину, высоту, гибкость, подвижность, радиус патологического отверстия, выраженность патологических изменений. Поэтому, для того, чтобы судить о воздействии на корректируемые структуры, необходимо принимать во внимание три основных фактора: реальную конструкцию патологически измененных структур, механические характеристики тканей структур и значения допускаемых напряжений.

Геометрические параметры корректируемых структур можно определить в клинических условиях на компьютерных томограммах брюшной полости или на гериорентгенограммах.

В литературе отсутствуют статистически достоверные сведения о модуле нормальной упругости некоторых структур брюшной стенки, паховой области и какие-либо сведения о механических свойствах патологически измененных структур. Для получения этих сведений были проведены экспериментальные исследования механических свойств структур белой линии и апоневротических влагалищ прямых мышц живота на образцах, вырезанных при помощи штампа из иссеченных во время хирургических операций структур белой линии и апоневроза прямых мышц живота. Для сохранения жизнеспособности образцы сразу после иссечения помещались в раствор Кребса и содержались в нем до начала испытаний. Длина образца $l = 10$ мм, ширина $t = 2$ мм; толщина h варьировалась в зависимости от расположения места, из которого был вырезан образец. Исследование образцов проводили на установке, разработанной совместно с сотрудниками ИТМО и лаборатории кафедры хирургических болезней № 2 СПб ГМА им. И.И. Мечникова. Образцы тканей пациентов были разделены на 3 группы. Первую группу составили образцы белой линии живота пациентов, которые не имели патологии со стороны брюшной стенки, а образцы белой линии были взяты при срединном доступе, который осуществлялся лапаротомическим способом по поводу хирургических заболеваний органов брюшной полости. Вторую группу составили образцы белой линии пациентов, которые были оперированы по поводу грыж передней брюшной стенки. Третью группу составили образцы апоневротических футляров прямых мышц пациентов, которые имели нарушения со стороны брюшной стенки (грыжа или/и диастаз прямых мышц). Доверительная вероятность погрешности расчета модуля упругости в динамике 0,9–0,95 вполне достаточна для практических целей. По закону распределения случайной величины по Стьюденту математическое ожидание случайной величины модуля нормальной упругости структур белой линии в норме $E_{б.л} = 2,48$ МПа. С доверительной вероятностью $p=0,95$ погрешность оценки модуля нормальной упругости структур белой линии живота в норме составляет 5,2 %. Математическое ожидание случайной величины модуля нормальной упругости структур белой линии при патологическом состоянии $E_{б.л} = 1,61$ МПа. С доверительной вероятностью $p = 0,95$ погрешность оценки модуля нормальной упругости структур белой линии при патологическом состоянии составляет 13 %. Математическое ожидание случайной величины модуля нормальной упругости структур апоневротических футляров мышц при патологическом состоянии $E_{ап} = 1,37$ МПа. С доверительной вероятностью $p=0,95$ погрешность оценки модуля нормальной упругости структур апоневротических футляров мышц при патологическом состоянии составляет 47 %.

Решение задач биомеханики для тел сложной формы и неоднородной структуры определяет необходимость применения численных сеточных методов. Метод конечных

элементов является одним из наиболее эффективных методов расчета напряжений и деформаций в структурах сложной конфигурации.

Компьютерные модели для исследования перемещений и напряжений, возникающих в структурах при реконструктивной герниопластике, реализуются при использовании модуля конечно-элементного анализа COSMOSWorks, интегрированного в систему пространственного моделирования SolidWorks.

В программе SolidWorks содержится алгоритм построения примитивных объемных моделей из двумерных геометрических примитивов и алгоритм построения основной модели из примитивных объемных моделей. Построение основной модели заключается в сборке примитивных объемных моделей и выполнении условий сопряжения. В пакете прикладных программ COSMOSWorks выполняется: 1) имитация процесса исследования объекта при разнообразных вариантах его геометрии и условий нагружения; 2) наглядное графическое отображение результатов исследования напряжений и перемещений объекта.

Результаты исследования. В работе проведен анализ влияния внешних воздействий и механических свойств тканей на напряжения и перемещения в структурах передней брюшной стенки человеческого организма в норме, при развитии патологических образований в белой линии живота, при изменении формы патологического образования в белой линии, при ущемлении грыжевых ворот, после проведения различных видов герниопластики белой линии, в структурах паховой области при развитии косых и прямых грыж различной степени. Проведен сравнительный биомеханический анализ целесообразности применения герниопластики белой линии живота с использованием сетчатых имплантатов и герниопластики белой линии живота с применением собственных тканей: применение имплантата позволяет значительно снизить напряженно-деформированное состояние в области шва грыжевых ворот, и, следовательно, снизить вероятность возникновения рецидива. Проведен анализ влияния внешних воздействий и механических свойств тканей на напряжения и перемещения в структурах паховой области в норме, при развитии патологического расширения пахового канала, при косой и прямой паховых грыжах различной степени выраженности. При герниопластике пахового канала необходимо восстановление задней стенки пахового канала и нормальных размеров глубокого пахового кольца.

Проведенные исследования влияния геометрических параметров и механических свойств мышечно-апоневротических структур на результат коррекции грыжевого дефекта предопределяют необходимость, а вводимые при этом погрешности вычислений – возможность создания метода предоперационного прогнозирования результатов реконструктивных герниопластик.

Составной биомеханической частью нового информационного обеспечения являются таблицы, содержащие сведения о механических свойствах биологических структур в норме и патологии, компьютерные модели реконструированных передней брюшной стенки и паха, геометрическая программа Solid Works, программа для расчета напряженно-деформированного состояния методом конечных элементов COSMOSWorks, алгоритмы проведения исследований и предоперационного прогнозирования результатов операций при использовании системы предоперационного прогнозирования состояния структур.

Проведено сопоставление результатов предоперационного прогнозирования результатов герниопластики с результатами операций, проведенных в Санкт-Петербургской государственной медицинской академии им. И.И. Мечникова.

Заключение. Создание нового информационного обеспечения системы позволило учесть индивидуальные особенности геометрических размеров структур брюшной стенки и патологии конкретного пациента, определить величину механического воздействия и технологию оперативного вмешательства, необходимого для восстановления брюшной стенки или паха при сохранении их функциональных свойств, и тем самым осуществить предоперационное прогнозирование результатов реконструктивных операции и состояния структур в герниологии. Достоверность исследований подтверждена соответствием полученных результатов с результатами расчета аналитическими методами.

ЛИТЕРАТУРА

1. Жебровский В. В. Грыжи брюшной стенки. - М.: Медицина, 2005. С. 245
2. Ненатяжная герниопластика / Под ред. В.Н. Егиева. М.: Медпрактика-М, 2002. С. 146

PREOPERATIVE FORECASTING OF RESULTS OF SURGICAL OPERATION IN HERNIOLOGY

E.A. Lebedeva

The St.-Petersburg State Electrotechnical University, St-Petersburg
e-mail: lenlea@pisem.net

Pithy and computer models for calculation intense - deformed conditions in herniasystems are constructed. Researches of dependence of voltage and moving in a white line of a stomach and in inguinal canal are carried out at various kinds of pathologies. Dataware of system preoperative forecasting of results of surgical operation in herniology are developed.



**МЕТОДИКА ИСПОЛЬЗОВАНИЯ OLAP-ИНСТРУМЕНТАРИЯ
СИСТЕМ БИЗНЕС АНАЛИЗА ДЛЯ ПОВЫШЕНИЯ ЭФФЕКТИВНОСТИ
ПРОЦЕССОВ УПРАВЛЕНИЯ ИТ-УСЛУГАМИ**

Е.В. Крылов

МТК «КОМКОР», Москва

Информация, накопленная в системе *Service Desk* в ходе сопровождения ИТ-услуг, представляет из себя «полезную пищу» для дальнейшего анализа, целью которого является повышения эффективности ИТ-сервис менеджмента. Однако по мере увеличения объема накопленной информации с одной стороны возрастает ее ценность, а с другой стороны усложняется анализ. Поэтому для эффективного решения задач анализа целесообразно использовать специализированные ИТ-решения. Таким решением, позволяющим проводить оперативный анализ больших объемов информации, являются *OLAP*-системы.

OLAP-системы (*On Line Analytical Processing*) относятся к классу систем бизнес анализа (другие названия: системы бизнес-аналитики, *Business Intelligence*, *BI*-системы).

Эти системы предназначены для выполнения многомерного интерактивного анализа большого объема данных с помощью специализированных аналитических моделей – многомерных *OLAP*-кубов. Такие системы позволяют в интерактивном режиме формировать отчеты по различным осям, измерениям и срезам *OLAP*-куба как в табличном, так и в графическом виде.

С момента внедрения в ОАО «КОМКОР» автоматизированной системы *Service Desk*, в базах данных был накоплен достаточно большой объем информации, которую необходимо было систематизировать, разбить на категории, преобразовать в оси (измерения) многомерных кубов и в конечном итоге сделать доступной для анализа средствами *OLAP*-системы. Подобный подход позволил бы предоставлять все накопленные данные в виде визуальных, интуитивно понятных двух или трехмерных срезов *OLAP*-кубов. Владельцы бизнес-процессов смогли бы тогда самостоятельно выбирать срезы по тем или иным категориям, сравнивать и анализировать информацию по всевозможным направлениям, представленным в виде измерений сформированного куба. При этом не требовалось бы дополнительного участия ИТ-специалистов по созданию отчетов, графиков и т.п.

Когда полезность внедрения *OLAP*-системы не вызывала сомнения, на повестку дня встала проблема совместимости существующей в ОАО «КОМКОР» системы управления базой данных (СУБД) с имеющимися на рынке системами бизнес анализа.

Дело в том, что все *OLAP*-системы настроены на взаимодействие с реляционными базами данных (БД). *OLAP*-система делает мгновенный снимок реляционной БД и структурирует её в пространственную модель - *OLAP*-куб.

В ОАО «КОМКОР» используется платформа *Lotus Domino / Notes*, в основе которой лежит СУБД, имеющая нереляционную структуру, и относящаяся к классу документоориентированных СУБД. Основной частью БД *Lotus Notes* является хранилище объектов, известное как *NSF* (*Notes Storage File*), в которое и помещаются данные в виде документов - основой единице хранения. В одном документе *Notes* могут храниться как поля различных типов, так и формы документов, а также и программный код формы.

Следовательно, для стыковки *OLAP*-системы с нереляционной СУБД потребовалась промежуточная система, которая умела бы транслировать нереляционные данные, хранящиеся в формате *NSF*, в реляционную структуру.

В качестве такой промежуточной системы была выбрана *IBM Lotus Enterprise Integrator for Domino (LEI)*, то есть приложение, обеспечивающее доступ к данным *Lotus Notes*, а также их репликацию в режиме времени близком к реальному из нереляционной базы данных *Lotus Domino / Notes* в реляционную базу *MS SQL Server*.

Для настройки отображения баз данных *Lotus* в реляционные таблицы *MS SQL Server* в системе *LEI* потребовалось формально описать взаимно однозначное соответствие между полями документов *Lotus* и полями таблиц *MS SQL Server*.

После того как были выполнены указанные работы, осталось выбрать и внедрить конкретную реализацию *OLAP*-системы. В ОАО «КОМКОР» выбор пал на *Microsoft Analysis Services* - *OLAP*-сервер фирмы *Microsoft*, который на сегодняшний день является одним из наиболее популярных продуктов этого класса.

Таким образом, система, созданная на основе описанной методики, на самом верхнем уровне включает в себя следующие компоненты: в качестве источника данных используется *MS SQL Server*, который в свою очередь получает данные из системы *Lotus Domino / Notes* посредствам применения системы *IBM Lotus Enterprise Integrator*. В качестве *OLAP*-сервера выступает *Microsoft Analysis Services*, в качестве клиентских средств используется тонкий клиент в сочетании *MS Office Web Components*. *Web*-интерфейс позволяет конечным пользователям в простой и удобной форме производить манипуляции с данными, как, например, вращение данных (*пивотинг*), углубление в данные (*дриллинг*), а также предоставляет в распоряжение простое средство просмотра отчетов.

В заключение остается рассмотреть, какие же преимущества принесло использования описанной методики ? К общим преимуществам использования *OLAP*-систем относятся: интуитивно понятный пользовательский интерфейс для просмотра сложных данных, высочайшая производительность на любых объемах информации, простота создания любых отчетных форм, а также обеспечение точности данных в информационном ландшафте любой сложности.

В более узкой области анализа эффективности процессов управления ИТ-услугами для владельца процессов в ИТ-службе внедренная система позволяет в наглядной и удобной форме контролировать такие параметры, как, например, среднее время выполнения заявки на обслуживание, процент заявок, выполненных с превышением регламентного времени, количество инцидентов за период, распределение заявок, поступающих от разных компаний холдинга и т.п.

ЛИТЕРАТУРА

1. Под редакцией Бергер А.Б., Горбач И.В. и др. *Microsoft SQL Server 2005 Analysis Services. OLAP и многомерный анализ данных* - СПб: БХВ-Петербург, 2007. - 928 с.

- Под редакцией Потоцкого М. Ю. (перевод на русский язык). Введение в ИТ сервис-менеджмент - М.: Компания IT-Expert, 2003.- 228 с.
- Роб Томсерт Радикальное управление ИТ-проектами. - Лори, 2005. - 294 с.

THE USE OF BUSINESS ANALYSIS SYSTEMS BASED ON OLAP – TECHNOLOGY FOR MANAGERIAL PROCESS EFFICIENCY INCREASE

E.V. Krylov

МТК “COMCOR”, Moscow

The efforts spent for gathering of the information, will not justify themselves if obtained data properly to not analyse. This statement is especially actual at automation of administrative activity in the information technology spheres of the telecommunication companies which are a part of holding and operating in conditions of a rigid competition in the market. In the report experience of introduction of OLAP toolkit of systems business of the analysis on an example of Open Society is generalized the telecommunication corporation



ПЕЙДЖИНГОВАЯ СВЯЗЬ ДЛЯ УЧАСТКОВЫХ ВРАЧЕЙ И МЕДСЕСТЕР

Ю.М. Туляков, М.Ю. Туляков, Т.М. Чернова, Д.Е. Шакаров

ВВФ МТУСИ, Нижегородский ГТУ им. Алексеева, Московская поликлиника № 2,
ОАО «Вымпелком», Москва

Как улучшить качество обслуживания населения медицинскими учреждениями, прежде всего – поликлиниками? Одну из составляющей этого вопроса можно решить за счет улучшения связи, во-первых, между жителями и медицинским учреждением, а во-вторых – между регистратурой и врачами, осуществляющими выездное обслуживание жителей.

В настоящее время существует следующая система оказания медицинской помощи – «вызов врача на дом». В регистратуру поликлиники поступает по телефону заявки на вызов врача на дом. Получив в регистратуре список заявок с указанием адресов, участковый врач посещает больных, назначает лечение, и передает список закрепленной за ним медсестре, она обходит данные адреса и проводит необходимые процедуры. Эта система сложилась давно, и в настоящее время дает всё больше сбоев. Прежде всего, регистратура обычной поликлиники располагает чаще всего единственной телефонной линией, которая всегда перегружена. Принимает звонки дежурный регистратор, который одновременно обслуживает и пришедших посетителей – выдает талоны, направления, медицинские карты, ставит штампы в медицинских документах и т.п. Нередко, отчаявшись дозвониться, больные вынуждены просить родственников или соседей зайти в поликлинику, чтобы оставить заявку на вызов врача.

Улучшить ситуацию путем установки дополнительных телефонных линий и увеличением штата регистратуры, конечно, можно. Однако этот вариант – проведение телефонных линий, покупка телефонных аппаратов, зарплата дополнительного персонала – тоже достаточно затратный. И он снимает только одну проблему – дозвона граждан в регистратуру, эффективность использования труда врачей он никак не повышает.

Для того чтобы оперативно принимать вызовы и также оперативно оказывать населению медицинскую помощь, повысить эффективность использования рабочего времени врачей и медсестер, необходимо оснастить регистратуры поликлиник, а также самих участковых врачей и медсестер современными недорогими средствами связи. Наиболее эффективно для этих целей подходит пейджинговая связь. Рассмотрим это на примере одной поликлиники.

Необходимые условия и оборудование:

1. Персональный компьютер с принтером и модемом.

2. Пейджеры для регистратуры, участковых врачей и медсестер.

Работа по оперативному управлению выглядит следующим образом:

Заявки на вызов врача на дом от населения принимаются диспетчерской службой пейджинговой связи (по ее многоканальному телефону) на пейджер с названием «поликлиника № N». Через пейджинговую связь заявки передаются работнику регистратуры на указанный пейджер. Этот интерактивный пейджер подключен к компьютеру и все заявки (сообщения) фиксируются в памяти компьютера, и при необходимости распечатываются. Далее сотрудник регистратуры с помощью этого же компьютера и специальной программы, отправляет списки адресов посещения на пейджеры врачей и медсестер.

Участковый врач получает в свое пользование пейджер, и теперь ему даже не надо тратить время и заходить в регистратуру, он может получить все заявки на дому перед выходом. В случае поступления новой заявки в момент обхода больных, он оперативно получает ее на пейджер. Эффективность работы врача повышается, ведь теперь он сможет обслужить дополнительные вызовы. Кроме того, врач круглосуточно на связи, где бы он ни находился.

Аналогичная ситуация с медсестрой, которая даже чаще, чем врач посещает больных (делает уколы и капельницы).

Компьютер используется в регистратуре не только для приема и отправки сообщений, но и для других целей – ведения статистики, отчетности, документации и т.п. В таблице 1. приведен сравнительный расчет затрат для типовой районной поликлиники.

Таблица 1

*Сравнительный расчет затрат для типовой районной поликлиники
– 9 участковых врачей и 9 медсестер*

Пейджинговая связь				Дополнительный телефон		
№	Наименование	Кол-во	Цена у.е.	Наименование	Кол-во	Цена у.е.
Единовременные затраты						
1	Компьютер	1	350	Телефонная линия	1	430
2	Пейджер регистратуры	1	35	Телефонный аппарат	1	10
3	Пейджеры для участковых врачей	9	180			
4	Пейджеры для медсестер	9	180	Стол и стул	1	30
<i>Итого:</i>						470
Ежемесячные затраты						
1	Абонплата за пейджер регистратуры	1	7	Абонплата за 1 телефонную линию	1	5
2	Абонплата за пейджеры участковых врачей	9	16	Зарплата дополнительного сотрудника	1	100
3	Абонплата за пейджеры медсестер	9	16			
<i>Итого:</i>						105

Из приводимого расчета видно, что, хотя обеспечение пейджинговой связью потребует больших единовременных затрат, но за счет гораздо более низких ежемесячных затрат система окупится в течение менее полугода. Таким образом, обеспечение пейджинговой связью является более эффективным и более выгодным финансово решением, чем установка дополнительной телефонной точки с диспетчером в регистратуре.

В дополнение к вышеописанной системе возможна установка в регистратурах светового табло типа «бегущая строка», управляемых пейджинговым модулем. На такое табло кроме служебной информации можно выводить рекламную информацию – к примеру, рекламу фармацевтических компаний.

PAGING COMMUNICATION FOR LOCAL DOCTORS AND NURSES

Ju. M. Tuljakov., M. Ju. Tuljakov., T.M. Chernova , D.E. Shakarov
VVF MTUCI, NNSU, Moscow policlinics № 2, JSC “Vympelcom”, Moscow

Information technologies raise efficiency and comfort such service, as “The call doctor on the house”, reduce routine loading by doctors and nurses. Calculation of expences for typical polyclinic is resulted.



ТЕРРИОРИАЛЬНАЯ НАДЕЖНОСТЬ ПОДВИЖНОЙ НАЗЕМНОЙ СВЯЗИ

Ю.М.Туляков
ВВФ МТУСИ, Москва

Под территориальной пространственной надежностью (ТН) подвижной наземной связи (ПНС) понимают процент территории в регионе, обслуживаемом подвижной связью, на которой удовлетворяются требования заданной помехоустойчивости - отношению сигнал/помеха и вероятности ошибки приема элементарного сигнала - p_1 . Иногда такую надежность называют «ТНПНС по заданной помехоустойчивости».

Оценку надежности можно производить с помощью вероятности превышения отношения сигнал/помеха заданной величины, удовлетворяющей значению - p_1 , путем определения функций распределений W (сигнал/помеха, t , n , R) при функциональном преобразовании случайных величин, определяющих флуктуации уровня сигнала во времени – t , по пространству (зоне действия системы) - n и расстоянии от радиопередающей (базовой) станции – R . Для радиально-зоновых систем такие оценки сделаны в [1].

При сотовой структуре построения системы подвижной связи, оценка ТНПНС усложняется за счет возможности прохождения радиосигналов в точку приема от нескольких «соседних» базовых станций.

При этих условиях определение ТНПНС по указанной методике представляется многопараметрической задачей [2].

Эта задача упрощается для наиболее практически полезных случаев оценки надежности сотовой системы на границе зоны их действия, где возникают сбои связи или полное ее прекращение.

Для этих случаев в докладе приводятся примеры оценки ТНПНС.

Для расширения зоны действия подвижной связи, а, следовательно, и повышения ТНПНС, возможно комбинированное использование сотовых и радиально-сотовых принципов построения систем связи.

В докладе рассматриваются принципы организации взаимодействия сотовых и радиально-сотовых систем и дается методика оценки ТНПНС при таком взаимодействии.

Приводятся конкретные примеры сотово-радиальных сетей, основанных на *GSM* сотовой связи и пейджинговых системах при передаче *SMS* сообщений.

На основе критического анализа ТНПНС для односторонних пейджинговых систем предлагаются методы модернизации таких систем для повышения надежности связи

ЛИТЕРАТУРА

1. Туляков Ю.М. Системы персонального радиовызова. - М.: Радио и связь, 1988.
2. Маковеева М.М., Шинаков Ю.С. Системы связи с подвижными объектами: Учебное пособие. – М. : Радио и связь, 2002.

TERRITORIAL REABILITY OF MOBILE GROUND COMMUNICATION

Ju.M. Tuljakov
VVF MTUCI, Moscow

Problems of the increase of reliability telephone dialogs subscribers are discussed, including mathematic models and engineer aspects.



DESTINY OF PAGING

Ju.M. Tuljakov, D.E. Shakarov
VVF MTUCI, OAO "VIMPELCOM", Moscow
e-mail: DimaShakarov@mail.ru

Now, when in systems and networks of mobile communication there is an essential orientation to a data transmission and, and high-speed, it is impossible to forget, that one of the first such general purpose systems, specially intended on a data transmission there were "systems of personal radio of a call" - paging. For the first time in these systems principles of an address and multiple-address data transmission (messages, and in a consequence and static graphic representations) on rather narrow radio channel were incorporated. [1]

Feature of widely used paging is its one-way communication with the mobile subscriber (pager). The developed principles and the equipment for bilateral paging have not found the application because of fast propagation of a cellular transmission, which became the competitor of paging communication. It is necessary to note, that the one-way communication of paging has not only lack, but also advantage in comparison with a cellular transmission from a position of ecology - harmlessness of a pager for the user (subscriber) as the user's pager is a radio receiver which does not radiate any radio signals, as against mobile phones.

Thus, paging is a base model of principles which were used and developed at the organization of a data transmission in mobile telecommunication systems of various standards. Remarkable feature of such systems - an opportunity of data transmission with high speeds which are reached not only due to new technologies of transfer, but also due to cellular structure of construction of such systems [2].

What destiny of paging? Paging uses radial-zone construction of a system (network) when the size of an area (radius) depends mainly on height of a presence of the antenna of a radio-transmitter and its power. At such construction of a network (especially with several synchronously operating radio-transmitters) an operative range of paging much more than an operative range of one base station of a cellular transmission (here we do not compare traffic of these areas).

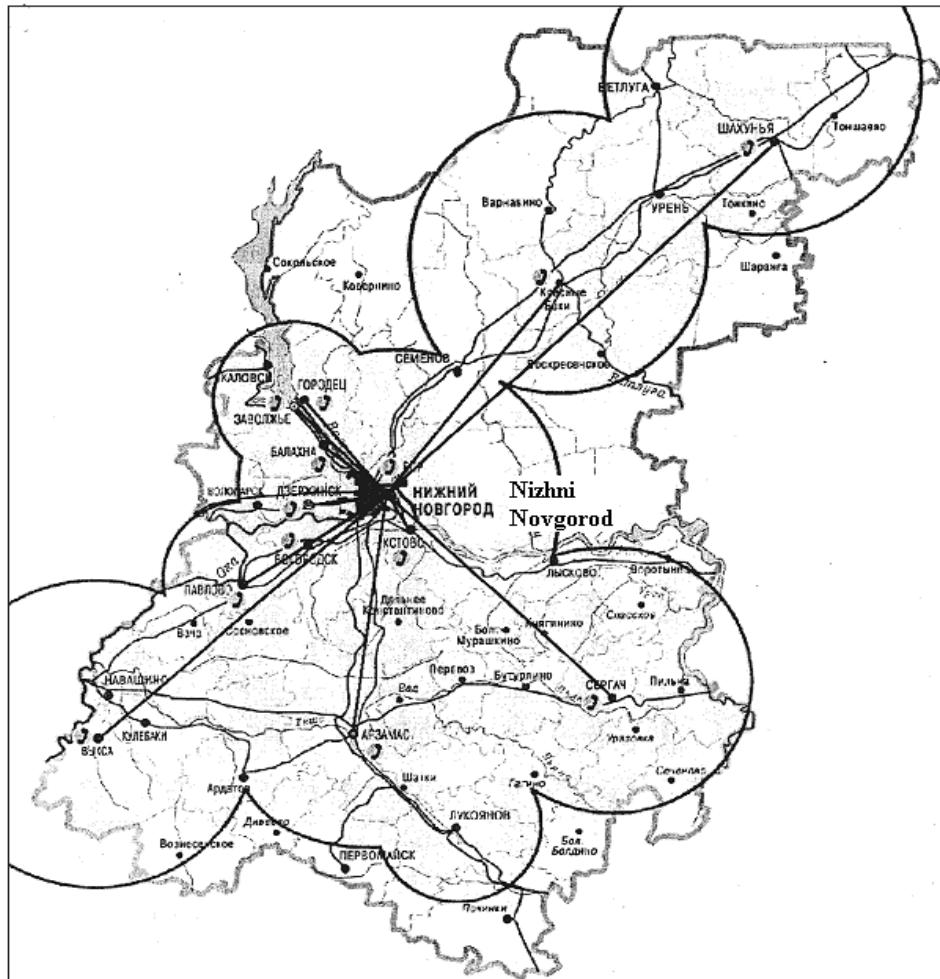


Fig. 1. Cover zone of paging in the Nizhniy Novgorod area

For example, nine radio-transmitters with height of installation of the antenna 150 m establish the operative range of paging covering practically all Nizhniy Novgorod area (see fig. 1).

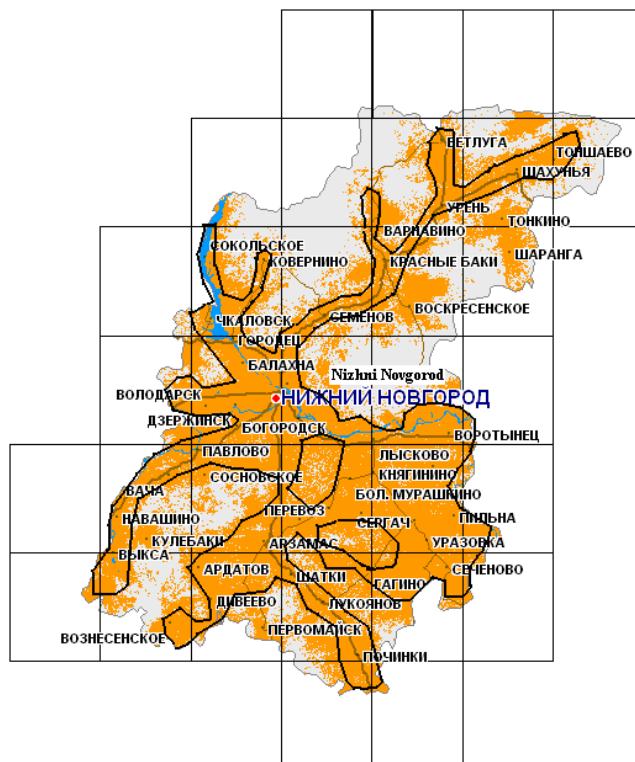


Fig. 2. Operative range of one of cellular the companies in the Nizhniy Novgorod area

All know, that the cellular companies do not aspire to establish 100 % a covering of areas of regions serviced by them (for example, small forest villages). Their main purpose to cover with communication of road and the big occupied points. As an example for comparison with figure 1 in figure 2 the operative range of one communication from the cellular companies of the Nizhniy Novgorod area is given.

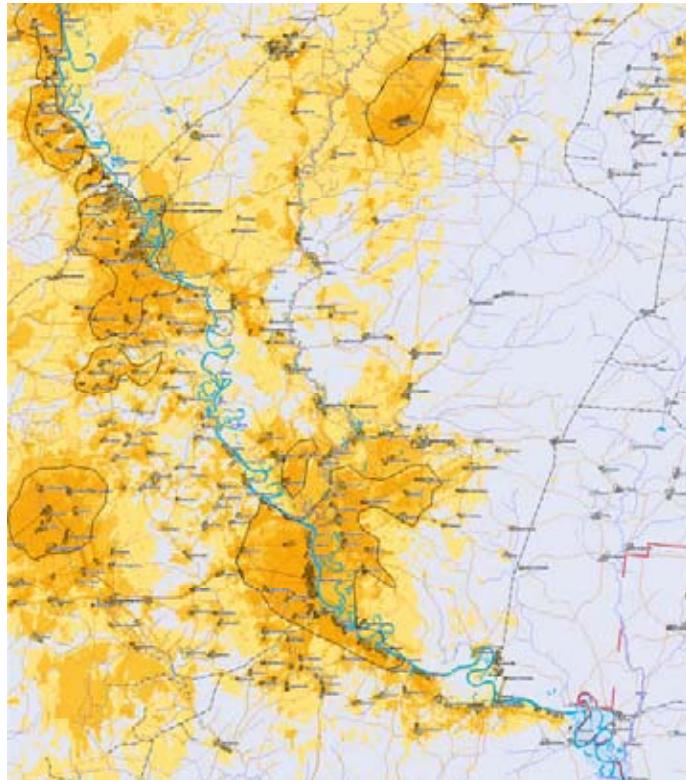


Fig. 3. A fragment of an operative range of one of cellular the companies in the Nizhniy Novgorod area

More evident acknowledgement of a covering of cellular systems is illustrated by a fragment of one of parts (area) of the Nizhniy Novgorod area submitted in figure 3. Therefore association of paging and a cellular transmission allows to establish unique, on reliability, a mobile communication. When in conditions of poor quality of a cellular transmission the opportunity of automatic switching of the user's terminal from a mode of a cellular transmission in a mode of paging is applied.

It is necessary to note, that the one-way communication of paging has not only lack, but also advantage in comparison with a cellular transmission from a position of ecology - harmlessness of a pager for the user (subscriber) as the user's pager is a radio receiver which does not radiate any radio signals, as against mobile phones.

It only one of opportunities of application of paging. Other opportunities of paging is use its fundamental function - a message transfer to subscribers for their notification about any situations and including extreme. Application of paging systems for full remote control by any objects as mobile and stationary. And it can be applicable not only for industrial targets, but also in household tasks. Concerning safety of paging it is necessary to recommend it as an exclusive communications facilities for children younger and middle-aged and, at last in some cases, and including at realization of the certain army operations when use for connection of the radio-transmitting devices (radiophones) is impossible, an irreplaceable communications facilities is paging.

Thus in modern conditions, when paging becomes all less claimed before "to switch off" it, it is necessary to take into account above its listed opportunities.

ЛИТЕРАТУРА

1. Туляков Ю.М. Системы персонального радиовызова.- М.: Радио и связь, 1988.

2. Громаков Ю.А. Стандарты и системы мобильной связи. – М.: Эко - трендз, 1997.

ПЕЙДЖИНГОВАЯ СЛУЖБА ОПОВЕЩЕНИЯ

Ю.М. Туляков, Д.Е. Шакаров
ВВФ МТУСИ, ОАО «Вымпелком», Москва

На примере Нижегородской области обсуждается судьба пейджинга в России на общем фоне развития сотовой телефонии. Пейджинг предпочтителен с позиций экономии средств в сельской местности, при развертывания вдоль магистралей, экологии детей и женщин, удобства телефонного общения.



ПРОГРАММНЫЙ КОМПЛЕКС РЕОГРАФИЧЕСКОГО АНАЛИЗА НА ОСНОВЕ ИНВЕРСНОЙ ФИЛЬТРАЦИИ

А.К. Бернюков
Владимирский Государственный университет, Владимир

При исследовании системы кровообращения широкое распространение получил метод реографии, благодаря простоте, информативности и инвариантности к условиям применения. По ряду оценок [1] реографический метод анализа и диагностики успешно конкурирует с традиционным кардиографическим. Существует значительное количество реографических приборов и комплексов в виде компьютерных приставок и полноценных программно-аппаратных систем типа РГПА 6/12, РеоСпектр 2/р, Диамант-Р и др. [2].

Как известно, реография используется при ранней диагностике сердечной недостаточности, гипертонии, гипотонии и других заболеваниях. Однако весьма существенным недостатком реографических методов, снижающим достоверность результатов анализа, является сильное влияние отражений волн в местах ветвлений и неоднородностей артерий, искажающих информативный сигнал. В связи с этим диагностике заболеваний реографическим методом должно предшествовать обнаружение отражений, разрешение с сигналом и оценка параметров реосигнала.

По сути дела задача анализа реосигналов сводится к устранению искажений, вызванных отражениями пульсовой волны и наложениями на полезный сигнал, то есть к восстановлению исходного реопроцесса. Весьма перспективным в этом смысле является метод инверсной (обратной) фильтрации.

В [3] показано, что в идеале частотная характеристика (ЧХ) восстановливающего инверсного фильтра (ИФ) описывается формулой

$$H_{\text{ИФ}}(\omega) = \frac{1}{H(\omega)}, \quad (1)$$

где $H(\omega) = F_{-1}[h(t)] = \frac{1}{2\pi} \int_{-\infty}^{+\infty} h(t) e^{-j\omega t} dt$ – Фурье-образ импульсной характеристики $h(t)$ канала

распространения, искажающего полезный сигнал $s(t)$ по правилу свертки

$$s_u(t) = s(t) \otimes h(t) = \int_0^{\infty} s(t) h(t - \phi) d\phi. \quad (2)$$

При обработке инверсным фильтром на фоне широкополосных помех возникают проблемы, вызванные противоречием между качеством восстановления сигнала и помехоустойчивостью инверсного фильтра (расширение полосы ИФ приводит, с одной

стороны, к обострению импульсного отклика, с другой – к неустойчивости (1) за счет бесконечного усиления шумов).

Откликами ИФ на аддитивную смесь сигнала $s(t)$ и зеркальной помехи $c(t) = ps(t - t_3)$, p – коэффициент отражения (интенсивность помех), t_3 – интервал задержки, являются в идеале δ-образные всплески, позволяющие успешно обнаружить отражение, разрешить сигнал с помехой и оценить их параметры.

Поскольку фильтр с характеристикой (1) физически нереализуем, на практике ограничивают ЧХ квазиинверсного фильтра (КИФ) по частоте и динамическому диапазону, так что

$$H_{\text{КИФ}}(\omega) = \begin{cases} \frac{1}{S(\omega)}, & |\omega| < \omega_m, \\ H_m, & \omega_m < |\omega| < \omega_{\text{tp}}, \\ 0, & |\omega| > \omega_{\text{tp}} = \omega_m, \text{ or } \omega \geq 1, \end{cases} \quad (3)$$

где ω_m – частота, при которой начинаются амплитудные искажения из-за ограничения динамического диапазона КИФ (целесообразно выбрать $H(\omega_m) = H_m = \frac{1}{S(\omega_m)}$, исходя из

допустимого уровня шумов $N_{\text{ш}}$ так, чтобы $H_m^{-1} > N_{\text{ш}}$). На основании (3) находим выражение для импульсной характеристики КИФ:

$$\begin{aligned} h_{\text{КИФ}}(t) &= \frac{1}{2p} \int_{-\infty}^{+\infty} H(\omega) e^{j\omega t} d\omega = \frac{1}{p} \int_0^{\omega_m} S^{-1}(\omega) e^{j\omega t} d\omega + \frac{1}{p} \int_{\omega_m}^{\omega_{\text{tp}}} H_m e^{j\omega t} d\omega = \\ &= \frac{1}{p} \int_0^{\omega_m} S^{-1}(\omega) \cos(\omega t) d\omega + \frac{H_m}{pt} (\sin \omega_{\text{tp}} t - \sin \omega_m t) = h_u(t) + \Delta h(t). \end{aligned} \quad (4)$$

В (4) составляющая $h_u(t) = \frac{1}{p} \int_0^{\omega_m} S^{-1}(\omega) \cos(\omega t) d\omega$ зависит от вида сигнала $s(t)$, а “быстрая” добавка $\Delta h(t) = \frac{H_m}{pt} (\sin \omega_{\text{tp}} t - \sin \omega_m t)$ к нему инвариантна и определяется динамическим диапазоном КИФ. Разрешающая способность КИФ связана с частотой $\omega_{\text{гр}}$ и для её повышения необходимо увеличить вес “быстрой” добавки $\Delta h(t)$ не зависимо от формы сигнала. В [4] представлены предельные характеристики КИФ для трёх видов полезного сигнала $s(t)$, показывающие роль формы $s(t)$ и параметров H_m , ω_m , $\omega_{\text{гр}}$ на качество разрешения сигнала и зеркальной помехи.

Итак, инверсный фильтр, выравнивая спектр сигнала, выполняет функцию укорочения (сжатия) сигнала во времени, что может быть использовано в задачах обнаружения-разрешения-оценивания сигналов на фоне помех. Однако узкополосный квазиинверсный фильтр работоспособен при значительных соотношениях сигнал/шум и оптимальном выборе частотных и амплитудных параметров КИФ согласно конкретной задаче использования.

Для решения оптимизационных задач при проектировании КИФ для целей реографических исследований создан программный комплекс, позволяющий:

- моделировать реографический сигнал различных форм с одним отражением (двух лучевой канал распространения пульсовой волны) в широком диапазоне изменения параметров (интенсивности и задержки отражения) в целях оптимизации выбора характеристик восстановливающего фильтра;

- в комплекте с реографическим датчиком и АЦП с интерфейсом проводить анализ реограмм в целях обнаружения часто неочевидного факта наличия отражений и оценки их параметров;

- проводить оценку импульсной характеристики канала распространения и частотной характеристики квазиинверсного фильтра, осуществляющего восстановление поражённого сигнала, в том числе и методом компенсации отражения при найденных параметрах;
- осуществлять наглядные отображения информации на мониторе и методом печати;
- использовать комплекс в учебных целях при изучении вопросов цифровой обработки биоэлектрических сигналов.

На рис. 1-6 представлены некоторые результаты работы с программным комплексом инверсной обработки моделей реосигналов типа Sincat с боковыми лепестками и без них и прямоугольных импульсов с отражениями, параметры которых заранее задаются.

Анализ диаграмм показывает, что

- влияние отражения сводится не только к искажению формы сигнала, но и к появлению в спектре поражённого сигнала сопутствующей модуляции гармонического сигнала с периодом модуляции обратным к длительности задержки отражения относительно сигнала;
- зеркальное отражение сигнала вызвано каналом с δ-образной импульсной характеристикой;
- расширение полосы КИФ приводит к обострению импульсного отклика канала и к одновременному понижению помехоустойчивости;
- изменение формы сигнала, в том числе и увеличение/уменьшение боковых лепестков приводит к изменению спектра сигнала с отражением, что требует трансформации ЧХ КИФ;
- разработанный программный комплекс совместно с реографическими стандартными датчиками может использоваться для диагностики состояния здоровья пациентов и в учебных целях исследования инверсной фильтрации как средства цифровой обработки биомедицинской информации.

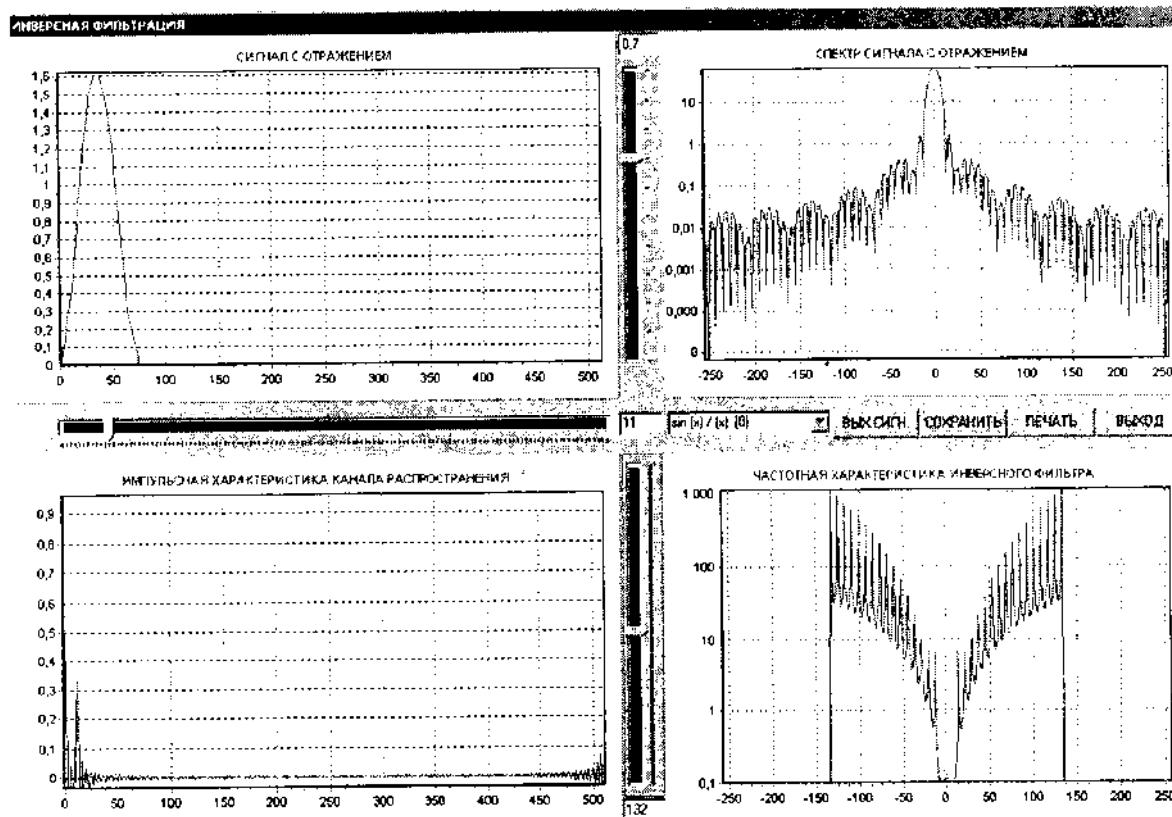


Рис. 1. Коэффициент отражения 0.7, сдвиг 11 отсчетов

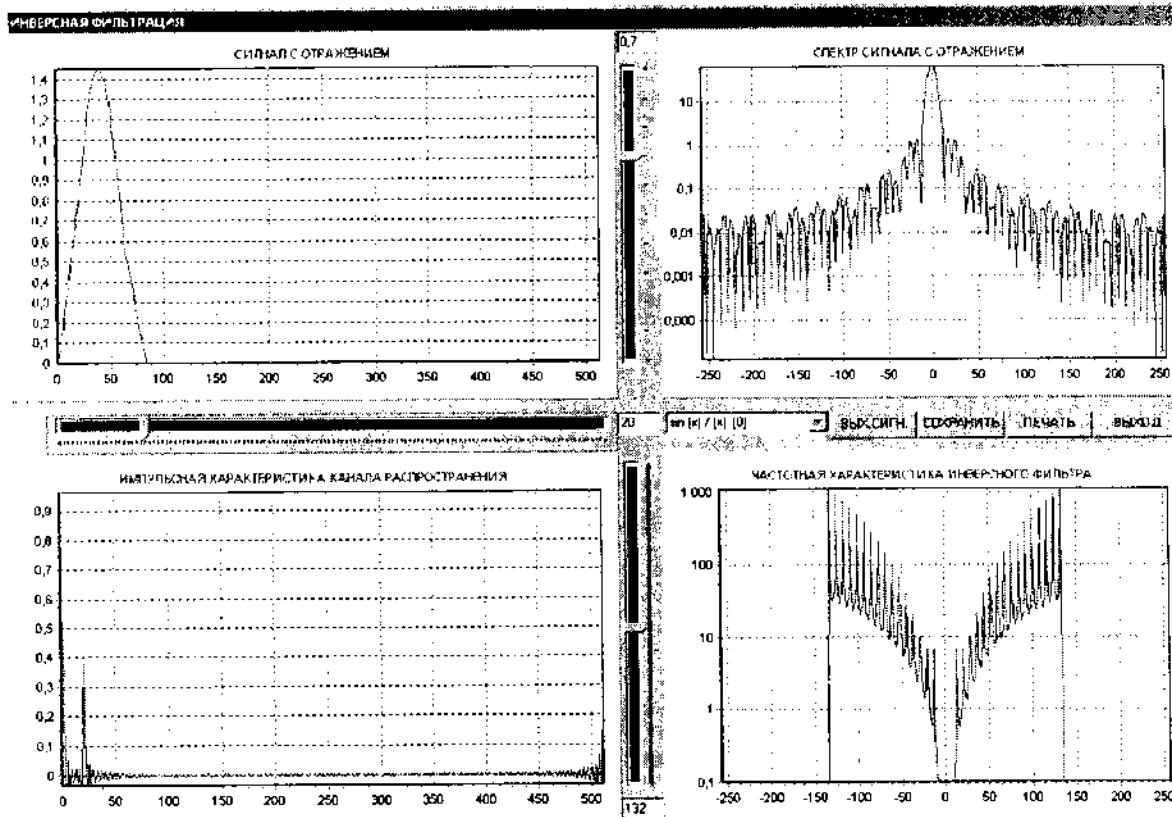


Рис. 2. Коэффициент отражения 0,7, сдвиг 20 отсчетов

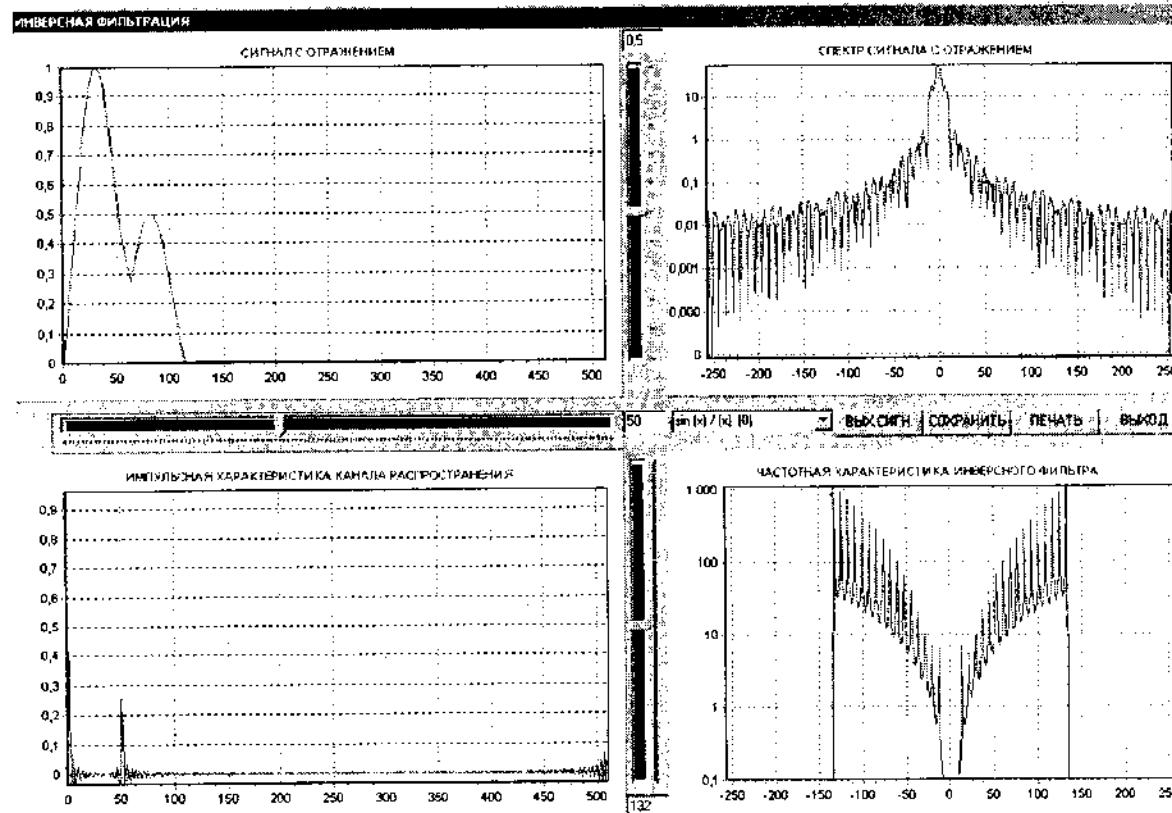


Рис. 3. Коэффициент отражения 0,5, сдвиг 50 отсчетов

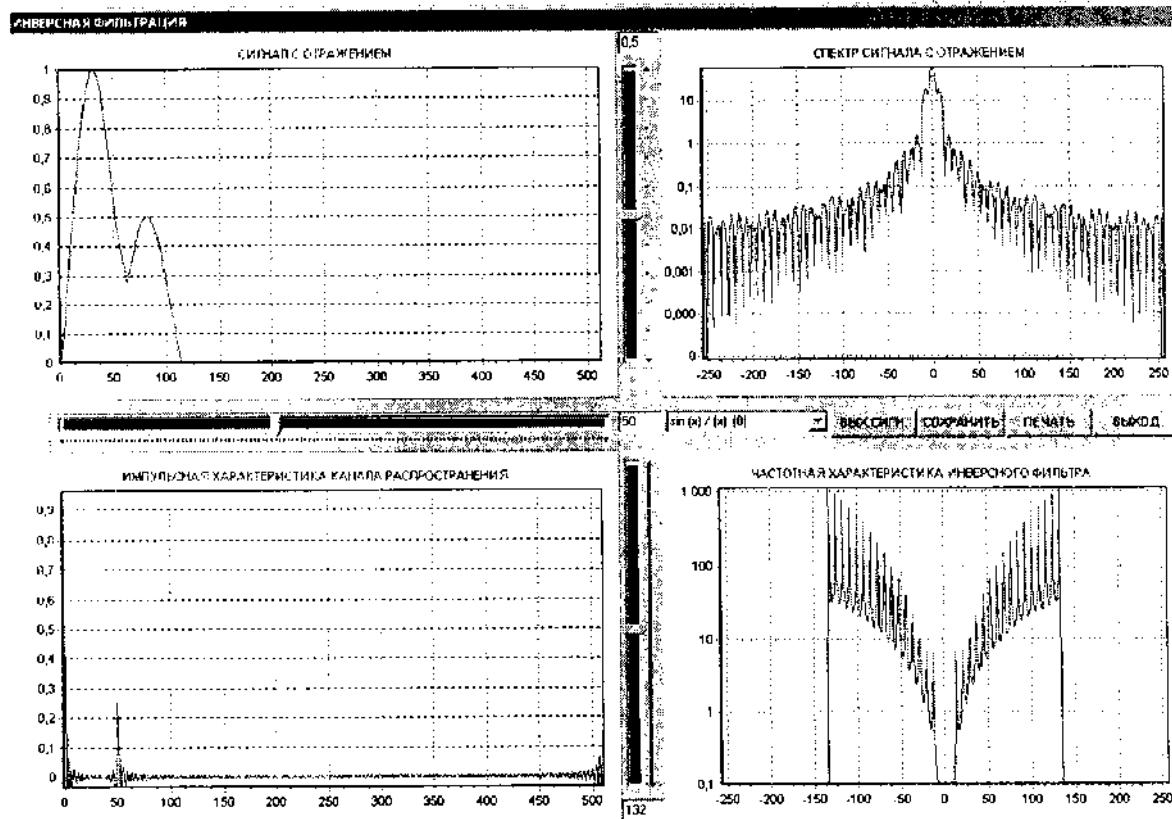


Рис. 4. Коэффициент отражения 0.5, сдвиг 60 отсчетов

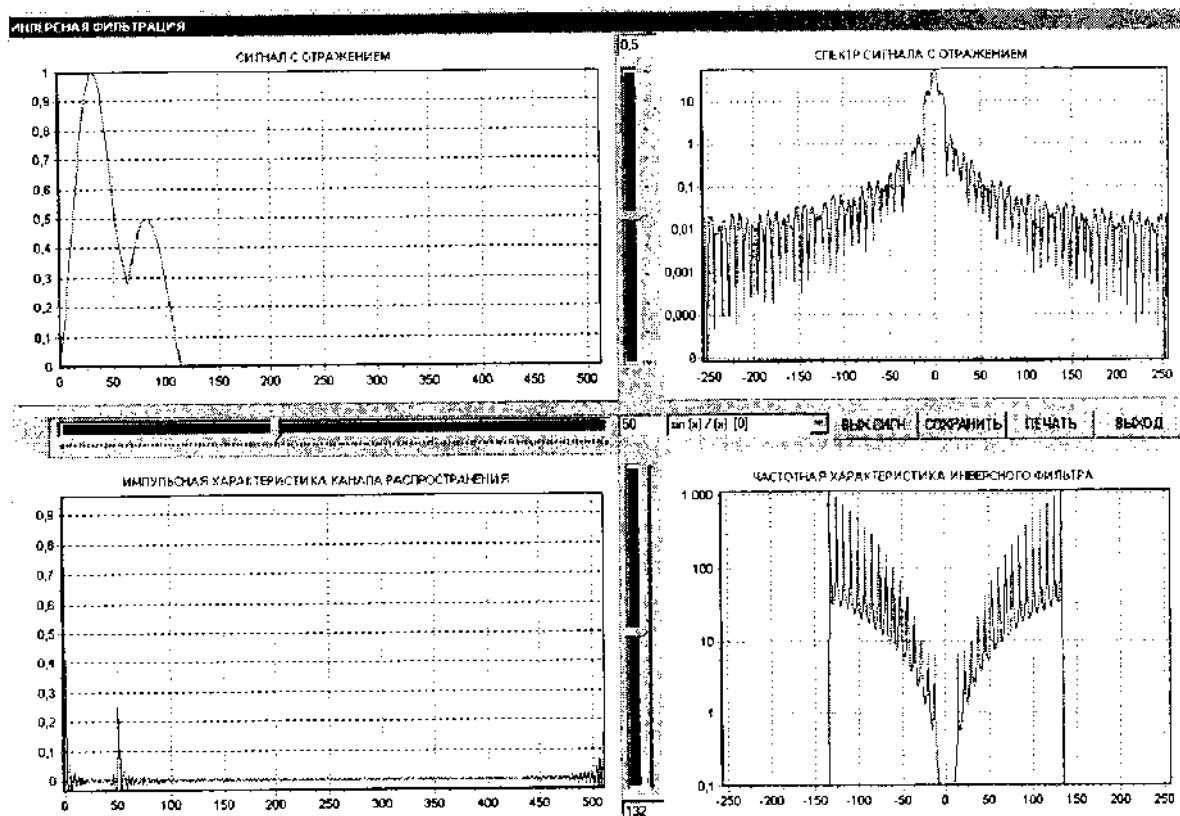


Рис. 5. Коэффициент отражения 0.5, сдвиг 60 отсчетов, полоса фильтра 132 отсчета

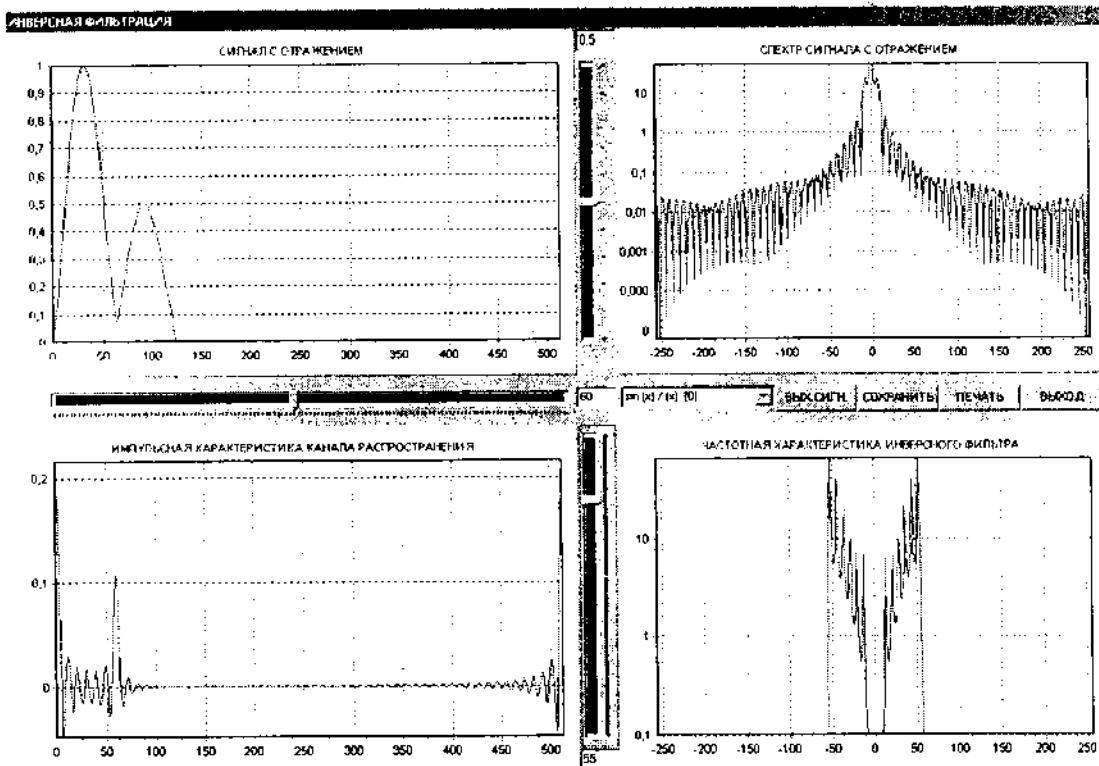


Рис. 6. Коэффициент отражения 0.5, сдвиг 60 отсчетов, полоса фильтра 55 отсчетов

ЛИТЕРАТУРА

1. Иванов Л.Б., Макаров В.А. Лекции по клинической реографии. – М.: АОЗТ “Антидор”, 2000 – 320 с.
2. <http://www.medtechnica.ru> – сайт медицинского оборудования.
3. Василенко Г.И. Теория восстановления сигналов. – М.: Сов. радио, 1979 – 272 с.
4. Бернюков А.К., Сушкова Л.Т. Применение инверсно-гомоморфной фильтрации в задачах обработки биоэлектрических сигналов. – Труды 1-ой международной научно-технической конференции “Цифровая обработка сигналов и её применения”. – Москва, 1998.

PROGRAM COMPLEX FOR REOGRAPHIC ANALYSIS BASED ON INVERSE FILTRATION

A.K. Bernjukov
Vladimir State University, Vladimir

Some questions of programming inverse filters and its tests are described.



К ВОЗМОЖНОСТИ ПОВЫШЕНИЯ ПОМЕХОУСТОЙЧИВОСТИ В СИСТЕМАХ ПЕРЕДАЧИ БИОМЕДИЦИНСКОЙ ИНФОРМАЦИИ

П.А. Полушкин
Владимирский государственный университет, Владимир
e-mail: pap@vlsu.ru

При передаче биомедицинской информации по различным телекоммуникационным каналам она, как и прочие виды передаваемой информации, подвергается искажениям

различного рода и происхождения, поэтому вопросы повышения устойчивости имеют большое значение.

Для повышения помехоустойчивости при передаче часто применяется избыточность ресурса в виде передачи одинаковой информации по параллельным каналам, обычно реализуемая в форме разнесения сигналов [1]. Это уменьшает влияние замираний и некоторых видов внешних помех, а также несколько повышает отношение «сигнал/шум» перед детектированием.

Параллельно и независимо с этим в современных цифровых системах связи могут использоваться различные виды кодирования. Объединение этих двух методов в форме разнесенного кодирования позволяет получить дополнительный выигрыш по помехоустойчивости [2]. Реализацию метода разнесенного кодирования рассмотрим на примере двукратного разнесения и блочного кодирования, хотя метод может без труда быть распространен и на разнесение большей кратности.

Наличие двукратного разнесения рассматривается, как некоторое общее расширенное в два раза поле для размещения и информационных, и проверочных символов. В отличие от обычного для блочных кодов небольшого количества проверочных символов по сравнению с количеством информационных, здесь количество проверочных символов в блоке равно количеству информационных символов. После формирования подобного расширенного поля, в одном разнесенном канале передается информационная часть блока, в другом канале разнесения одновременно с ней или с определенным временным сдвигом передается проверочная часть блока.

Блочные коды могут исправлять количество символов блока, равное количеству символов проверочной части, (и расположенных в любом месте блока), если положение поврежденных символов в блоке известно. В данном случае, поскольку известно, в каком канале разнесения имело место замирание, то и известно положение поврежденных символов в блоке. А поскольку в поврежденном разнесенном канале передается число символов, равное длине проверочной части (независимо от того, который из двух каналов поврежден), то все поврежденные символы будут исправлены и воздействие замирания будет, таким образом, устранено. Следовательно, описываемый метод может устранять последствия замираний не менее эффективно, чем классический разнесенный прием.

Также улучшается помехоустойчивость и по отношению к действию теплового шума. В современных микросхемах-декодерах в случае, если количество поврежденных символов в блоке будет больше его длины, то весь блок без изменений подается на выход микросхемы. Таким образом, если вероятность повреждения одного символа равна P_1 , то вероятность, что в блоке окажутся поврежденными ровно i произвольно расположенных символов окажется равной

$$P_i = C_i^n P_1^i (1 - P_1)^{n-i},$$

где n —длина блока; k —количество информационных символов в блоке; b —количество проверочных символов ($n=k+b$); $C_i^n = n! / i!(n-i)!$.

Декодер не может исправить поврежденные символы в блоке, если $i > b/2$. Просуммировав по всем ситуациям, когда символы не исправляются, с учетом вероятности этих ситуаций будем при использовании кодирования [3] иметь среднюю по блоку вероятность P_C повреждения одного символа:

$$P_C = \frac{1}{n} \sum_{i=\lceil b/2 \rceil + 1}^n i P_i = \frac{1}{n} \sum_{i=\lceil b/2 \rceil + 1}^n i C_i^n P_1^i (1 - P_1)^{n-i}.$$

При учете выигрыша в отношении «сигнал/шум» будем считать, что используются когерентное детектирование и простейшие противоположные бинарные сигналы с относительным фазовым сдвигом 180° . В этом случае, как известно, для аддитивного белого гауссова шума (АБГШ) зависимость вероятности битовой ошибки P_1 от отношения q «сигнал/шум» по напряжению (понимаемому, как квадратный корень из отношения средней мощности сигнала к мощности шума) определяется формулой

$$P_1 = 1 - F(q) = 1 - \frac{1}{\sqrt{2\pi}} \int_{-\infty}^q \exp\left\{-\frac{x^2}{2}\right\} dx.$$

Пусть q_1 – это отношение «сигнал/шум» соответствующее исходному значению вероятности P_1 ошибки символа. В результате применения описываемого метода вместо вероятности ошибки P_1 реализуется значительно меньшая средняя по блоку вероятность ошибки P_C . Она соответствует другому отношению «сигнал/шум» равному q_2 , которое можно определить из рассмотренных зависимостей.

На рисунке для каждого значения вероятности ошибки исходного символа (график P_1) показана вероятность P_C средней ошибки при использовании описываемого метода для некоторых значений k . (Остальные графики этого рисунка). Цифры рядом с каждым графиком указывают соответствующее ему значение k .

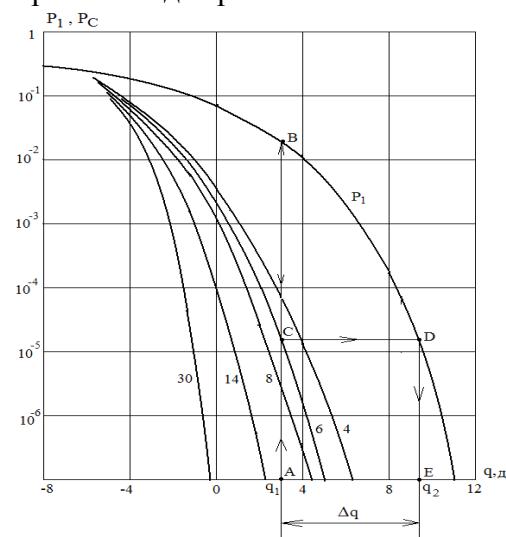
Выигрыш от использования метода можно легко определить также на основе рисунка, используя его, как номограмму. Пусть исходное значение отношения «сигнал/шум» равно q_1 , что соответствует точке А на рисунке. Следуя от нее вверх по вертикальной линии, определяем исходную вероятность ошибки одного символа (точка В на графике P_1). Далее, спускаемся вертикально вниз по той же линии до пересечения с одним из графиков (в качестве примера выбран график, соответствующий значению $k=6$, пересечение в точке С). Она укажет среднюю вероятность ошибки при использовании метода.

После этого движемся горизонтально до пересечения вновь с графиком P_1 (в точке D). Эта точка соответствует значению q_2 отношения «сигнал/шум» требуемому для обеспечения такой вероятности ошибки. Для его определения из точки D движемся вертикально вниз до пересечения с осью абсцисс (в точке Е). Она укажет значение q_2 .

Разность Δq между q_1 и q_2 определит выигрыш от использования метода при конкретном значении отношения «сигнал/шум» и параметре кода k . (В данном примере $q_1=3$ дБ, $q_2=9,5$ дБ, $\Delta q=6,5$ дБ). Из рисунка видно, что выигрыш растет с ростом k , при более длинных кодах может достигать 11 дБ.

В случае воздействия внешней импульсной помехи, поражающей только один из каналов разнесения, свойства аналогичны ситуации, когда разнесение и кодирование применяются независимо, поскольку близки случаю воздействия замирания только на один из каналов.

Если же помеха поражает одновременно оба канала, то при обычном разнесении, даже если она кратковременная, тем не менее, вызывает необратимую потерю информации. В описываемом методе без потерь информации будет устранена внешняя помеха с длительностью, равной половине длине информационной части блока, (если появление помехи фиксируется) или четверти ее длины (если фиксация не производится). Если же передача информационной и проверочной частей производится по разнесенным каналам не одновременно, а с необходимым временным сдвигом, то длительность импульсной помехи, которую можно устраниТЬ, возрастает в два раза.



Если кодирование уже применяется, то, кроме улучшения его показателей, можно получить дополнительное повышение скорости передачи (в $1+b/k$) раз, так как теперь в канале разнесения, где передается информационная часть, проверочные символы не передаются, и их место могут занять информационные символы.

ЛИТЕРАТУРА

1. Полушин П.А. Избыточность сигналов в радиосвязи / П.А.Полушин, А.Г. Самойлов – М.: Радиотехника, 2007. – 256с.
2. Полушин П.А. Возможности метода разнесенного кодирования / П.А. Полушин // Материалы 7-й МНТК «Перспективные технологии в средствах передачи информации». – Владимир, 2007. – С. 198–199.
3. Скляр, Б. Цифровая связь. Теоретические основы и практическое применение/ пер. с англ. – М.: Изд. дом “Вильямс”, 2003. – 1104с.

THE POSSIBILITY OF INCREASING OF INTERFERENCE IMMUNITY IN BIOMEDICAL TELECOMMUNICATION SYSTEMS

P.A. Polushin

Vladimir State University, Vladimir

e-mail: pap@vlsu.ru

The method combining diversity technique and block coding is described. Diversed channels are used to transmit check symbols and information symbols separately. The nomogram for calculation of the gain of using of the proposed method is given.



ИСПОЛЬЗОВАНИЕ РАСПРЕДЕЛЕННОГО КОДИРОВАНИЯ В СИСТЕМАХ ПЕРЕДАЧИ МЕДИКО-БИОЛОГИЧЕСКОЙ ИНФОРМАЦИИ

П.А. Полушин, А.Д. Максимов, В.А. Матюха

Владимирский государственный университет, Владимир

e-mail: pap@vlsu.ru

В связи с постоянным возрастанием интенсивности обмена медико-биологической информацией между различными лечебно-диагностическими центрами для этих целей широко используются разнообразные каналы передачи, как специализированные, так и общие с другими пользователями. В связи с этим при передаче возникают те же проблемы обеспечения помехоустойчивости и снижения влияния негативных факторов, как и в других областях, использующих телекоммуникационные системы.

Одним из отрицательных факторов выступают значительные колебания уровня сигналов при использовании радиоканалов, проявляющиеся в форме замираний уровня принимаемых сигналов. Существуют различные способы борьбы с подобными замираниями [1]. В случае, если используется канал с двусторонней передачей и имеется возможность выбора значения несущей частоты внутри какого-либо интервала частот, то по каналу обратной связи указывается, на каком участке частотной оси имеет место наилучший коэффициент передачи в данный момент и передача осуществляется именно на этом участке [2]. Для определения такого участка применяются различные алгоритмы сканирования частотного диапазона. Однако и в этом случае, даже с использованием кодирования, помехоустойчивость зачастую недостаточна для передачи с нужным уровнем качества.

Значительно улучшить помехоустойчивость и увеличить скорость передачи возможно применением метода распределенного кодирования. Сущность метода заключается в следующем. Пусть в распоряжении для передачи системы имеется n частот в каком-то выделенном диапазоне. С помощью обратного канала система имеет информацию о текущем коэффициенте передачи по каждой из этих частот. Если раньше для передачи в каждый момент времени использовалась только одна из этих частот, то теперь будет использоваться m частот ($m < n$), на которых коэффициент передачи максимален. (В каждый момент времени они располагаются по частотному диапазону в зависимости от текущего состояния канала передачи).

Эта совокупность используемых каналов рассматривается, как единый канал передачи, в расширенном поле которого можно размещать передаваемые символы ([3]). Естественно, даже среди нескольких наилучших каналов уровень принимаемого сигнала в одних будет лучше, чем в других. Поэтому непрерывно производится ранжирование этих m каналов по уровню принимаемого сигнала (по отношению «сигнал/шум»), а значит и по величине вероятности вносимой каналом ошибки.

Поскольку в распоряжении системы передачи в случае использования вместо одного канала нескольких каналов появляется значительная избыточность, то степень кодирования (количество проверочных символов относительно информационных) можно значительно увеличить. Кроме того, чтобы при декодировании вероятность символьной ошибки была близка к одинаковой во всем расширенном поле, необходимо, чтобы соотношение проверочных и информационных символов в каждом из каналов было различным. В наилучшем канале оно минимально. В следующем по убыванию «качества» канале оно выше, и т.д., таким образом, производится соответствующее ранжирование и по степени кодирования. При этом, когда при декодировании производится «сборка» общего сигнала из нескольких каналов, все символы оказываются равноправными. Например, при использовании кодов Рида-Соломона необходимые требования на соотношение проверочных и информационных символов при различной величине символьной ошибки определяются в [1,4].

Для оценки результата от ранжирования можно воспользоваться наиболее распространенной релеевской моделью распределения замираний сигнала. При рассмотрении набора из m наибольших сигналов, как порядковых статистик, функция распределения r -того сигнала при использовании релеевской модели замираний будет иметь вид ([5], отсчитывая r от максимального сигнала, $r=0$ – максимальный сигнал, $r=1$ – максимальный из $m-1$ оставшихся, и т.д.):

$$\begin{aligned}\omega_1^{(r)}(x) &= nC_{n-r-1}^{n-1} [F_1(x)]^{n-r-1} [1 - F_1(x)]^r \omega_1(x) = \\ &= \frac{x}{\sigma^2} \frac{n!}{(n-r-1)!r!} \sum_{i=0}^{n-r-1} (-1)^i C_i^{n-r-1} \exp\left\{-\frac{x^2}{2\sigma^2}(i+r+1)\right\},\end{aligned}$$

где F_1 , ω_1 – релеевские интегральное распределение и плотность распределения; σ – параметр этого распределения; $C_b^a = \frac{a!}{b!(a-b)!}$.

Тогда отношение среднего значения $\frac{x_{CP}^{(r)}}{x_{CP}}$ r -того ранжированного сигнала к среднему значению сигнала одиночного канала (без ранжирования) будет равно:

$$\frac{x_{CP}^{(r)}}{x_{CP}} = \frac{n!}{(n-r-1)!r!} \sum_{i=0}^{n-r-1} (-1)^i C_i^{n-r-1} (i+r+1)^{-\frac{3}{2}}.$$

В таблице 1 приведены результаты расчетов (в децибелах) увеличения среднего уровня ранжированных сигналов для некоторых значений r и n по сравнению со средним уровнем одиночного сигнала.

Таблица1

Результаты расчетов (в децибелах) увеличения среднего уровня ранжированных сигналов для некоторых значений r и n по сравнению со средним уровнем одиночного сигнала

n r	2	3	4	5	6	7	8	9	10	15
0	2,23	3,26	3,90	4,35	4,69	4,06	5,18	5,37	5,53	6,12
1	-3,01	-0,29	1,01	1,83	2,42	2,85	3,21	3,50	3,05	4,57
2		-4,77	-1,83	-0,38	0,54	1,20	1,71	2,10	2,10	3,77
3			-6,02	-2,96	-1,42	-0,43	0,29	0,836	0,836	2,57
4				-6,99	-3,85	-2,24	-1,20	0,45	0,13	2,18
5					-7,78	-4,58	-2,93	-1,86	-1,07	0,99
6						-8,45	-5,22	-3,53	-2,42	0,45
7							-9,03	-5,76	-4,05	-0,48
8								-9,54	-6,24	-1,30
9									-10.0	-2,23

Из таблицы видно, что с увеличением n среднее значение максимального из сигналов также увеличивается, но рост постепенно замедляется, однако при этом увеличивается количество сигналов, средний уровень которых заметно превышает средний уровень одиночного сигнала. Нижние значения в каждом столбце показывают, на сколько децибел средний уровень минимального из рассматриваемых n сигналов ниже среднего уровня одиночного сигнала. Граница между положительными и отрицательными величинами указывает максимальное значение m , при котором может быть получен выигрыш. Однако, поскольку вблизи этой границы выигрыш невелик, то на практике необходимо брать m меньше граничного r .

Таким образом, при использовании распределенного кодирования возможно в условиях замирания сигналов значительно повысить помехоустойчивость передачи информации из-за увеличения числа проверочных символов по сравнению с информационными, либо заметно увеличить скорость передачи без снижения помехоустойчивости.

ЛИТЕРАТУРА

1. Скляр, Б. Цифровая связь. Теоретические основы и практическое применение/ пер. с англ. – М.: Изд. дом “Вильямс”, 2003. – 1104с.
2. Мацков А.А. Перспективы использования линии загоризонтной связи / А.А.Мацков, В.В.Серов, Л.И.Чернобельский // Электросвязь. – 2006. – №8. – С. 33-37.
3. Полушкин П.А. Возможности метода разнесенного кодирования / П.А. Полушкин // Материалы 7-й МНТК «Перспективные технологии в средствах передачи информации». – Владимир, 2007. – С. 198–199.
4. Соловьев А.В. Использование кодов переменной длины / А.В.Соловьев, П.А.Полушкин, С.А.Самойлов // Материалы 7-й МНТК «Перспективные технологии в средствах передачи информации». – Владимир, 2007. – С. 191–193.
5. Левин Б.Р. Теоретические основы статистической радиотехники. Книга третья. – М.: «Сов. радио», 1976. – 288с.

**THE USE OF DISTRIBUTED CODING IN MEDICAL-BIOLOGICAL
TELECOMMUNICATION SYSTEMS**

P.A. Polushin, A.D. Maksimov, V.A. Matyuha
Vladimir State University, Vladimir
e-mail: pap@vlsu.ru

The base of the method of distributed coding is described. By means of feedback the set of channels with best quality is selected. This set forms common field for the sequence of digital signals. The coding ratio in every selected channel depends on its quality.



**ПЛАНИРОВАНИЕ В ГРИД-СИСТЕМАХ С НЕОПРЕДЕЛЕННЫМИ
ПАРАМЕТРАМИ УЗЛОВ**

Н.В. Морев
Владимирский государственный университет, Владимир
e-mail: kolyuchiy@gmail.com

Всемирная компьютерная сеть объединяет огромный объем распределенных вычислительных ресурсов. Большинство из них используется лишь незначительную часть времени. Здесь находится огромный потенциал для решения научных задач, которые еще недавно считались нерешаемыми из-за огромного объема вычислений [2]: моделирование климата Земли, обработка астрономических данных, изучение нерешенных математических проблем, моделирование белковых структур и т. д. Анализ [3], проведенный на основе результатов функционирования существующих волонтерских гридов [1] показывает, что этот потенциал еще далеко не исчерпан, и с использованием таких систем возможно решение еще более требовательных к ресурсам задач.

Основные проблемы, с которыми приходится сталкиваться в процессе создания и эксплуатации грид-систем:

- Оптимизация времени выполнения задач путем поиска оптимального плана выполнения с минимальным числом шагов и исключения длительных простоев, когда один медленный узел тормозит выполнение зависящих от него задач.
- Ненадежность вычислительных узлов, которые изменяют свои характеристики в процессе работы или вообще выбывают из системы не завершив вычислений.
- Обеспечение качества обслуживания (QoS): выполнение заданий в срок, равномерное взвешенное распределение ресурсов между приложениями.
- Обеспечение максимальной загрузки вычислительных узлов, избежание простоев.
- Возможность получения неверных результатов с узлов.

Теория планирования Интернет-вычислений

Теория планирования Интернет-вычислений — это формализация знаний, полученных в процессе изучения планирования вычислений с межзадачными зависимостями для нескольких видов систем Интернет-вычислений, включая грид вычисления, глобальные вычисления, и волонтерские вычисления. Цель этой теории заключается в том, чтобы максимизировать коэффициент использования таких систем с учётом всех характерных для них сложностей: временная непредсказуемость и неопределенность доступности и других характеристик узлов, которые не дают успешно применять традиционные методы планирования [5]. Методы теории планирования Интернет-вычислений основываются на графовых моделях.

Планирование на основе графовых моделей

В последние десятилетия проблема планирования выполнения задач в виде ациклических орграфов (АОГ) стала одной из фундаментальных в области параллельных и распределенных вычислений.

Модель задачи формулируется следующим образом. [7] Приложение представляется в виде АОГ $G = (T, E)$, где T — множество N_T задач, а E — множество N_E ребер. Каждое ребро $e_{ij} = (t_i, t_j) \in E$ представляет собой ограничение порядка выполнения и означает, что задача t_i должна быть завершена до того, как запустится задача t_j . Задача t_i имеет вес $\tau_i (1 \leq i \leq N_T)$, соответствующий времени выполнения задачи t_i на усредненной вычислительной платформе, а ребро $e_{ij} (1 \leq i, j \leq N_T)$ имеет вес ε_{ij} , соответствующий объему данных пересылаемых между процессорами p_i и p_j .

Целевая неоднородная вычислительная система может быть представлена иерархически в виде ненаправленного графа $HC = (C, L_W)$, где $C = \{C_k \mid 1 \leq k \leq N_C\}$ — множество N_C кластеров, а $L_W = \{l_{C_i C_j} \mid C_i, C_j \in C\}$ — множество каналов передачи данных между кластерами. Каждый кластер $C_k = (P(k), L(k))$ содержит множество $P(k)$ процессоров и множество $L(k)$ каналов передачи данных между процессорами в $P(k)$.

Для целей планирования задач неоднородная вычислительная система может быть представлена неиерархическим графом $NHC = (P, L)$, где $P = \bigcup_{k=1}^{N_C} P(k) = \{p_1, \dots, p_{N_p}\}$, а $L = L_W \bigcup_{k=1}^{N_C} \bigcup_{i,j} L(k) = \{l_{p_i p_j} \mid p_i, p_j \in P\}$. Пусть существует канал $l_{p_i p_j}$, тогда если p_i и p_j принадлежат k -му кластеру $C(k)$, то канал соответствует каналу в $L(k)$. Иначе канал $l_{p_i p_j}$ — канал в L_W . Каждый процессор p_q имеет относительный множитель вычислительной мощности w_q . Выполнение задачи t_i на процессоре p_q требует $\tau_i \cdot w_q$ единиц времени. Аналогично, пусть $\lambda_{p_q p_r}$ — обратное значение пропускной способности канала между p_q и p_r , тогда пересылка ε_{ij} от p_q к p_r займет $\varepsilon_{ij} \cdot \lambda_{p_q p_r}$ единиц времени.

Пусть дан АОГ G и неоднородный кластер NHC , тогда задача заключается в том, чтобы найти высококачественный план выполнения, являющийся отображением G на NHC . Качество решения определяется полной длиной плана.

Эта проблема в общем виде является NP-полной, а ее оптимальные решения известны только для частных случаев, поэтому активно развиваются различные эвристические алгоритмы для ее решения [4]: тривиальный поиск узла с минимальным временем выполнения, генетические алгоритмы, моделирование «закалки», «табу» поиск, эвристика « A^* ».

Проблема ненадежности

Недостатком модели АОГ можно считать то, что она не учитывает неотъемлемые свойства волонтёрских гридов — ненадежность и нестабильность. Для преодоления этой проблемы разработана модель планирования основанного на репутации и рассмотрении характеристик узлов как статистических величин [8]. Она позволяет администратору вычислительной системы производить тонкую настройку требуемого уровня метрик надежности и производительности.

Для оценки уровня надежности отдельных узлов используется система репутации. Уровни надежности вычисляются в течении времени на основе результатов, возвращаемых узлами на сервер. Уровень надежности узла $r_i(t)$ в данный момент времени t оценивается как:

$$r_i(t) = \frac{n_i(t) + 1}{N_i(t) + 2},$$

где $n_i(t)$ и $N_i(t)$ — соответственно количество правильных ответов и количество полученных ответов. Таким образом изначальный уровень надежности узла равняется 0,5. Правильность ответа определяется в ходе голосования узлов. На основе этих уровней вычисляется вероятность получения правильного результата от группы узлов при голосовании. Пусть имеется группа узлов $G = \{w_1, \dots, w_{2k+1}\}$, $r_i(t)$ — рейтинг узла w_i , тогда групповой рейтинг, т. е. вероятность получения правильного ответа в группе узлов

$$\lambda(t) = \sum_{m=k+1}^{2k+1} \sum_{\{\varepsilon: \|\varepsilon\|=m\}} \prod_{i=1}^{2k+1} r_i(t)^{\varepsilon_i} (1-r_i(t))^{1-\varepsilon_i},$$

где $\varepsilon = \{\varepsilon_1, \dots, \varepsilon_{2k+1}\}$ — вектор ответов от узлов группы, где 1 означает правильный ответ, а 0 — неправильный. Определение правильности происходит определением большинства голосов в группе.

На основе индивидуальных рейтингов предлагается группировать узлы в группы с примерно одинаковым групповым рейтингом, так что возрастает вероятность получения хотя бы одного правильного результата в каждой группе за счет присутствия в ней надежного узла, а также увеличивается коэффициент использования ресурсов, за счет того, что группы постоянно изменяются при изменении рейтингов. Так как формирование таких групп — вычислительно сложная задача, предлагается несколько вариантов приближенных алгоритмов.

Обеспечение качества обслуживания (QoS)

Задача обеспечения качества обслуживания возникает только тогда, когда в системе ощущается нехватка ресурсов для решения всех запрошенных задач. В этом случае необходимо справедливо распределить ресурсы между задачами и обеспечить приоритеты одних задач над другими. Эта проблема более характерна для гридов, узлы которых являются выделенными для грида и находятся под соответствующим административным контролем, как в гридах на основе Globus Toolkit или Condor-G [6].

Математическая модель таких задач формулируется следующим образом. Пусть имеется N задач, выполнение которых требуется спланировать. Нагрузка w_i , которую создает задача T_i — это время ее выполнения на процессоре единичной вычислительной мощности. Предполагается, что задача невытесняемая, т. е. она не может прекратить выполняться на определенное время до тех пор пока не будет завершена полностью. Существуют алгоритмы планирования и для вытесняемых задач.

Рассматривается многопроцессорная система из M процессоров и вычислительная мощность j -го процессора соответствует c_j единиц мощности. Полная вычислительная мощность грида определяется как

$$C = \sum_{j=1}^M c_j.$$

Пусть d_{ij} — задержка между инициацией задачи пользователем i и выполнением на процессоре j . Каждая задача T_i характеризуется пороговым временем выполнения D_i , к которому желательно завершить ее обработку. Пусть γ_j — оценочное время завершения задачи (сколько осталось), которая уже выполняется на j -м процессоре. Если процессор свободен, то $\gamma_j = 0$. Тогда время, через которое задача T_i может быть запущена на процессоре j определяется как

$$\delta_{ij} = \max\{d_{ij}, \gamma_j\}.$$

Среднее время, через которое задача T_i может запуститься, для M процессоров

$$\delta_i = \frac{\sum_{j=1}^M \delta_{ij} c_j}{\sum_{j=1}^M c_j}.$$

Требуемая вычислительная мощность для задачи T_i определяется как

$$X_i = \frac{w_i}{D_i - \delta_i}.$$

В случае, когда загрузка вычислительной системы больше, чем запрашиваемая, цель алгоритмов справедливого планирования заключается в том, чтобы уменьшать X_i для всех задач определенным образом.

Заключение

При изучении проблем, связанных с оптимизацией планирования выполнения задач в гридах, в основном используется математический аппарат теории алгоритмов, математической статистики, комбинаторики. Дальнейшее развитие в этой области может быть связано с поиском новых эвристик, эффективной реализацией вычислительно сложных алгоритмов, комбинированием различных существующих и предложением новых моделей.

ЛИТЕРАТУРА

1. Ян Фостер. Что такое грид? Три критерия. <http://gridclub.ru/library/publication.2004-11-29.5830756248/view>, 2002.
2. Choosing boinc projects. <http://boinc.berkeley.edu/projects.php>, 2008.
3. David P. Anderson and Gilles Fedak. The computational and storage potential of volunteer computing. <http://www.citebase.org/abstract?id=oai:arXiv.org:cs/0602061>, 2006.
4. Tracy D. Braun, Howard Jay Siegel, Noah Beck, Ladislau L. Ből'oni, Muthucumaru Maheswaran, Albert I. Reuther, James P. Robertson, Mitchell D. Theys, Bin Yao, Debra Hensgen, and Richard F. Freund. A comparison of eleven static heuristics for mapping a class of independent tasks onto heterogeneous distributed computing systems. Journal of Parallel and Distributed Computing, 61(6):810–837, 2001.
5. Gennaro Cordasco, Grzegorz Malewicz, and Arnold Rosenberg. Advances in ic-scheduling theory: Scheduling expansive and reductive dags and scheduling dags via duality. IEEE Transactions on Parallel and Distributed Systems, 18(11):1607–1617, 2007.
6. Nikolaos Doulamis, Emmanouel Varvarigos1, and Theodora Varvarigou. Fair scheduling algorithms in grids. IEEE Transactions on Parallel and Distributed Systems, 18(11):1630–1648, 2007.
7. Sang Cheol Kim, Sunggu Lee, and Jaegyo Hahn. Push-pull: Deterministic search-based dag scheduling for heterogeneous cluster systems. IEEE Transactions on Parallel and Distributed Systems, 18(11):1489–1502, 2007.
8. Jason Sonnek, Abhishek Chandra, and Jon Weissman. Adaptive reputationbased scheduling on unreliable distributed infrastructures. IEEE Transactions on Parallel and Distributed Systems, 18(11):1551–1564, 2007.

SCHEDULING IN GRIDS WITH INDETERMINATE NODE PARAMETERS

N.V. Morev

Vladimir State University, Vladimir
e-mail: kolyuchiy@gmail.com

Scheduling in grid computing environments is one of the key issues in high-performance computing. In this paper, we give an overview of inherent properties of volunteer grids that raise

new problems which are specific to this type of distributed computations. These problems include indeterminism, heterogeneity, and vulnerability to fraud of nodes. We describe a number of mathematical models that address them and show possible fields for further research.



АДАПТИВНЫЙ МЕТОД ИНТЕРПОЛЯЦИИ ТРАЕКТОРНЫХ ПЕРЕМЕЩЕНИЙ

В.А. Шахнин

Владимирский государственный университет, Владимир
e-mail: shakh@vlsu.ru

Одним из важнейших показателей гибкости автоматизированных модулей медицинской диагностики является возможность оперативного изменения траекторий перемещения датчиков при сканировании исследуемых объектов. Анализ особенностей программного управления движением позволяет сделать вывод о том, что для применения в названной области наиболее пригодны системы, реализующие контурное управление [1]. Эти системы обеспечивают решение практически любой задачи формообразования траекторий. Однако гибкость диагностических модулей при использовании систем контурного управления ограничивается тем, что траектории движения должны быть заданы заранее, например, на этапе переобучения модуля. Эта гибкость оказывается недостаточной в тех случаях, когда текущие результаты контроля требуют изменения траекторий непосредственно в процессе сканирования. В таких случаях для увеличения гибкости диагностических модулей целесообразно использование систем управления движением с элементами адаптации.

Изучение пригодности наиболее распространённых методов интерполяции траекторных перемещений для создания на их основе алгоритмов управления движением с элементами адаптации к текущим результатам контроля свидетельствует о перспективности в этом плане метода оценочной функции [2]. Рассмотрим в качестве примера кинематический алгоритм управления перемещением датчика медицинской диагностики по плоской поверхности.

Допустим, что исполнительный механизм модуля имеет ортогональную кинематическую схему, а перемещение датчика осуществляется в плоскости XY . При движении датчика со скоростью $V(v_x, v_y)$ координаты контрольной точки и проекции её

скорости связаны соотношениями $\dot{x} = v_x$ и $\dot{y} = v_y$, которые можно рассматривать как математическую модель системы перемещения. Управляющим (входным) для этой системы является вектор V , а выходным – вектор положения контрольной точки датчика. Пусть задана кривая S , по которой в идеале должно происходить перемещение, а V имеет точки разрыва первого рода в моменты равенства нулю функции $F(x, y) = S(x, y)(\partial S / \partial x)(\partial S / \partial y)$. Это означает, что функция F обращается в ноль во всех точках кривой S и в точках равенства нулю частных производных $S_x = \partial S / \partial x$ и $S_y = \partial S / \partial y$. Обеспечим в области над траекторией S , где функция F отрицательна, возможность перемещения только вдоль оси X , а под траекторией, где F – положительна, только вдоль оси Y . Функцию F можно рассматривать как функцию переключения. В этом случае контрольная точка, находящаяся над траекторией S , начав своё движение в начальный момент t_0 , будет двигаться в направлении к кривой S только при выполнении условия $S(dS/dt) < 0$.

Управление $V = V(v_x, v_y)$, позволяющее контрольной точке датчика начиная с некоторого момента $t_1 \geq t_0$ воспроизводить кривую в скользящем режиме, можно определить так

$$v_x = \begin{cases} \mp |v_{xo}| \operatorname{sign} \left(\frac{\partial S}{\partial y} \right) & \text{при } S \frac{\partial S}{\partial x} \frac{\partial S}{\partial y} > 0 \\ 0 & \text{при } S \frac{\partial S}{\partial x} \frac{\partial S}{\partial y} < 0, \end{cases} \quad (1)$$

$$v_y = \begin{cases} \pm |v_{yo}| \operatorname{sign} \left(\frac{\partial S}{\partial x} \right) & \text{при } S \frac{\partial S}{\partial x} \frac{\partial S}{\partial y} < 0 \\ 0 & \text{при } S \frac{\partial S}{\partial x} \frac{\partial S}{\partial y} > 0. \end{cases}$$

Поясним сущность предлагаемого способа корректировки траектории перемещения датчика неразрушающего контроля в соответствии с текущими результатами контроля на примере интерполятора, основными узлами которого являются логическое переключающее устройство (ЛПУ), вычислительное устройство и интеграторы каналов X и Y . В теории автоматического управления известен метод вибрационной линеаризации [3], который, например, используется для улучшения параметров скользящего режима при интерполяции траекторий. Для этого на вход логического переключающего устройства, реализующего (1), подают пилообразное воздействие $f(t)$ с частотой значительно более высокой, чем частота периодической составляющей $S(t)$. При этом на выходе ЛПУ по-прежнему будет действовать последовательность импульсов, но с частотой внешнего воздействия $f(t)$. Такой режим воспроизведения траектории S называется вынужденным скольжением.

Для адаптации траектории перемещения датчика к текущим значениям измеряемых или контролируемых параметров предлагается корректировать режим работы логического переключающего устройства сигналом, который является результатом интегрирования мгновенных значений названных параметров. При технической реализации способа интегрируются короткие импульсы с амплитудой равной текущим значениям измеряемых или контролируемых параметров, которые формируются в результате стробирования соответствующих выходных сигналов датчиков неразрушающего контроля. Корректирующее воздействие $f(t)$ на входе логического переключающего устройства будет также пилообразным, но с изменяющимся наклоном. Структурная схема адаптивного интерполятора, реализующего управление (1) при $v_x = v_y = v_0 = \text{const}$, представлена на рис. 1. В состав интерполятора входят вычислительное устройство (ВУ), сумматор, звенья чистого запаздывания и интеграторы каналов X и Y , а также ЛПУ, реализуемое на одном релейном и двух переключающих элементах.

Определим условия, обеспечивающие режим перемещения датчика ГПМНК, адаптированный к текущим результатам контроля. Для этого воспользуемся методикой, предложенной в работе [4] при анализе вынужденного скользящего режима. Пусть интерполятор имеет запаздывание τ в переключении компонент вектора управления, а на

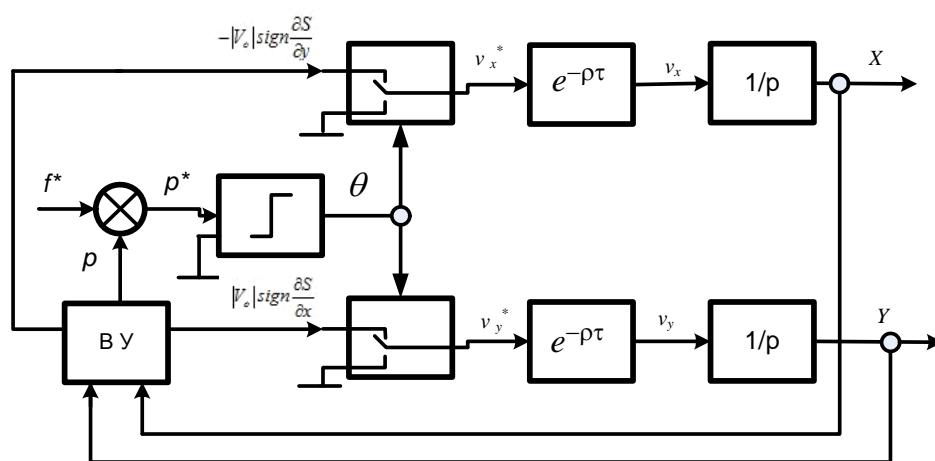


Рис. 1. Структурная схема адаптивного интерполятора

входе ЛПУ действует сигнал $p^*(t) = p(t) + f^*(t)$, где $p(t) = S \operatorname{sign} \frac{\partial S}{\partial x} \frac{\partial S}{\partial y}$, $f^*(t) = f(t) \operatorname{sign} \frac{\partial S}{\partial x} \frac{\partial S}{\partial y}$, $f(t)$ - результат интегрирования текущих мгновенных значений выходного напряжения датчика неразрушающего контроля. Система уравнений, соответствующая адаптивному интерполятору (рис.1), имеет следующий вид

$$v_x(t) = v_x^*(t - \tau), \quad v_y(t) = v_y^*(t - \tau),$$

$$v_x^* = F_x(\theta) = \begin{cases} -v_o \operatorname{sign} \frac{\partial S}{\partial y} & \text{при } \theta = 1 \\ 0 & \text{при } \theta = -1, \end{cases} \quad v_y^* = F_y(\theta) = \begin{cases} v_o \operatorname{sign} \frac{\partial S}{\partial x} & \text{при } \theta = -1 \\ 0 & \text{при } \theta = 1, \end{cases}$$

$$\theta = F(p^*) = \begin{cases} 1 & \text{при } p^* > 0 \\ -1 & \text{при } p^* < 0. \end{cases}$$

Выходные сигналы переключающих элементов v_x^* и v_y^* представляют собой последовательности импульсов, текущая частота которых (ω) определяется частотой стробирования выходного сигнала датчика и его уровнем в момент стробирования. Значение ω лежит за пределами высокочастотной области полосы пропускания исполнительных органов диагностического модуля, поэтому влиянием переменных составляющих сигналов v_x^* и v_y^* можно пренебречь. С учётом последних замечаний алгоритм работы адаптивного интерполятора поясняется диаграммами на рис. 2. Диаграмма пилообразной формы соответствует выходному сигналу интегратора, на вход которого подаются поочерёдно стробирующие импульсы с амплитудой равной мгновенным значениям выходного напряжения датчика ГПМНК и образцовое компенсирующее напряжение противоположной полярности постоянного уровня. Время интегрирования выходного напряжения датчика τ постоянно и равно длительности стробимпульса. Следовательно, значение коэффициента α определяется выходным напряжением датчика в момент стробирования.

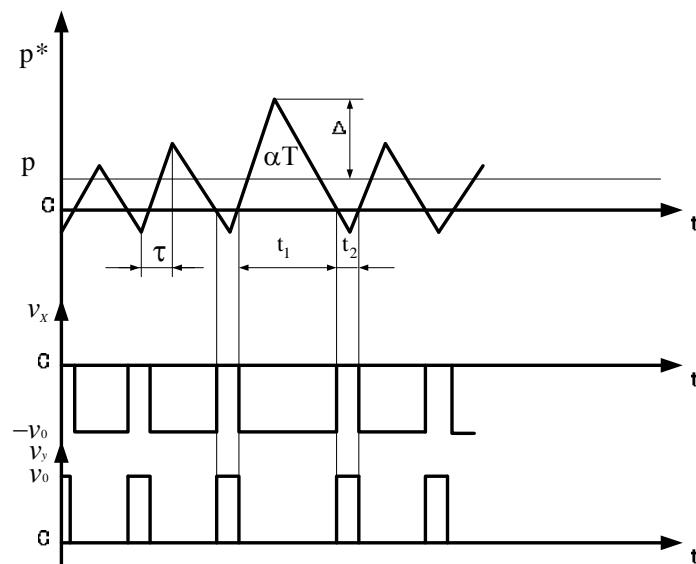


Рис.2. Диаграммы работы адаптивного интерполятора

Средние текущие значения компонент скорости перемещения датчика можно определить так

$$v_{xcp}^* = -|v_o| (t_1 / T) \operatorname{sign} \frac{\partial S}{\partial y}, \quad v_{ycop}^* = |v_o| (t_2 / T) \operatorname{sign} \frac{\partial S}{\partial x}. \quad (2)$$

С учётом подобия треугольников на рис. 2 справедливы следующие соотношения $\delta/\alpha T = (p + \delta)/t_1$; $t_1 = \alpha T(1 + p/\delta)$; $t_2 = T(\beta + \alpha p/\delta)$, где $\beta = 1 - \alpha$. Таким образом, (2) можно представить в виде

$$v_{xcp}^* = -\alpha |v_o| (1 + p/\delta) \operatorname{sign} \frac{\partial S}{\partial y}; \quad v_{ycp}^* = |v_o| (\beta + \alpha p/\delta) \operatorname{sign} \frac{\partial S}{\partial x}.$$

Анализ последних формул показывает, что текущие средние значения сигналов v_x^* и v_y^* зависят от величин $p = S \operatorname{sign} \frac{\partial S}{\partial x}$, α и β , т. е. предложенный способ позволяет не только реализовать эффект вибрационной линеаризации, но и адаптировать параметры движения датчика к текущим значениям его выходного сигнала.

Рассмотренный метод адаптации параметров движения датчика диагностического модуля реализован на базе контроллеров *Controll Logic* (фирмы *Rockwell*) и *PSS300* (фирмы *Pilz*) [5].

ЛИТЕРАТУРА

1. Сосонкин В.Л., Мартинов Г.М. Концепция числового программного управления мехатронными системами // Информационные технологии в проектировании и производстве. 2003. № 2. С. 38-44.
2. Юнусов Н.Ф., Ильин Г.И., Васильев И.И., Хохлов Ю.М. Сравнительный анализ методов интерполяции линейных и круговых движений, применяемых на станках с фазовой СПУ // Мехатроника, автоматизация, управление. 2005. № 6. С.40-45.
3. Бесекерский В.А. Цифровые автоматические системы. М.: Наука. 1976. 576 с.
4. Зотеев А.И. Алгоритмы управления технологическим оборудованием с ЧПУ. - Владимир. 1984. 111 с.
5. Шахнин В.А. Системы управления для гибких модулей неразрушающего контроля «МАГНИТ» – Тез. докл. III Международной конференции по проблемам управления ИПУ РАН. Т. 2. М. 2006. С. 73-74.

THE ADAPTIVE METHOD FOR INTERPOLATION OF TRAJECTORIES MOVEMENTS

V.A. Shakhnin

Vladimir State University, Vladimir

e-mail: shakh@vlsu.ru

The adaptive control's conception of movement for sensors of medical diagnostic modules is proposed. The functional principle of the control is based on the correction of movement's parameters in the correspondence with current results of testing. The modified estimation function's method is used for interpolation of trajectories movements.



ПЕРСПЕКТИВЫ ПРИМЕНЕНИЯ КРЕЙТОВЫХ СИСТЕМ В МЕДИЦИНСКОЙ ПРАКТИКЕ

А.Д. Поздняков, В.А. Поздняков.

Владимирский государственный университет, Владимир
e-mail: ylad_23@mail.ru

Системы медицинского мониторинга состояния пациента (МСП) позволяют измерять в режиме реального времени: частоту пульса, температуру тела, артериальное давление, электрокардиограмму (ЭКГ) и многие другие характеристики.

Эксплуатируемые в настоящее время системы МСП построены по принципу компактного объединения в одном корпусе универсальных медицинских приборов. Отличительной особенностью систем является их длительное использование по 10-15 и более лет, так как эта техника консервативная, очень сложная и дорогая.

Структура и допустимые границы параметров пациента зависят от целого ряда факторов: возраста, тренированности, образа жизни, вида основного и сопутствующих заболеваний, времени суток, графика приема лекарств и т.д. Таким образом, поле допуска по каждому параметру является некоторой временной функцией, индивидуальной для каждого пациента, следовательно, требования к системам МСП должны адаптироваться к поставленным целям и особенностям конкретного человека. Современная система МСП предназначена для решения широкого круга задач, поэтому она должна быть:

- компактной и универсальной – допускающей ее применение в стационарных, мобильных и переносных вариантах;
- достаточной - обеспечивающей контроль и измерение всей основной структуры параметров пациента с учетом параметров внешних условий;
- управляющей - позволяющей передавать команды управления в периферийные системы жизнеобеспечения;
- гибкой – позволяющей оперативно и адаптивно управлять границами допусков параметров и системами жизнеобеспечения;
- простой – позволяющей корректировать индивидуальную программу мониторинга в диалоговом режиме работы, используя удобный интерфейс оператора;
- переконфигурируемой - позволяющей использовать в МСП различные аппаратно-программные модули в оптимальном сочетании;
- развивающей - позволяющей вводить в систему МСП вновь создаваемые аппаратно-программные модули;
- открытой - позволяющей передавать информацию в компьютерную сеть внешним пользователям по стандартным шинам (RS-485, RS-232 и др.);
- обрабатывающей - позволяющей не только накапливать базу данных, но также выполнять обработку данных по всем параметрам.

Перечисленным выше требованиям в полной мере удовлетворяют крейтовые системы измерения и мониторинга (КСИМ), получившие развитие в технических задачах контроля и испытаний. В КСИМ применяются расширенные компьютерные технологии, основанные на использовании унифицированных программно-аппаратных средств и стандартных интерфейсов [1].

При применении крейтовой магистрально-модульной архитектуры, содержащей встроенный компьютерный блок, возможно существенное удешевление МСП с обеспечением всех перечисленных выше требований. Можно использовать внешний монитор, а в необходимых случаях и дополнительный внешний компьютер.

КСИМ строятся на основе серийных модулей, вставляемых в общий корпус – крейт. Широко используемыми в крейтовых системах сегодня являются шины VXI и PXI, которые опередили по всем основным характеристикам устаревшую шину CAMAC [2]. Шины VXI и PXI являются основой для нового поколения автоматического оборудования, так как они практически лишены избыточности и обеспечивают открытость архитектуры, малые габариты, высокую надежность, взаимозаменяемость и совместимость модулей разных производителей и поколений. Крейтовые системы с шиной VXI по сравнению с PXI могут работать в более жестких климатических условиях. Вариант компоновки крейтовой системы с внешним персональным компьютером приведен на рис. 1.

Сегодня КСИМ различного назначения создаются в основном на базе спецификаций VXI Plug&Play, но для минисистем МСП возможен более дешевый вариант на основе PXI. Проработан вопрос о соединении между собой в единую систему крейтов VXI и PXI.

Между магистралью PXI и VXI есть одно существенное различие - PXI является синхронной магистралью, а VXI асинхронной. Это существенное отличие позволяет в VXI-системах легко строить многокрейтовые системы и очень усложняет возможность

построения многокрейтовых систем в стандарте PXI, так как осуществить общую синхронизацию многих крейтов крайне сложно. Для однокрейтовых минисистем этой проблемы нет и при необходимости расширения PXI-системы можно использовать Ethernet.

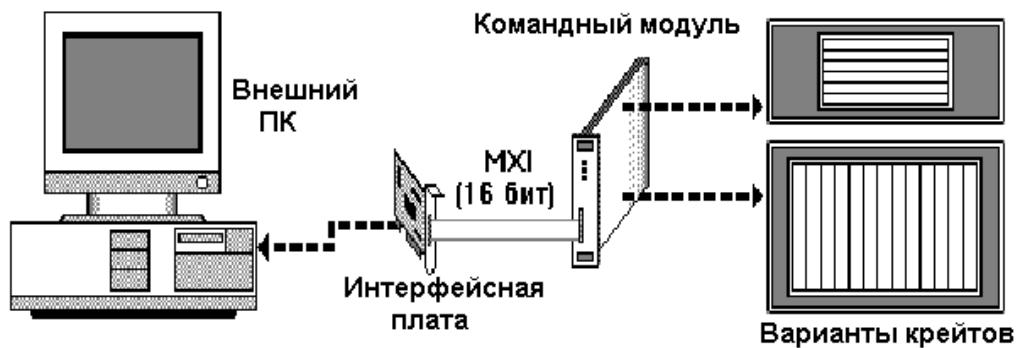


Рис. 1. Крейтовая модульная система с внешним ПК

Стандарт VXI (VME eXtention for Instrumentation) появился в 1987 году как расширение шины VME для измерений. Приборы в стандарте VXI могут вести обмен между собой и с компьютером на уровне регистров или на уровне сообщений. В разных приложениях выбирается разный тип обмена. Для построения КСИМ используются стандартные переносные крейты на 4, 5, 6 и 9 модулей.

Спецификация VXI определяет функции контроллера крейта, который обеспечивает системные ресурсы и содержит порты внешней связи. Система VXI Plug&Play автоматически идентифицирует каждый прибор, его тип, модель, производительность и резервируют необходимый для него объем памяти. Пользователь не нуждается в физической организации адресного пространства для модулей. Контроллер формирует синхронизирующие сигналы, выполняет самоконтроль и диагностику системы, конфигурирует структуру взаимного подчинения модулей. Эти способности крейтовых систем к самоорганизации очень кстати для лечебных учреждений, где профессионалов-программистов явно недостаточно.

Локальные шины VXI образуют дополнительную информационную и управляющую сеть между соседними модулями системы, увеличивая скорость обмена данными и делая ненужным использование внешних дополнительных кабелей и разъемов. Унифицированное программное обеспечение повышает качество тестирования, уменьшает время на его разработку, способствует преемственности систем и взаимозаменяемости модулей. Интерактивный режим работы облегчает программирование и может быть использован при выборе модулей и их настройке путем последовательного представления передних панелей всех приборов на экране монитора и установления их виртуальных органов управления в рабочие положения.

Протокол последовательной передачи слов VXI регламентирует общие интерфейсные команды, такие, как сброс и блокировка модуля, последовательный опрос, а также запрос состояний и возможности прерываний.

Стандарт PXI (PCI eXtention for Instrumentation) появился в 1997 году, он предложен фирмой National Instruments. Базовым стал стандарт CompactPCI (CPCI), построенный на основе промышленного применения магистрали PCI. Особенности PXI реализованы путем включения в CPCI ряда функций, необходимых для контроля и измерений. Все эти функции присутствуют и в архитектуре VXI.

Несомненным достоинством PXI является его совместимость с CPCI. Это означает, что любые модули в стандарте CPCI могут работать в крейтах PXI без каких либо изменений. Кроме того, PXI отвечает всем необходимым требованиям в части Plug&Play и при помощи контроллера PXI-MXI2 совместим с системами VXI.

Номенклатура специализированных и унифицированных модулей МСП может быть не слишком широкой, поскольку все современные датчики преобразуют сигналы сердца и мозга, параметров дыхания и кровотока, артериального давления и температуры, звуковых

сигналов сердца и легких в стандартные электрические сигналы с информационными данными в виде амплитуды, уровня, частоты или сдвига фазы. Для преобразований аналоговых сигналов нужны усилители, фильтры, АЦП и другие типовые модули с ограниченной номенклатурой параметров.

Анализ принципов построения датчиков [3] показывает, что для малых длин каналов передачи информации в пределах комнаты возможно использование в качестве информативных параметров величин тока, сопротивления и напряжения с последующим использованием высокоточных методов их измерения. При этом каждый датчик может калиброваться отдельно с учетом влияния конкретного канала передачи, вносящего потери и воспринимающего внешние наводки. Более помехоустойчивым является преобразование в частоту или сдвиг фазы. Информация в этом случае может передаваться без потерь на расстояния до сотен метров.

Выводы:

1. Архитектура крейтовых систем в стандартах PXI и VXI имеет хорошие перспективы в задачах создания легко компонуемых, перепрограммируемых и недорогих систем МСП.
2. Стандарт VXI сегодня предлагает гораздо больше возможностей построения высококачественных систем МСП, но при построении однокрейтовых минисистем преимущества имеет шина PXI.
3. На сегодняшний день парк измерительных модульных приборов PXI мал и состоит из модулей, созданных в основном National Instruments, однако, имеющиеся модули могут при некоторой доработке и аттестации использоваться как модули крейтовых систем МСП.
4. Существенно расширить набор модулей PXI и VXI для медицинских применений сможет лишь согласованная политика группы ведущих фирм на рынке информационно-измерительной техники.

ЛИТЕРАТУРА

1. Поздняков А.Д., Поздняков В.А. Автоматизация экспериментальных исследований, испытаний и мониторинга радиосистем. М.: Радиотехника, 2004. 208 с.
2. Поздняков А.Д. Крейтовые модульные системы // Методы и средства измерений и цифровой обработки информации: Материалы научно-практического семинара. - Владимир: 1999. С.41 – 60.
3. Поздняков А.Д., Поздняков В.А. Аппаратно-программные средства ввода медицинских сигналов в компьютер при многоканальном мониторинге // Физика и радиоэлектроника в медицине и экологии. - Материалы докладов четвертой международной конференции. Владимир, 2000. с. 110-114.

OUTLOOK OF USING CRATE SYSTEMS IN A MEDICAL PRACTICE

A. D. Pozdnyakov, V.A. Pozdnyakov

Vladimir State University, Vladimir

e-mail: vlad_23@mail.ru

Requirements for modern medical monitoring systems of patient conditions are under concern. It is shown that is a crate systems VXI or PXI are the best solution.



ЭКОНОМИЧНЫЙ МЕТОД ОЦЕНКИ КАЧЕСТВА СВЯЗЕЙ В БЕСПРОВОДНОЙ СЕТИ С ПЕРЕМЕННОЙ ТОПОЛОГИЕЙ

М.Ю. Звягин, Д.С. Милованов, П.Ю. Шамин

Владимирский государственный университет, Владимир

e-mail: laser@vlsu.ru

Все изменения топологии сети, которые встречаются на практике, тем или иным образом могут быть сведены к двум элементарным причинам её изменения: движению узлов сети и их включению или выключению (вкл./выкл.). Узлы, наблюдающие друг друга, в принципе не могут, выяснить причины разрыва/восстановления связи, не обменявшись «историями наблюдений». Таким образом, актуальная задача выявления «стабильных связей», то есть таких, у которых вероятность активности связи и длина периода активности при условии включенности обоих узлов, велика, трудно разрешима. Однако, если узлам известны параметры «генераторов расписаний» друг друга, то возникает возможность оценки необходимых величин без обмена «историями наблюдений».

Пусть поведение каждого узла определяется встроенным «генератором расписаний» – программой, которая переключает узел через промежутки времени, равные случайным величинам, носящим экспоненциальный характер с известным средним. Обозначим за ST_1 – среднее время включенного состояния узла, за ST_0 обозначим среднее время выключеного состояния. Оговорим, что под включением и выключением узла понимается включение и выключение его приемо-передающего устройства, это никак не отражается на мобильности. На активность связи между узлами a и b влияют три фактора: (1) узел a должен быть включен, (2) узел b должен быть включен, (3) узлы находятся в зоне доступности. То есть поведение узлов и связи описывается тремя попарно независимыми случайными процессами с двумя состояниями – 0 и 1, это обуславливает устройство «генераторов расписаний». Процессы H_a и H_b активности узлов, определяются параметрами: ST_{1a} , ST_{1b} , ST_{0a} , ST_{0b} (и начальными значениями датчиков случайных чисел). Величина

$$p_{ab} = p_a p_b = \frac{ST_{1a} ST_{1b}}{(ST_{1a} + ST_{0a})(ST_{1b} + ST_{0b})} \text{ - вероятность включенного состояния обоих узлов.}$$

Процесс L определяет возможность установления связи (достаточная близость). Он также носит периодический характер: среднее время пребывания в состоянии «1» обозначим за t_1 , в состоянии «0» обозначим за t_0 . Моделируются два случая: (1) величины периодов состояний «1» и «0» имеют экспоненциальное распределение со средними t_1 и t_0 соответственно, (2) величины периодов состояний «1» и «0» неслучайны и равны t_1 и t_0 соответственно; $f \equiv f_T = t_1 / (t_1 + t_0)$. Производный процесс $HL = H_a H_b L$, определяющий факт наличия связи между узлами, также носит характер переключений, для которого могут быть подсчитаны величины T_1 – среднее время активности связи, T_0 – среднее время неактивности связи, $F = T_1 / (T_1 + T_0)$ – вероятность её активности; $f_s = F / p_{ab}$. Теоретическая интенсивность $\mu_T = 1/t_1$, выхода узлов из зоны доступности, оценивается при помощи экспериментальной $\mu_s = 1/T_1 - (1/ST_{1a} + 1/ST_{1b})$. Целью эксперимента является сравнение (1) μ_T и μ_s , (2) $l_T := -\ln f_T$ и $l_s := -\ln f_s$. Эксперимент проводится на модели двух узлов, соединенных нестабильной связью. Введем величины: абсолютной ошибки $\delta\mu = |\mu_T - \mu_s|$, $\delta l = |l_T - l_s|$, относительной ошибки $\varepsilon\mu = \delta\mu / \mu_s$, $\varepsilon l = \delta l / l_s$. Один эксперимент предполагает запуск модели с одним набором входных параметров, количество экспериментов – 540. Величины $\varepsilon\mu$ и εl – случайные, позволяют судить о близости теоретических (заданных) и экспериментально полученных параметров.

(1) Первый сценарий - экспоненциальное распределение процесса L . График рис. 1 демонстрирует распределение доли (число точек-экспериментов, попавших в интервал отнесенное к общему числу экспериментов) ошибок εl для первого сценария. График рис. 2 демонстрирует распределение доли ошибок εu для первого сценария.

(2) Второй сценарий – регулярное распределение. Графики рис. 3 и рис.4 полностью аналогичны рассмотренным, только для них моделировалось регулярное распределение.

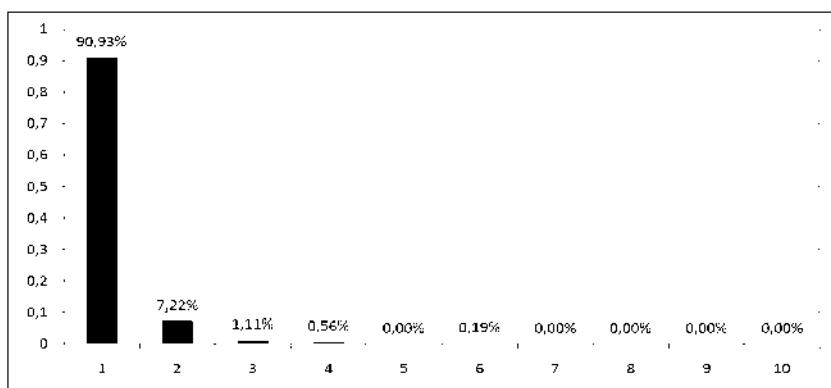


Рис. 1. Распределение доли (число точек-экспериментов, попавших в интервал отнесенное к общему числу экспериментов) ошибок εl для первого сценария.

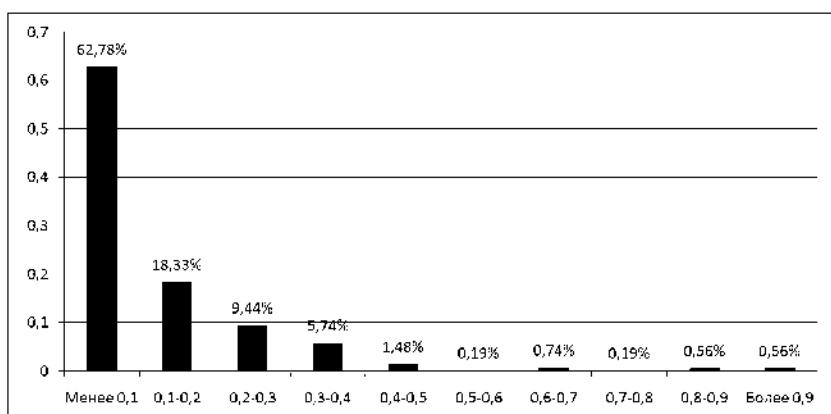


Рис. 2. Распределение доли ошибок εu для первого сценария.

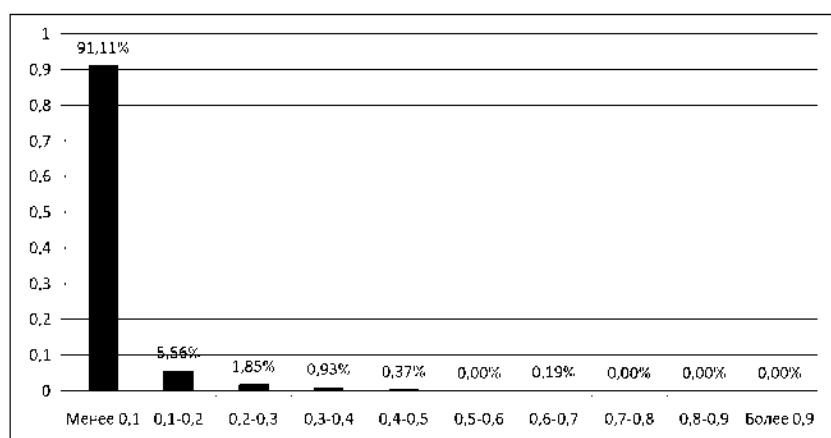
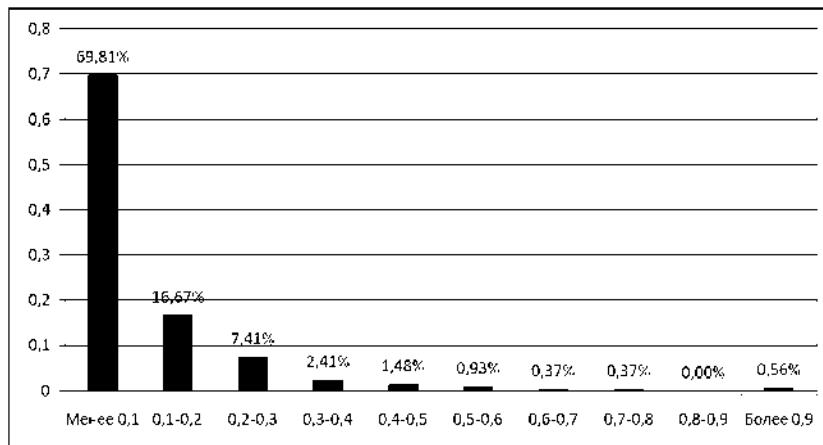


Рис. 3. Распределение доли (число точек-экспериментов, попавших в интервал отнесенное к общему числу экспериментов) ошибок εl для второго сценария.

Рис. 4 .Распределение доли ошибок $\varepsilon\mu$ для второго сценария.

Замечание1. Если узел b подвергается блокировке выключения, то он оповещает об этом узел a ; после чего « a » оценивает параметры по формулам: $f_a = F / p_a$, $\mu_a = 1/T_1 - 1/ST_{1a}$. Если оба узла блокированы, то $f_a = F$, $\mu_a = 1/T_1$.

Замечание2. Эксперимент проведен для двух сценариев процесса L : (1)периоды распределены по экспоненциальному закону; (2) периоды распределены регулярно. Но есть основания полагать, что результаты справедливы и для других распределений; требуется экспериментальная проверка.

Вывод: в подавляющем большинстве случаев рассматриваемые оценки величин f_t и μ_t позволяют адекватно и вычислительно просто оценить соответствующие величины. Именно эти оценки и могут быть положены в основу построения метрик, характеризующих стабильность связи.

A LOW-COST METHOD FOR LINKS RELIABILITY EVALUATION IN MOBILE NETWORK WITH VARIABLE TOPOLOGY

M.U. Zwjagin, D.S. Molovanov, P.U. Shamin
 Vladimir State University, Vladimir
 e-mail: laser@vlsu.ru

The article describes a method for links reliability evaluation in mobile network with variable topology. This method is efficient and reduces network traffic by eliminating the need of exchange of observation history between peers.



ОЦЕНКА НАДЁЖНОСТИ ЛИНИИ СВЯЗИ В СЕТИ С ОГРАНИЧЕННО ПОДВИЖНЫМИ ОТКЛЮЧАЕМЫМИ УЗЛАМИ

М.Ю. Звягин, Д.С. Милованов, В.Г. Прокошев, П.Ю. Шамин
 Владимирский государственный университет, Владимир
 e-mail: laser@vlsu.ru

В настоящее время происходит активное развитие технологий сенсорных сетей. Расширяется их сфера применения, увеличивается сложность и размер. Начинают появляться первые образцы мобильных сенсорных сетей, узлы которых в той или иной мере подвижны. Все эти усовершенствования технологии сенсорных сетей приводят к усложнению задачи маршрутизации пакетов данных в таких сетях и, как следствие, усложнению соответствующих алгоритмов маршрутизации. Следует заметить, что задача

маршрутизации пакетов данных в мобильной сенсорной сети с инженерной точки зрения сложнее, чем задача маршрутизации в обычной сети с подвижными узлами. Одна из причин этого состоит в жёстких требованиях к энергопотреблению узла сенсорной сети, которое вынуждает узел периодически переходить в неактивное состояние. При этом узел не передаёт и не принимает данные, но, возможно, продолжает вести наблюдение за контролируемым параметром окружающей среды. Это приводит к тому, что, по сравнению с обычной мобильной сетью того же размера и плотности, в сенсорной сети с подвижными узлами в среднем в каждый момент времени существует значительно меньше корректных маршрутов для доставки пакета данных от узла отправителя к узлу получателю.

Предметом нашего рассмотрения являются сети узлы, подвижность которых ограничена, то есть они могут менять своё местоположение перемещаясь внутри некоторой сравнительно небольшой области и/или по некоторому периодическому закону. Кроме того, узлы сети могут включаться и выключаться (вкл./выкл.) независимо друг от друга. Будем называть такую сеть сетью с ограниченно подвижными отключаемыми узлами (МО-сетью). В МО-сети выделен узел-концентратор; требуется обеспечить доставку пакетов данных в узел-концентратор из остальных узлов сети. Как показали исследования (см. [1]), если время доставки не критично, метод «медленного трафика» с применением вероятностной метрики обеспечивает хорошие результаты.

На практике вполне возможно возникновение ситуации, когда узлу требуется установить устойчивый канал связи (УКС) с концентратором (например, для передачи потока мультимедиа данных); то есть метод «медленного трафика» неприменим. В этом случае задачу можно эффективно решить только путём блокировки выключения узлов или синхронизации расписаний вкл./выкл. в узлах, между которыми имеются «стабильные связи» (то есть сравнительно редко выходящих из области досягаемости друг друга). Таким образом, возникает необходимость выявления таких связей. Задача оценки стабильности связи в ситуации, когда узлы работают не постоянно, представляет собой самостоятельную и достаточно сложную проблему; рассмотрим её подробнее. Мера стабильности связи определяется двумя параметрами: (1) вероятностью f пребывания в активном состоянии, (2) средним периодом t_1 активного состояния связи, при условии активности обоих узлов; для полностью стабильной связи $f=1$, $t_1 = +\infty$. Отметим, что лишь f недостаточно для определения стабильности связи, могут существовать связи с большой вероятностью и коротким периодом, которые совершенно непригодны для формирования УКС.

Для извлечения информации о стабильности связи должно происходить выделение причины изменения состояния связи, а именно: что это, вкл./выкл. одного из узлов или потеря связи между узлами, вызванная их перемещением. Если ничего неизвестно о законах переключения в узлах (кроме того, что они независимы), то это возможно лишь при наложении «историй наблюдений» двух узлов, образующих связь. Формирование «истории наблюдений» может производиться, например, следующим образом: узел « a » сети запоминает моменты времени $a_1^+, a_1^-, \dots, a_s^+, a_s^-$; где a_i^+ , a_i^- соответственно время вкл./выкл. узла « a », на некоторых отрезках типа $[a_i^+, a_i^-]$ выделены подотрезки $[\tau^k, \tau_k^+]$, которые маркируются значением «1» (это соответствует тому, что связь активна), промежуточные отрезки маркируются значением «0». Отрезки вида $[a_i^+, a_i^-]$ маркируются символом «+», отрезки вида $[a_i^-, a_{i+1}^+]$ маркируются символом «-». Предлагается следующий алгоритм вычисления величины f . Пусть A_a , A_b , A_{ab} – события обозначающие: A_a , A_b – активность соответствующих узлов; A_{ab} – доступность узлов. Нужно оценить вероятность $P(A_{ab}) = P(A_{ab} | A_a A_b)$.

$$f = P(A_{ab} | A_a A_b) = \frac{P(A_{ab} A_a A_b)}{P(A_a A_b)} =$$

$$= \frac{(\sum (\tau_k^+ - \tau_k^-))/T}{(\sum t_{++})/T} = \frac{\sum (\tau_k^+ - \tau_k^-)}{\sum t_{++}} \quad (1)$$

где T - период наблюдения; t_{++} - длины отрезков маркированных как «++» (эти отрезки образуются пересечениями $[a_i^+, a_i^-]$ и $[b_i^+, b_i^-]$). Технически процесс наложения может проводиться: (а) на каждом узле, в этом случае необходим обмен историями, после чего вычисляется f и передается в узел-координатор; (б) или, что более накладно, в узле-концентраторе.

Для проверки формулы (1) был поставлен простой эксперимент. Моделировалось функционирование двух узлов, соединенных нестабильной связью. Опишем генератор расписаний: ST_{1i} – среднее время активного состояния узла i ($i=1,2$), ST_{0i} – среднее время неактивного состояния узла i – входные параметры; все периоды – случайные величины, имеющие экспоненциальное распределение. На периодический процесс разрыва/восстановления связи, определяемый этими четырьмя параметрами, характерными для узлов, накладывался еще один периодический процесс, характеризующий движение. Его параметры: t_1 – средняя длина периода активности связи, t_0 – средняя длина периода её неактивного состояния (при условии активности обоих узлов). Предполагалось, что любое изменение состояния узла и связи моментально становится известным каждому из узлов; оповещение не моделировалось (опираемся на результаты [1]). Узлы фиксировали все изменения в виде «историй наблюдений». После достаточно продолжительного периода измерений две истории накладывались, и на основе (1) вычислялась характеристика f .

В результате проведённого машинного эксперимента выявлено, что средняя относительная погрешность выбранного способа оценки f не превышает 6%, однако, в отдельных случаях возможна значительно более высокая погрешность (в одном из проведённых экспериментов погрешность достигла 28%). Корреляция реального и измеренного значения f оказалась более 0.98, что позволяет утверждать, что использованный в эксперименте способ оценки f даёт верный результат. На рис. 1, приведённом ниже, представлено распределение величины относительной погрешности по экспериментам. По вертикальной оси отложен процент случаев, в которых относительная погрешность оказывалась в указанном диапазоне, а по горизонтали – диапазоны погрешности.

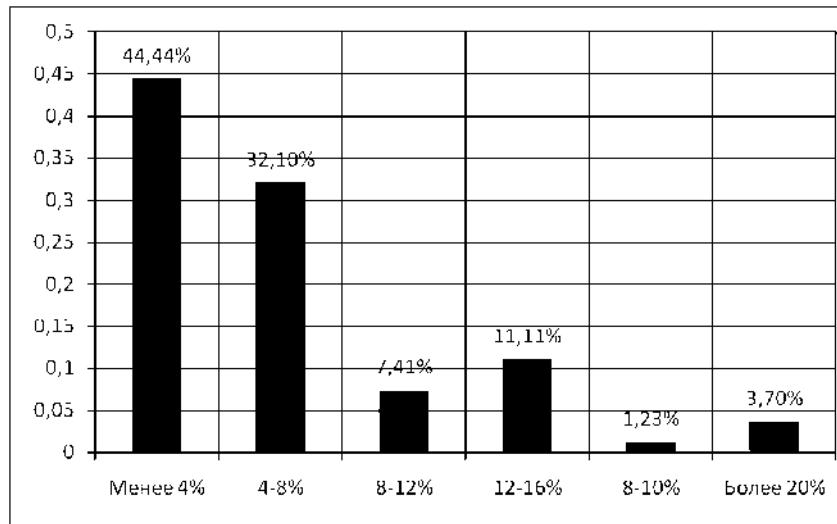


Рис. 1. Распределение относительной погрешности по экспериментам

Как видно из рис. 1, почти в половине экспериментов погрешность была менее 4% и более чем в ¾ случаев – менее 8%. Как показал другой проведённый нами эксперимент (см. [2]), вероятностная маршрутизация работает достаточно хорошо при ошибке до 20%. Поэтому точности данного метода измерения f для практических целей маршрутизации достаточно.

ЛИТЕРАТУРА

1. Звягин М.Ю., Милованов Д.С., Прокошев В.Г. Алгоритмы сбора информации, маршрутизации и агрегации в мобильных сетях // Материалы международного форума по проблемам науки, техники и образования «III тысячелетие – новый мир». – М., 2007.
2. Шамин П.Ю., Батаев Р.А., Милованов Д.С. Экспериментальная проверка применимости алгоритма маршрутизации на основе вероятностного подхода для использования в беспроводной сети с переменной топологией на базе технологии Bluetooth // Материалы VII международной конференции «Перспективные технологии в средствах передачи информации». – Владимир, 2007. – 97с.

LINKS RELIABILITY EVALUATION IN MOBILE NETWORK WITH RESTRICTEDLY MOVEABLE DISCONNECTABLE PEERS

M.U. Zwjagin, D.S. Milovanov, V.G. Prokoshev, P.Yu. Shamin

Vladimir State University, Vladimir

e-mail: laser@vlsu.ru

This article contains a brief description of simple and efficient method of links reliability evaluation in mobile network with restrictedly moveable disconnectable peers. This method uses observation history collected by peers during a network self-organization period.



ОРГАНИЗАЦИЯ УСТОЙЧИВОГО КАНАЛА СВЯЗИ В СЕТИ С ОГРАНИЧЕННО ПОДВИЖНЫМИ ОТКЛЮЧАЕМЫМИ УЗЛАМИ

Д.С. Милованов, П.Ю. Шамин

Владимирский государственный университет, Владимир

e-mail: laser@vlsu.ru

Рассмотрев работу любой сети с переменной топологией, можно прийти к выводу, что все изменения топологии сети, которые встречаются на практике, тем или иным образом могут быть сведены к двум элементарным изменениям топологии: движению узлов сети и их включению или выключению. Например, сенсорная сеть [1] подвержена изменениям топологии только второго типа. Однако несложно представить себе сеть, в которой будут проявляться изменения топологии обоих типов. К ним относится, рассматриваемая нами категория сетей, называемая мобильными сетями с ограниченно-подвижными отключаемыми узлами (МО-сетями), которая выделяется: ограничением на движение; специальной организацией переключения в узлах. Узлы перемещаются внутри некоторой области относительно небольшого размера и/или по некоторому периодическому закону. Движение и процессы переключения независимы, что достигается специальным характером работы генератора расписаний в узлах. Считаем, что алгоритм маршрутизации при необходимости может вмешаться, чтобы, например, временно заблокировать узел во включенном состоянии. Несмотря на все эти ограничения, МО-сети обеспечивают покрытие значительного количества практических задач. В частности весьма актуальной задачи маршрутизации в мобильной сенсорной сети, которые на настоящий момент ещё находятся в стадии зарождения, но весьма перспективны с точки зрения практического применения.

Наиболее сложной задачей маршрутизации в МО-сети является задача построения устойчивого канала связи (УКС), пригодного для передачи потока данных между двумя узлами сети в течение некоторого времени.

Критериями качества в задаче об УКС являются: (а) время жизни, т.е. разность между моментами обрыва и установки; (б) время, требуемое на установку, т.е. промежуток от инициирования процесса поиска до доведения служебного пакета до центрального узла. Отметим то, что время жизни по определению может быть и отрицательным, это возможно в случае, когда обрыв наступает раньше установки. Установление УКС с приемлемым временем жизни может быть вообще невозможным в сети с крайне нестабильными связями. «Базовым» же алгоритмом построения УКС может служить обычная маршрутизация (вероятностная, географическая [2]) с блокировкой. Общая схема алгоритма такова: (1) в некоторый момент узел решает установить канал с другим узлом; (2) узел блокирует себя от выключения; (3) узел формирует специальный пакет данных и отсылает его в выбранный узел (считаем, что узел обладает таким механизмом: он основан на стандартном метрическом подходе и на дереве маршрутов); (4) формируется цепочка узлов, получающих и пересылающих данный пакет, каждый из них блокирует себя; (5) как только узел-адресат получает данный пакет, он формирует обратный пакет с извещением о том, что связь установлена. Очевиден недостаток данного «базового» алгоритма: он совершенно не учитывает природу связей между узлами. Метрики, на которых он основан, проявляют себя как «жадные»: одна минимизирует затраты на время, другая при маршрутизации сокращает географическое расстояние, но ни одна не гарантирует выбора стабильных связей. В результате в определенный момент времени происходит обрыв, и обрывов тем больше, чем больше нестабильных связей в сети. Все сказанное позволяет говорить о том, что «базовый» алгоритм не может применяться в сетях с наличием нестабильных связей.

Нами предлагается улучшенная модификация «базового» алгоритма с новой метрикой, которая учитывает природу связей и которая может быть построена на основании историй наблюдений узлов. Рассмотрим, метрику s равную: $-\ln(f)$, $f \geq f_{kp}$; $+\infty$, иначе, где f – вероятность пребывания связи в активном состоянии. Средний период переключения связи мы пока не учитываем. Это связано, в частности, с определенными трудностями в его оценке; при моделировании же просто исключаются все связи с коротким периодом. Таким образом, метрика s отбирает только стабильные связи и никакие другие. Алгоритм имеет централизованный характер: сбор служебной информации, ее обработка и координирование работы узлов осуществляется выделенным узлом, принимающим все статистические сведения от узлов. Информация от узлов до координатора и обратная информация, необходимая для заполнения маршрутных таблиц, доводится с помощью описанных в [2] средств доставки обычных данных «медленный трафик» и распространения служебных данных, например, лавинная рассылка. «Базовый» алгоритм, модифицированный метрикой s , назовем s -алгоритмом. От s -алгоритма следует ждать того, что время жизни построенного УКС ограничивается только возможностями блокировки (в реальных сетях блокировка не может длиться относительно долгое время), либо канал будет содержать минимальное число нестабильных связей; s -алгоритм увеличивает время жизни УКС, т.е. обеспечивает первый критерий качества. Для достижения второго критерия качества, скорости построения УКС, требуется синхронизация расписаний включения/выключения узлов. В простом случае синхронизации могут потребовать только узлы, сформировавшие УКС.

С целью проверки эффективности модифицированного алгоритма проводилось компьютерное моделирование работы МО-сети. Моделирование осуществлялось для сети с топологией квадратной решетки 17×17 с выделенным узлом, помещенным в центре. Узлы периодически изменяли свое состояние с активного на неактивное и наоборот; среднее время активности и неактивности узла полагалось равным 3.000. Часть связей (две трети) была нестабильна, т.е. обладала цикличностью с периодом активности/неактивности из отрезка [10.000; 20.000]. Два вида переключений создавали динамическую топологию сети. Параметры стабильности связей были выбраны такими, чтобы можно было ограничиться s -метрикой: связи с коротким периодом отсутствовали. Сравнивались три алгоритма: «базовый», s -алгоритм и s -алгоритм в сети с предварительной синхронизацией. Для этого

осуществлялась серия испытаний, в каждом из которых в определенный момент времени один из узлов (перебираются все) производил попытку установить канал с центральным узлом. Для последних двух алгоритмов параметр стабильности связей f считался известным, процедура его получения не моделировалась (здесь мы опирались на результаты, полученные нами ранее в [2]). Синхронизация узлов сети проводилась путем принудительной одновременной смены расписаний у всех узлов на одинаковое, согласно которому среднее время активного и неактивного состояний равно точно 3.000. Это позволило сохранить временной баланс со старыми расписаниями. Результаты проведённого эксперимента представлены ниже на рис. 1 – 5.

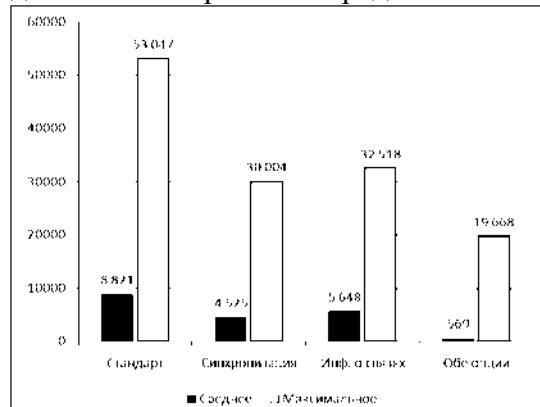


Рис. 1. Время установления УКС

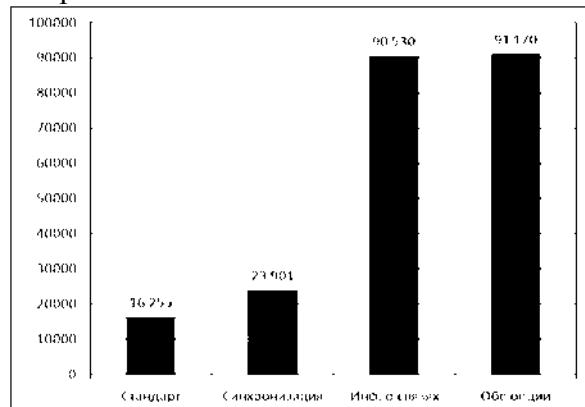


Рис. 2. Среднее время существования УКС

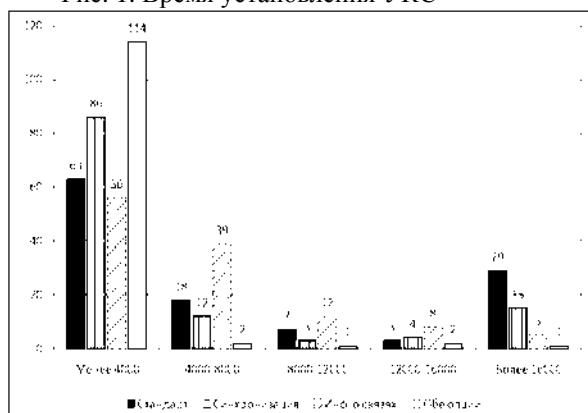


Рис. 3. Распределение по времени установления УКС

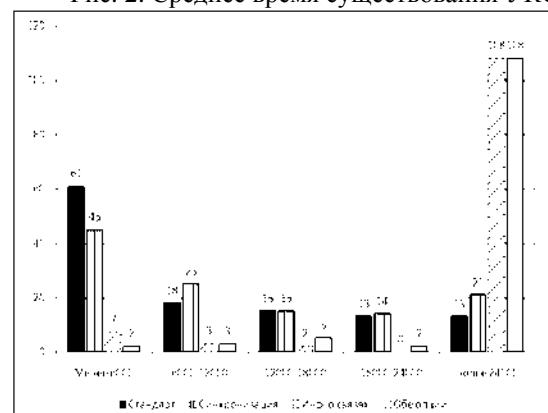


Рис. 4. Распределение по времени существования УКС

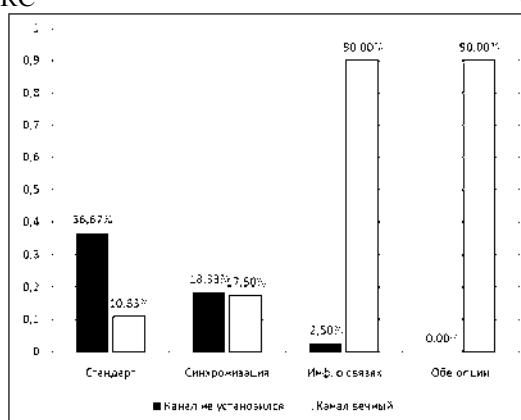


Рис. 5. Доля особых ситуаций

Рис. 1 позволяет сделать два вывода. Во-первых, среднее время установления УКС оказывается в 7 и более раз меньше максимального. Очевидно, что большое время требуется в крайне редких случаях. Кроме того, видно, что такие меры, как введение синхронизации и использование информации о надёжности связей исключительно положительным образом сказываются на сокращении времени установления УКС. Особенно эффективны эти две меры при совместном применении. Диаграмма на рис.2 показывает, что на среднее время существования УКС наиболее значительное влияние

оказывает наличие информации о связях, синхронизация же улучшает ситуацию в незначительной степени. В частности совместное использование синхронизации и информации о связях практически не имеет в этом отношении преимуществ над использованием только информации о связях. Распределение, изображённое на рис. 3, даёт возможность понять причины снижения времени установления УКС при использовании дополнительных мер. В частности, видно, что не последнюю очередь в этом играет резкое снижение количества случаев с очень большим временем установления связей. В случае с синхронизацией исчезает часть затрат времени на ожидание включения узла (при случайном использовании стабильных связей). В случае же с наличием информации о надёжности связей узлы, отделённые от данного стабильными связями, доступны чаще, несмотря на то, что продолжают включаться и выключаться (синхронизации нет). Когда же задействованы оба способа время установления почти всегда оказывается менее 4000 (в действительности, в 80% случаев – менее 10). Рис. 4 лишь подтверждает выводы, сделанные по рис. 2 – высокие и равные друг другу крайние правые столбики диаграммы для случаев с наличием информации о связях (с синхронизацией и без неё) свидетельствуют об эффективности и достаточности этого способа повышения среднего времени существования УКС. Диаграмма на рис. 5 показывает, за счёт чего увеличивается среднее время существования УКС при использовании дополнительных мер. Следует отметить, что введение синхронизации примерно вдвое сокращает количество ситуаций, когда канал не установился вообще, при этом также значительно увеличивая количество ситуаций, когда установленный УКС не обрывается. Вполне объяснимый результат, если учесть, что мы исключаем влияние переключений узлов, а среди связей есть вечные. Использование же информации о связях даёт тот же эффект, но значительно сильнее выраженный, так как ненадёжные связи не используются вовсе.

Итак, очевидно, что совместное использование информации о связях и применение синхронизации позволяют кардинально улучшить качество устойчивых каналов связи и сократить время их подготовки. Однако, если выбирать что-то одно (например, по соображениям упрощения реализации), разумно использовать информацию о связях, так как при практически одинаковом влиянии на среднее время построения устойчивого канала связи, эта опция значительно сильнее влияет на среднее время его существования

ЛИТЕРАТУРА

1. E. H. Callaway Wireless Sensor Networks: Architectures and Protocols. - CRC Press, 2004. – 350с.
2. Звягин М.Ю., Милованов Д.С., Прокошев В.Г. Алгоритмы сбора информации, маршрутизации и агрегации в мобильных сетях // Материалы международного форума по проблемам науки, техники и образования «III тысячелетие – новый мир». – М., 2007.

BUILDING OF STABLE COMMUNICATION CHANNEL IN MOBILE NETWORK WITH RESTRICTEDLY MOVEABLE DISCONNECTABLE PEERS

D.S. Milovanov, P.Yu. Shamin
Vladimir State University, Vladimir
e-mail: laser@vlsu.ru

In this article an efficient algorithm for building of stable communication channel is proposed. It designed for mobile networks with restrictedly moveable disconnectable peers. The algorithm is based on link stability estimation and creation of synchronized peer clusters.



АЛГОРИТМЫ СБОРА ИНФОРМАЦИИ, МАРШРУТИЗАЦИИ И АГРЕГАЦИИ В МОБИЛЬНЫХ СЕТЯХ

С.М. Аракелян, М.Ю. Звягин, Д.С., Милованов, П.Ю. Шамин

Владимирский государственный университет, Владимир

e-mail: laser@vlsu.ru

Алгоритмы маршрутизации (как проактивные, так и реактивные), используемые в динамических сетях, становятся неэффективными в критических ситуациях. Универсального рецепта поведения в том случае, если изменения в сети происходят слишком быстро или связи между узлами слишком ненадежны, не существует. Мы концентрируемся на сетях, функционирование которых обладает некоторыми специальными свойствами, а именно: множество соседей каждого узла, с которыми связь потенциально возможна, ограничено и со временем становится известным (либо оно известно изначально); существует некоторая цикличность в изменении состояния связи. Подобные классы сетей рассматривались, например, в [1] и [3] (алгоритм TORA).

Как и в [1], мы используем статистическую информацию об изменениях в топологии сети для создания проактивного (табличного) алгоритма маршрутизации, но для сетей, в которых время доставки не является критичным (сети с медленным трафиком, к которым относится, например, большинство сенсорных сетей).

Пусть в дальнейшем величины T_1 и T_0 означают соответственно среднее время пребывания связи в активном и не активном состояниях. В работе [1] показано (на симуляторе), что в предположении, что значения $T_1/(T_0+T_1)$ велики (порядка $0.5 \div 1$), можно устанавливать надежную связь между узлами, не корректируя часто маршрутные таблицы. При этом вопрос о том, как набирается и распространяется статистическая информация о состоянии связей и вопрос о сетевом взаимодействии, если связи крайне ненадежны (медленный трафик) остается открытым; им и посвящена настоящая работа.

Процесс сбора статистики может быть поддержан на аппаратном уровне. Если такой поддержки нет, то возможны два способа. Первый – периодическое сканирование узлом своей окрестности с целью обнаружения изменений в состоянии соседей, он рассматривался в работе [2]. Второй механизм состоит в оповещении узлом своих соседей в случае смены своего состояния. В случае корректного обмена информацией о смене состояния такой способ позволяет, во-первых, с высокой точностью измерять периоды активного и неактивного состояния связей, во-вторых, обеспечивает то, что каждый узел будет информирован о восстановлении активности какой-либо связи.

Функционирование сети разбивается на 4 этапа. На первом этапе узлы сети производят измерения параметров T_1 и T_0 для каждой из своих связей по рассмотренному алгоритму. На втором этапе концентратор инициирует лавинную рассылку с целью первоначального заполнения маршрутных таблиц. Узел, до которого доходит лавинный процесс, модифицирует свою таблицу и отсылает обратно в концентратор собранную статистику. На третьем этапе, когда концентратор получил статистику от всех узлов (либо от установленной их части), он рассчитывает оптимальные маршруты и инициирует вторую лавинную рассылку для доведения сведений об оптимальных маршрутах в виде пары (шлюз, метрика). На четвертом этапе, когда узлы получили оптимальную информацию, они начинают периодически отсыпать полезную информацию.

Отправка пакета с информацией в концентратор является основной задачей маршрутизации. Мы применяем метрический подход, для чего наряду с метрикой связи $d_1=\ln(1+T_0/T_1)$ (см. [1]), используем метрику $d_2=T_0^2/(T_0+T_1)$. Процесс пересылки зависит от принятой стратегии. Первая стратегия – минимизация времени пересылки. Подход, не использующий статистику, известен под названием географической маршрутизации. Подход, использующий статистику, заключается в использовании вероятностной таблицы, построенной по первой метрике. Шлюзом для пересылки становится узел, имеющий наименьшую первую метрику. Вторая стратегия – минимизация числа операций пересылки.

В сенсорных сетях возникает потребность объединения (агрегирования) пакетов, за счет чего сокращается общее число пересылок. Вторая метрика позволяет ввести обоснованные условия агрегирования.

Моделирование осуществлялось для сети с топологией квадратной решетки с выделенным узлом, помещенным в центре. Моделируемая сеть служит для сбора информации в один выделенный узел (концентратор), она похожа на сенсорную сеть, однако в отличие от классических сенсорных сетей синхронизация узлов не проводится.

При моделировании сравнивались 3 стратегии пересылки информации: географическая, вероятностная без агрегирования и вероятностная с агрегированием. Доставлялись все пакеты, ограничения на время жизни не вводилось. Моделирование дало следующие результаты. Первые две стратегии требуют приблизительно одинакового числа операций пересылки, при этом среднее время доставки при второй стратегии на 30% меньше. Агрегирование (третья стратегия) сокращает число пересылок в среднем в 2-3 раза, незначительно (в 1 – 1.2 раза) увеличивая при этом среднее время доставки по сравнению со второй стратегией. Следовательно, вероятностные стратегии позволяют получить ощутимую пользу в рассматриваемых сетях.

ЛИТЕРАТУРА

1. Батаев Р.А., Голубев А.С. Вероятностный подход при создании алгоритмов маршрутизации в сетях с изменяющейся топологией // Труды XIV Всероссийской научно-методической конференции «Телематика 2007». Том 1. – СПб, 2007. – 250с.
2. Шамин П.Ю., Батаев Р.А., Милованов Д.С. Экспериментальная проверка применимости алгоритма маршрутизации на основе вероятностного подхода для использования в беспроводной сети с переменной топологией на базе технологии Bluetooth // Материалы VII международной конференции «Перспективные технологии в средствах передачи информации». Владимир, 2007.
3. Park V., Corson S. Temporally-Ordered Routing Algorithm (TORA) , Functional Specification, Internet Draft, IETF MANET Working Group

INFORMATION GATHERING, ROUTING AND AGGREGATION ALGORITHMS INTENDED FOR USING IN MOBILE NETWORKS

S.M. Arakeljan, M.U. Zwjagin, D.S. Molovanov, P.U. Shamin

Vladimir State University, Vladimir

e-mail: laser@vlsu.ru

In this abstract a set of intellectual algorithms is considered, which is intended for using in mobile networks. This set contains algorithms for information gathering, routing and aggregation.



ДЕЦЕНТРАЛИЗОВАННАЯ РАСПРЕДЕЛЕННАЯ ИНФОРМАЦИОННАЯ СИСТЕМА ВЗАИМОДЕЙСТВИЯ МЕДИЦИНСКИХ УЧРЕЖДЕНИЙ

Н.А. Июгин, А.С. Голубев, С.В. Рошин

Владимирский государственный университет, Владимир

e-mail: laser@vlsu.ru

В последнее время децентрализованные распределенные информационные системы переживают период бурного развития. Подобная концепция сетевых приложений известна также под названием пиринговая архитектура или P2P (peer-to-peer, что значит точка-точка). Идея и основное отличие от традиционной модели клиент-сервер заключается в децентрализации сетевых ресурсов между узлами – все компоненты, образующие

распределенную систему, являются равноправными и одновременно выполняют функции как клиента, так и сервера. Предпосылками для возникновения такого подхода стали повсеместное внедрение высокоскоростных коммуникационных каналов и существенный рост производительности вычислительной техники.

Главным преимуществом пиринговых сетей является консолидация ресурсов значительного количества узлов, превышающая возможности даже самых дорогостоящих серверных систем. Кроме того, работа всей сети в целом не зависит от отдельно взятого узла, а его выход из строя приводит к автоматическому перераспределению нагрузки и его замещению другим узлом. С другой стороны, динамическая структура системы требует применения новых, значительно более сложных алгоритмов взаимодействия. Они должны быть достаточно эффективными, чтобы поддерживать функционирование сети в условиях постоянного изменения, не перегружая при этом каналы связи служебным трафиком.

Применение пиринговых приложений может быть весьма разнообразным. Сейчас наибольшей популярностью пользуются файлообменные сети, как самый доступный и очевидный способ доступа к информационным ресурсам. Между тем, системы подобного рода могли бы быть чрезвычайно полезны во многих специализированных областях, таких как образование, наука, административное управление, медицина – словом там, где требуется тесное взаимодействие территориально распределенных учреждений на основе информационной интеграции всех заинтересованных сторон.

Что можно ожидать от внедрения таких систем? Применительно к медицинской сфере, функционал может включать множество задач, в том числе:

- Мгновенный доступ к новейшим разработкам и достижениям медицинской науки.
- Доступ к распределенным банкам данных с критической информацией, например донорских органов.
- Возможность организации специализированных баз: историй болезней, каталогов учреждений и услуг, медикаментов, оборудования и проч.
- Единый интерфейс доступа к уже имеющимся разнородным информационным ресурсам.
- Многофакторный поиск, например поиск медицинских учреждений, производящих необходимое лечение и имеющих свободные места.
- Организация удаленных консультаций и консилиумов.
- Сбор служебной информации управляющими структурами для последующего анализа и планирования.
- Нами ведется разработка информационной системы, которая могла бы стать универсальной средой для реализации подобных механизмов взаимодействия. Базовые принципы системы заключаются в следующем:
 - все участники сетевого взаимодействия равноправны и могут выполнять как роль клиента, так и сервера;
 - в сети используется собственная, абстрагированная от используемых протоколов транспорта, адресация узлов;
 - алгоритм сетевого взаимодействия не требует наличия в сети выделенных узлов с сервисами для поддержания инфраструктуры, т.е. сеть наделена способностью самоорганизации;
 - каждый узел сети может одновременно использовать сервисы других узлов и предоставлять собственные сервисы;
 - каждый узел способен выполнять маршрутизацию сообщений от других узлов;
 - сеть продолжает функционировать, если в ней остаётся минимум два работоспособных узла, а сбой отдельно взятого узла не приводит к прекращению работы сервисов;
 - все узлы построены по принципу открытой архитектуры, а их функциональность может легко расширяться путём добавления новых модулей.

Доступ и хранение информации внутри системы осуществляется на основе принципов, декларируемых в рамках инициативы Semantic Web. Это позволяет осуществлять

семантический поиск в разнородных источниках на основе онтологических описаний. Причем результаты запросов предоставляются в форме, доступной для автоматической обработки. Это достигается за счет того, что метаописания всех информационных ресурсов и анонсы всех сервисов строятся с использованием языка RDF относительно разделяемых словарей (онтологий) и представляют собой структурированные документы XML.

При выборе программно-аппаратных средств для реализации системы решение принималось исходя из требования кроссплатформенности разрабатываемой информационной системы. Все используемые технологии либо не зависят от программно-аппаратной платформы, либо реализованы на большинстве распространенных платформ. Основными критериями при выборе программных технологий являлись: открытость; доступность; переносимость; простота использования; эффективность; масштабируемость. В результате сравнения возможных вариантов были выбраны следующие программные решения:

- Java – платформа реализации.
- JXTA – сетевое взаимодействие.
- Apache Tomcat – веб-сервер (контейнер сервлетов).
- MySQL – сервер баз данных.

Данные технологии пользуются заслуженной популярностью и хорошо зарекомендовали себя в процессе разработки. Тем не менее, модульная архитектура системы позволяет заменить любой компонент в случае необходимости.

С точки зрения конечного пользователя узел системы представляет собой веб-сайт, для доступа к которому достаточно установленного веб-браузера. Таким образом, все узлы системы образуют множество сайтов в Интернет, предоставляющих сходный функционал, но принадлежащих и поддерживаемых различными учреждениями (и, следовательно, имеющих различное информационное наполнение). Особенностью этих сайтов является их взаимодействие между собой посредством инфраструктуры JXTA – передовой P2P платформы, предназначеннной для создания распределенных приложений. Протоколы JXTA создают виртуальную сеть поверх существующей физической сети, позволяя разработчику не задумываться об используемом стеке сетевых протоколов и конкретной сетевой топологии.

Функционал системы реализован в виде расширяемого набора сервисов, т.е. логически обособленных компонент, решающих конкретную задачу взаимодействия узлов. В прототипе системе на настоящий момент реализованы три демонстрационных сервиса. Сервис новостей позволяет пользователям сети публиковать новости в системе, причем новость, опубликованная на одном узле сети, становится доступной на всех остальных узлах сети. Сервис обмена файлами позволяет пользователям сети закачивать (upload) файлы в сеть и скачивать (download) файлы с любого узла сети. Поисковый сервис предоставляет возможность искать любые опубликованные в сети ресурсы по ключевым словам или по идентификатору.

Таким образом, разработанная система представляет собой гибко настраиваемую среду для создания отраслевых распределенных приложений. Одной из наиболее востребованных сфер применения этой системы является медицина, где проблема удаленного взаимодействия и интеграции информационных ресурсов становится заметным сдерживающим фактором развития.

THE DECENTRALIZED DISTRIBUTED INFORMATION SYSTEM FOR MEDICINE INSTITUTIONS COOPERATION

N.A. Iyugin, A.S. Golubev, S.V. Roschin
Vladimir State University, Vladimir

We are developing a universal framework for building specialized distributed applications with decentralized control. It utilities all benefits of P2P networks, including high scalability and

reliability. The usage of such applications can be quite useful in a variety of areas, including education, science, administration and medicine. In the abstract we focus to the medicine domain, because of poor integration of medicine institutions for today on the one hand and the obvious advantage of such integration on the other.

The framework is java-based and uses JXTA library as network layer. Each peer in the network looks like an ordinary web site for the end user. System functionality is assembled from a set of services which cooperates between peers. The set can be customized to provide absolutely different approach for different applications.

RFID IN MEDICAL APPLICATIONS

A. Pyatenko, D. Kuznetsova, A. Loeffler, U. Wissendheit

Vladimir State University, Vladimir, Russia,

Friedrich-Alexander-University Erlangen – Nuremberg, Germany

e-mail: rfid@like.eei.uni-erlangen.de

Introduction and RFID basics

The number of medical accidents has been increased in the course of time. Most incidents around the patients are caused by misidentification of human or medical articles. Therefore, errors caused by misidentification can lead to serious outcomes for patients. The most common types of incidents are [1]: administration of the wrong drug to a patient or vice versa; application of a wrong procedure; delays in commencing treatment; patient is given the wrong diagnostics; patient receives inappropriate treatment; wrong patient is brought to operating room; cancellation of operations due to misfiling of results or medical documentation. Those accidents can be reduced, whether information about human beings and medical articles is managed automatically.

Nowadays a special complex system for Electronic Medical Record (EMR) was developed [2]. This Hospital Information Systems (HIS) is offered by different companies, but in general the functionality is the same: account medical service, account medicaments, electronic documents tracking.

Although HIS has been rapidly deployed in hospital and clinical management, there are still some obstacles existing in integrating object and information flow within the HIS architecture. To solve this problem, Radio Frequency Identification (RFID) technology can be deployed.

Furthermore RFID has been attracting more interest from industry and academic institutes [3]. RFID is an automated technology used to gather information about a product, place, person or transaction, quickly and easily, therefore eliminating human errors. In general, this technology provides a data link without having wired contact with the item. With RFID technology there is no need for a line of sight, and it operates in harsh or dirty environments.

A simple RFID system consists of a tag that is attached to an object, an RFID reader, which receives information from tags, and a host computer (HC) with a special software application running, that makes further data processing.

According to the regulation from International Telecommunication Union (ITU), there are 5 frequency bands for RFID usage. Low frequency (125-134 kHz) and high frequency (13.56 MHz) RFID systems are short range systems. They use inductive coupling in near field area, therefore, the maximum distance between the reader and the tag can run up to 1.5 m. Ultra-high frequency (860-960 MHz; Europe (including Russia): 865-868 MHz, USA: 902-928 MHz, Japan: 950-960 MHz) and microwave (2.4 GHz and 5.8 GHz) RFID systems are long-range systems. They use electro-magnetic wave propagation. Coupling is achieved by reflecting the incoming wave of the RFID reader by the RFID transponder, therefore the maximum read distance can reach up to 100 m, depending of the kind of tag used [5].

Basically there are two types of RFID tags: passive and active. Passive tags have no power source of their own, while active tags are self-powered, usually by battery. Generally, the

operating distance of passive tags is approximately 10m (UHF) or less, as passive tags are powered on solely while communicating with an RFID reader. Active tags, on the other hand, with their own power source, can actively transmit and process data and communicate over considerable physical distances. Active tags have a higher sensibility than passive tags and are therefore able to detect low powered signals from the RFID reader. For this reason active tags can contain sensors and data processors, as they are continually powered [4].

Apart from these two basic types there also exist semi-passive tags. Semi-passive tags use a battery to run the microchip's circuitry. In contrast to active tags, the battery is not used to supply the analogue part of the tag, which is used for the communication with the reader. By doing so, the chip is able to reflect more of the radio wave transmitted by the reader, as the power from the reader is not used to drive the circuit itself, thereby overcoming some of the disadvantages (e.g. lower sensitivity) that passive tags face. Each RFID-tag contains a factory-written, not changeable unique identification number (UID). Most RFID tags are of small size and weight, and therefore do not disturb the daily life of the patient, even if they are attached to the wristband.

The reader is an intermediate device for the communication between tag and HC. Readers can communicate with HCs by means of both wired and wireless protocols. The HC displays the information by means of special application software and user interfaces.

For the conventional application of RFID in healthcare, RFID systems with 13.56 MHz (HF passive tags) and UHF frequencies are used. HF tags work better around water containing materials, as the magnetic field penetrates these materials better than microwaves (absorption). On the other hand, UHF systems work better for item-level tagging (e.g. textiles or drug palettes), as the overall read- and writing range is much higher than in HF systems. UHF can reliably scan hundreds of RFID-tagged objects per second.

Application of RFID in medical facilities

The application of RFID systems at different parts of a hospital increases the reliability of medical services. The first of the important RFID applications in healthcare is patient identification. If a tag is attached to the wristband (fig. 1) or to some other part of the patient's body, the patient is taken into account. Using the patient's UID allows faster finding of medical records or other information at an electronic data bank. In addition to the UID the tag can contain information about the name, age, blood type, diagnose, allergies, medicaments, diet, etc. of the patient. Using a mobile RFID reader (fig. 1) simplifies the reception of relevant information. The user requests information by holding the RFID reader, embedded for example in mobile phones (NFC-capable phones) close to the RFID tag to be read. The mobile reader displays all queried information about the patient. The patient's identification simplifies and hastens the process of communication.

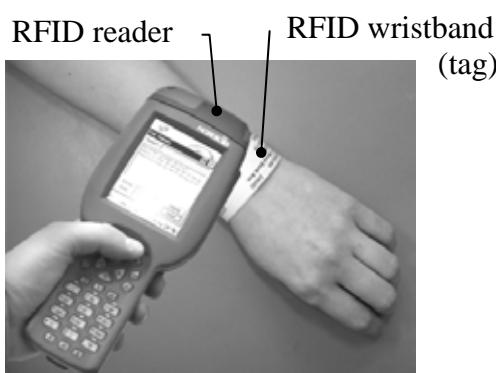


Fig. 1 Identification of a patient via wristband

Furthermore RFID-retrofitted medical assets (surgical instrument, instrument tray, sterilization case, medical power tools, etc.) can contain all the required information to trace their history of manufacture, inspection and revisions, data related to specific assembly, disassembly and cleaning instructions, as well as the relevant last surgery information. This gives hospitals, sterilization departments and medical equipment providers an opportunity to reduce costs, increase efficiency while improving the control and distribution of their medical devices [9].

As an example for the textiles processing in health care sector, an Italian R&D (Research and Development) center made an invention describing the ideal RFID circuits to be used for identification of gauzes, tampons or textiles. The biggest advantage is the immediate prevention of mistakes in operating rooms. With such a transponder-equipped gauzes or tampons, which should be picked up in surgery by means of RFID, the risk of leaving one or more gauzes or tampons

inside the body of a patient can be avoided or at least reduced. Also, such an identification system can also be used against falsification and for efficient management of stocks [11].

Aiding nursing staff at checkup and identification of medications reduces human mistakes at medication administration and improves the quality of medical care. A fully functional medication cart equipped with RFID readers helps pharmacists and nursing staffs for identification of drugs and automatic drug reception/record. In case of changing orders or errors in the medication administration process, the system is able to automatically alert the nursing staff and simultaneously save the breach into databases [7].

Today, blood banks use barcodes to mark blood packets. The advantage of RFID over barcodes is that it does not require line of sight. This reduces handling effort as one can read an entire blood container without opening or having to re-position every bag in a tray. In addition, unlike barcodes that are read-only, RFID tags ease the recording of screening results, e.g. during the blood donation process. This helps to reduce waiting time; to avoid blood-type mismatches, to improve tracking of blood stock and also to increase the efficiency of internal processes in a blood bank [10].

One of the very promising developments is the incorporation of a sensor to an RFID tag. The combination of an RFID tag and a sensor provides continuous adequate healthcare, as the user is able to read the sensor's information (e.g. vital parameters) using a standard RFID reader; this technology can be referred to as wireless measuring. One of the development projects is a temperature sensor which has been implemented in RFID tags. As the development application is monitoring the human body temperature, the sensor works in a range of 30° to 50°C, however it can work with higher temperatures. This tag has to be attached to a patient. In general, the user (e.g. a nurse) has to choose the reading parameter and the reader displays and records the sensor's value [6].

Beside temperature sensors, it is possible to include patch-type sensors, such as blood pressure sensors, pulse sensors, heart rate sensors, and clamp-type sensors, such as optical pO₂ sensors and glucose sensors. Each sensor, with its own UID, can be connected to the processing board with a wireless module [7].

Another application of RFID-sensor development is an implanted RFID impedance sensor for detecting gastro esophageal reflux. A miniature wireless device that does not require tethered external connections is thus preferred for esophageal reflux monitoring. Up to date, a wireless pH monitoring device has been developed. The systems utilize RF transmitter and require a battery. Although the wireless module eliminates tethered connections and makes patients feel more comfortable, the monitoring time is limited by battery capacity and the measurement modality only supports pH value variations [8].

Advantages and possibilities

There are a lot of scientific investigations in the field of incorporating RFID technology in healthcare. Deploying RFID technology can provide advantages such as identifying, tracking and tracing objects and therefore increasing medical quality service and promoting value-added operation efficiency. The patient's identification is irreplaceable when medical care is demanded at real time. The doctor will get all important information about the patient, immediately. Therefore, the connection of RFID and HIS systems involves obvious advantages in a hospital infrastructure (fig. 2). Information about patients, medical staff, medicaments, equipment can be stored in a common data base (server). Also, the part of this information related to the defined object (i.e. patient, equipment, etc) is duplicated by the tag's memory. Therefore, the object with the attached tag contains the information itself.

The medical staff can obtain all necessary information in a moment and will no longer have to return to a nurse's workstation to obtain patient data; therefore accurate information will be available without any delay. This system is especially convenient when updating information across work shifts, which in general allows medical staff to find more time for patients and less for administration. Additionally, doctors and nurses can use the new platform for wireless database access to order lab tests, enter notes on treatment, update medication administration right from the bedside, etc. For example before surgery, a nurse scans the wristband with a mobile RFID reader

to verify the patient's identity. If it's the wrong patient, the nurse will be alerted. During surgery, all members of the staff can be scanned at various steps in the process, creating a real-time electronic record of each step of treatment, the time it happens, and who was involved. The door readers provide a continuous entrance and location control of the medical staff, patients and equipment.

The match of UID numbers automatically defines the match of blood types, a mother and a baby, a medicament and patient allergies. For all this operations it is only necessary to scan ID numbers and a reader defines the compatibility. In case of a mistake the reader alarms. An entrance control can be realized by means of door readers. The door's number is stored at a common data base.

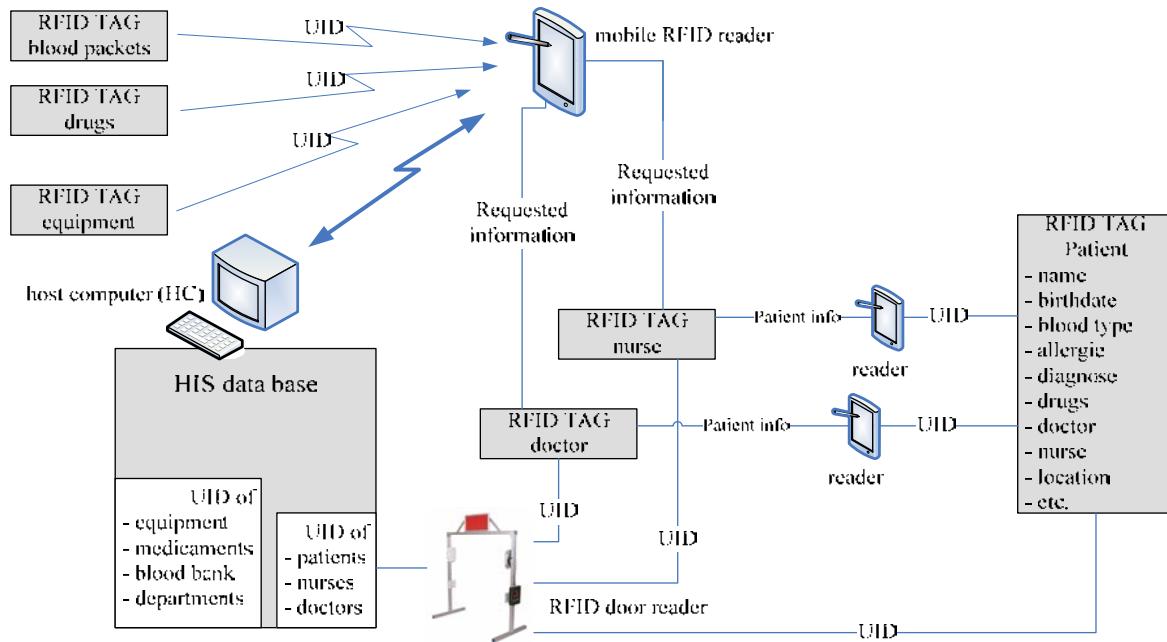


Fig. 2. RFID within a hospital infrastructure

The location of a person of interest (defined by its UID) can be visualized by the HC. Therefore it is possible to trace every person or equipment at the hospital.

Conclusion

The application of RFID in healthcare has, in fact, just begun. The patient's safety has highlighted the importance of disclosing medical errors. Nowadays, many organizations are developing policies and procedures to maintain these efforts. Healthcare organizations expect that RFID helps to reduce costs and improve patient safety. Today, a continuously increasing number of hospitals is applying or thinking about introducing RFID technology. For example the hospital at Treviglio-Caravaggio (Italy) has become a point of reference in the past years, as it records a constant increase in patient's flow of 10 to 20%. This is possible due to an application of an RFID system along the diagnostic-therapeutic procedures [13]. From the financial point of view the cost savings per provider could be significant with the implementation of RFID technology. With every elimination of a medication error, an organization could avoid costs of \$2,000 in average [14]. For improving the quality of medical service RFID applications should be developed with special data bases. Therefore hospitals can increase the quality of healthcare and the patient's safety due to RFID-based software and hardware systems.

REFERENCES

1. Aguilar, W. van der Putten, G. Maguire "Positive Patient Identification using RFID and Wireless Networks", aguilar.deri.ie.
2. "Hospital Information Systems (HIS) Directory" Healthcare IT Yellow Pages, www.health-infosys-dir.com

3. V. Stanford "Pervasive computing goes the last hundred feet with RFID systems", IEEE Pervasive Computing.
4. "RFID", June 2004 Vol.6 No.4, www.lavalink.com
5. K. Finkenzeller "RFID Handbuch", 4. Auflage, Munich 2006, Germany
6. D. Pardo, A. Vaz, S. Gil, J. Gómez, A. Ubarretxena, D. Puente, R. Morales-Ramos, A. García-Alonso, R. Berenguer "Design Criteria for Full Passive Long Range UHF RFID Sensor for Human Body Temperature Monitoring", 2007 IEEE International Conference on RFID.
7. Chun-Liang Lai, Show-Wei Chien, Li-Hui Chang "Enhancing Medication Safety and Healthcare for Inpatients Using RFID", PICMET 2007 Proceedings.
8. T. Ativanichayaphong, J. Wang, W.-D. Huang "Development of an Implanted RFID Impedance Sensor for Detecting Gastroesophageal Reflux" 2007 IEEE International Conference on RFID.
9. "Roxen CSE Sárl Announces Medical-application RFID Adapters" www.morerfid.com.
10. P. Oswal "RFID in Blood Banks" RFID Technologies, Frost & Sullivan, www.frost.com.
11. "Gauzes, tampons or textile materials with suitable RFID circuits" www.ircnet.lu.
12. T. Gallagher, A. Waterman, J. Garbutt "US and Canadian physicians' attitudes and experiences regarding disclosing errors to patients", www.archinternmed.com.
13. "RFID for Hospital Patient Safety: In the Emergency of the Italian Hospital in Treviglio the patient is localized by an RFID system along the diagnostic-therapeutic procedures." www.identecsolutions.com
14. Jerry D. VanVactor "[RFID tags and healthcare supply chain management](#)". Healthcare Purchasing News. Feb 2008. FindArticles.com. 10 Mar. 2008.

РАДИОЧАСТОТНАЯ ИДЕНТИФИКАЦИЯ В МЕДИЦИНСКИХ ПРИЛОЖЕНИЯХ

А. Пятенко, Д. Кузнецова, А. Loeffler, U. Wissendheit
Владимирский государственный университет, Владимир,
Friedrich-Alexander-University Erlangen – Nuremberg, Germany
e-mail: rfid@like.eei.uni-erlangen.de

Работа посвящена разработке системы на основе технологии радиочастотной идентификации и радиочастотных меток в медицине. Подобная система позволяет автоматически идентифицировать пациента, сравнить данные о принятых лекарствах в метке с базой данных, и затем зафиксировать прием с помощью электронной записи о здоровье пациента. С помощью этой системы возможно предотвращать прием неправильно назначенных лекарств и передозировку. Кроме того процесс обращения лекарственных средств становится более надежным.

TDM (TIME-DIVISION MULTIPLEXING) VIRTUAL CIRCUIT PROBLEM AND SOLUTION IN TECHNOLOGY NETWORK-ON-CHIP

Md. Muid HASSAN (Bangladesh)
Vladimir State University, Vladimir
e-mail: dipuuu@gmail.com

A Virtual Circuit (VC) is a set of pre-allocated resources to enable performance guarantees. Since the pre-allocation involves a setup phase, a VC is connection oriented. A TDM (Time-Division Multiplexing) VC [3] is a VC that shares buffers and link bandwidth in a time-division fashion. Each node along the VC's path is equipped with a time-sliced routing table which

reserves time slots for input packets to use output links. The routing table partitions link bandwidth and avoids the simultaneous use of shared links. In my research on NoC network Architectures, I try to find the Problem and give solution of TDM (Time Division Multiplexing) virtual-circuit configuration as per new generation demand.

Problem Description of TDM Virtual-Circuit Configuration

A VC is simplex. In general, it may comprise multiple source and destination nodes (multi-node). As long as a VC is established, packets delivered on it, called *VC packets*, encounter no contention and thus have guarantees in latency and bandwidth. Unlike connection-less Best-Effort (BE) packet delivery that starts as soon as possible, VC packet delivery can not start until the VC is successfully set up. Therefore, VC configuration is an indispensable process. Moreover, well-planned VC configurations can make a better use of network resources and achieve better performance.

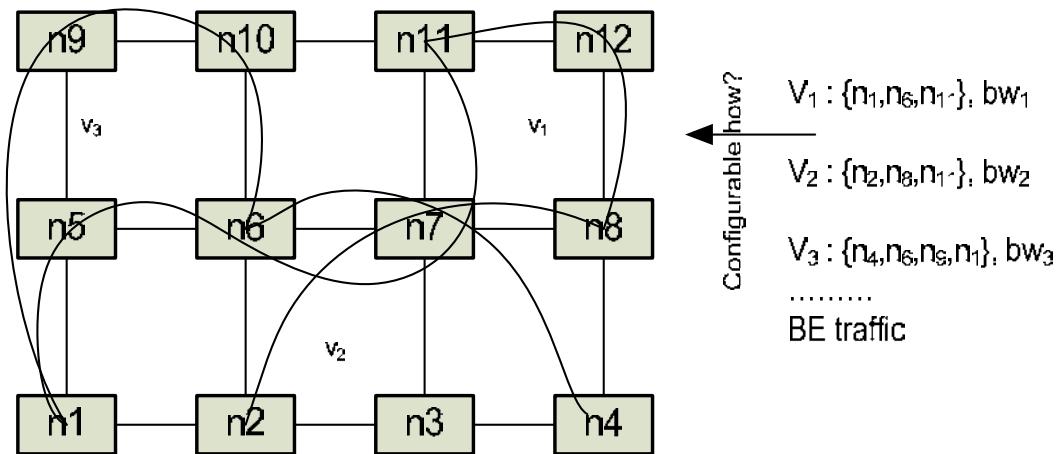


Fig. 1. The virtual-circuit configuration problem

Fig. 1 illustrates the multi-node VC configuration problem. It shows a partial mesh network and a specification of three VCs, v_1 , v_2 and v_3 , to be configured in the network. The network also delivers BE traffic. Each VC comprises multiple source and destination nodes and is associated with a bandwidth requirement. Configuring VCs involves:

(1) *path selection*: This has to explore the network path diversity. It turns out that there exists a huge design space to explore. Suppose that the size of a VC specification set is m , each VC has p alternative paths, we have pm solution possibilities;

(2) *slot allocation*: Since VC packets can not contend with each other, VCs must be configured so that an output link of a switch is allocated to one VC per slot. Both steps together must ensure that VCs are set up free from contention and allocated with sufficient slots. The network must be deadlock-free and livelock-free.

Logical-Network-oriented VC Configuration in TDM virtual circuits

A. Fig. 2 shows two VCs, v_1 and v_2 , and the respective routing tables for the switches. An output link is associated with a buffer or register. v_1 passes switches sw1, sw2, sw3 and sw4 through $\{b1 \rightarrow b2 \rightarrow b3 \rightarrow b4\}$; v_2 passes switches sw5, sw3, sw4 and sw6 through $\{b5 \rightarrow b3 \rightarrow b4 \rightarrow b6\}$. v_1 and v_2 only overlap in buffer $b3$, i.e., $v_1 \cap v_2 = \{b3\}$.

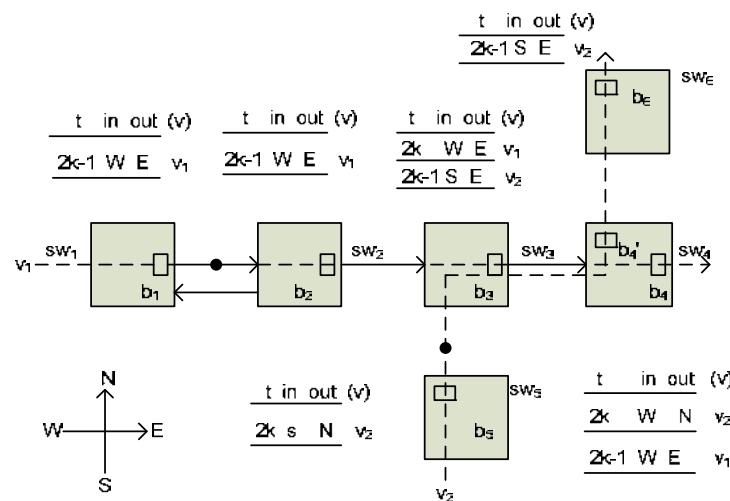


Fig. 2. TDM virtual circuits

A routing table entry (t, in, out) is equivalent to a routing function $R(t, in) = out$, where t is time slot, in an input link, and out an output link. For example, $(2k, W, E)$ in $sw1$ means that $sw1$ reserves its E (East) output link at slots $2k$ for its W (West) in port $(R(2k, W) = E)$. As can also be observed, $sw3$ configures its even slots $2k$ for $v1$ and its odd slots $2k + 1$ for $v2$. As $v1$ and $v2$ interleavedly use the shared buffer $b3$ and its associated output link, $v1$ and $v2$ do not conflict.

Using logical networks to avoid conflict

We draw a simplified picture of Fig. 2 in Fig. 3, where a bubble represents a buffer. VC packets on $v1$ and $v2$ are fired once every two cycles. Their bandwidth is $bw1 = bw2 = 1/2$ packets/cycle. Suppose that both VCs start admitting packets at slot $t = 0$. $v1$ packets visit the shared buffer $b3$ at even slots with an initial latency of two slots; $v2$ packets visit $b3$ at odd slots with an initial latency of one slot.

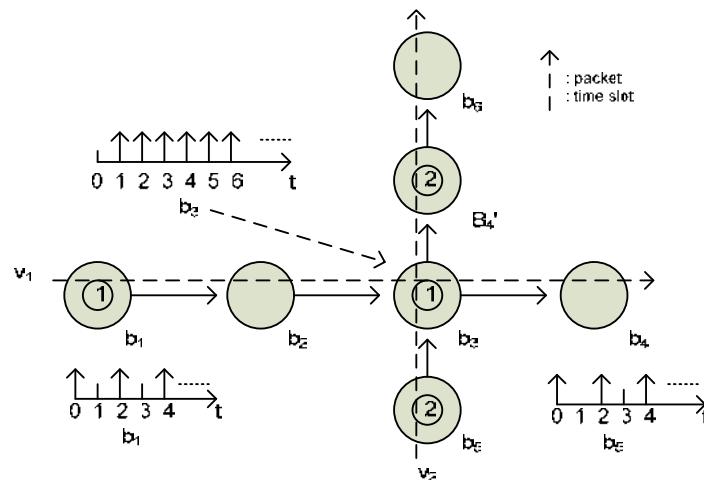


Fig. 3. Using logical networks to avoid conflict

This also means that, at even slots, $v1$ packets hold buffers $b1$ and $b3$ while $v2$ packets hold buffers $b5$ and $b4$; At odd slots, $v1$ packets hold buffers $b2$ and $b4$ while $v2$ packets hold buffers $b3$ and $b6$. Thus $v1$ and $v2$ never conflict with each other. Fig. 3 shows a snapshot of VC packets at even slots. From the local perspective of buffer $b3$, the alternate use of this shared buffer by $v1$ and $v2$ virtually partitions its time slots into two disjoint sets, the odd set and the even set. The two sets can be regularly mapped to the slot sets of other buffers on a VC in an unambiguous way.

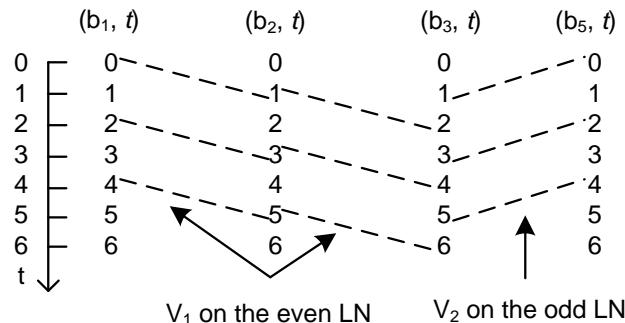


Fig. 4. The view of logical networks

The reason is that, due to the synchronous network operation and contention-free VC-packet transmission, a VC packet advances one step per slot and never stalls, thus a packet visiting b_1 at even slots will visit b_2 at odd slots, visit b_3 at even slots, and so on. Therefore the partitioned slots are networked, as illustrated in Fig. 4. We can view that v_1 and v_2 stay in the same physical network but in different logical networks. We define a *logical network (LN)* as a composition of associated sets of time slots in a set of buffers of a VC with respect to a *reference buffer*. We call them LNs because the logically networked slots comprise disjoint networks over time. The overlapping of v_1 and v_2 results in two LNs, the even and odd LNs; b_3 is the reference buffer. If v_1 and v_2 subscribe to different LNs, they are conflict-free. In the example, v_1 subscribes to the even LN and v_2 to the odd LN.

NoC communication architectures need to offer various services with different guarantees and efficient support for different communication patterns such as multicast, peers and client-server, to provide robust and reliable communication, to enable re-configuration, and to reduce area and power budget. In the future, my research may be complemented along the following :

• *Contract-oriented virtual-circuit configuration*: While configuring virtual circuits (VCs), the network can satisfy their requirements in two ways. One is to meet their demand on its own. The other is to eventually generate contracts through possible negotiation, one for each VC. According to the contracts, the network nodes configure slot tables.

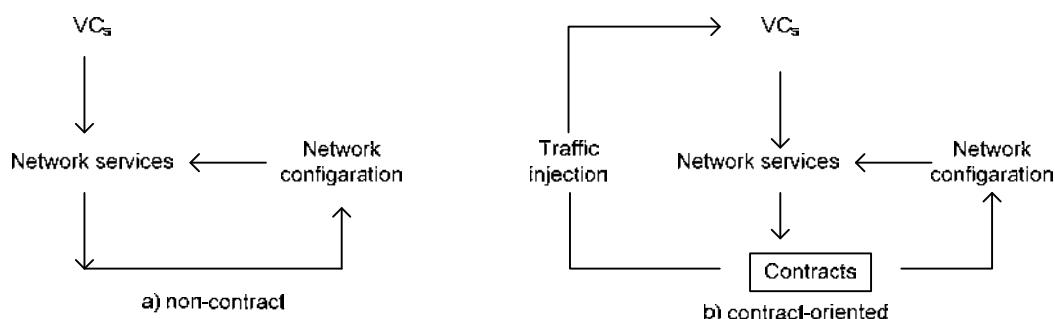


Fig. 5. Virtual-Circuit configuration approaches

Moreover, VC traffic is injected obligating to the contracts. We illustrate the two approaches in Fig. 5.

Fig. 5a is non-contract oriented while Fig. 5b is contract-oriented. As we can see, there is an additional feedback loop introduced in the contract-oriented approach. This loop defines the obligation of VCs in terms of traffic injection pattern. In this way, both the network and VCs must fulfill their obligations. Our VC configuration approach generates (P, D, A, R) for each VC. This in fact constitutes a *contract*. The network configures slot tables along the VC delivery path using the contracts, and the VCs regularly launch packets using the allocated slots. We expect that a contract-oriented method can facilitate predictable IP integration and the formal validation of QoS guarantees in comparison with a non contract-oriented one. These benefits as stated have not yet been substantiated.

- *Reconfigurable QoS network architectures*: SoC applications are becoming extremely functionally rich. For example, a personal handheld set does telephoning, multimedia processing, gaming, and may execute diverse web based utilities. A network designed for such systems must be reconfigurable because different use cases require different configurations. Satisfying all use cases concurrently may over-design the network, leading to unacceptable cost. To have a dynamically re-configurable communication platform is most cost- and power-efficient since it allows us to allocate and use resources only if it is necessary. The challenge is not to sacrifice performance, efficiency and predictability when allowing adaptivity. Efficient protocols, micro-architectures and methods are in a great need to support network re-configurability. Error-resilient and self-healing mechanisms can be further incorporated to provide fault tolerance and robustness to cope with the nanoregime uncertainties.

REFERENCES

1. L.-R. Zheng. Design, Analysis and Integration of Mixed-Signal Systems for Signal and Power Integrity. PhD thesis, Royal Institute of Technology, 2001.
2. L. Benini and G. D. Micheli, editors. Networks on Chips: Technology and Tools. Morgan Kaufmann, 2006.
3. Shashi Kumar, et. al, "A Network on Chip Architecture and Design Methodology", IEEE Computer Society Annual Symposium on VLSI, Pittsburgh, Pennsylvania, USA, April 2002.
4. W. J. Bainbridge, A. Bardsley, and R. W. McGuffin. System-on-chip design using self-time networks-on-chip.
5. The network simulator - ns-2, available at <http://www.isi.edu/nsnam/ns/>

ЗАДАЧА ВИРТУАЛЬНОЙ СХЕМЫ С МУЛЬТИПЛЕКСИРОВАНИЕМ НА ОСНОВЕ ВРЕМЕННОГО РАЗДЕЛЕНИЯ И ЕЕ РЕШЕНИЕ С ПОМОЩЬЮ ТЕХНОЛОГИИ «СЕТЬ НА КРИСТАЛЛЕ»

Мд. Муид Хассан (Бангладеш)

Владимирский государственный университет, Владимир
e-mail: dipuuu@gmail.com

В данной работе было проведено исследование сетевых архитектур технологии «Network-on-a-chip». Поставленная задача создания виртуальной схемы решалась на основе конфигурации с мультиплексированием на основе временного разделения каналов.



ИСПОЛЬЗОВАНИЕ ВЫЧИСЛИТЕЛЬНЫХ МОЩНОСТЕЙ ГРАФИЧЕСКИХ ПРОЦЕССОРНЫХ УСТРОЙСТВ ДЛЯ ЗАДАЧ ВЫЧИСЛЕНИЯ ТЕСТОПРИГОДНОСТИ И ПОСТРОЕНИЯ ТЕСТОВЫХ ВЕКТОРОВ ДЛЯ ИНТЕГРАЛЬНЫХ СХЕМ

И.В. Парневич

Владимирский государственный университет, Владимир
e-mail: ghost-1985@mail.ru

С появлением интегральных схем большой и сверхбольшой степенью интеграции произошел переход к новой концепции их разработки – тестопригодному проектированию (*DFT – Design for Test*). Здесь проектировщик осуществляет не только непосредственно разработку интегральной схемы, но и одновременно с этим осуществляет оценку и

разработку тестовых решений, которые могут существенно упростить последующее тестирование и повысить их качество.

В рамках данной концепции предполагается использование дополнительных подсхем, которые, однако, не улучшают ни ее функционирование, ни какие-либо иные параметры. Стоимость такой микросхемы, как правило, увеличивается наряду с увеличением ее физических размеров и энергопотребления [2].

Однако в современных условиях усложнения ИМС, повышения быстродействия, требований к целостности сигналов, миниатюризацией и наличия постоянной конкуренции на рынке проектирования и производства электронных систем различного назначения, вынуждающей максимально сокращать цикл проектирования, не снижая при этом требований к качеству выходного изделия, тестирование занимает особое место. На рис. 1 представлены стадии производства электронного изделия.

На каждой из стадий происходит тестирование разрабатываемой электронной системы. Трудоемкость и стоимость тестирования и нахождения ошибки на каждой последующей стадии на порядок выше, чем на текущей. Действительно, по правилу десяти (*ten-rule*) тестирование, а также стоимость устранения ошибки, на этапе прототипирования в десять раз дороже, чем на этапе технического проекта (рис. 2).

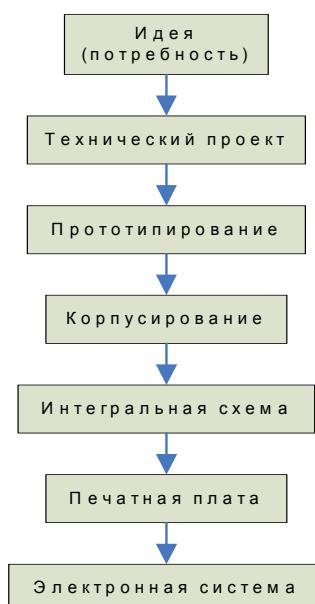


Рис. 1. Стадии производства электронного изделия

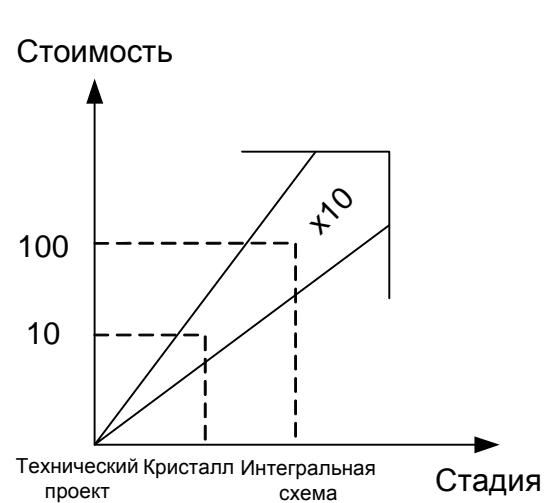


Рис. 2. Правило десяти

В соответствии с правилом десяти концепция тестопригодного проектирования, несмотря на все свои недостатки, полностью себя оправдывает как по временным, так и по материальным затратам.

Методы данного типа называются тестированием во время проектирования. Здесь проектировщик не только разрабатывает требуемое устройство, но и одновременно с этим осуществляет поиск и оценку для него тестовых решений, которые позволят упростить в последующем проведение тестовых мероприятий и повысить их качество.

Важное место на данном этапе занимает оценка тестопригодности проектируемых устройств, которая обеспечивает выбор оптимального тестового решения для данного устройства. Тестопригодность определяется как наблюдаемость (*observability*) и управляемость (*controllability*). Наблюдаемость – это возможность оценить все возможные состояния, выходные сигналы, способность схемы к передаче информации о логическом состоянии данного узла на один или несколько выходов. Управляемость – это возможность установить входные сигналы узла или схемы в необходимое значение.

Существует два пути количественной оценки тестопригодности проектируемой схемы, которые могут использоваться до выполнения процедур формирования тестов и оценки их полноты. Они представляются как счетные и алгоритмические методы. В счетных методах идентифицируют характеристические особенности схемы, которые либо улучшают, либо ухудшают тестопригодность. Например, отсутствие простых средств установки схемы в начальное состояние может значительно ухудшать ее тестопригодность. Главным недостатком метода является грубость оценки тестопригодности.

Алгоритмические методы тестопригодности реализуют программно. Они позволяют получить оценки тестопригодности путем анализа топологического описания схемы. Достоинство этих мер заключено в возможности качественно оценить тестопригодность каждого узла схемы, что позволяет построить сечение схемы по уровню тестопригодности. Сравнение различных узловых значений тестопригодности позволяет легко определить области с невысокой тестопригодностью и оценить эффективность различных методов ее улучшения. Однако данные методы имеют комбинаторный характер, что при увеличении размерности задачи (увеличении степени интеграции схемы) требует больших вычислительных мощностей. Следовательно, если речь идет о вычислении тестопригодности и формировании тестовых векторов для схем с большой и сверхбольшой степенями интеграции, то необходимо использовать методы оптимизации данных вычислений либо привлекать большие вычислительные мощности.

Оптимизация вычислений сводится к поиску алгоритмов, способных сократить количество вычислений и их оптимизации применительно к конкретному классу задач. Так, при нахождении коэффициента *CTF* (*Controllability Transfer Factor*), характеризующего управляемость схемы, при наличии обратных связей между логическими элементами, необходимо разрешать системы уравнений с несколькими переменными.

Для ускорения процесса вычислений рассматривается возможность использования графического процессорного устройства. Ведь именно на задачах, где входными данными являются матрицы или векторы данных, достигается максимальная производительность ГПУ. Следовательно, есть возможность увеличить скорость вычислений в поставленной задаче.

Графический процессор (GPU) все более и более приближается по возможностям к центральному процессору (CPU), а в некоторых случаях и превосходит его. За время своего развития видеокарты переняли на себя многие функции, изначально выполняемые центральным процессором, таким образом, существенно снизив его нагрузку и следственно дав возможности ускорить процесс и загрузить CPU выполнением других задач. Эта тенденция продолжается, центральный процессор все меньше становится универсальным вычислителем обрабатывающим широкий круг задач. Новое поколение видеокарт, которое начинается с новинки от компании NVidia графического процессора GeForce 8800, открывает новые перспективы развития [1].

На рис. 3 можно увидеть динамику производительности центральных и видео процессоров. В настоящее время производительность GPU в несколько раз выше, чем у CPU для персональных компьютеров.

Для увеличения производительности системы существуют несколько подходов:

1. Использование кластерных систем и супервычислителей – производительность таких систем высока, большинство САПР ориентировано именно на такие системы. Однако их стоимость довольно высока и большинство мелких фирм не могут позволить себе их приобретение;

2. Использование многоядерных процессоров – производительность увеличивается в среднем в 1.5 – 4 раза по сравнению с одноядерными процессорами, однако стоимость их тоже довольно высока;

3. Использование альтернативных специализированных вычислительных модулей, например графического процессорного устройства (GPU – Graphical Processor Unit). По заявлениям производителей, по быстродействию на отдельных классах задач они опережают в 10 – 70 раз Intel Core2 Duo 3GHz. Стоимость ГПУ, например, NVidia GeForce

8800 порядка \$300, что дешевле чем кластерные системы или системы, основанные на многоядерных процессорах.

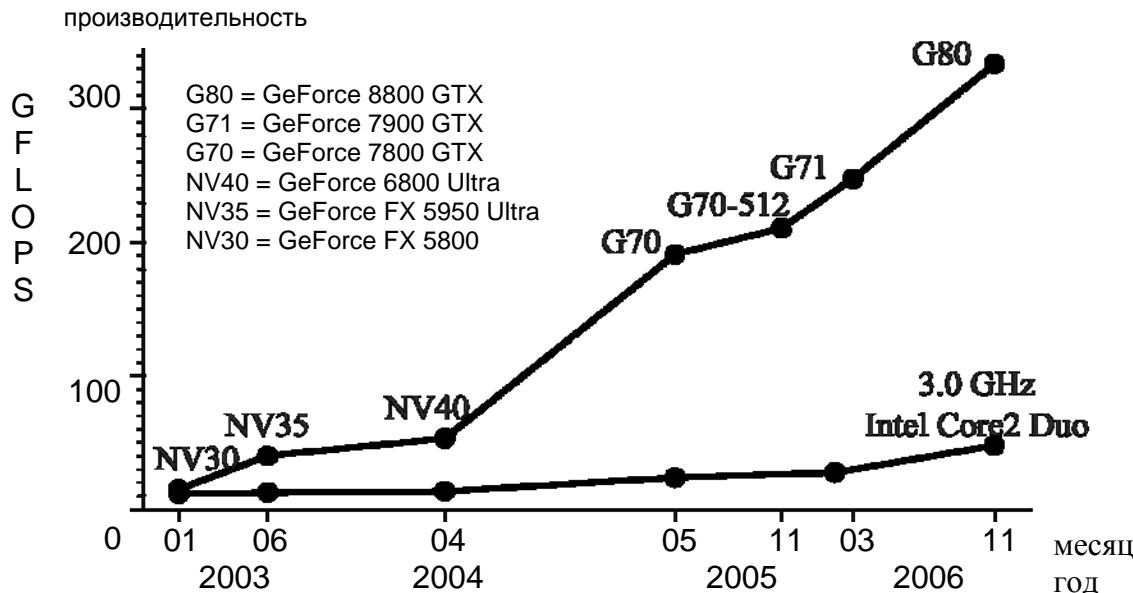


Рис.3. Рост производительности CPU и GPU

Для изучения была выбрана тенденция частично переносить расчеты на видеокарту. Поскольку мощности современных графических адаптеров уже доросли до того уровня, когда они могут взять на себя не только графические расчеты, но и сопутствующие, возможно не стоит более нагружать CPU некоторыми расчетами.

По уже полученным данным можно сказать, что даже не самые мощные графические адаптеры способны проводить некоторые вычисления с той же скоростью, что и CPU. Это значит, что специфика строения графического процессора так же приспособлена к выполнению данной задачи и перенос расчетов на GPU, таким образом, не замедлит выполнение задачи [4].

Кроме того, стоит отметить, что CPU загружен выполнением и других процессов в это же время, поэтому можно сделать вывод о возможности равномерного распределения задач между центральным процессором и графическим, что будет способствовать улучшению производительности.

Программирование видеопроцессоров неотрывно связано с понятием шейдер. Шейдер – это программа, выполняемая на GPU.

Язык описания шейдеров определяет допустимый набор передаваемых параметров и набор доступных операций для некоторого абстрактного графического процессора.

Использование для написания программ высокоуровневых шейдерных языков вместо низкоуровневого языка дает те же преимущества, что и использование высокоуровневого языка, такого как C++, вместо ассемблера при написании приложений [3].

Можно сделать вывод, что использование графических процессоров для разгрузки центрального процессора является довольно перспективной областью исследований благодаря их высокой производительности и относительно низкой стоимости.

ЛИТЕРАТУРА

1. Buck, I., Foley, T., Horn, D., Sugerman, J., Fatahalian, K., Houston, M., and Hanrahan, P. «Brook for gpus: Stream computing on graphics hardware Transactions on Graphics» 2004.
2. Williams T.W., Parker K.P. Design for Testability – A Survey // IEEE Proceedings of the IEEE. 1983. Vol. 71. No.12. pp. 98 – 112.

3. NVIDIA_CUDA_Programming_Guide_0.8.2 [Электронный ресурс] - Режим доступа:http://developer.download.nvidia.com/compute/cuda/0_81/NVIDIA_CUDA_Programming_Guide_0.8.2.pdf. - Загл. с файла. - Яз. англ.
4. NVIDIA CUDA [Электронный ресурс] - Режим доступа:<http://developer.nvidia.com/object/cuda.html>. - Загл. с экрана. - Яз. англ.

USE OF COMPUTING CAPACITIES OF GRAPHIC PROCESSOR UNITS FOR PROBLEMS OF CALCULATION TESTABILITY AND CONSTRUCTIONS OF TEST VECTORS FOR INTEGRATED CIRCUITS

I.V. Parnevitch

Vladimir State University, Vladimir

e-mail: ghost-1985@mail.ru

With the advent of integrated circuits the big and superb big degree of integration has occurred transition to the new concept of their development - *Design for Test*. Here the designer carries out not only directly development of the integrated circuit, but also simultaneously with this carries out estimation and development of test decisions which can essentially simplify the subsequent testing and increase their quality.

However the given methods of testability calculation have combinatory character, that at increase in dimension of a task (increase in a degree of integration of the circuit) demands greater computing capacities}. Hence, if it is a question of testability calculation and formation of test vectors for circuits with the big and superb big degrees of integration it is necessary to use methods of optimization of the given calculations or to involve greater computing powers.

The graphic processor unit (GPU) more and more comes nearer by opportunities to the central processor (CPU), and in some cases and surpasses it. During the development of a video display board have adopted on itself many functions which are initially carried out by the central processor, thus, essentially having lowered its loading and it is investigatory having given an opportunity to accelerate process and to load CPU performance of other tasks.

For studying the tendency partially has been chosen to transfer calculations on a video display board. As powers of modern graphic adapters have already grown to that level when they can incur not only graphic calculations, but also accompanying, probably it is not necessary to load more CPU with some calculations.



ПОИСК КОСВЕННЫХ ИНФОРМАЦИОННЫХ СВЯЗЕЙ

А.П. Лезов

Владимирский государственный университет, Владимир

e-mail: loyzovap@rambler.ru

Ключевая проблема заключается в том, что даже имея значительные статистические объемы информации о каком либо объекте, субъекте или явлении крайне сложно бывает выстроить их в единую стройную линию. Отсутствуют методологии анализа подобных данных, связывания одних данных с другими по определенным ключам, также отсутствуют какие либо программные средства, реализующие подобные методологии. Обобщенно проблему можно назвать «отсутствие методологий поиска информации из информации»

В связи с написанным выше, задачи в ходе исследования видятся следующие, а именно выяснить: возможность или невозможность создания методологии поиска; возможность или невозможность создания программного продукта, позволяющего осуществлять подобный поиск; определить возможные предметные области, где бы данные методологии и программные средства были бы востребованы и применимы.

В настоящий момент ситуация достаточно неоднозначная. С одной стороны существует значительное количество автоматизирующих и аналитических систем. Часто одни являются подсистемами других и наоборот. Основная сложность заключается в неоднородности этих программных продуктов, их поддержке различных платформ от различных вендоров и т.д.. Не редко встречается, что в одной и той же предметной области, на одном и том же предприятии используются различные системы и их конфигурации. В итоге несколько программных продуктов на одном предприятии выполняют близкие функции и задачи, но представления в целом о предметной области составить нельзя, т.к. они не интегрированы в единую систему.

Существует заказная аналитическая система База статистических показателей. Разработчик данной системы – компания КРОК. Данная система реализует принцип расчета статистических данных на основе показателей. Значения показателя – всегда целые числа. Смысловая нагрузка каждого из них зависит от используемых словарей и алгоритмов расчета, что отображается на каждом конечном отчете.

В описанной выше системе отсутствует реализация подобных методов поиска, хотя их нужность очевидна. Прежде всего наличие подобной методологии в программном продукте повышает конкурентные преимущества предприятия, владеющего им, что является ключевым в рыночной экономике.

Решение поставленных задач будет вырабатываться в ходе комплексного исследования. Ключевая мысль при решении – использование различных групп атрибутов, накладываемых на статистические показатели по неким единым правилам.

В настоящий момент ведется исследование в предметной области социальной сферы, в частности – ВУЗ. Составлен перечень из возможных показателей и разбит на тематические группы. Всего 9 групп со 160 показателями. Ведется агрегация и анализ данных по ВУЗ. Определяются ключевые, демонстративные показатели для отработки методики. Подготовка методики начнется после завершения исследования и анализа данных по ВУЗ. Параллельно ведется поиск возможных комбинаций атрибутов и их вариантов.

SEARCH OF INDIRECT INFORMATION CONNECTIONS

A.P. Lezov

Vladimir State University, Vladimir

e-mail: loyzovap@rambler.ru

There are many different automating and analyst software systems but none of those can provide a possibility to link some data from one system to another. In that way it's very important to develop a methodology and a part of software system which would be able to help find such links and data. Also necessary to find in which object area it would be the most useful and claim.



ВЫБОР ПАРАМЕТРОВ ФОТОПЛЕТИЗМОГРАММ ДЛЯ БАЗЫ ДАННЫХ

А.А. Дюпин, С.И. Юран

Ижевская государственная сельскохозяйственная академия, Ижевск

e-mail yuran-s@udm.net

В современных условиях работа ветеринарных специалистов, зоотехников, селекционеров и др. связана с обработкой большого объема имеющейся информации о животных, особенно в условиях крупных животноводческих комплексов. Процесс поиска и обработки параметров, содержащих необходимую информацию, нередко занимает недопустимо большое время и ведет к информационной перегрузке специалистов. Для повышения уровня работы указанных специалистов была разработана база данных [1, 2]

параметров фотоплетизмограмм, которые относятся к важным диагностическим показателям, характеризующим функционирование сердечно-сосудистой системы [3]. Пульсовая кривая, зарегистрированная с помощью метода фотоплетизмографии, представляет собой кривую, косвенно отражающую объемные изменения пульсового кровенаполнения сосудов биологической ткани организма. Она содержит более 50 информативных параметров, хранение и обработка которых для большого числа животных является сложной задачей.

Целью настоящей работы является обоснование выбора необходимых для включения в разработанную базу данных параметров фотоплетизмограмм и рассчитываемых на их основе ряда гемодинамических показателей, позволяющих улучшить ее функционирование.

Рассмотрим методику выбора параметров.

Одним из основных критериев, определяющих количество вносимых в базу данных (БД) параметров, является ее целевое назначение. БД может использоваться:

- в исследовательских целях. Для этого в ней должно храниться как можно больше параметров и функций. Такая БД имеет сложный интерфейс и может использоваться только квалифицированными специалистами;
- для диагностики заболеваний. В этом случае БД должна содержать только те параметры, которые используются для диагностики конкретных заболеваний, на которые она рассчитана;
- для обнаружения и своевременного оповещения об изменениях микроциркуляции в биотканях животного. Для этого необходимо хранить и обрабатывать только те параметры, изменение которых информирует пользователя об отклонении состояния животного от нормы с целью дальнейшей своевременной диагностики и если требуется лечения.

Разработанная БД предназначена для использования в условиях животноводческих комплексов с большим числом животных и служит для реализации третьей из указанных целей.

Для сокращения количества хранимой в БД информации определены параметры, обязательные для хранения. Поскольку сравнить все параметры между собой невозможно, они были разбиты на группы.

Первая группа - это параметры, которые используются для вычисления других параметров; они являются первичными и должны храниться в БД. В данную группу входят *измеряемые* параметры (параметры которые непосредственно определяются на пульсовой кривой).

Вторая группа - это *визуальные* параметры, которые невозможно задать числовым значением (они описывают вид определенных участков кривой).

Третья группа содержит *вычисляемые* параметры (параметры, вычисляемые на основе первичных параметров).

Четвертая группа содержит *статистические* параметры, которые определяются на основе анализа ряда полученных фотоплетизмограмм.

Далее были определены критерии, по которым проведена оценка параметров. Такими критериями являются (см. таблицу 1):

1. Зависимость от первичного параметра других параметров. Данный критерий оценивает, какие параметры вычисляются с помощью текущего параметра. В данном критерии анализируется количество появлений первичного параметра в формуле вычисляемого параметра.

2. Принадлежность к группе. Он оценивает важность группы параметров. Например, группа «Первичные параметры» наиболее важна, так как на ее основе вычисляются параметры из группы «Вычисляемые параметры». В результате данный критерий определяет значимость группы.

3. Важность внутри группы. Данный критерий показывает значимость параметра внутри группы. Экспертами проставляется уровень важности.

4. Частота определения параметра. Данный критерий определяет, насколько часто появляется параметр на пульсовой кривой.

5. Сложность вычисления параметра. Он учитывает количество арифметических операций, необходимых для вычисления параметра.

6. Целевая функция. Данный критерий определяет влияние параметра на целевое назначение БД, то есть он характеризует состояние микроциркуляции животного. Проставляется уровень влияния чем ниже, тем более значим для целевой функции.

Таблица 1

Классификация критериев определения приоритетности параметров

Показатель	Весовой коэффициент	Количественные или качественные критерии интервалов изменений i-го параметра для установленных границ и их оценка в баллах				
		1	2	3	4	
Зависимость от параметра	Количество	10	1	До 5	До 9	
			1	2	3	
Принадлежность к группе	Группа	30	I	II	III	
			8	5	2	
Важность внутри группы	Уровень	20	I	II	III	
			4	3	2	
Частота определения	Количество	5	Очень редко	Редко	Часто	
			1	2	3	
Сложность вычисления	Количество	5	1 или менее	До 2	До 4	
			4	3	2	
Целевая функция	Уровень	30	I	II	III	
			5	3	1	
Баллы						

На следующем этапе с помощью экспертов проводилось ранжирование параметров указанных групп по определенным выше критериям.

Отобранные на этом этапе количественные параметры не всегда дают исчерпывающую информацию о характере пульсовой волны, поэтому немаловажное значение для диагностики имеет качественная оценка формы пульсовой кривой, нередко имеющая решающее значение.

Качественные характеристики учитываются в критерии «целевая функция». В нашем случае необходимо отобрать параметры, изменение которых наиболее точно характеризует нарушение микроциркуляции животного. Для этого все параметры были разбиты на группы зависимости параметров. В них указаны связи параметров, изменение которых ведет к изменению других параметров. Изменения параметров высшего уровня изменяют параметры низших групп.

Итогом оценки показателей явился расчет комплексного показателя приоритетности. Данный показатель позволил количественно оценить значимость каждого из выбранных для базы данных параметров ФПГ, и вычислялся как сумма указанных в таблице 1 показателей.

На рис. 1 представлены графики зависимости комплексного показателя от параметра фотоплетизмограмм для каждой из групп параметров, где по оси абсцисс отложены порядковые номера параметров фотоплетизмограмм в каждой группе, а по оси ординат – значения комплексных показателей. На графиках видны границы резкого снижения значений комплексных показателей. Параметры, оказавшиеся за пределами отмеченных границ, были отброшены ввиду их относительно малой значимости для БД параметров фотоплетизмограмм. В результате для хранения в БД оставлено 16 первичных параметров, 5 визуальных и 7 вычисляемых параметров, среди которых максимальная амплитуда пульсовой кривой, время появления и амплитуда дикротического зубца, время появления и амплитуда инцизуры, амплитуда в точке перехода от быстрого кровенаполнения к медленному и др. первичные параметры; форма вершины пульсовой кривой, форма анакроты и катакроты и др. визуальные параметры; длительность пульсового колебания, дикротический и диастолический индексы и др. вычисляемые параметры.

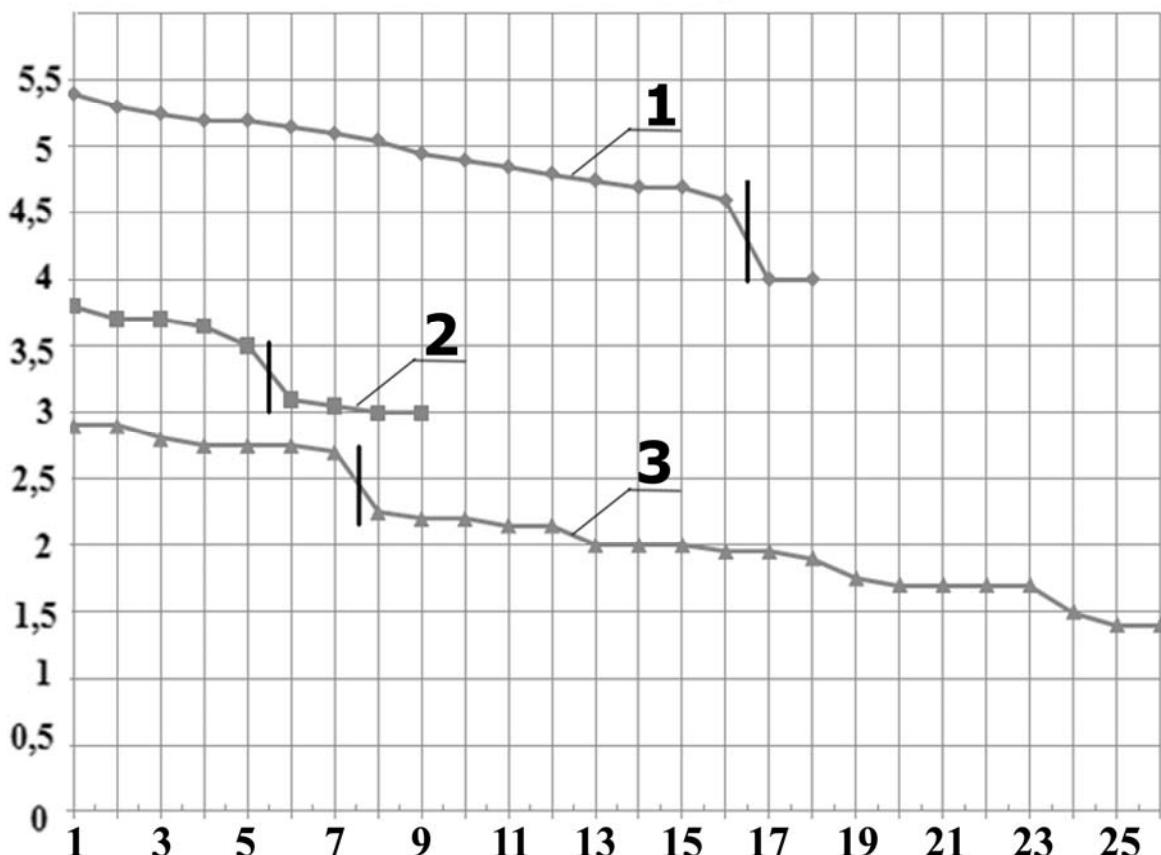


Рис. 1. Комплексные показатели параметров, где 1- первичные параметры; 2 – визуальные параметры; 3 – вычисляемые параметры

Сформированный на основе предложенной методики перечень заносимых в разработанную БД параметров фотоплетизмограмм использован в созданном автоматизированном комплексе для исследования сосудистой системы животных [3]. Это позволило более чем на 50% уменьшить объем памяти для хранения параметров фотоплетизмограмм и сократить время получения необходимой информации при обследовании животных, особенно при формировании запросов, отражающих динамику изменения параметров во времени.

ЛИТЕРАТУРА

1. Алексеев В.А., Дюпин А..А., Юран С.И. Структура базы данных параметров фотоплетизмограмм. Приборостроение в XXI веке. Интеграция науки, образования и производства. Труды III научно-практической конф. (Ижевск, 14-15 апреля 2006 г.) - Ижевск: Изд-во ИжГТУ, 2007.-с.163-169.

2. Свидетельство «Об официальной регистрации базы данных» № 2008620029 от 09.01.2008. База данных параметров фотоплетизмограмм / В.А. Алексеев, А.А. Дюпин, С.И. Юран. – Бюл. Пр ЭВМ, БД, ТИМС. - 2008. - №1.
3. Алексеев В.А., Юран С.И. Проектирование устройств регистрации гемодинамических показателей животных на основе метода фотоплетизмографии : монография – Ижевск : ИжГСХА; ИжГТУ, 2006. – 248 с.

CHOICE OF PHOTOPLETHYSMOGRAMMS PARAMETERS FOR DATABASE

A.A. Dyupin, S.I. Yuran

Izhevskaya state agricultural academy, Izhevsk

e-mail yuran-s@udm.net

The Considered methods of the selection parameter pulse wave, got by method photoplethysmography (PPG). These parameters are intended for use in designed database for animal complex and farms. The Selected parameters photoplethysmogramms allow reducing the volume to information, presorted in database, and reduce time of the reception to necessary information at examination big amount animal.



МНОГОУРОВНЕВЫЙ ПОДХОД К ПОСТРОЕНИЮ ИЗОБРАЖЕНИЙ ПРИ ВИЗУАЛИЗАЦИИ КОМПЬЮТЕРНОЙ ГРАФИКИ

Д.С. Котов

Владимирский государственный университет, Владимир

e-mail: dmk.doklad1@inbox.ru

За последнее десятилетие в системах визуализации компьютерной графики чётко обозначилась устойчивая тенденция к сокращению времени просчёта при росте качества получаемого изображения. Интерес таких крупнейших компаний-разработчиков, как Pixar, Mental Images, Chaosgroup, Splutterfish и ряда других вполне очевиден – тот, кто сможет предложить более скоростную визуализацию, получит значительную долю рынка, поскольку именно скорость просчёта является наиболее критичным фактором для многих при выборе программной системы визуализации.

Системы визуализации в настоящее время применяются в медицине, системах автоматизированного проектирования, трёхмерного моделирования и ряде других.

Разработка системы визуализации представляет собой сложный и длительный процесс. Множество возможных подходов к реализации архитектуры такой системы объясняет тот факт, почему при достаточном многообразии представленных сегодня на рынке продуктов этого направления трудно найти продукты со схожими слабыми местами. Каждый разработчик стремится представить свою архитектуру системы визуализации, поскольку именно грамотный подход к организации работы над данными может дать существенный выигрыш перед конкурентами.

Патенты существуют не на все подходы. Исключением является метод трассировки фотонов.

Отдельные подходы к реализации таких систем очень хороши и показали себя с лучшей стороны. Многоуровневый подход предлагает интегрировать две стадии обработки данных при визуализации: трассировку лучей и сэмплирование поверхностей. Первое означает трассировать лучи в несколько проходов с увеличением степени детализации на каждом последующем шаге. Второе – отбросить ненужную работу по визуализации высокого качества поверхности там, где это не надо.

В основе этого подхода лежит идея о том, чтобы отбросить ту работу, результат выполнения которой не будет востребован.

Например, если некоторая область поверхности находится в тени, или загорожена полупрозрачным предметом, то вовсе не обязательно сэмплировать этот участок поверхности. И действительно, если на такой участок осуществить трассировку большего количества фотонов и получить более детальную визуализацию для данного участка, то теоретически он должен выглядеть лучше. Но на практике наблюдатель этого может и не увидеть вообще. Нет необходимости добавлять больше фотонов и детально сэмплировать поверхность там, где у наблюдателя нет никаких шансов увидеть это. Такая детальная проработка даже тех областей, которые в большинстве случаев не видимы наблюдателю, занимает некоторое время на обработку, а потребоваться может лишь в отдельных случаях. Например, когда визуализатору требуется получить изображение с расширенным динамическим диапазоном цветности (HDR).

В системах визуализации реального времени этот алгоритм также может найти себе применение. Благодаря тому, что тени в большом количестве современных систем просчитываются заранее отдельным проходом, есть возможность заранее указать, какие области находятся в тени, а какие на виду. По карте важности для фотонов больше фотонов трассируется в те области, которые на виду. Если требуется получить большую скорость визуализации в режиме реального времени, на каждом кадре можно не полностью трассировать те области, которые считаются более затенёнными. Если требуется получить больше скорости, область важности уменьшается в размерах. Чтобы увеличить качество, нужно добавить в диапазон важности более тёмные участки. При очень малой области трассировки, которая считается важной, может быть видно ухудшение качества изображения. Взамен можно получить прибавку в скорости, размер которой будет зависеть от суммарной площади, убранной из карты важности для трассировки фотонов.

Рассмотрим простой пример: сфера лежит на плоскости и освещается одним источником света. В её направлении испущено двадцать один фотон, по десять переотражений на кажды. Известно, что при столкновении с диффузной поверхностью с некоторым коэффициентом отражения фотон порождает хотя бы два фотона. Учитывая, что площадь тени под объектом может быть практически любой, возьмём условно, что треть фотонов попала в область тени. Рассчитаем количество лучей, которые необходимо испустить. Общее количество лучей будет равно $S_{20} = 42987$ лучей. Из них некоторые лучше, те, что пересекли поверхность на самом видном от наблюдателя месте, улетели в атмосферу за пределы сцены. Тогда количество лучей, попавших в область тени, и которые потенциально можно не трассировать, будет равно $S_7 = 14329$. В зависимости от свойств поверхности и от ряда других параметров каждый фотон имеет шанс выйти за пределы сцены ещё до того, как отработает полное количество переотражений или поглотится. В этом смысле важно иметь представление о том, что, отбрасывая хотя бы один фотон, можно сэкономить целый ряд операций по трассировке новых и новых фотонов. Учитывая тот факт, что остальные фотоны имеют больше шансов вылететь за пределы сцены, нежели те, которые попали в области, окружённые геометрией, процентное соотношение отсеченных фотонов по отношению к остальным фотонам может увеличиться. Меньше фотонов трассируем – меньше времени требуется на визуализацию.

Предложенный подход имеет большую гибкость и позволяет проектировать и настраивать систему визуализации в широких пределах. Спектр применения данного подхода может варьироваться от систем визуализации реального времени до фотопрералистичных рендер-систем.

Идея сокращения времени визуализации основана на том, чтобы:

1) после каждого нового шага детализации трассировки лучей отбрасывать ненужные области

2) на основе ряда критериев (например, удалённости от наблюдателя или степени видимости) уменьшать удельный вес тех или иных областей поверхностей, уменьшая таким образом объём требуемых в дальнейшем вычислений.

Рассмотренный подход может в отдельных случаях существенным образом сократить время на визуализацию, а значит – улучшить главное потребительское свойство системы визуализации – скорость визуализации. От систем визуализации реального времени в медицине и науке до фотореалистичной анимации при производстве рекламы.

Каждый компонент системы при этом может быть подвергнут различного рода модификациям.

Предложенная модель совместной трассировки фотонов и обработки поверхностей в системе визуализации может быть применима в широкой гамме частных случаев архитектур систем, не теряя при этом своей эффективности. При грамотной настройке согласно целям системы может дать выигрыш в скорости и, возможно, бесплатное улучшение качества картинки, выраженное в фокусировке максимальной детализации картинки непосредственно перед взглядом наблюдателя.

MULTILEVEL APPROACH TO IMAGES RENDERING IN COMPUTER GRAPHICS VISUALIZATION

D.S. Kotov

Vladimir State University, Vladimir

e-mail: dmk.doklad1@inbox.ru

During the last several decades there has been a strict tendency to reducing rendering time with simultaneous rise of the quality of the image. Rendering systems can be demanded in such important sectors of the economy as Health Care, Movie Production, Advertisement, Software Development and etc. The potential interest of such big companies as Pixar, Mental Images, Chaosgroup, Splattersfish and many others is evident – the one who manages to offer the fastest visualization gets more considerable market share because rendering time is the exactly determinant in choosing software visualization system.

Development of visualization system is rather sophisticated and long-term process. The existence of plenty of different approaches to building the architecture of such systems explains the fact that in variety of products there are very few ones with familiar weak spots.

The main idea of offered approach is to get rid of work result of which won't be demanded.



МЕТОД ГРУППОВОЙ ТРАССИРОВКИ ЛУЧЕЙ С ИСПОЛЬЗОВАНИЕМ STREAMING SIMD EXTENSIONS

Д.С. Котов

Владимирский государственный университет, Владимир

e-mail: dmk.doklad1@inbox.ru

При синтезе изображений методом трассировки лучей функция яркости неизвестна. Она определяется путём вычисления освещенности видимой сцены методом трассировки лучей или фотонов из глаза наблюдателя. Чтобы устранить лестничный эффект, необходимо осуществить трассировку значительного числа лучей. В некоторых алгоритмах число дополнительных лучей, служащих для устранения такого эффекта, может быть до четырёх раз больше в сравнении с исходным количеством лучей, которые потребовались чтобы синтезировать изображение. Трассировка каждого нового луча – довольно времязатратная операция. Однако, ступенчатость проявляется лишь в тех местах, где значение яркости быстро меняется. Суммарная площадь таких участков во многих случаях может не превышать 50% площади изображения.

Многими исследователями были предложены адаптивные алгоритмы по поиску и коррекции таких проблемных зон. Большинство адаптивных схем используют

двуухшаговую методику. На первом шаге трассируется относительно небольшое число лучей, одинаково распределенных. Это нужно для определения точек с быстрым изменением яркости. На втором шаге производится дополнительная трассировка тех участков, где ещё есть сложные пиксели. В различных работах критериями адаптивности служат: дисперсия[1, 2], контраст [3] и сравнение компонентов RGB цвета, полученных с помощью оператора сжатия динамического диапазона[4].

В современных системах применяются техники быстрого глобального освещения: многоуровневая трассировка лучей, когерентная трассировка лучей и ряд других техник.

Можно использовать SSE блок вычислений для того, чтобы сгруппировать операции по трассировке лучей. Каждый пучок содержит в себе по четыре луча, которые трассируются одновременно. Идея использования блока SSE не нова сама по себе – отличие предложенного подхода в том, чтобы подготовиться к фильтрации заранее, при помощи предварительных операций.

Поскольку обработка изображения во многих системах рендеринга организована путём предварительного разбиения изображения на квадраты, рассмотрим только обработку одного такого квадрата. Форма квадрата нам удобнее. Размер одной такой области возьмём равной 64*64 пикселя.

Первый шаг. Выполняем трассировку по всей площади изображения, чтобы примерно определить области, где находятся границы объектов. Для этого используем каркасные коробки или сферы. Если луч не пересекает ту или иную каркасную сферу или коробку, значит данный объект в данной области экрана не присутствует. Если же в данной области нашлось сразу несколько объектов, проверяется цветовая составляющая материалов данных поверхностей, и заносятся в карту предварительной видимости как важные зоны.

Далее строится карта видимости на уровне треугольников. Это матрица, в которой хранятся индексы треугольников, видимых из позиции наблюдателя. Разрешение этой матрицы в несколько раз выше, чем количество самих областей, на которые мы разбили изображение. Например, в 4 раза будет вполне достаточно. Программа проверяет сперва те области, которые были помечены как важные в предварительной карте видимости. Это поможет сперва выполнить обработку областей, где наиболее вероятно требуется устранение ступенчатого эффекта. Визуально это не даст никакого изменения, однако в случае внезапного или запланированного окончания фильтрации до наступления 100% обработки на некоторых сценах можно ожидать более качественную картинку. Объясняется это тем, что алгоритм старается начать с тех областей, где скорее всего есть граница хотя бы одного объекта и есть резкий цветовой переход. На этом этапе мы определяем лишь те пиксели, внутри которых существуют геометрические разрывы. Лучи пускаем четырёхками по углам пикселей. За критерий определения разрыва берём некий *eps* – пороговое значение ошибки.

Второй шаг. Внутри пикселя испускаем четыре луча через точки E,F,G,H как показано на рис. 1.

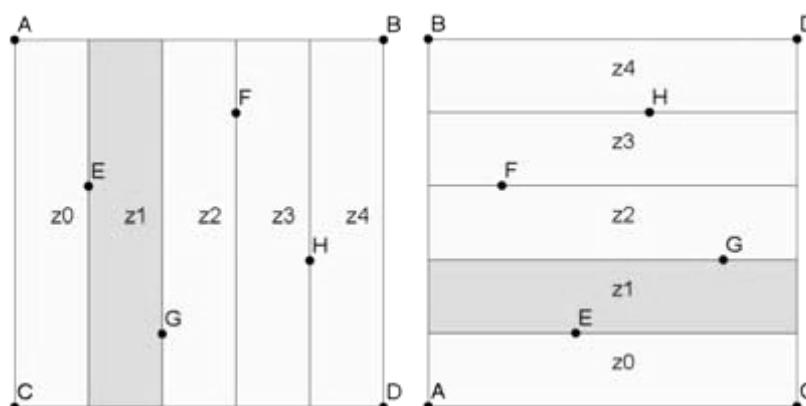


Рис. 1. Схема условного разделения пикселя для определения разрывов

Выделенными на рисунке показаны те зоны, которые считаются зонами разрыва: вертикального (на рисунке слева) и горизонтального (на рисунке справа).

Каждое сравнение выполняется с помощью SSE команд над R,G,B компонентами цвета. Алгоритм поиска разрыва полностью как в [5].

Результаты могут различаться в зависимости от формы геометрии. Этот алгоритм может выгодно дополнить подход, предложенный в [5] в случаях, когда форма геометрии как можно более точно повторяет форму каркасной коробки или сферы. В таком случае в карте предварительной видимости уже содержится информация, близкая к реальной, и алгоритм начинает с этих областей.

Преимущество предложенного подхода в том, что если раньше времени оборвать этот алгоритм внутри каждого такого квадрата 64*64, на которые разбито изображение, мы конечно не получим более качественную картинку, но, установив порог критичности, когда именно завершить обработку, сможем сэкономить немного времени.

Этот подход может быть востребован в системах, где особенно важно время обработки картинки, а приемлемое качество вполне может устроить.

ЛИТЕРАТУРА

1. Lee, Mark, Richard A. Redner, Samuel P. Uselton, "Statistically Optimized Sampling for Distributed Ray Tracing", Computer Graphics, Vol. 19, No. 3, July 1985, pp. 61-67
2. D.B. Kirk and J. Arvo, "Unbiased Sampling Techniques for Image Synthesis," Computer Graphics, vol. 25, no. 4, 1991, с. 153-156
3. Mitchell, Don P., "Generating Antialiased Images at Low Sampling Densities," Computer Graphics, 21(4), July 1987, с. 65-69
4. Б.Х. Барладян, А.Г. Волобой, В.А. Галактионов, Э.А. Копылов Эффективный оператор сжатия динамического диапазона яркостей "Программирование", №5, 2004, с. 35-42
5. К.А. Востряков, А.Г. Волобой "Алгоритм устранения лестничного эффекта для 4-лучевой SSE трассировки лучей", Институт Прикладной Математики имени М.В. Келдыша РАН, Москва, Россия с.2-3

GROUP RAY TRACING APPROACH USING STREAMING SIMD EXTENSIONS

D.S. Kotov

Vladimir State University, Vladimir

e-mail: dmk.doklad1@inbox.ru

Using ray tracing image synthesis it is easy to get faster operation using SSE. Anti-aliasing method that uses SSE block can operate rays by groups of 4 rays. SSE should be used to accelerate processing.

A new approach is offered enables to start from probably most important areas and to get probably better result at the start of algorithm.



ПРОГРАММНЫЙ КОМПЛЕКС ДЛЯ АНАЛИЗА СТРУКТУРЫ БИОСИГНАЛОВ

В.В. Исакевич, А.В. Папулин

Владимирский Государственный Университет, Владимир

Введение

Современная медицина, биология и физиология все шире используют в своей практической деятельности автоматические и автоматизированные системы, комплексы и устройства анализа экспериментальной информации о состоянии биообъекта в различных условиях функционирования.

В решении проблемы можно выделить два направления. Это, во-первых, создание перспективных методов и систем на основе анализа сигналов, особенностей фильтрации и сигнальной информации о биообъекте, принципов синтеза специализированной биомедицинской аппаратуры обработки экспериментальной информации. Второй подход, который можно назвать пользовательским, предполагает на основе анализа имеющихся разработок овладение методами и практическими приемами обработки экспериментальных данных с использованием современных компьютерных технологий. Объединение этих двух методов позволяет создавать программные комплексы для анализа биосигналов.

Выбор методики анализа

Рассмотрим такой метод спектрального анализа, как метод SSA (Singular Spectrum Analysis) («Гусеница») [4].

Выбор данного метода обусловлен тем, что SSA предназначен для исследования структуры временных рядов и совмещает в себе достоинства многих других методов, в частности, Фурье-анализа и регрессионного анализа [2]. Одновременно он отличается простотой и наглядностью в управлении.

Базовый вариант метода состоит в преобразовании одномерного ряда в многомерный с помощью однопараметрической сдвиговой процедуры, исследовании полученной многомерной траектории с помощью анализа главных компонент (сингулярного разложения) и восстановлении (аппроксимации) ряда по выбранным главным компонентам.

Таким образом, результатом применения метода является разложение временного ряда на простые компоненты: медленные тренды, сезонные и другие периодические или колебательные составляющие, а также шумовые компоненты.

Описание метода SSA

Рассмотрим временной ряд $\{x_i\}_{i=1}^N$, образованный последовательностью N равноотстоящих значений некоторой (возможно, случайной) функции $f(t)$:

$$x_i = f((i-1)Dt), \text{ где } i=1,2,\dots,N.$$

Базовый алгоритм метода "Гусеница" обычно разбивается на три этапа [3].

Этап 1. (Разворотка одномерного ряда в многомерный)

Выберем некоторое число $M < N$, называемое *длиной гусеницы*, и представим первые M значений последовательности f в качестве первой строки матрицы X . В качестве второй строки матрицы берем значения последовательности с x_2 по x_{M+1} . Последней строкой с номером $k = N - M + 1$ будут последние M элементов последовательности. Эту матрицу, элементы которой равны $x_{ij} = x_{i+j-1}$, можно рассматривать как M - мерную выборку объема k или M - мерный временной ряд, которому соответствует M - мерная траектория (ломаная в M - мерном пространстве из $k-1$ звена). Отметим, что матрица X (будем называть ее *матрицей ряда*) представлена в традиционном для прикладной статистики виде "строка - индивид, столбец - признак". При изложении теоретических аспектов естественным является сопоставление индивиду столбца.

Далее по обычной схеме (за исключением стандартизации признаков) проводится анализ главных компонент (АГК).

Этап 2. (Анализ главных компонент: сингулярное разложение выборочной ковариационной матрицы)

Сначала вычисляется матрица $V = (1/k)X^T X$. Несмотря на то, что ее элементы не центрированы, назовем ее *ковариационной матрицей*, иногда добавляя слово "нецентральная".

Следующий шаг, как обычно в АГК, состоит в вычислении собственных чисел и собственных векторов матрицы V , т.е. разложение ее $V = PLP^T$, где L - диагональная матрица, на диагонали которой стоят упорядоченные по убыванию собственные числа, а P - ортогональная матрица собственных векторов матрицы V .

Матрицы L и P совместно имеют множество интерпретаций, основанных на АГК. В частности, матрицу P можно рассматривать как матрицу перехода к главным компонентам $XP = Y = (y_1, y_2, \dots, y_m)$.

Если изучается выборка из случайной совокупности, то собственные числа матрицы V являются выборочными дисперсиями соответствующих главных компонент, а квадратные корни из них - выборочными стандартами. Графическое представление собственных чисел и некоторых функций от них в АГК традиционно используется для выявления структуры исследуемой совокупности и отбора и интерпретации главных компонент.

Заметим также, что при выборе длины гусеницы, равной $N-M+1$, собственные вектора и главные компоненты (с точностью до нормировки) просто меняются местами.

Этап 3. (Отбор главных компонент)

В силу свойств матрицы P можно представить матрицу ряда X как $X = Y P^T$. Таким образом, мы получаем разложение матрицы ряда по ортогональным составляющим (главным компонентам).

В то же время преобразование $y_j = X p_j$ является линейным преобразованием исходного процесса с помощью дискретного оператора свертки, т.е.

$$y_j[l] = \sum_{q=1}^M x_{lq} p_{jq} = \sum_{q=1}^M x_{l+q-1} p_{jq}.$$

Таким образом, процедура "Гусеница" порождает набор линейных фильтров, настроенных на составляющие исходного процесса. При этом собственные векторы матрицы V выступают в роли переходных функций соответствующих фильтров.

Визуальное и аналитическое изучение как собственных векторов, так и главных компонент, полученных в результате линейной фильтрации, может дать много интересной информации о структуре изучаемого процесса и свойствах составляющих его слагаемых.

Программная реализация

На рис.1 представлена блок-схема алгоритма реализации описываемого метода анализа. В качестве программной среды выбрана система MATLAB.

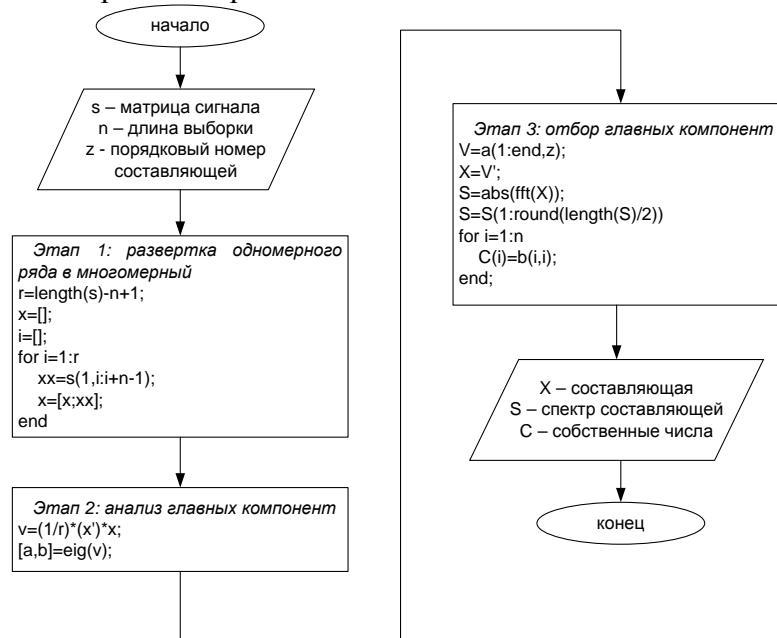


Рис.1. Блок-схема алгоритма

В процессе тестирования программного комплекса в качестве тестового сигнала используется модулированный сигнал (рис. 2,3).

Параметры модулированного сигнала:

- модулированный сигнал с частотой 200 Гц, частота дискретизации 10 кГц, время 0.02 сек.
- модулирующий сигнал с частотой 4 кГц.
- шум – гауссов.

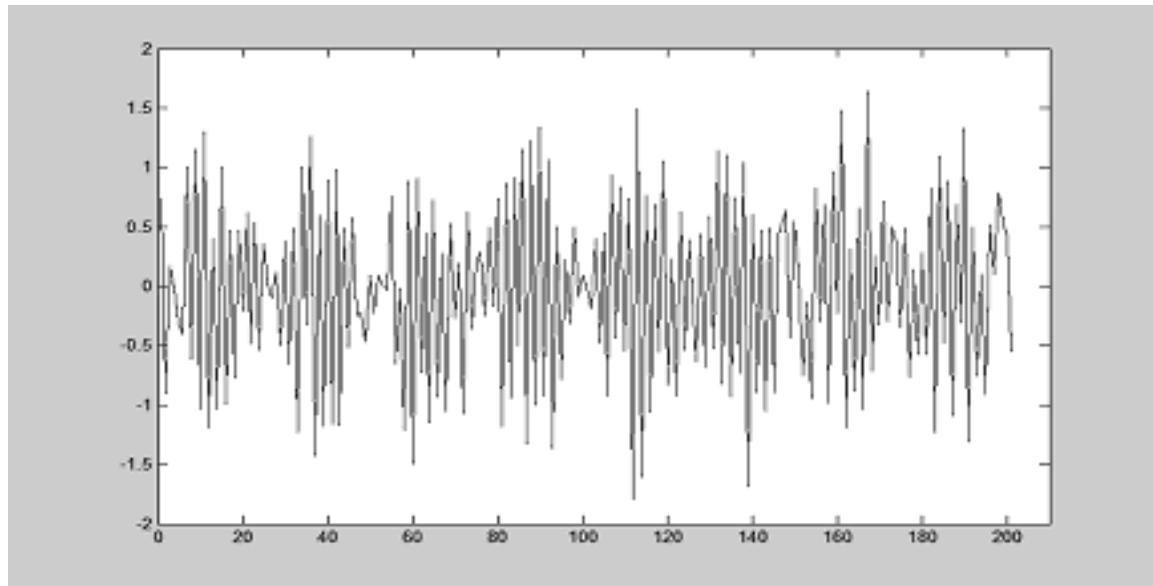


Рис. 2. Зашумленный сигнал.

Результаты анализа зашумленного модулированного сигнала по методу «Гусеница» представлены на рис.4.

К достоинствам программного комплекса для анализа структуры сигналов с использованием собственных векторов ковариационной матрицы можно отнести то, что он позволяет:

- формировать из исходного дискретного сигнала траекторную матрицу заданного размера;
- вычислять ковариационную матрицу, ее собственные вектора и собственные значения;
- вести визуальный анализ спектра собственных значений и собственных векторов ковариационной матрицы;
- вести статистический и спектральный анализ собственных векторов; осуществлять анализ исходных и калибровочных сигналов в базисе собственных векторов ковариационной матрицы;
- вести фильтрацию исходных сигналов в базисе собственных векторов.

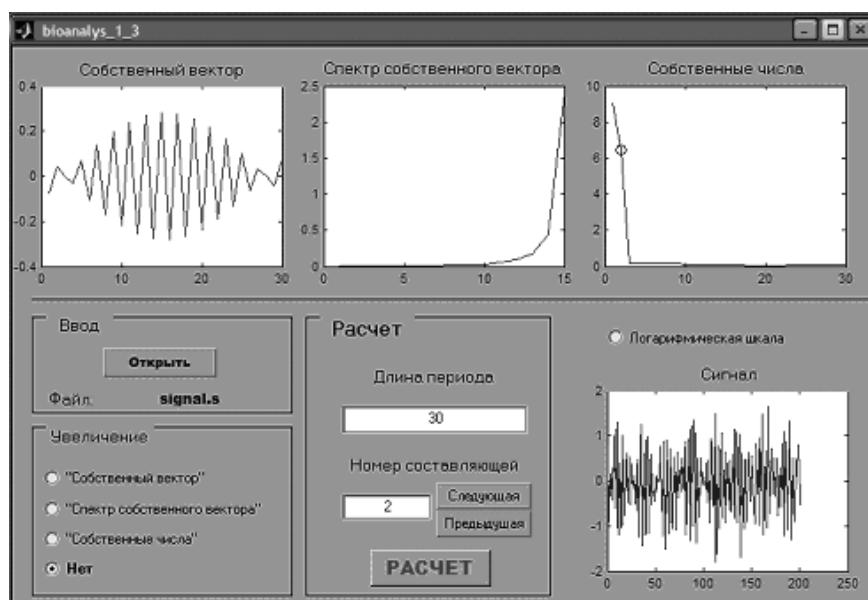


Рис.3. Одна из составляющих, характеризующие исходный сигнал

Заключение

Использование базиса собственных векторов, свойства которого определяются ковариационной матрицей анализируемого сигнала, позволит разделить сигнал на некоррелированные (а возможно и независимые) составляющие, «форма» которых заранее неизвестна, но диктуется корреляционными свойствами сигнала [1]. Это позволит сопоставить эти некоррелированные составляющие с известными процессами, которые могут определять их свойства. И, наоборот, сигналы с неожиданными свойствами позволят выдвинуть некоторые гипотезы о механизмах формирования анализируемого сигнала.

С другой стороны возможно, что собственные вектора не будут являться гармоническими функциями. Так, если в собственных векторах будут наблюдаться сложные периодичности, например вида модуляции одних известных периодических составляющих другими, то это может объяснить некоторые специфические эффекты спектрального анализа, предпринимаемого с целью выявления таких периодичностей. В частности, это может объяснить отсутствие ожидаемого сужения спектров на известных частотах при увеличении времени анализа (вследствие расширения полосы частот за счет модуляции). Это требует проведения дальнейших исследований.

ЛИТЕРАТУРА

1. Батин А.С., Исакевич В.В. Использование собственных векторов ковариационной матрицы в задаче влияния гравитационных источников на вертикальную составляющую напряженности электрического поля в приземном слое
2. Голяндина Н.Э., Некруткин В.В., Степанов Д.В. Варианты метода «Гусеница»-SSA для анализа многомерных временных рядов - Санкт-Петербургский государственный университет (источник – www.gistatgroup.com)
3. Главные компоненты временных рядов: метод "Гусеница" Под редакцией Д.Л.Данилова и А.А.Жиглявского - Санкт-Петербургский университет, 1997 (источник – www.gistatgroup.com)
4. Описание алгоритма «Гусеница» (источник – www.gistatgroup.com)

PROGRAMMED COMPLEX FOR THE ANALYSIS OF FRAME OF BIOSIGNALS

V.V. Isakevich, A.V. Papulin
Vladimir State University, Vladimir

The given article is dedicated to one of modern methods of the analysis of signals and its programmed realization for the analysis of biosignals.



ИСПОЛЬЗОВАНИЕ КОМПЬЮТЕРНЫХ ТЕХНОЛОГИЙ РЕВЕРСИВНОГО ПРОЕКТИРОВАНИЯ ДЛЯ МЕДИЦИНСКИХ ИЗДЕЛИЙ

Л.В. Беляев, А.В. Жданов, И.В. Луковенко
Владимирский государственный университет, г. Владимир

Под термином «реверсивное проектирование» понимается комплекс технологий для реализации схемы: идея-макет-изделие (в отличие от привычной для инженера схемы: идея-чертеж-изделие). Сейчас, когда требования к внешнему виду изделия стали более жесткими и успех изделия на рынке чаще определяется его дизайном, нежели чисто функциональными возможностями, инженеру приходится все чаще обращаться к технологиям реверсивного проектирования. Это, прежде всего, относится к изделиям медицинского назначения. Традиционно форма изделия снималась с макета методом

слепков или путем использования копировальной обработки. Многоступенчатые технологии определяли высокую стоимость работ и часто не могли решить всех задач, особенно при создании сложных многоразъемных форм. Новые возможности в этой области открывают технологии оцифровки и обработки данных. Оцифровка макета или образца может быть проведена на объемных сканерах, на контрольно-измерительных машинах или на станках с ЧПУ, оснащенных измерительными головками. Таким образом, мы получаем электронный макет изделия, представленный в виде упорядоченного или неупорядоченного массива точек в пространстве. Этап реверсивного проектирования берет на себя преобразование точек в данные, которые воспринимаются системами компьютерного проектирования: сечения, поверхности, твердые. Далее процесс создания изделия идет по традиционному пути.

Весь процесс реверсивного проектирования включает следующие этапы: оцифровка прототипа; обработка оцифрованных данных и подготовка компьютерной модели прототипа; конструкторско-технологическая проработка изделия на основе полученной модели; разработка управляющих программ для оборудования с ЧПУ; изготовление изделия или оснастки.

С применением оборудования немецкой фирмы *Breuckmann* и программного обеспечения фирмы *PTC* (США) данные этапы могут быть реализованы следующим образом. Сканирование реализуется на объемном сканере ОРТО ТОР-НЕ (рис.1), который представляет собой автоматизированную систему оборудования и программного обеспечения, позволяющую быстро создавать трехмерную компьютерную модель объемных тел большого разнообразия форм и размеров.



Рис. 1. Общий вид объемного оптического сканера ОРТО ТОР-НЕ

Система включает в себя:

- установку объемного оптического сканирования;
- компьютер Pentium-4;
- плату управления (OPTOLINK) и комплекс программ, управляющих работой установки и редактирования данных (OPTOCAT 2007).

Объемный сканер представляет собой штангу, на которой установлены проектор и цифровая камера, также для настройки сканера в штангу вмонтированы 2 лазерных датчика. В свою очередь штанга закрепляется на штативе. Описанная конструкция является мобильной и не требует много времени для начала сканирования. Связь сканера с компьютером осуществляется через интерфейс IEEE1394 по которому передаются данные в программу редактирования и обработки данных OPTOCAT 2007.

Процесс сканирования осуществляется по оптической бесконтактной схеме с высокой скоростью. Схема создания изображения приведена на рис.2. В результате процесса оцифровки (сканирования) получается комплект компьютерных моделей поверхностей прототипа в виде упорядоченного набора точек или набора линий. Средствами программного обеспечения, поставляемого со сканером, данные можно отредактировать: усреднить, сгладить, ограничить и т.д.

После получения компьютерных моделей поверхностей прототипа в виде упорядоченного набора точек или набора линий, происходит их обработка и преобразование в геометрическую компьютерную модель, пригодную для дальнейшей

обработки в CAM/CAE системах. В программном продукте фирмы PTC это реализуется по средствам встроенного модуля *Reverse Engineering*, который преобразует так называемое облако точек или набор линий в геометрическую модель.

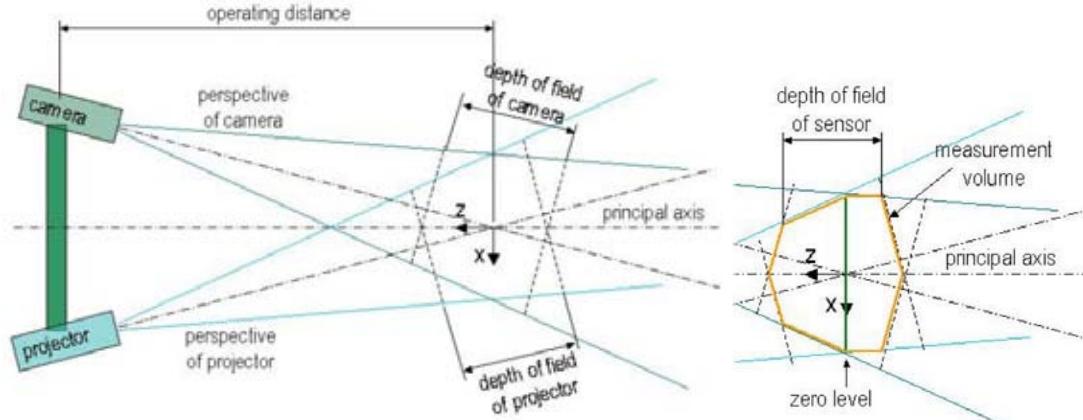


Рис.2. Схема создания изображения и основные параметры рабочей зоны

После проведения конструкторско-технологических мероприятий переходят к разработке управляющей программы для станка с ЧПУ. В Pro/Engineer это реализуется в модуле *PRO/NC*. Создание программы ЧПУ происходит в диалоговом режиме позволяющим разработчику контролировать все необходимые параметры и вносить изменения. Для контроля полученного результата имеется модуль визуализации, который позволяет вне станка оценить полученную программу.

В данной статье были кратко описаны основные этапы реверсивного проектирования на примере оборудования фирмы *Breuckmann* и программного обеспечения фирмы *PTC*. Основное внимание было уделено описанию технологии 3-D сканирования и обработке полученного результата. Программный продукт *Pro/ENGINEER* был выбран по той причине, что позволяет реализовать все этапы в рамках одной программы, применяя ее различные модули. Это позволит избежать проблем связанных, например, с импортом-экспортом данных из одной программы в другую.

USE OF COMPUTER TECHNOLOGIES OF REVERSIVE DESIGNING FOR MEDICAL PRODUCTS

L.V. Beljaev, A.B. Zhdanov, I.V. Lukovenko
Vladimir State University, Vladimir

The purpose of report is considerations of the basic stages of reversive designing.



ДИАГНОСТИКА ЭЛЕКТРОМЕХАНИЧЕСКОГО МОДУЛЯ ПРИВОДА ИССКУСТВЕННОГО СЕРДЦА С ПРИМЕНЕНИЕМ ПРОГРАММНОГО КОМПЛЕКСА LABVIEW

Л.В. Беляев
Владимирский государственный университет, Владимир

Одной из важнейших проблем функционирования систем вспомогательного кровообращения и искусственного сердца является создание надежного привода, обеспечивающего непрерывный кровоток. Электромеханические приводы наиболее полно удовлетворяют требованиям, предъявляемым к таким устройствам. Это объясняется более высоким КПД, меньшими массогабаритами, большей надежностью и долговечностью по сравнению с гидро- и пневмоустройствами. Применение электромеханических приводов

позволяет создавать автономные компактные системы искусственного кровообращения (ИК) вместо стационарных центров.

Электромеханический модуль привода искусственного сердца выполнен на базе бесконтактного моментного двигателя на постоянных магнитах, в полый ротор которого встроен механический преобразователь вращательного движения в возвратно-поступательные циклические перемещения выходного штока – планетарный роликовинтовой механизм (РВМ). Электрическая машина работает в режиме вентильного двигателя, при этом электронная коммутация обмоток фаз обеспечивается датчиком положения ротора, выполненного на элементах Холла. С помощью программного комплекса *LabView* можно получить значение амплитуды напряжений и форму импульсов на фазах электродвигателя, что при известной принципиальной схеме двигателя позволяет определить его мощностные характеристики. Многопарность контакта в сопряжениях резьб РВМ позволяет получить высокие характеристики по нагрузочной способности, жесткости, редукции и КПД при малых массе и габаритах и короткой кинематической цепи.

В крайних положениях ход штока ограничен конечными выключателями на базе транзисторных оптопар, снимаемые сигналы с этих датчиков дают представление о местоположении штока и о частоте его перемещения. Для представления сигналов на мониторе компьютера применяется программный комплекс *LabView*, позволяющий отображать считываемую информацию, как в виде графиков так и в табличном виде. К хвостовикам винта крепятся мембранны искусственных желудочков. Возвратно-поступательное движение мембран создает давление для перекачивания крови.

Исполнение привода в виде модуля значительно улучшает характеристики всего устройства системы искусственного кровообращения и позволяет приблизить габариты привода к естественным габаритам сердца.

DIAGNOSTICS OF THE ELECTROMECHANICAL MODULE DRIVE OF ARTIFICIAL HEART WITH APPLICATION PROGRAM COMPLEX LABVIEW

L.V. Beljaev

Vladimir State University, Vladimir

The purpose of job is diagnostics of the electromechanical module drive of artificial heart with application program complex LABVIEW.



АВТОМАТИЗИРОВАННАЯ СИСТЕМА БЕСПРОВОДНОЙ ПЕРЕДАЧИ ДАННЫХ

И.Е. Ратников

Владимирский государственный университет Владимир

e-mail: avto_dj@mail.ru

В последнее время все большее распространение получают автоматизированные системы беспроводной передачи данных (АСБПД). Основное предназначение таких систем состоит в транспортировке информации между различными пользователями и структурами, а так же внутри них. На ряду с широко распространенными стандартами Bluetooth, ZigBee, WiFi все чаще возникают задачи удаленного сбора информации на расстоянии превышающем 1 км. Использование для этих целей радиоканала является экономически выгодным и не требует использования дорогостоящей аппаратуры.

СБПД состоит из нескольких компонентов, определяемых в зависимости от решаемых задач. Это – коммутаторы, радиомодемы, и интерфейсы передачи данных, точки

беспроводного доступа, клиентское оборудование, программное обеспечение (ПО) управления оборудованием, диспетчерский пульт (центр управления системой). Также практически все современные инженерные системы имеют в своём составе встроенные компоненты для организации передачи служебного трафик между устройствами, данных управления между центром управления и устройствами.

В нашем случае необходимо разработать единую систему удаленного сбора и обмена данными медицинских учреждений. Используя интеллектуальные счетчики и устройство сбора и обработки данных (УСПД) можно построить автоматизированную систему контроля потребления энергоресурсов больниц, а дополнительные блоки коммутации персонального компьютера с УСПД позволяют передавать также служебные данные. Защищенность данных в таких системах сбора очень высока, что делает их применение эффективным. Зачастую сбор данных происходит вручную при помощи устройства сопряжения и ноутбука. Усовершенствовать эту систему можно применив радиомодемы для связи удаленных контролируемых пунктов (КП) с базовыми станциями. Используя беспроводные каналы связи можно создать полностью автоматизированную систему.

Разработка СБПД начинается с выбора рабочего диапазона частот. Чем выше рабочая частота, тем больше емкость (число каналов) системы связи, но тем меньше предельные расстояния, на которых возможна прямая передача между двумя пунктами без ретрансляторов. Первая из причин и порождает тенденцию к освоению новых более высокочастотных диапазонов. Однако использование частот выше 10 ГГц для передачи данных между объектами расположеными на небольших высотах не эффективно из-за сильного влияния атмосферных условий на затухание сигнала. Так на частоте 10 ГГц затухание меняется с 0,003 дБ/км при легком дожде, до 0,3 дБ/км при крупном дожде. В этом свете использование диапазона 5,725...5,85 ГГц не требующего к тому же лицензирования представляется оптимальным. Основная масса подобного рода систем работает на частотах ниже 2,4 ГГц и требует выделения частот.

Для эффективного приема электромагнитной энергии необходима антенна не менее 0,25 длины волны, следовательно:

$$\lambda_1 = \frac{c}{f_1} = 5,725 / 3 \cdot 10^8 = 19,08 \text{ см} \Rightarrow L_{AHT1} = 19,08 \cdot 0,25 = 4,7 \text{ см} \quad (1)$$

$$\lambda_2 = \frac{c}{f_2} = 5,85 / 3 \cdot 10^8 = 19,5 \text{ см} \Rightarrow L_{AHT2} = 19,5 \cdot 0,25 = 4,8 \text{ см} \quad (2)$$

Не секрет, что чем меньше размеры элементов расположенных на КП, тем выше вандалозащищенность, скрытность системы и гибкость установки.

Оценим потери в зависимости от частоты используя формулу из [4] :

$$L_s = 10 \cdot \lg \left(\frac{4\pi d}{\lambda} \right)^2 \quad (3)$$

Из (4) видно, что потери растут с ростом несущей частоты. Поднимая рабочую частоту мы уменьшаем вероятность безошибочного приема данных, но и размеры антенн тоже.

Что касается шумов и ослаблений сигнала в выбранном диапазоне при условии городской застройки и расположении антенн в зоне прямой видимости получим:

- стационарное расположение приемных и передающих антенн уменьшает уровень быстрых замираний сигнала;
- условие прямой видимости обеспечивает лучшее отношение сигнал/шум;
- улучшение условий приемо-передачи данных позволит снизить стоимость оборудования входящего в систему.

Возможны два варианта построения систем сбора данных . Первый – создание комплекса стационарных ретрансляторов и базовых станций, использование на КП

направленных антенн, а на ретрансляторах и базовых станциях всенаправленных(рис.1). Такой вариант выгоден с энергетической стороны, т.к. применение направленных антенн подразумевает снижение мощности передатчиков на КП. Данный вариант системы полностью автоматизирован и требует присутствие человека только на диспетчерском пункте.

Используя формулу из [6] рассчитаем размеры первой зоны Френеля для случая стационарного расположения антенн в зоне прямой видимости:

$$b_1 = \sqrt{\frac{l_1 l_2 \lambda}{l_1 + l_2}}, \text{ м} \quad (4)$$

$$\lambda=0,05263\text{м}$$

l_1, l_2 - расстояния до середины зоны(пусть будут равны)

$l_1, l_2, \text{м}$	$b_1, \text{м}$
3000	8,89
5000	11,47
10000	16,22
15000	19,87
20000	22,94
7000	13,57
1500	6,28
1000	5,13
500	3,63

Рис. 1. Первый вариант построения системы сбора данных

Согласно таблице из [6] для вертикальной поляризации и угла возвышения $46,5^\circ$ получим средний коэффициент отражения от подстилающей поверхности 0,45, что межсимвольные искажения сигнала при многолучевом распространении.

Второй вариант построения (рис.2) заключается в использовании передвижной базовой станции и всенаправленных антенн на КП. По заранее установленному маршруту автомобиль с расположенной в нем аппаратурой базовой станции перемещается по городу поочередно снимая накопленную информацию с расположенных в зоне действия КП. Таким образом, обезжая город с установленной периодичностью диспетчерский пункт получает информацию о расходе энергоресурсов.

Применение данной конфигурации построения системы сбора влечет за собой ряд трудностей не свойственных первому варианту. Во-первых, остро встает задача борьбы с многолучевым распространением радиоволн. В условиях города при нестационарном расположении приемопередающей аппаратуры, зачастую исключающей прямую видимость между элементами системы, межсимвольная интерференция приводит к значительной потере данных. Использование специальных методов борьбы предполагает использование дополнительных программно аппаратных средств, что удорожает систему в целом.

Использование передвижной базовой станции подразумевает содержание как минимум двух абсолютно идентичных автомобилей, оборудованных аппаратурой БС, обслуживающего персонала и водителя, а также сервисного центра для их ремонта. Своевременному сбору информации могут помешать плохие погодные условия, пробки, поломки или авария автомобиля. Такую систему нельзя назвать полностью автоматизированной.

К плюсам такой организации сбора можно отнести отсутствие антенн БС и ретрансляторов на зданиях города и простоту ее разворачивания в максимально короткие сроки. Это может быть весьма полезно на начальном этапе создания автоматизированной системы сбора данных.

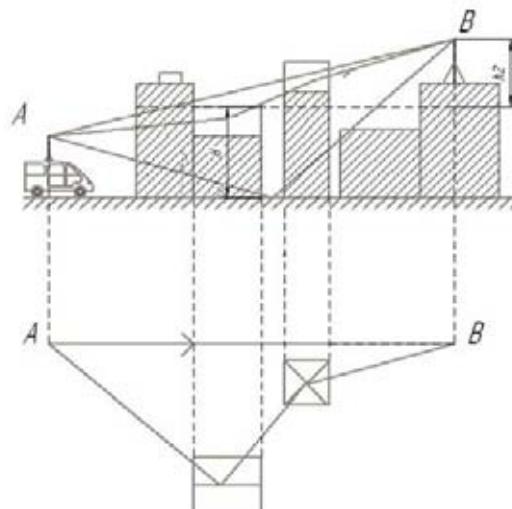


Рис. 2. Второй вариант системы сбора данных

Возможности применения АСБПД очень широки, начиная с коммунального хозяйства города и заканчивая применением для передачи информации органов госбезопасности.

ЛИТЕРАТУРА

1. Норенков И.П., Трудоношин В.А. Телекоммуникационные технологии и сети, , Москва: МГТУ им. Н.Э.Баумана,1999.-150с.
2. Скляр Бернард Цифровая связь. Теоретические основы и практические применения - 2-е изд. испр.: Пер. с англ. – М.: издательский дом «Вильямс», 2003. – 1104с.-Пара. тит. англ.
3. Проксис Джордж, Цифровая связь. Пер. с англ. / Под ред. Д.Д. Кловского – М.: Радио и связь, 2000.-800 с.
4. Галкин В.А. Цифровая мобильная радиосвязь. Учебное пособие для вузов. – М.: Горячая линия – Телеком.2007.-432 с.
5. Волков Л.Н., Немировский М.С., Шинаков Ю.С., Системы цифровой радиосвязи: базовые методы и характеристики: Учеб. пособие. –М.: Эко-Трендз, 2005.-382 с.
6. Долуханов М.П. Распространение радиоволн. Учебное пособие для вузов.-М.: Связь.1965.-400 с.

THE AUTOMATED SYSTEM OF WIRELESS DATE TRANSMISSION

I.E. Ratnikov

Vladimir State University, Vladimir

e-mail: avto_dj@mail.ru

Recently the increasing distribution is received by automated systems of wireless data transmission. The basic applicability of such systems with-costs in transportation of information various users and structures, and as inside of them. On a number with widely widespread standards Bluetooth, ZigBee, WiFi even more often there are problems of the removed gathering information on distance the exceeding 1 km. Use for these purposes of a radio channel is economic and does not demand.



МЕТОДИКА ОБРАБОТКИ ПАРАМЕТРОВ СОЭ В КАПЛЕ КРОВИ

А.С. Радченко

Читинский Государственный Университет, Чита

e-mail: root@chitgu.ru

Использование видео информации в современном мире стремительно возрастает. С помощью различных систем мониторинга, наблюдения и регистрации видеоданных принимаются решения на основе их анализа. При этом не малая доля на подобные виды исследования приходится на медицину. Различные методы обработки видеинформации обеспечивают либо улучшение качества полученных изображений для их наилучшего восприятия человеком (сюда же можно также отнести сжатие видеоданных для хранения и передачи по каналам связи, т.е. относительно простые алгоритмы), либо их анализ, распознавание и интерпретацию зрительных образов для принятия каких-либо дальнейших решений.

Предлагаемая установка предназначена для изменённого способа исследования лежащей капельной пробы крови и является дальнейшим развитием метода, предложенного в кандидатской работе Аристова А.А. [1] с целью оптимизации и автоматизации процесса оценки седиментационных характеристик эритроцитов крови, определяющейся высокой клинической ценностью показателя СОЭ, по которому можно судить о наличии воспалительных процессов в организме, отслеживать течение болезни и проводимую терапию. Для решения этих задач использовалось свойство изменения интенсивности проходящего через центр капли светового излучения. Для визуализации контроля, динамики процесса оседания эритроцитов, используем видеокамеру, расположенную таким образом, чтобы на полученном изображении отображалась боковая проекция капли.

При включении подсветки программа регистрирует появление изображения. С этого момента начинается запись n изображений через одинаковые интервалы времени, до того момента пока не отключится подсветка (рис. 1). Количество получаемых изображений регулируется программными настройками: если быть более точным, то регулируется не количество, а частота снимков, т.к. программа «не знает» какое количество времени будет гореть подсветка. Следовательно, не зная времени этого периода нельзя рассчитать количество, с учетом и того момента, что скорость вращения стола, на котором размещены 12 капельных проб крови регулируется.



Рис. 1. Отбор кадров по критерию яркости

Время от начала до конца записи изображений назовём периодом регистрации лежащей капельной пробы и обозначим как ПР_{лкп}. Запись нескольких изображений необходима для исключения «бракованных». Появление подобных связано с инертностью элемента подсветки. Т.к. недостаточная яркость в момент включения и/или выключения может привести к неверным результатам при дальнейшей обработке. Для этого один из алгоритмов сравнивает все изображения по критерию яркости и отбрасывает «бракованные» (затемнённые) снимки.

Рассматриваются различные варианты получения общего снимка за период [2]:

1. Просто для дальнейшей обработки берётся первый снимок.

2. Расчёт среднего снимка: со всех изображений берутся пиксели одной координаты, например (0,0), и значение яркости суммируется и делится на количество снимков, таким образом, формируется новое изображение.

3. Аналогично второму, но количество снимков регулируется. Это позволит избежать «замылени» границ, как самой капли, так и формирующейся границы между плазмой и оседающими эритроцитами. Причиной «замылени» послужит изменение границ с течением времени. Но здесь надо чётко знать количество полученных изображений, что бы при указании не превысить его.

В итоговом изображении осуществляется поиск границ, по которым можно судить о таких величинах как кривизна полусферы капли, радиус образующейся границы и многие другие величины (рис. 2). По полученным данным можно проследить динамику изменений всех параметров.

Поиск границ осуществляется по следующему принципу: изображение сканируется по одному из направлений (вертикальном и/или горизонтальном). Например, от точки с координатами (A,0) до точки с координатами (A, MaxY), где $MaxY=480$, с учётом используемой модели видеокамеры (208С). Получаем график зависимости яркости изображения от координаты. По изменению интенсивности яркости судим о наличии каких-либо границ. Определяется точка перепада (границы), координаты которой запоминаются и после сканирования всего изображения по этим точкам определяется сама граница (рис. 1). С учётом точности получаемых результатов и скорости обработки (анализа) изображения можно, либо переключать вертикальное/горизонтальное сканирование, либо сканировать по двум направлениям, а результат суммировать.

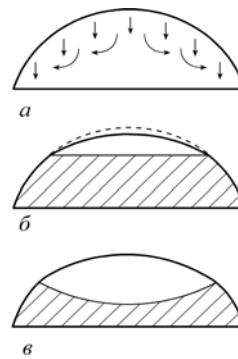


Рис 2. Модель процессов происходящих в капельной пробе при оседании в ней эритроцитов:

- а) перераспределение оседающих клеток по всему объему оседающего слоя;
б, в) изменение высоты капли и образование фокусирующей линзы из плазмы крови над оседающими клетками.

Цикл обработки завершается записью полученных результатов. Далее происходит регистрация остальных проб крови расположенных в камере исследования. После этого, то есть проанализировав все 12 капельных проб, цикл записи параметров повторяется, иначе заполняется трёхмерная таблица, третья «координата» которой зависит от времени.

Основной программный цикл – это последовательная запись параметров двенадцати капельных проб, расположенных в камере исследования. Определение номера цикла осуществляется только по их общему количеству. Это по существу самый большой минус такого программного подхода, зато это упрощает конструкцию прибора, т.к. синхронизация осуществляется только за счёт определения изображения на экране, учитывая, что кроме провода по передачи изображения с видеокамеры прибора в компьютер, других связей нет [2]. Следовательно, нет дополнительных схем.

Параллельно записи параметров ЛКП видеокамерой производится регистрация изменения интенсивности проходящего через центр капли крови светового излучения. Данный метод оценки СОЭ базируется на особенностях процесса оседания клеток внутри капельной пробы и изменениях в ходе данного процесса ее оптических свойств.

Исходя из предложенной схемы исследования, можно предположить наличие зависимости величины тока фотометрического канала от оптических свойств просвечиваемой среды и геометрии полукапельной пробы, а они в свою очередь, определяются физическими и физико-химическими процессами, протекающими в пробе. В случае исследования капельной пробы цельной крови, это в первую очередь процессы агрегации клеток и их оседания под действием силы тяжести. Изменение (увеличение) интенсивности проходящего светового потока в случае изменения (уменьшения) дисперсности среды в результате агрегации рассеивающих частиц является известным фактом [1]. Все эти процессы происходят и в капельной пробе, а, следовательно, могут служить основой метода исследования динамики агрегации клеток.

Таким образом, имеем два параллельно регистрируемых параметра скорости оседания эритроцитов в капельной пробе цельной крови. Это дает возможность сравнения двух полученных результатов исследования, что в свою очередь облегчает постановку диагноза врачом.

ЛИТЕРАТУРА

1. Аристов А.А. Биотехническая система экспресс-оценки процесса оседания эритроцитов в микрообъемах: автореферат диссертации кандидата технических наук (05.11.17)/ТПУ. - Томск, 2006. – 24с.
2. Гонсалес Р., Вудс Р., «Цифровая обработка изображений», Москва, Техносфера, 2006. - 1072с.

METHOD OF PROCESSING PARAMETERS ERYTHROCYTE SEDIMENTATION RATE (ESR) IN A BLOOD DROP

A.S. Radchenko

Chita State University, Chita

e-mail: root@chitgu.ru

In given article is examined the method of processing the investigation results ESR in a blood drop. There is suggested the method of processing images received from video camera. And then the following comparing them with the result of the investigation the drop by a great deal of pairs.



CAD/CAM/CAE-ТЕХНОЛОГИЯ ПРОЕКТИРОВАНИЯ И ИЗГОТОВЛЕНИЯ ИСКУССТВЕННОГО ЖЕЛУДОЧКА СЕРДЦА

В.В. Морозов, Е.И. Шмыгов, А.Б. Костерин

Владимирский государственный университет

e-mail: tms@vlsu.ru

Использование имплантируемых систем вспомогательного кровообращения в качестве замещающих устройств для сердца или в роли «моста» перед пересадкой донорского органа во многом сдерживается повышенным гемолизом и тромбоэмболией, характерными для всех искусственных систем. В эти аппараты входит имплантант, состоящий из насоса и искусственного желудочка сердца (ИЖС) с клапанами и магистралями. Кровь в такой системе контактирует с внутренними поверхностями ИЖС, клапанами и магистралями.

Анализ существующих решений в области создания ИЖС [1–4] показал, что гемосовместимость ИЖС определяется физико-химическими и биологическими свойствами искусственных биоматериалов; конструкцией имплантанта и технологией изготовления;

физиологическими особенностями и клиническим состоянием пациента; условиями функционирования изделия.

Первый фактор характеризует физико-химические свойства взаимодействия поверхности имплантанта с кровью. Второй фактор отвечает за характер гемодинамики в объеме имплантанта: характер и профиль потока, скорость сдвига, сорбцию компонентов крови, тепловой режим. Третий фактор ответственен за физиологические и биохимические условия взаимодействия биоматериала с кровью: вид имплантации (*in vitro*, *ex vivo*, *in vivo*), биохимический состав крови, контакт с воздухом.

Условия функционирования изделия определяют продолжительность контакта биоматериала с кровью, что вызывает различный клинический эффект. Кратковременный контакт (до нескольких часов) приводит к набуханию, активации факторов свертывания, локальным тромбозам, инициированию местной воспалительной реакции, фибринолиза и эмболизации. Продолжительный контакт с кровью (до нескольких суток) приводит к развитию процессов коагуляции, фибринолиза, эмболизации, хронической воспалительной реакции. Постоянный контакт (месяцы, годы) приводит к стойкой эмболизации, кальификации, канцерогенезу, биодеградации, коррозии и капсуляции фиброзной тканью.

Применение искусственных систем поддержки кровообращения в клинической практике ставит задачу создания гемосовместимых имплантируемых искусственных желудочков сердца, способных длительное время обеспечивать кровообращение с заданной гемодинамикой. Конструкция ИЖС должна: удовлетворять медико-техническим требованиям; удовлетворять требованиям по гемодинамике; быть технологичной в изготовлении.

При изготовлении ИЖС предлагается использовать метод литья под давлением, который является наиболее распространенным процессом переработки термопластичных полимеров. Этот метод по сравнению с другими способами имеет более высокую производительность, позволяет производить требуемую санитарную изоляцию рабочей зоны для обеспечения чистоты изготовления медицинских изделий, обеспечивает требуемое качество поверхности изделий и практически любую геометрию изделия.

Геометрия искусственных желудочков получается настолько сложной, а требования к соблюдению формы и текстуры поверхностей настолько высоки, что эту задачу практически невозможно решить традиционным способом. Поэтому разработка формообразующих узлов пресс-формы литья под давлением реализована с помощью современных CAD/CAM/CAE-технологий, что также позволяет автоматизировать процесс механообработки на станках с ЧПУ. Проектирование пресс-формы осуществляется в модуле Pro/MOLDESIGN системы Pro/ENGINEER, позволяющем автоматизировать процесс оформления пуансона, матрицы и вставок, разработать технологическую оснастку под конкретную литьевую машину, смоделировать процесс отливки изделия из пластмассы. В специализированном пакете Moldflow Mold Adviser проведен анализ заполнения изделия, рассчитаны поля распределения скорости, давления и температуры, определены линии спайки и воздушные камеры в расплаве, проведен расчет литниковой системы и определена точка впрыска. В качестве материала для изготовления ИЖС выбран российский полиуретан Витур ПФ ТМ-0533-90 [4], характеристики которого приведены в табл. 1.

Таблица 1

Характеристики полиуретана Витур

Характеристика	Величина
Минимальная, условная прочность при растяжении, МПа	28,0
Минимальное относительное удлинение при разрыве, %	550
Минимальное, остаточное удлинение после разрыва, %	—
Твердость по Шору А, усл. ед.	90...97
Минимальное сопротивление раздирну, Н/мм	90
Показатель текучести расплава, г/10 мин	1...15
Минимальное, условное напряжение при 100% удлинении, МПа	7,0
Температура эксплуатации, °С	-40...+80

Важное значение для производства высококачественных изделий из ТПУ имеет выбор оптимальных режимов переработки. Рекомендуемые параметры переработки термопластичных полиуретанов типа Витур различной твердости приведены в табл. 2.

В качестве материалов-заменителей можно воспользоваться импортными полиуретанами: Carbothane® (CB), Chronoflex® (CF), Corethane® 80 A (CT80), Corethane® 55D (CT55), Tecoflex® (TF), Tecothane® (TT), Estane 58201, 58317, Lucra 156 C, Vascutek®, Pollathane, Biospan, ChronoFlex и др.

Геометрия спроектированного ИЖС представляет собой тонкостенную деталь куполообразной формы с двумя цилиндрическими выходами для клапанов (рис. 1).

Таблица 2

Рекомендуемые параметры переработки полиуретанов типа Витур

Наименование показателя	Твердость по Шору А., усл. ед.		
	76-85	85-94	94-98
Время разогрева материала в нагревательном цилиндре литьевой машины, с	300-600	300-600	300-600
Температура литья, °С	160-180	180-200	190-215
Температура формы, °С	20-40	20-40	20-60
Удельное давление при литье, МПа	40-60	50-90	60-120
Время выдержки под давлением, с	20-40	10-30	10-30
Время охлаждения образцов в форме, с	50-120	45-80	35-80
Частота вращения шнека, мин	5-60	5-75	5-80

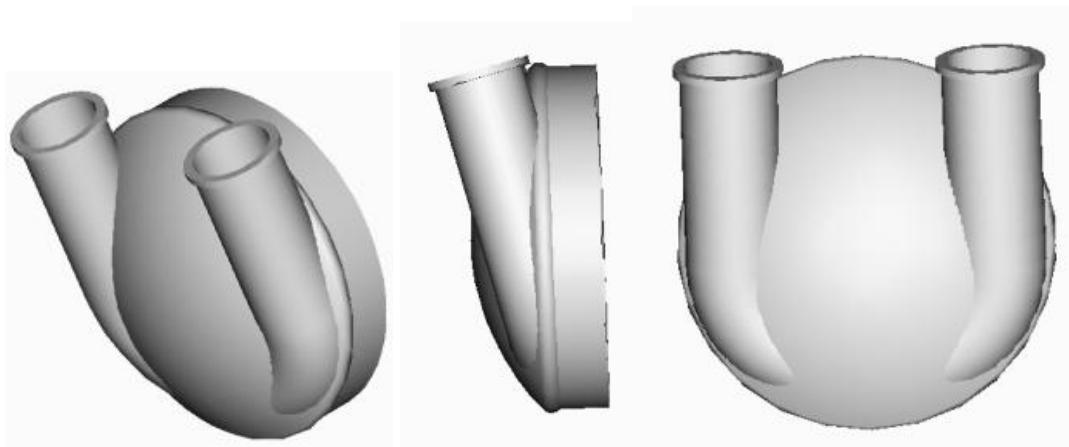


Рис. 1. Твердотельная модель ИЖС

В геометрии ИЖС существуют как внешние, так и внутренние поднутрения, поэтому для ее изготовления необходимо использовать так называемую кассетную форму, оформляющие элементы которой снимаются после каждой отливки. Для оформления отливки и ее последующего изъятия из пресс-формы требуется обойма из шести вставок: внутренней, внешней, левой, правой и двух подклапанных. Спроектированные вставки, оформляющие стенку искусственного желудочка имеют сложную геометрию, что не позволяет их изготовить по чертежу. Кроме того, к качеству поверхности вставок предъявляются очень жесткие требования по гемосовместимости отливаемого желудочка. Поэтому технологический процесс изготовления вставок реализован в САМ-модуле механообработки Pro/NC-ADVANCED, которые изготовлены на пятикоординатном обрабатывающем центре QUASER MV204CU.

Спроектированная пресс-форма состоит из двух половин, которые крепятся непосредственно на крепежных плитах литьевой машины с помощью задней и передней плит крепления (рис. 2). Связь между формой и литьевым цилиндром машины

осуществляется через сопло, плотно прилегающее к оформляющей полости формы с помощью фланца.

Во время работы шнек термопластавтомата толкает пластифицированную формующую массу под давлением в оформляющую полость формы. По окончании процесса заполнения в форме еще некоторое время сохраняется давление для так называемой подпитки, чтобы компенсировать объемную усадку материала через подпитку расплавом. После окончания процесса заполнения формы начинается процесс охлаждения изделия, который заканчивается тогда, когда материал полностью затвердеет, т.е. наберет необходимую прочность (80...90 единиц по Шору). Время охлаждения оканчивается с моментом извлечения отливки.

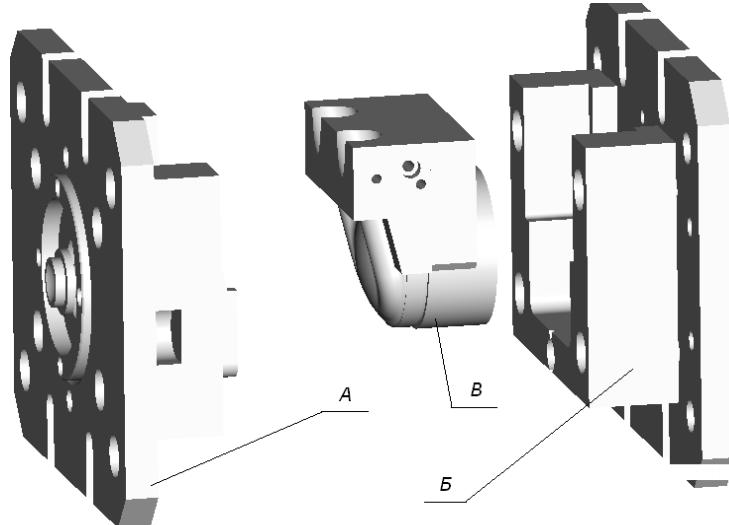
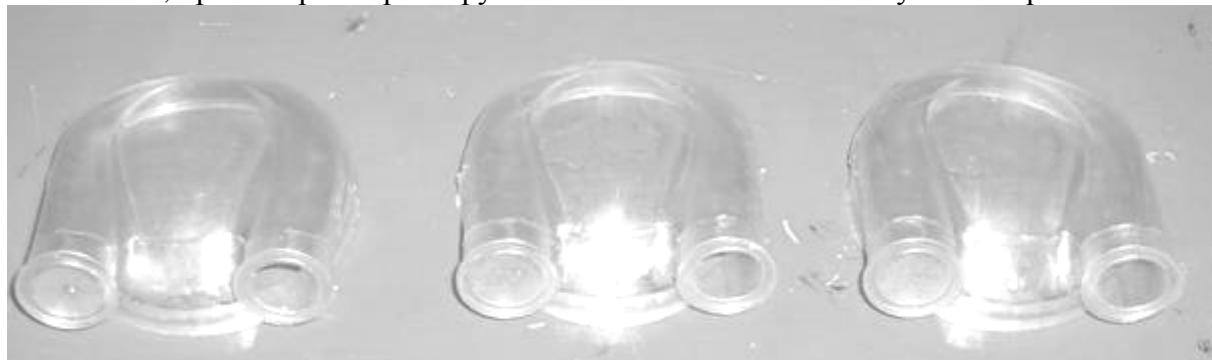


Рис. 2. Неподвижная (А) и подвижная (Б) половины пресс-формы с блоком отливки (В)

При извлечении форма открывается по плоскости разъема, при этом отливка и литник остаются в подвижной половине формы. При дальнейшем движении подвижная половина формы упирается в специальные упоры в литьевой машине, и начинается процесс извлечения изделия. Отливка и литник вместе со сборным пuhanсоном извлекаются из подвижной половины формы вручную. Автоматическое извлечение изделия в данном случае невозможно из-за конструкции желудочка и нецелесообразно из-за небольшой партии выпуска изделия. При извлечении отливки сначала вручную вынимается разбираемый блок отливки. После этого откручивается крепежный винт и из обоймы вынимаются опорный фланец с направляющими шпонками, штифт, удерживающий внутренние сегменты и формообразующая (пuhanсон), с которой снимают отливку. В ходе извлечения крышки ИЖС касания с поверхностью ИЖС не происходит.

После серии пробных плавок с различными полиуретанами для изготовления корпуса ИЖС наиболее подходящим материалом был признан ТМ-0533-90, для которого получены бездефектные образцы во всем диапазоне регулирования давления при температуре расплава 200°C, при которой гарантируется полное заполнение и отсутствие прижогов.



а) $P = 70$ МПа

б) $P = 50$ МПа

в) $P = 30$ МПа

Рис. 3. Образцы ИЖС из материала ТМ-0533-90 (при температуре 200°C) после корректировки пресс-формы

На основе проведенных исследований разработан и изготовлен пакет пресс-формы для литья ИЖС под давлением, проведены опытные плавки искусственных желудочков из Витура. Опытные образцы проходят медико-биологические испытания в ФГУ НИИ трансплантологии и искусственных органов Росмедтехнологий.

ЛИТЕРАТУРА

1. Шумаков В.И., Толпекин В.Е., Шумаков Д.В. Искусственное сердце и вспомогательное кровообращение. – М.: Янус-К, 2003. – 376 с. ISBN 5-8037-0119-X.
2. Имплантируемая система вспомогательного кровообращения на базе мехатронных модулей / Под ред. В.В. Морозова. – Владимир: Изд-во ВлГУ, 2006. – 134 с. ISBN 5-89368-721-3.
3. Синтез искусственных желудочков сердца с заданными гемодинамическими характеристиками / Под ред. В.В. Морозова. – Владимир: Изд-во ВлГУ, 2007. – 192 с. ISBN 978-5-89368-827-6.
4. Термопластичный полиуретан Витур: Каталог продукции ООО НПФ «ВИТУР». – Владимир, 2002. – 16 с.

COMPUTER AIDED TECHNOLOGY FOR DESIGNING AND MANUFACTURING OF ARTIFICIAL HEART VENTRICLES

V.V. Morozov, A.B. Kosterin , E.I. Shmygov

Vladimir State University,

e-mail: tms@vlsu.ru

It is shortly described that on the basis of the application of computer aided technology the package of the artificial ventricle (AV) mold is designed and manufactured, the AV prototype melting from Vitur is made. The pre-production AV models pass medical and biologic tests in the Shumakov's Research and Development Institute of Transplantation and Artificial Organs.



РОБАСТНЫЙ СПОСОБ ПОВЫШЕНИЯ ПОМЕХОУСТОЙЧИВОСТИ СИГНАЛОВ ПРИЕМО-ПЕРЕДАЮЩИХ УСТРОЙСТВ МЕДИЦИНСКИХ ПРИБОРОВ

Ю.П. Максимов

Владимирский государственный университет, Владимир

На качество приема сигналов в системах передачи цифровой информации существенное влияние оказывают характеристики приемных устройств, функционирующих, как правило, при воздействии на канал связи различных помех. Если информация передается в двоичном коде, то возникает задача различения двух сигналов.

В настоящей работе предлагается робастный способ приема сигналов, основанный на выборе весовых коэффициентов. Считаем, что на вход приемного устройства поступают два, например, частотно-манипулированных сигнала:

f_1 и f_2 - частота первого и второго сигналов;
 Δ - допустимое отклонение частоты.

Поскольку характеристики распределения весов в зависимости от отклонения несущей частоты для первого и второго сигналов симметричны относительно f_1 и f_2 , то см. рис.1:

$$f_{cmup} = \frac{f_1 + f_2}{2}; \quad f_{c\delta\omega} = |f_1 - f_2|,$$

где f_{cstrip} – частота «стирания», соответствующая максимальной неопределенности по принятому сигналу;

$f_{сд8}$ – частота сдвига – диапазон частоты между сигналами f_1 и f_2 .

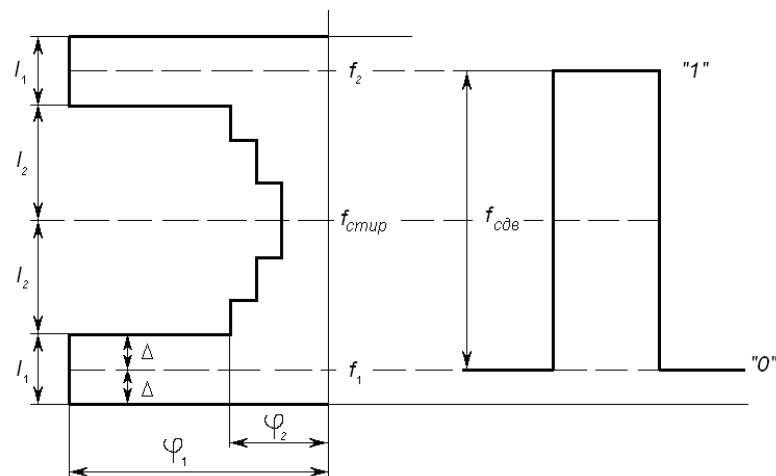


Рис.1

Введем следующие обозначения:

ε – некоторая величина, характеризующая помеховую обстановку в канале связи, которая может изменяться в пределах $0 < \varepsilon < \varepsilon_{kp}$, ε_{kp} – критическое значение;

ϕ_1 – весовой коэффициент, который характеризует зону уверенного приема сигнала;

ϕ_2 – весовой коэффициент, который характеризует зону «стирания» сигнала.

$$\phi_1 = \frac{1 - \varepsilon}{l_1}; \quad \phi_2 = \frac{\varepsilon}{l_2}, \quad (1)$$

где l_1 – нормированная зона уверенного приема сигнала, $l_1 = 2\Delta$; (2)

l_2 – нормированная ширина зоны «стирания» сигнала, $l_2 = f_{сd8}/2 - \Delta$. (3)

Подставив (2) и (3) в (1) получим:

$$\phi_1 = \frac{1 - \varepsilon}{2\Delta}; \quad \phi_2 = \frac{2\varepsilon}{f_{сd8} - 2\Delta}, \quad (4)$$

Величина ε_{kp} определяется значением ε при котором $\phi_1 = \phi_2$, то есть

$$\varepsilon_{kp} = \frac{f_{сd8} - 2\Delta}{f_{сd8} + 2\Delta}.$$

На рис.2 приведена характеристика распределения весовых коэффициентов внутри зоны «стирания» для трех ступеней весового накопления ($n = 3$).

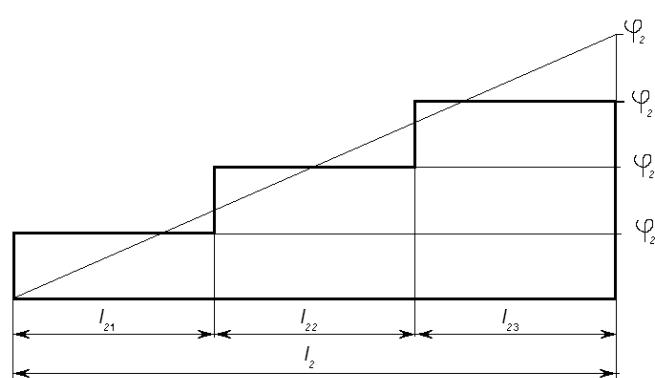


Рис.2

В общем виде разбиение ширины нормированной зоны «стирания» на произвольное количество отрезков и соответствующие им весовые коэффициенты можно представить в следующем виде:

$$l_{2i} = \frac{l_2}{n} \quad \text{и} \quad \varphi_{2i} = \frac{(2i - 1) \varphi_2}{2n}, \quad i = 1, \dots, n$$

Таким образом, при небольших отклонениях несущей частоты (если реализация не выходит за пределы зоны уверенного приема) происходит отождествление этой реализации соответствующему сигналу, т.е. в этом случае приемник инвариантен к отклонению несущей частоты, а реализации сигнала присваивается максимальный вес. Если реализация сигнала попадает в зону «стирания», то отклонения несущей частоты обрано пропорциональны приписываемым весам для данной реализации.

ROBAST WAY OF SIGNALS IN RECEIVING AND TRANSFERRING MEDICAL DEVICES NOISE STABILITY INCREASE

U. P. Maksimov

Vladimir State University, Vladimir

The robust signal receiving way, depending on weight coefficients choice is observed in the presented work.



МОДЕЛИРОВАНИЕ В СРЕДЕ MATLAB И АВТОМАТИЗИРОВАННЫЙ ВЫБОР АППАРАТОВ ЗАЩИТЫ ДЛЯ ОБОРУДОВАНИЯ МЕДИЦИНСКОГО НАЗНАЧЕНИЯ

Ю.П. Максимов, В.А. Старикин, В.А. Фадеев

Владимирский государственный университет, Владимир

Автоматизация проектных решений оказывает заметное влияние на качество и скорость принимаемых решений. В работе рассматриваются вопросы автоматизации выбора аппаратов защиты.

Для автоматизированного выбора аппаратов защиты необходима совокупность программного и информационного обеспечения для проведения расчетов и решения информационно-логических задач. При этом основными принципами построения математической модели являются:

- минимально необходимое количество исходной информации;
- возможность корректировки исходной информации и возможность получения новой конфигурации схемы с использованием введенной ранее исходной информации по предыдущему варианту;
- возможность корректировки каталожной и нормативной информации;
- возможность корректировки программного обеспечения.

При моделировании за основу были взяты известные методики расчетов и на их основе разработаны алгоритмы выбора элементов релейной защиты трансформаторов и выбор аппаратов защиты для различных линий электроснабжения.

Автоматические выключатели выбираются согласно следующих условий:

$I_{h.a} \geq I_{h.p.}$; $I_{h.p.} \geq I_{ol}$ – для линии без электродвигателя;

$U_{h.a.} \geq U_c$; $I_{h.p.} \geq 1,25I_{ol}$ – для линии с одним электродвигателем;

$I_{n.p.} \geq 1,1I_m$ — для групповой линии с несколькими электродвигателями,
где $I_{n.a}$ — номинальный ток автомата, А;
 $I_{n.p.}$ — номинальный ток расцепителя, А;
 $I_{\text{дл.}}$ — длительный ток в линии, А;
 I_m — максимальный ток в линии, А;
 $U_{n.a}$ — номинальное напряжение автомата, В;
 U_c — напряжение сети, В.

Кратность отсечки выбирается из следующего условия: $K_o \geq \dots$, где I_o — ток отсечки, А.

$I_o \geq I_{\text{дл.}}$ — для линии без электродвигателя;
 $I_o \geq 1,2I_n$ — для линии с одним электродвигателем;
 $I_o \geq 1,2I_{\text{пик.}}$ — для групповой линии с несколькими электродвигателями,
где I_n — пусковой ток, А;
 $I_{\text{пик.}}$ — пиковый ток, А.

$$I_n = K_n \cdot I_{n.o}$$

где K_n — кратность пускового тока, $K_n = 6,5, \dots, 7,5$ — для асинхронных двигателей и $K_n = 2, \dots, 3$ — для синхронных двигателей и машин постоянного тока;

$I_{n.o}$ — номинальный ток, А.

$$I_{\text{пик.}} = I_{n.n.b} + I_m - I_{n.n.b}$$

где $I_{n.n.b}$ — пусковой ток наибольшего по мощности электродвигателя, А;

I_m — максимальный ток на группу, А;

$I_{n.n.b}$ — номинальный ток наибольшего в группе электродвигателя, А.

Зная тип автоматического выключателя, его номинальный ток и число полюсов, выписывают все каталожные данные.

Предохранители выбираются согласно следующим условиям:

$I_{\text{вс}} \geq I_{\text{дл.}}$ — для линии без электродвигателя;
 I_n
 $I_{\text{вс}} \geq \dots$ — для линии с электродвигателем и тяжелым пуском;
 $1,6$
 I_n
 $I_{\text{вс}} \geq \dots$ — для линии с электродвигателем и легким пуском;
 $2,5$
 $I_n + I_{\text{дл.}}$
 $I_{\text{вс}} \geq \dots$ — для линии к распределительному устройству (РП или шинопровод);
 $2,5$
 $I_{\text{вс}} \geq 1,2 I_{\text{вс}} \sqrt{\text{ПВ}}$ — для линии к сварочному трансформатору,
где $I_{\text{вс}}$ — ток плавкой вставки, А;

$$I_{n.n} \geq I_{\text{вс}}$$

где $I_{n.n}$ — номинальный ток предохранителя, А.

Тепловые реле выбираются согласно условию:

$$I_{mp} \geq 1,25I_{n.o}$$

где I_{mp} — ток теплового реле, номинальный, А.

Наиболее современными являются автоматы серии ВА и АЕ, предохранители серии ПР и ПН, тепловые реле серии РТЛ.

Проводники для линий электроснабжения выбираются с учетом соответствия аппарату защиты согласно условиям:

$I_{don} \geq K_{зщ} I_y$ - для линии, защищенной автоматом с комбинированным расцепителем;
 $I_{don} \geq K_{зщ} I_{вс}$ - для линии, защищенной только от КЗ предохранителем;
 $I_{don} \geq K_{зщ} I_{тр}$ - для линии с тепловым реле,
где I_{don} - допустимый ток проводника, А;
 $K_{зщ}$ - коэффициент защиты.

Принимают $K_{зщ} = 1,25$ — для взрыво- и пожароопасных помещений; $K_{зщ} = 1$ — для нормальных (неопасных) помещений; $K_{зщ} = 0,33$ — для предохранителей без тепловых реле в линии.

По типу проводника, числу фаз и условию выбора формируется окончательно марка аппарата защиты.

В соответствии с приведенными условиями выбора аппаратов защиты и на основе известных методик расчета[1] были созданы в среде MATLAB m-файлы «linia» и «rele», которые позволяют осуществлять при проектировании схем электроснабжения различного назначения автоматизированный выбор аппаратов защиты.

ЛИТЕРАТУРА

1. Шеховцов В.П. Расчет и проектирование схем электроснабжения.-М.: ФОРУМ:ИНФРА-М, 2005.-214 с., ил.

MODELING IN MATLAB ENVIRONMENT AND AUTOMATION SELECTION DEVICES OF PROTECTION FOR MEDICAL EQUIPMENTS

Y.P. Maksimov, V.A. Starikov, V.A. Fadeev
Vladimir State University

In this article described an automation selection devices of protection for medical equipments on the basis of modeling in the environment of MATLAB.



К ВОПРОСУ ПРОЕКТИРОВАНИЯ СЕТЕЙ ПЕРЕДАЧИ МЕДИЦИНСКОЙ ИНФОРМАЦИИ

А.Г.Самойлов, И.Е. Ратников, Ву Ван Шон
Владимирский государственный университет, Владимир
e-mail: ags@vpti.vladimir.ru

При передаче информации по радиоканалам ведомственных сетей связи возможны следующие варианты распространения сигналов:

1. Передающая и приемная станции находятся в прямой радиовидимости друг от друга и дополнительных сигналов, отраженных от местных предметов, нет. Тогда затухание сигнала при распространении можно [1] определить выражением

$$V = P_{ПРД} / P_{ПРМ} = K_C R^{-\alpha} = \lambda^2 G_{ПРМ} G_{ПРД} / 16\pi^2 R^2,$$

где $P_{ПРД}$ и $P_{ПРМ}$ – мощности принимаемого и переданного сигналов; K_C – коэффициент пропорциональности; R – расстояние между приемником и передатчиком; α – показатель затухания, который определяется условиями распространения; $G_{ПРД}$, $G_{ПРМ}$ – коэффициенты усиления передающей и приемной антенн соответственно; λ – длина волны.

2. Радиостанции находятся в прямой радиовидимости, но есть дополнительные пути распространения сигналов из-за отражений от местных предметов. Интерференция

принимаемых по различным лучам распространения сигналов приводит к флюктуации передаточной функции канала по случайному закону. Для моделирования передаточной функции канала с одним мощным лучем (приходящим по прямой радиовидимости) и многими случайными и более слабыми лучами чаще всего [2] используется распределение Накагами.

$$\omega(x) = \frac{x}{\sigma^2} \exp\left(-\frac{x^2}{2\sigma^2}\right) \exp(-A) I_0\left(\frac{x}{\sigma}\sqrt{2A}\right),$$

где A – отношение мощности регулярной составляющей уровня полезного сигнала к флюктуирующей составляющей; I_0 – модифицированная функция Бесселя первого рода нулевого порядка; σ^2 - дисперсия процесса изменения принимаемого сигнала.

3. Радиостанции находятся вне зоны прямой радиовидимости и передача информации возможна только отраженными от местных предметов сигналами. Для моделирования многолучевого распространения в таком случае можно использовать распределение Рэлея, в большом проценте времени (более 60%) согласующееся [1] с экспериментальными данными. Его плотность распределения вероятностей описывается выражением

$$\omega(x) = \frac{x}{\sigma^2} \exp\left(-\frac{x^2}{2\sigma^2}\right).$$

Применение более сложного, но и в большей степени адекватного реальной ситуации, четырехпараметрического распределения плотности вероятностей передаточной функции канала [3] усложняет описание канала, но позволяет получить встречающиеся на практике наиболее глубокие замирания сигнала, описываемые усеченно-нормальным законом распределения вероятностей [2].

Поэтому для имитации радиоканалов мобильной радиосвязи применительно к городским условиям с большим количеством переизлучателей за основу математической модели следует выбрать четырехпараметрический закон распределения вероятностей передаточной функции канала с плотностями вероятностей модуля

$$w(H) = \frac{H}{\sigma_x \sigma_y} \exp\left(-\frac{H^2}{2\sigma_x^2} - \frac{m_x^2 \sigma_y^2 + m_y^2 \sigma_x^2}{2\sigma_x^2 \sigma_y^2}\right) \sum_{k=0}^{\infty} \sum_{s=0}^{\infty} \frac{(2k+2s-1)!(\sigma_y^2 - \sigma_x^2)^k m_y^{2s} \sigma_x^{2s}}{k!(2s)! 2^k \sigma_y^{2k+4s} m_x^{k+s}} H^{k+s} I_{k+s}\left(\frac{m_x}{\sigma_x^2} H\right),$$

и фазы

$$w(\varphi) = \frac{\sigma_x \sigma_y \exp\left(\frac{m_x^2}{2\sigma_x^2} - \frac{m_y^2}{2\sigma_y^2}\right)}{2\pi(\sigma_y^2 \cos^2 \varphi + \sigma_x^2 \sin^2 \varphi)} [1 + L[1 + \Phi(\sqrt{2}L)]\sqrt{\pi} \exp(L^2)],$$

$$\text{при } L = \frac{m_x \sigma_y^2 \cos \varphi + m_y \sigma_x^2 \sin \varphi}{\sigma_x \sigma_y \sqrt{\sigma_y^2 \cos^2 \varphi + \sigma_x^2 \sin^2 \varphi}},$$

где H - модуль передаточной функции канала связи; $I_{k+s}(z)$ - модифицированная функция Бесселя порядка $k+s$; $\sigma_x, m_x, m_y, \sigma_y$ - параметры четырехпараметрического распределения; $\Phi(\cdot)$ – интеграл вероятности.

Квазипериод замираний отсчитывается в районе первого нуля функции коэффициента корреляции. Для вычисления квазипериода замираний сигнала можно использовать коэффициент корреляции огибающей, который характеризует взаимосвязь изменений уровня сигнала в различные моменты времени на различных частотах.

$$\rho(\Delta t, \Delta f) = \frac{(s_1 s_2) - \bar{s}_1 \bar{s}_2}{\sqrt{[(\bar{s}_1^2) - (\bar{s}_1)^2][(\bar{s}_2^2) - (\bar{s}_2)^2]}},$$

где s_1, s_2 – амплитуды сигналов на частотах, отстоящих одна от другой на величину Δf и по времени на Δt , а черта означает усреднение по ансамблю.

В цифровой связи наличие глубоких замираний вызывает появление достаточно длительных пакетов ошибок, исправление которых затруднено из-за их продолжительности. Среднюю длительность T_3 замираний ниже некоторого уровня B_0 можно [3] аппроксимировать выражением

$$T_3 = \frac{\lambda}{\sqrt{2\pi}V} \frac{\sqrt{2\sigma}}{B_0} \left[\exp\left(\frac{B_0^2}{2\sigma^2}\right) - 1 \right].$$

Наличие многолучевости приводит также к селективно-частотным замираниям, если используются достаточно широкополосные информационные сигналы, как, например, в стандартах сотовой связи с CDMA.

Выражение для коэффициента корреляции определяет также интервал частотной корреляции замираний R_F , т.е. разнос частот, на котором колебания уровня принимаемых сигналов могут считаться некоррелированными. Если полоса частот спектра сигнала больше, чем R_F , то замирания превращаются в селективно-частотные, когда различные частотные составляющие сигнала замирают не одновременно. Это эквивалентно прохождению сигнала через линейную цепь с неравномерной частотной характеристикой, причем форма частотной характеристики непрерывно изменяется случайным образом.

Многолучевое распространение сигнала может сопровождаться растяжением по времени передаваемых символов, что вызывает межсимвольную интерференцию принимаемых цифровых сигналов и снижает достоверность передачи информации.

Рассмотренные модели передачи информации по радиоканалам ведомственной связи дают возможность модельным путем выявить наиболее эффективные стандарты для передачи информации в конкретной сети связи и определить основные параметры систем связи проектируемой сети.

ЛИТЕРАТУРА

1. Справочник по радиорелейной связи / Под ред. С.В. Бородича. – М.: Радио и связь, 1981. – 416 с.
2. А.П. Галкин, А.Н. Лапин, А.Г. Самойлов. Моделирование каналов систем связи / – М.: Связь, 1979. – 94 с.
3. Кловский Д.Д. Передача дискретных сообщений по радиоканалам. – М.: Связь, 1969. – 376 с.

TOWARDS TO PROBLEM OF MEDICAL INFORMATION TRANSMISSION NETWORKS DESIGN

A.G. Samoylov, I.E. Ratnikov, Vu Van Shon

Vladimir State University, Vladimir

e-mail: ags@vpti.vladimir.ru

The problem of information transmission on communication networks of medical organizations are investigated. The mathematical models of radio channels are circumscribed and the estimate of duration of selectively – frequency fades is reduced.



МОДЕЛЬ МНОГОЛУЧЕВОГО РАСПРОСТРАНЕНИЯ СИГНАЛОВ В КАНАЛАХ МОБИЛЬНОЙ МЕДИЦИНСКОЙ СВЯЗИ

By Van Shon

Владимирский государственный университет, Владимир

В движущихся машинах скорой помощи, электромагнитные волны на входе приемника представляют собой суперпозицию множества волн, приходящих от антенн передатчика

по кратчайшему пути и прибывающих со всех других направлений из-за отражения, дифракции, рассеиваний, вызванных зданиями, деревьями и другими препятствиями, а также свойствами подстилающей поверхности и атмосферными флуктуациями. Этот эффект известен как многолучевое распространение.

Из-за многолучевого распространения принимаемый сигнал состоит из суммы различных по амплитуде, задержанных и измененных по фазе копий переданного сигнала. В зависимости от фазы каждой приходящей волны, наложение может быть конструктивным или разрушительным. Для цифровых сигналов форма переданного импульса может быть искажена в течение передачи и на входе приемника могут появиться несколько индивидуально различных импульсов. Этот эффект многолучевого распространения называют дисперсией импульса.

Помимо многолучевого распространения, отрицательное влияние на характеристики передачи сигналов мобильного радиоканала имеет доплеровский эффект. Из-за движения мобильной станции (МС) доплеровский эффект вызывает изменение частоты каждой из суммируемых волн. Угол прибытия α_n , который определяется направлением прибытия n -ой приходящей волны и направлением движения мобильной станции, как показано на рис. 1, определяет доплеровскую частоту (сдвиг частоты) n -ой приходящей волны, согласно отношению:

$$f_n = f_{\max} \cos \alpha_n \quad (1)$$

Максимальная доплеровская частота f_{\max} связана со скоростью мобильной станции v , скоростью света c_0 и несущей частотой f_0 уравнением:

$$f_{\max} = \frac{v}{c_0} f_0 \quad (2)$$

Максимальная (или минимальная при противоположном движении) доплеровская частота, то есть, $f_n = f_{\max}$ ($f_n = -f_{\max}$), достигается при $\alpha_n = 0$ ($\alpha_n = \pi$). Из-за доплеровского эффекта, спектр переданного сигнала подвергается расширению частоты в течение передачи. Этот эффект называют дисперсией частоты. Влияние дисперсии частоты главным образом зависит от величин максимальных доплеровских частот и от амплитуд принимаемых частных волн.

Распределения Рэлея и Райса, не подходят чтобы моделировать поведение канала, когда полоса пропускания канала увеличивается. Широкополосный канал можно представить моделью многоотводной линии задержки (МЛЗ) канала с неизменным числом отводов. Его параметры (задержка, нормированные амплитуды и распределения амплитуд) характеризуют многолучевое поведение и могут быть вычислены. Канал моделируемый многоотводной линией задержки может быть представлен изменяющимся во времени фильтром с конечной импульсной характеристикой (КИХ-фильтр). Модель многоотводной линии задержки с N числом коэффициентов $h_k(t)$, $k = 0, 1, \dots, N-1$ в отводах показана на рис. 2.

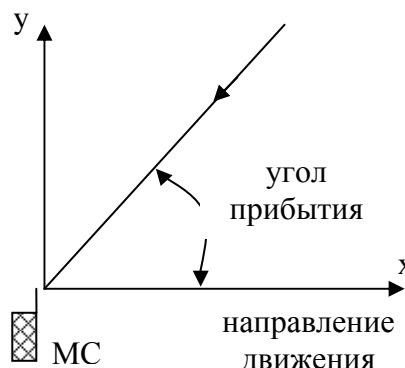


Рис. 1. Угол прибытия α_n n -ой приходящей волны

В модели, сигнал каждого отвода умножается на комплексный коэффициент передачи, формируемый генераторами случайных процессов, коррелированных с процессами замираний сигнала на моделируемой трассе связи. Таким путем производится управление амплитудными и фазовыми характеристиками в отводах, а последующее суммирование смоделированных так лучей распространения дает результат, адекватный воздействию селективно-частотных замираний на сигнал в радиоканале. Основная задача, возникающая при построении имитатора селективно-частотных замираний, заключается в правильном выборе весовых коэффициентов $K_0 \div K_{N-1}$.

Входные и выходные функции канала, $x(t)$ и $y(t)$ - комплексные функции, соответственно. В модели единичная задержка отвода обозначена как T , и она определяется целочисленным умножением интервала выборки моделируемой системы T_S , обычно $T=T_S$ или $T=1/W$ [3], где W - полоса пропускания, занятая реальным сигналом.

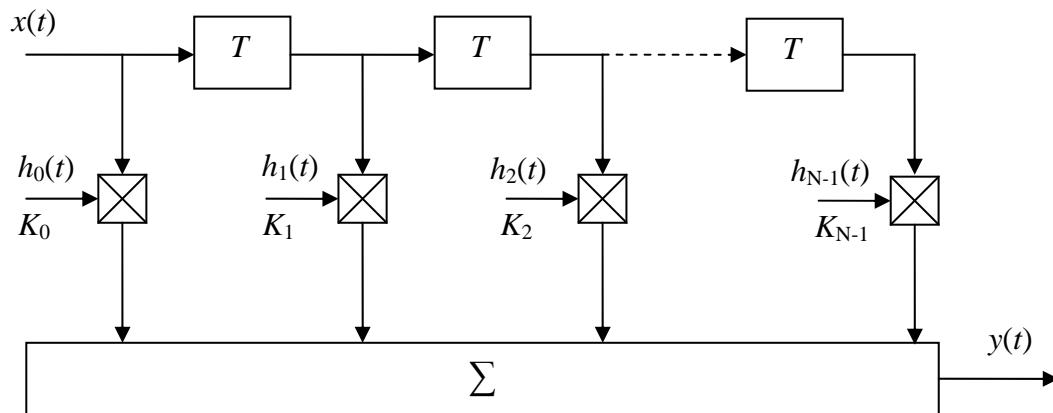


Рис 2. Модель многоотводной линии задержки широкополосного многолучевого радиоканала связи

С суммарным многолучевым расширением - T_m (суммарные задержки многолучевых компонентов), модель многоотводной линии задержки для канала может быть сокращена до N отводов, согласно [3]

$$N = (T_m W) + 1 \quad (3)$$

Выходная функция определится как

$$y(t) = \sum_{k=1}^N x\left(t - \frac{k}{W}\right) h_k(t), \quad (4)$$

Изменяющиеся во времени коэффициенты отводов $h_k(t)$ - комплексные стационарные случайные процессы. Так как $h_k(t)$ представляют собой весовые коэффициенты отводов, то соответствующие N различных задержек $\tau = k/W$, $k = 0, 1, 2, \dots, N-1$, в предположении, что $h_k(t)$ будут взаимно некоррелированы [2].

Модель многоотводной линии задержки только с одним отводом представляет случай узкополосного канала, и следовательно, когда полоса пропускания передаемого сигнала увеличивается, число отводов модели также должно увеличиваться. В частном случае релеевских замираний, величины коэффициентов в отводах распределены законом Рэлея, а фазы равномерно распределены [2]. Однако, когда увеличивается полоса пропускания, распределение Рэлея или распределение Райса больше не подходят. В таком случае число отводов может также увеличиться и это приводит к усложнению модели. Одна из возможностей решить эту проблему, это использование моделей канала, в которых часть коэффициентов отводов устанавливается на нуль. Это приводит к ситуации, где отводные задержки не обязательно должны быть равномерно распределены.

В докладе представлена теоретическая модель радиоканала. Такие радиоканалы встречаются в микросотах, где имеется многолучевое распространение сигналов.

Моделирование радиоканала многоотводной линией задержки позволяет определить большинство характеристик канала, прогнозировать поведение систем передачи информации в случае многолучевого распространения сигнала и проектировать алгоритмы обработки сигналов, наилучшим образом отвечающие потребностям мобильной медицинской связи.

ЛИТЕРАТУРА

1. Кловский Д.Д. Передача дискретных сообщений по радиоканалам. – М.: Связь, 1969. – 376с.
2. Галкин А.П., Лапин А.Н., Самойлов А.Г. Моделирование каналов систем связи. – М.: Связь, 1979. – 96 с.
3. Proakis J.G, "Digital Communications", 3rd edition, ISBN 0-07-113814-5, McGraw-Hill Book Co., Singapore, 928 pp., 1995.

MULTIPATH PROPAGATION MODEL IN MEDICAL MOBILE COMMUNICATION CHANNELS

Vu Van Son

Vladimir State University, Vladimir
e-mail: sonltm2004@yahoo.com

Radio wave propagation plays a significant role in the performance of medical radio systems. In this paper, phenomenon of multipath propagation is considered. Multipath propagation can be modeled using linear time-variant channel model, which is derived here. Linear time-variant channel model is then extended to practical quasi-stationary uncorrelated scattering channel models. Multipath channel characteristics are derived and the description of tapped delay line channel model is introduced.



ПРЕДПОСЫЛКИ ЕДИНСТВА ТЕОРИИ ПОЛЯ И ЭКОЛОГИЯ ИХ ПРИЛОЖЕНИЙ

А.С. Гайдаров

Акустический институт имени академика Андреева Н.Н., Москва
e-mail: gaidarovas@mail.ru

Резюме. Объединение фундаментальных физических категорий – актуальнейшая сверхзадача, предопределяющая прогресс. Геометрофизика теории относительности, не затрагивает причин взаимодействий, неясных со времён Ньютона. Связь теории с реальностью через введение новых констант, не способствует систематизации, загромождая представления новыми условностями.

Представляемая гипотеза – исходит из Дираковских основ квантовой электродинамики, используя его же идеи развития представлений в совокупности с мыслями Пуанкаре. Смысл единства усматривается в ультра-микро размерной субстанции из динамически связанных «голых» зарядов, общей и для инерционной оболочки элементарных частиц, и для заполнения пространства субстанцией «Физического вакуума». Инерция частиц – интерпретируется через нормирование пространства передачи возмущений – локальной концентрацией связанных пар голых зарядов. Концентрация вызывается стягиванием поляризуемых пар – градиентом электрического поля свободных голых зарядов. Связанные

пары разноимённых голых зарядов – идентифицируются как элементарные нейтрино, обеспечивающие электромагнитные взаимодействия - зарядами смещения.

Гипотеза открывает широчайший спектр интерпретаций, соответствующих наблюдениям. Она активизирует творческий разум исследователей к теме, задекларированной, как принципиально непостижимая. Для свежей, инновационной генерации физиков, - это и задача, и полигон, и школа, и родник идей, и решающий фактор гармоничного объединения философии научного подхода с экологией технического прогресса.

Препринт доклада:

Предположим сохранение электрических зарядов в реакции аннигиляции электрона и позитрона. Такое допущение – более чем естественно, в виду исключительности обратного допущения о зарядовой неинвариантности – только для единственной лептонной реакции – аннигиляции, в которой масса покоя частиц полностью преобразуется в энергию излучения [1]. Сближенные заряды динамически связанной пары - компенсируют своё полевое проявление для удалённого наблюдателя, но не исчезнут. В результате, при аннигиляции должен образоваться не короткоживущий позитроний [2], представляющийся до сих пор единственным кандидатом на роль реальной электрон- позитронной пары, а пара сильно связанных зарядов, лишившихся привычной массы покоя. Сбросив почти всю энергию массы покоя (о природе которой – чуть далее) эта пара образует динамическую систему, обладающую одновременно: и свойствами ультра-микро-атома без ядра, и свойствами виртуальной электрон-позитронной пары Дирака [3]. Свойства такой частицы способны прояснить обширный комплекс проблем современной физики и практики, в частности – физически интерпретировать вывод, сделанный Пуанкаре около века назад [4]: «Таким образом, мы были вынуждены прийти к совершенно неожиданным заключениям. Мы распространяли на все тела то, что было доказано только для катодных частиц. То, что мы называли массой, оказалось только видимостью. Вся инерция имеет электромагнитную природу. Но в таком случае масса не должна быть постоянной, она должна расти вместе со скоростью. Почти постоянная для скоростей до 1000 км/сек, она должна стать бесконечной для скорости, равной скорости света. Поперечная масса - больше не должна быть равной продольной. Они будут более или менее равны, если скорость - не слишком велика ...». Оставшиеся заряды будут «голыми», о которых в обосновании перенормировки квантовой электродинамики - написано: «С физической точки зрения процедура перенормировки соответствует реальной ситуации, когда электрон создаёт вокруг себя облако из виртуальных электрон- позитронных пар, которое за счёт отталкивания виртуальных электронов от реального электрона и притяжения к нему виртуальных позитронов – экранирует его заряд. Наблюдаемое на больших расстояниях эффективное значение заряда электрона оказывается меньше истинного (речь идёт о снижении величины силы, которое можно объяснить не только уменьшением величины заряда, но и увеличением эффективной дистанции до него от пробного заряда). При движении электрона - движется вместе с ним и его облако. Это приводит к эффективному изменению его инерционных свойств, то есть, к изменению массы. Электрон не может быть освобождён от взаимодействия с собственным квантовым электромагнитным полем. Поэтому величины «голых» масс и зарядов в принципе ненаблюдаемы. На опыте наблюдаются полная масса и полный электрический заряд электрона, которые нельзя разделить на части, соответствующие «голому» электрону и части связанные с окружающим его облаком».[5].

Виртуальность, в силу упоминания о поляризации пар зарядов (по умолчанию - связанных, так как несвязанные пары – не образуют домена и не могут поляризоваться), - не исключает их электрического взаимодействия. Но с присоединённой добавкой к массе,

возникает логическая неопределенность. Масса Дираковского «голого» заряда электрона, почти равная наблюдаемой согласно статусу теории возмущений (априорно – малых), притягивает к себе облако из множества позитрониев – короткоживущих пар таких же частиц, масса каждой из которых, вдвое больше массы центральной частицы, образующей своим зарядом – поляризующее поле. Но в итоге, суммарная масса всей конструкции – должна стать реально наблюдаемой, лишь слегка увеличивая массу голого заряда. Кстати, статус теории возмущений, предполагает заведомую малость поправок. Отсюда – значимость последних утверждений о непознаваемости параметров голых зарядов – ровно настолько же несущественна, что и ничтожность поправок.

В любом случае, эти парадоксы представлений можно решить через предположение, что масса «голых» зарядов – не слегка, а существенно, несоизмеримо меньше массы реально наблюдаемых «полновесных» заряженных частиц.

Заодно, проясняется и парадокс энергий: сила и энергия электрического взаимодействия двух зарядов рассматриваемой пары – в $4,2 * 10^{42}$ раз больше гравитационного. Но суммарная кинетическая энергия двух реальных, полновесных частиц электрон-позитронной пары, ускоренных электрическим полем из бесконечности до классического радиуса электрона, даже без учёта потерь на радиационное трение, неизбежное при ускоренном движении зарядов, – составляет менее 2% энергии их суммарной массы покоя. А ведь именно энергия массы покоя частиц – выделяется при их встрече, причём, независимо от суммарной кинетической энергии частиц, приобретённой перед этой встречей. Более того, кинетическая энергия встречного движения частиц друг к другу, должна образовываться из суммарной потенциальной энергии электрического потенциала каждой из частиц в поле оппонирующей. Но на исходной позиции в бесконечности – поле каждой из них в точке расположения другой частицы – предполагается равной нулю. А при сближении частиц, и кинетическая, и потенциальная части их энергий – синхронно нарастают, черпая эту энергию из источника сил электрического притяжения. Такой комплексный парадокс несоответствий в части важнейшего императива среди инвариантов физики, сохранения энергии – просто нельзя игнорировать.

Сопряжение этих представлений с приведенным выше выводом Пуанкаре, возможно только на основе признания Абрагама, что полевая, электромагнитная поправка к массе элементарных зарядов, на самом деле, не мала, и, даже, не сопоставима с массой «голых» зарядов, а наоборот, она – и есть практически вся наблюдаемая масса. А масса «голых» зарядов – исчезающе мала, хотя и не нулевая.

Корни этой идеи – отнюдь не новы. «На собрании естествоиспытателей в Карлсбаде в 1902 году, где выступили Кауфман и Абрагам, М. Планк, отмечая значение этих работ (о зависимости наблюдаемой эффективной массы электронов от их скорости) – говорил, что ими заложена основа электромагнитной картины мира»[4]. Действительно, если представить встречу свободных частиц пары, как нейтрализацию сил и энергий поляризации и концентрации частиц эфирной среды, то освободившаяся энергия электрического поля, субстанционально представленная массообразующей концентрацией, вызовет своеобразное «цунами». Энергия взрывообразной электромагнитной волны, взрыва эдакой микроскопической «сверхновой», – действительно будет равна энергии массы покоя частиц, лишившихся вместе с «шубами» – массы и, соответственно, энергии массы покоя, пошедшей на их построение. Эта задача может быть чётко сформулирована и решена в рамках классической электростатики с учётом первопричинности смещения **D**, как инварианта полевой производительности источника поля, ослабляемого до наблюдаемой напряжённости **E** за счёт аксиально изотропной, но не однородной поляризации окружающей среды в системе координат, связанной с центральным голым зарядом. А

снижение поляризационного ослабления, прояснит - и ядерное, и электрослабое взаимодействие. Не вдаваясь здесь в подробности, ограничимся перечислением принципиальных факторов новизны представлений, следующих из предложенной комплексной идеи.

Принципиально новыми - являются:

1. Полный отказ от *виртуальности* электрон – позитронных пар, за ненужностью
2. Отождествление этих пар голых зарядов с единичными нейтрино, не являющимися элементарными частицами.
3. Представление о заполненности пространства слабо связанными единичными нейтрино, как упруго- инертной среды - эфира, обеспечивающей передачу электромагнитных возмущений зарядами смещения, как общую базу всех фундаментальных взаимодействий.
4. Представление об инерции всех частиц вещества через электрическую поляризацию и концентрацию эфирной среды градиентом электрического поля «голых» зарядов. Образуя поляризационную «шубу», концентрические слои диполей, существенно повышают эффективную диэлектрическую постоянную среды, прогрессивно увеличивая число элементарных временных шагов передачи внешних возмущений через упруго- инертную среду, как и для обратных сообщений о реакции массообразующих центральных зарядов - на это воздействие.
5. Деформация пространства теории относительности (ТО) вследствие нормирующей концентрации эфирной среды в инерционные нейтриновые «шубы» всех свободных «голых» зарядов, входящих в состав атомов вещества.
6. Вложение четырёхмерного пространства Минковского в наблюдаемое трёхмерное Эвклидово пространство, через степень концентрации нейтрино, как пространственно – временного параметрического фактора нормирования исходного трёхмерного пространства - временем, необходимым для передачи возмущений к центральным зарядам, играющим роль «голого короля», «политический» вес которому - придаёт его свита.
7. Представление о гравитации, как о степени трёхмерного «натяжения» объёмной плотности частиц эфира, изменяющего кривизну пространства для данной константы взаимодействия.
8. Феноменологическое представление о категории струн, базирующееся на неразличимости и взаимозаменяемости центрального массообразующего свободного (от пары) «голого» заряда, с точно таким же «голым» зарядом из любой другой из ближайших поляризованных и притянутых пар.
9. Создание системы предпосылок к объединению сил фундаментальных взаимодействий – всего к одной сущности, а теории элементарных частиц – к минимуму элементарных составляющих.

Перечень принципиальных отличий представлений – значительно шире и глубже приведенного, выходя за рамки формата этого сообщения.

ЛИТЕРАТУРА

1. Философский энциклопедический словарь. Москва, «Советская энциклопедия» 1989.
2. Советская энциклопедия, Москва, «Советская энциклопедия» 1989.
3. П.А.М. Дирак. «Эволюция физической картины мира» из сборника «Над чем думают физики. Элементарные частицы». Москва. «Наука» 1965, с 134.
4. А. Пуанкаре. Избранные труды. Москва, «Наука» 1974. с 771.

5. Кузьмичёв В.Е. Законы и формулы физики. «Наукова думка». Киев. 1989. с 864.

THE REASONS OF THE FIELD THEORY UNITY AND ECOLOGY OF THEIR APPENDICES

A. Gaidarov

Institute of Acoustics n.a. N.N. Andreev, Moscow

e-mail: gaidarovas@mail.ru

Affiliation of fundamental physical categories- is most urgent super problem, determining advance. Geometrical physics of a relativity theory does not encompass the causes of interplays, vague from times of Newton. The connection of the theory with a reality through the introducing of new constants, does not promote systematization, blocking up representation by new conditionality's.

The presented hypothesis - outgoes from Dirac of the bases of a quantum electrodynamics, using his ideas of development of submissions in accordance with thoughts of Poincare. The sense of unity is seen in a ultra-micro dimensional substance from dynamically bound "bare" charges, common and for an inertial envelope of fundamental particles, and for filling of space by "Physical vacuum". The inertia of particles - is interpreted through a setting of space of transmission of disturbances - local concentration of bound pairs of bare charges. The concentration is produced by retraction of polarized pairs- gradient of an electrical field of free bare charges. The bound pairs of opposite bare charges - are identified as an elementary neutrino ensuring electromagnetic interactions - charges of displacement.

The hypothesis opens the broadest spectrum of interpretations conforming to supervision. She will actuate creative reason of the explorers to a subject, well-known, as in essence incomprehensible. For freshen, generating of the explorers - innovators, is both problem, and polygon, both school, and spring of ideas, and key factor of harmonic affiliation of philosophy of the scientific approach with ecology of technical advance.



КОНЦЕПТУАЛЬНЫЕ ПРОБЛЕМЫ ЭКОЛОГИЧНОСТИ ИНФОРМАЦИОННЫХ ТЕХНОЛОГИЙ

А.С. Гайдаров

Акустический институт имени академика Н.Н. Андреева, Москва

e-mail: gaidarovas@mail.ru

Резюме. Экологичность техники информационно-культурного назначения, определяется сохранением распознавательных признаков реальных сигналов до порогов заметности отличий, без их деформаций, подмен, потерь и дополнений. При этом - важнейшую роль играют переходные процессы, концентрирующие распознавательные признаки реальных сигналов.

На примере классического электроакустического преобразования, показаны физические причины неизбежных деформаций атаки звуковых сигналов, снижающих распознаваемость, артикуляцию и естественность воспроизведения, вызывающих дискомфорт и неосознаваемое дополнительное напряжение слушателей. Существующая измерительная техника – не способна выявить и объективно оценить влияние указанных деформаций на качество воспроизведения реальных программ.

Предложены пути выявления, компенсации и устранения указанных деформаций и дополнений, паритетность которых - амплитудам преобразуемых сигналов, потребовала назвать их продуктами неадекватности.

Препринт доклада:

Жизнедеятельность людей неразрывно связана с информационной и культурной средой их общения в социуме. С развитием цивилизации, всё более насыщенным и разносторонним становится дистанционное общение, связанное с воспроизведением первичной, реальной информации. Экология информационной среды становится уже не уделом любителей высококачественного воспроизведения, а вопросом физического и психического здоровья практически всех людей. С горечью вспоминается лозунг активистов прошлого века о «милостях природы», которых нужно не ждать, а взять любой ценой. На проверку, вместе с этими «милостями», мы забираем и экологию, о чём наглядно свидетельствует динамика здоровья молодых поколений. Техника не просто ограничивает полноту информации при передаче, а подменяет её на некий суррогат, оправдываясь его самодостаточностью.

В век цифровых информационных технологий, радикальные сдвиги классических представлений о причинах и следствиях в акустике, кажутся совершенно невероятными, но, к глубокому сожалению, факты – упрямые. Попробуем объективно рассмотреть их проявления.

Не забывая об общности, постадийно рассмотрим физическую динамику прохождения сигналов через наиболее критичное звено тракта звуковоспроизведения – головку громкоговорителя. На языке физики, это электро-механо-акустический преобразователь, вынуждаемый электрическим сигналом, преимущественно в сверхкритическом диапазоне частот – выше частоты собственного резонанса. Для определённости, ограничимся подавляюще распространённым электродинамическим типом преобразователя [1]. Напомним, что головка громкоговорителя содержит цилиндрическую звуковую катушку, упруго подвешенную в радиальном поле магнитной системы. Катушка может колебаться строго вдоль оси, и жёстко связана с диффузором, генерирующим полезный акустический сигнал передачей этих колебаний воздуху внешней стороной своей поверхности. Реальные звуки – всегда ограничены во времени переходными процессами. Начальный переходной процесс – называется атакой [2]. Для наглядности, смоделируем простейшую атаку, включив в начальный момент времени синусоидальный сигнал постоянной амплитуды и частоты с нулевой начальной фазой. Для простоты, пренебрежём комплексностью импеданса головки. Тогда ток через звуковую катушку – масштабно скопирует сигналограмму напряжения. Ток в постоянном радиальном магнитном поле, вызовет осевую силу ускорения колебательной системы головки. Так как частота сигнала вынуждения – как правило, выше частоты собственного резонанса подвижной системы, то вынуждающей силе, преимущественно, будет противостоять инерция подвижной системы. Поэтому, колебательная скорость диффузора, с которой теория со времён Релея [3,4]связывает акустический сигнал через объёмную колебательную скорость, будет определяться первым определённым Римановским интегралом по времени от входного сигнала. А смещение диффузора, будет выражаться вторым таким же интегралом от ускорения (пропорционального силе), или первым интегралом от полученной скорости [5]. Напомним, что определённый интеграл отличается от неопределенного – наличием константы интегрирования, обеспечивающей однозначность и непрерывность параметра движения. Интегрируя синусоидальный сигнал ускорения – в скорость, получаем минус косинус, который в начальный момент равен минус единице. Так как скорость подвижной системы в начальный момент равно нулю, константа интегрирования будет равна плюс

единице, то есть – амплитудному значению преобразуемого сигнала. Этого существенного «довеска» - в исходном сигнале – не было. Более того, все значения колебательной скорости на такой атаке, получаются в одной полуплоскости со знаком первой полуволны сигнала. Конечно, далее эта однополярность скорости, со временем, порядка периода собственных колебаний, вызывает упругую реакцию подвеса, и система расходует кинетическую энергию константы интегрирования – на затухание собственных колебаний. Это – переходное решение неоднородного интегрального уравнения, которого тоже не было во входном сигнале. Скачок скорости на фронте атаки звука – резко форсирует ещё одно чисто параметрическое явление, никак не зависящее от линейности головки. Это – Доплеровский эффект, величина которого при фиксированной громкости, - в обратной зависимости от эффективной площади диффузора.

Константа интегрирования скорости, вторично интегрируясь в смещение, даёт линейно возрастающую прямую, относительно которой располагается сигнальная гармоническая составляющая, знак которой – противоположен сигналу. Так что колебательная часть наглядного смещения, с которым многие привычно связывают и звук, оказывается противофазной входному сигналу. А конструктивные меры для линейности потокосцепления – оказываются корректными только для установившихся режимов, играющих косвенную роль. Все эти несоответствия, в силу преобладания их величин над преобразуемыми сигналами, рационально назвать продуктами неадекватности. Важно отметить, что в установившихся режимах – они никак не проявляются и в привычных терминах частотной и амплитудной нелинейности – не описываются.

Константы интегрирования на атаках звука, зависят от состояния системы на момент прихода следующего сигнала, что полностью разрушает инвариантность преобразования относительно времени, как независимость формы каждого из преобразованных сигналов от момента времени его поступления. Более того, само представление этих деформаций сигналов при преобразовании, никак не зависит от линейности системы (второго обязательного фактора временной инвариантности систем и применимости дифференциального анализа). Эти неприятности – возникают в абсолютно линейной системе. Они представляют собою более широкий круг явлений – параметрические зависимости, общеизвестной частью которых являются нелинейности. Так что здесь вся система наших физических представлений, ошибочно относит самый общий вид взаимозависимостей, который негласно, но по существу, и представляет собою предмет естествознания, к малой части своего аппендикса.

Неизбежные физические причины деформаций атаки звуковых сигналов, - снижают распознаваемость, артикуляцию и естественность воспроизведения, вызывают повышенную утомляемость и дискомфорт, обусловленные дополнительным неосознаваемым напряжением нервной системы слушателей.

Эти несоответствия имеют самое прямое отношение к экологичности не только в акустике, но и во всей техногенной информационной среде обитания современного человека [6].

Пути компенсации и устранения указанных деформаций лежат через понимание определяющей роли физики переходных процессов, отказ от неэквивалентных представлений, компенсацию продуктов неадекватности конструктивными мерами и расчётными предварительными искажениями сигналов. Пожалуй, первая реализация таких поисков – представлена и на этой конференции [7].

Корни же выявленной недостаточности существующих дисциплинарных взглядов, восходят к излишней вере в заведомую полноту и достаточность существующего аналитического подхода, как и в его безальтернативность.

Но дедуктивный анализ, декларативно считающийся синонимом научности, постфактумно рассматривает только установившиеся результаты переходных процессов, избегая проникновения в их суть, - и по традиции, и за неимением средств, - как исследовательских (реальных, экспериментально – методологических), так и математических (виртуальных).

ЛИТЕРАТУРА:

1. Йофе В.К. и др. Справочник по акустике. Москва, «Связь», 1979, с. 312.
2. Anert W. Reichardt W. Grundlagen der beschallungstechnik. VEB Verlag Technik, Berlin, 1981. с. 320 (переведен на Русский в 1984 г.)
3. Rauleigh (Strett J.) Theory of sound, London, 1887. (переведен на Русский).
4. Beranek L. L. Acoustics. Mc. Graw- Hill. New York. 1954.
5. Кузьмичёв В.Е. Законы и формулы физики. «Наукова думка». Киев. 1989. с. 864.
6. Гайдаров А.С. Экологические аспекты восприятия информации. Представлен на конференции ФРЭМЭ 2008.
7. Vinogradov A. Gaidarov A. US. Patent № 5,857 027. 05. 12. 1999.

CONCEPTUAL ECOLOGY PROBLEMS OF INFORMATIONAL TECHNOLOGIES

A. Gaidarov

Institute of Acoustics n.a. N.N. Andreev, Moscow
e-mail: gaidarovas@mail.ru

The ecology of informational technologies for cultural purposes, is determined by preservation of authentication tags of actual signals up to thresholds of a visibility of differences, without their deformations, losses, substitutions and additions. Thus is a major role play transients concentrating authentication tags of actual signals. But all engineering and the technologies of a signal processing, standards, metrology and nomenclature, are uniquely oriented on the harmonic spectral approach.

On an example of electroacoustic transformation, the physical causes of foregone deformations of attack of sound signals lowering recognizability, articulation and naturalness of reproduction breaking comfort and listeners, creating padding und not understanding pressure are bring to light. The paths of compensation both elimination of the indicated deformations and additions, comparability of value which one - amplitudes of convertible signals are offered, has demanded to call as their products of an inaccuracy.

