XIV Всероссийская научно-техническая конференция

«МЕДИЦИНСКИЕ ИНФОРМАЦИОННЫЕ СИСТЕМЫ»

Сборник трудов

МИС-2016

Таганрог, Россия
19-22 декабря
2016

Министерство образования и науки РФ
Российский фонд фундаментальных исследований
Академия медико-технических наук РФ
Южный федеральный университет
ОКБ «Ритм» ЮФУ
Администрация г. Таганрога
ЗАО ОКБ «Ритм»
НПКФ «Медиком МТД»
НМФ «Нейротех»
ООО «Биофизсигнал»

«МЕДИЦИНСКИЕ ИНФОРМАЦИОННЫЕ СИСТЕМЫ» МИС-2016

Сборник трудов
XIV Всероссийской научно-технической конференции
(Таганрог, Россия, 19–22 декабря 2016 г.)

Ростов-на-Дону
2016

УДК 616-71+573.6.08
ББК 28.7в6
М422

Редакционная коллегия:
В. И. Тимошенко, И. Б. Старченко, С. П. Тарасов, В. Ю. Вишневецкий

М422 **«Медицинские информационные системы» МИС-2016** : сборник трудов XIV Всероссийской научно-технической конференции (Таганрог, Россия, 19–22 декабря 2016 г.) / Южный федеральный университет. – Ростов-на-Дону : Издательство Южного федерального университета, 2016. – 294 с.
ISBN 978-5-9275-2273-6

В сборнике трудов XIV Всероссийской научно-технической конференции «Медицинские информационные системы» МИС-2016, проходившей в Южном федеральном университете в г. Таганроге в период с 19 по 22 декабря 2016 года, представлены доклады российских ученых. Тематика публикаций соответствует основным направлениям работы конференции.

Материалы публикуются в авторской редакции.

ISBN 978-5-9275-2273-6 УДК 616-71+573.6.08
ББК 28.7в6

© Южный федеральный университет, 2016
© Оргкомитет МИС, 2016

Оргкомитет конференции

ШЕВЧЕНКО Инна Константиновна – д.э.н., профессор, проректор ЮФУ, г. Ростов-на-Дону – сопредседатель

СТАРЧЕНКО Ирина Борисовна – д.т.н., профессор, директор ОКБ "РИТМ" ЮФУ, г. Таганрог – сопредседатель

ВИШНЕВЕЦКИЙ Вячеслав Юрьевич – к.т.н., доцент, зам. директора ИНЭП ЮФУ, г. Таганрог – ученый секретарь

ПШИХОПОВ Вячеслав Хасанович – д.т.н., профессор, директор НИИ РИПУ, г. Таганрог

БЕЛЯКОВА Ирина Анатольевна – заместитель начальника управления образования г. Таганрога

ЗАХАРОВ Сергей Михайлович – директор НПКФ "Медиком МТД", г. Таганрог

САХАРОВ Вадим Леонидович – к.т.н., доцент, директор НМФ "Нейротех", г. Таганрог

СЛИВА Андрей Сергеевич – зам. директора ЗАО «ОКБ «РИТМ», г. Таганрог

ТАРАСОВ Сергей Павлович – д.т.н., профессор ЮФУ, г. Таганрог

Программный комитет конференции

ТИМОШЕНКО Владимир Иванович – д.т.н., профессор ЮФУ, г. Таганрог – председатель

ЗАЙЦЕВ Айварс Андрисович – к.т.н., директор фонда развития науки, культуры и образования Ю.А. Жданова, г. Ростов-на-Дону

МЕЛЬНИКОВ Андрей Александрович – д.б.н., профессор, г. Ярославль

НЕПОМНЯЩИЙ Анатолий Владимирович – д.т.н., профессор ЮФУ, г. Таганрог

ОМЕЛЬЧЕНКО Виталий Петрович – д.б.н., профессор РостГМУ, г. Ростов-на-Дону

ПЕККЕР Яков Семенович – д.т.н., профессор ТПУ, г. Томск

СИДОРЕНКО Владимир Михайлович – д.т.н., профессор СПбГЭТУ (ЛЭТИ), г. Санкт-Петербург

ФРОЛОВ Сергей Владимирович – д.т.н., профессор, г. Тамбов

ШКУРАТ Татьяна Павловна – д.б.н., профессор, ЮФУ, г. Ростов-на-Дону

СБОРНИК ТРУДОВ ИЗДАН ПРИ ПОДДЕРЖКЕ РОССИЙСКОГО ФОНДА ФУНДАМЕНТАЛЬНЫХ ИССЛЕДОВАНИЙ

СОДЕРЖАНИЕ

Секция 1. Модели и методы оценки и коррекции психофизиологического состояния человека-оператора

ПРОБЛЕМЫ СБОРА И ОБРАБОТКИ МЕДИКО-ПСИХОЛОГИЧЕСКОЙ ИНФОРМАЦИИ О ПАЦИЕНТАХ

Бочарова А.Е. 9

ХАРАКТЕРИСТИКИ ЭЭГ У СТУДЕНТОВ С РАЗЛИЧНЫМИ УРОВНЯМИ ЛИЧНОСТНОЙ И РЕАКТИВНОЙ ТРЕВОЖНОСТИ В СИТУАЦИИ ЭКЗАМЕНАЦИОННОГО СТРЕССА

Волошин М.В., Кижеватова Е.А., Иванова Д.Н. 18

НАБОР ПСИХОФИЗИОЛОГИЧЕСКИХ ПАРАМЕТРОВ ЛЕТНОГО СОСТАВА В УСЛОВИЯХ ПОЛЕТА

Вишневецкий В.Ю., Дрофа Д.А 23

СИСТЕМА РЕАБИЛИТАЦИИ ПАЦИЕНТОВ С ПРИМЕНЕНИЕМ БИОЛОГИЧЕСКОЙ ОБРАТНОЙ СВЯЗИ

Хачатурян Д.А. 33

РОЛЬ ПСИХОТЕХНИК В САМОРЕГУЛЯЦИИ ФУНКЦИОНАЛЬНЫХ СОСТОЯНИЙ ЧЕЛОВЕКА

Богатова А.Н., Богатов Н.М., Полихраниди А.К., Спасская Е.В., Сухих С.А 44

ТЕХНОГЕННЫЕ БАРЬЕРЫ ИНТУИЦИИ

Домбрин И.М. 52

К ВОПРОСУ ФОРМАЛИЗАЦИИ БИОМЕХАНИЧЕСКОЙ ДВИГАТЕЛЬНОЙ ДЕЯТЕЛЬНОСТИ ЧЕЛОВЕКА ДЛЯ ЗАДАЧИ НАБЛЮДЕНИЯ ЗА ПАЦИЕНТАМИ

Номерчук А.Я 58

Секция 2. Фундаментальные основы, аппаратные и программные средства функциональной диагностики и терапии

РАЗРАБОТКА БИОМЕХАНИЧЕСКОГО МЕТОДА ИССЛЕДОВАНИЯ СОСТОЯНИЯ ДЕФОРМИРОВАННОГО ГРУДНОГО ОТДЕЛА ПОЗВОНОЧНИКА ПРИ РАЗЛИЧНЫХ НАГРУЗКАХ

Бабчина П.И., Лебедева Е.А 72

БИОМЕХАНИЧЕСКОЕ ИССЛЕДОВАНИЕ ВЛИЯНИЯ ГЕОМЕТРИЧЕСКИХ ПАРАМЕТРОВ БЛЯШКИ ВНУТРЕННЕЙ СОННОЙ АРТЕРИИ НА ХАРАКТЕР ПОТОКА КРОВИ

Башарова Г.Т 83

СИСТЕМА РЕГРЕССИОННОГО АНАЛИЗА ДЛЯ ДИАГНОСТИКИ НАРУШЕНИЙ СЛУХА ОБЪЕКТИВНЫМИ И СУБЪЕКТИВНЫМИ МЕТОДАМИ АУДИОМЕТРИИ

Бондаренко Р.П., Кириченко И.А., Кириченко И.И. 90

КОМПЬЮТЕРНЫЙ АНАЛИЗ ЭЛЕКТРОЭНЦЕФАЛОГРАММ ПАЦИЕНТОВ С НЕВРАЛГИЕЙ ТРОЙНИЧНОГО НЕРВА

Дунина Н.Е., Короткиева Н.Г 101

РАЗРАБОТКА АЛГОРИТМА ИССЛЕДОВАНИЯ СКОРОСТИ ПОТОКА В СЕПТАЛЬНОЙ АРТЕРИИ ВО ВРЕМЯ СЕРДЕЧНОГО ЦИКЛА

Иевлева Е.А 115

ДОПОЛНИТЕЛЬНЫЙ СПОСОБ ДИАГНОСТИКИ ИШЕМИИ ГОЛОВНОГО МОЗГА, ОСНОВАННЫЙ НА ЭЛЕКТРОЭНЦЕФАЛОГРАФИЧЕСКОМ ИССЛЕДОВАНИИ

Кижеватова Е.А.,Омельченко В.П. 124

ОСОБЕННОСТИ ЭЭГ В ТРЕНИНГЕ С БИОЛОГИЧЕСКОЙ ОБРАТНОЙ СВЯЗЬЮ ПРИ СДВГ У ДЕТЕЙ

Кобыляцкая Е.В., Кижеватова Е.А., Короткиева Н.Г 130

НЕЛИНЕЙНОДИНАМИЧЕСКИЕ ХАРАКТЕРИСТИКИ ЭЛЕКТРОЭНЦЕФАЛОГРАММ БОЛЬНЫХ РАССЕЯННЫМ СКЛЕРОЗОМ И ИХ ИЗМЕНЕНИЕ В ПРОЦЕССЕ ЛЕЧЕНИЯ

Михальчич И.О., Омельченко В.П. 137

ВОЗМОЖНОСТИ ЭЛЕКТРОПУНКТУРНОЙ ДИАГНОСТИКИ И ЭЛЕКТРОАКУПУНКТУРНОЙ ТЕРАПИИ В КОМПЛЕКСНОМ ЛЕЧЕНИИ ХРОНИЧЕСКОЙ МИГРЕНИ

[1]Сафонов М.И., [1]Наприенко М.В., [1]Смекалкина Л.В., [2]Чернов Н.Н. ... 144

ПРИМЕНЕНИЕ КОМПЛЕКСА ФУНКЦИОНАЛЬНОГО БИОУПРАВЛЕНИЯ «РЕАМЕД-М2» С ЦЕЛЬЮ ОПТИМИЗАЦИИ ВЫБОРА МЕТОДА ХИРУРГИЧЕСКОЙ КОРРЕКЦИИ ЭКВИНУСНОЙ ДЕФОРМАЦИИ СТОПЫ У ДЕТЕЙ С ДЦП

[1] [2]Тупиков В.А., [3]Шамик В.Б., [1] Тупиков М.В., [2] Чурилов Н. М. 155

СТАБИЛОГРАФИЧЕСКИЙ ТЕСТ-ТРЕНИНГ ДЛЯ ОПТИМИЗАЦИИ ПРОИЗВОЛЬНОЙ РЕГУЛЯЦИИ ДВИЖЕНИЙ

[1]Переяслов Г.А., [2]Холмогорова Н.В., [1]Слива А.С., [3]Девликанов Э.О. 167

Секция 3. Акустические методы и приборы в медико-биологической практике

ИССЛЕДОВАНИЕ ДЕФОРМАЦИИ ПРОФИЛЯ АКУСТИЧЕСКОЙ ВОЛНЫ В БИОЛОГИЧЕСКИХ ТКАНЯХ МЕТОДАМИ ГРАФИЧЕСКОГО АНАЛИЗА

Вареникова А.Ю., Чернов Н.Н., Тарасов С.П 175

К ВОПРОСУ О ПОСТРОЕНИИ СХЕМ ВИЗУАЛИЗАЦИИ ТОМОГРАММ НА ОСНОВЕ НЕЛИНЕЙНОЙ АКУСТИКИ

Вареникова А.Ю., Лагута М.В., Чернов Н.Н. 187

РАСЧЁТ ВРЕМЕНИ КОАГУЛЯЦИИ СУБМИКРОННЫХ И НАНОЧАСТИЦ В МОЩНЫХ ЗВУКОВЫХ ПОЛЯХ

Голосов П.С.,Чернов Н.Н. 196

ИССЛЕДОВАНИЕ СПОСОБОВ УПРАВЛЕНИЯ ФОРМИРОВАНИЕМ ФОКАЛЬНОГО ПЯТНА ФАЗИРОВАННОЙ АНТЕННОЙ РЕШЕТКОЙ В СЛОИСТО-НЕОДНОРОДНОЙ СРЕДЕ

Домбругова Е.Г., Чернов Н.Н. 201

ИССЛЕДОВАНИЕ ВЛИЯНИЯ НЕЛИНЕЙНОСТИ БИОЛОГИЧЕСКИХ ТКАНЕЙ НА ПРОЦЕСС ПРОХОЖДЕНИЯ УЛЬТРАЗВУКОВОЙ ВОЛНЫ

Лагута М.В., Чернов Н.Н. 213

УСТАНОВКИ ДЛЯ ИССЛЕДОВАНИЯ ПОПЕРЕЧНЫХ ВОЛН В БИОЛОГИЧЕСКИХ ТКАНЯХ

Михралиева А.И., Тишков Р.В., Гривцов В.В 225

КВАЗИСТАТИЧЕСКИЙ СЕНСОР МАГНИТНОГО ПОЛЯ ДЛЯ ДЕТЕКТИРОВАНИЯ МАЛЫХ МАГНИТНЫХ ПОЛЕЙ В БИОЛОГИИ И МЕДИЦИНЕ

Радченко Г.С.....231

СИСТЕМА РЕГИСТРАЦИИ ОПТИКО-АКУСТИЧЕСКОГО СИГНАЛА В ЖИДКОСТИ

Кравчук Д.А 237

Секция 4. Биотехнологии, в т.ч. биомедицинские нанотехнологии

ПРОФИЛАКТИКА ЗАБОЛЕВАНИЙ ЧЕЛОВЕКА, ВОЗНИКАЮЩИХ ВСЛЕДСТВИЕ НЕГАТИВНОГО ВОЗДЕЙСТВИЯ ЗАГРЯЗНЕННЫХ ПРИРОДНЫХ ВОД

Вишневецкий В.Ю., Попружный В.М 243

АКТУАЛЬНОСТЬ И НАУЧНОЕ ОБОСНОВАНИЕ РАСПОЗНАВАНИЯ ЭЛЕКТРООПТИЧЕСКИХ ИЗОБРАЖЕНИЙ

Камалова Ю.Б.....254

ДИФФУЗИОННОЕ ОСАЖДЕНИЕ НАНО- И СУБМИКРОННЫХ АЭРОЗОЛЕЙ В ГИДРОДИНАМИЧЕСКОМ ПОГРАНИЧНОМ СЛОЕ

Лупандина М.А., Пятакова О.Л 259

К ВОПРОСУ О ВЫБОРЕ МЕТОДА БИОТЕСТИРОВАНИЯ ДЛЯ ИССЛЕДОВАНИЯ ВЛИЯНИЯ ВОДЫ НА КОМФОРТНОСТЬ ЖИЗНИ

Вишневецкий В.Ю., Шавшина А.В 243

Секция 5. Технологии и базовые элементы медицинской робототехники

РАЗРАБОТКА АЛГОРИТМА БИОМЕХАНИЧЕСКОГО ИССЛЕДОВАНИЯ СОСТОЯНИЯ СТРУКТУР ДИСТАЛЬНОЙ ЧАСТИ БЕДРЕННОЙ КОСТИ ПРИ ТОТАЛЬНОМ ЭНДОПРОТЕЗИРОВАНИИ

Бабчина П.И., Дмитриева Е.И., Квиндт П.А., Петрова Е.М., Фогт Е.В. 279

ИССЛЕДОВАНИЕ МИКРОМЕХАНИЧЕСКИХ СЕНСОРОВ ЛИНЕЙНЫХ УСКОРЕНИЙ

Ежова О.А., Лысенко И.Е 286

ЭФФЕКТ ПОВТОРЕНИЯ ТОЛКАЮЩЕГО ВОЗДЕЙСТВИЯ НА ВОССТАНОВЛЕНИЕ ВЕРТИКАЛЬНОЙ ПОЗЫ У БОРЦОВ

[1]Мельников А.А., [2]Николаев Р.Ю., [2]Абрамова С.В..... 290

Секция 1. Модели и методы оценки и коррекции психофизиологического состояния человека-оператора

ПРОБЛЕМЫ СБОРА И ОБРАБОТКИ МЕДИКО-ПСИХОЛОГИЧЕСКОЙ ИНФОРМАЦИИ О ПАЦИЕНТАХ

Бочарова А.Е.
Томский политехнический университет
e-mail: aeb14@tpu.ru

Аннотация. Отсутствие систематизации хранения данных исследования значительно снижает эффективность работы с ними. В статье представлены предложенные автором технологии, которые использует исследовательская группа при сборе, обработке, поиске и анализе данных о пациентах на одной из ведущих кафедр медицинского университета, проблемы этого процесса их причины и пути решения. Основой является автоматизация процесса сбора и обработки данных, что позволит значительно сократить временные затраты, человеческие ресурсы, а также предоставит возможность представления данных в удобной для анализа форме.

Ключевые слова: Медицинские исследования, анализ проблем, информационная система, анализ данных, интеллектуальный анализ данных.

PROBLEMS OF COLLECTING AND PROCESSING OF MEDICAL AND PSYCHOLOGICAL PATIENT INFORMATION

Bocharova A.E.
Tomsk Polytechnic University
e-mail: aeb14@tpu.ru

Annotation. Lack of systematic research data storage greatly reduces the efficiency of them. The article presents technology, which a research group uses in the collection, processing, retrieval and analysis of data on patients in one of the leading departments of the medical university, the problems of this process, their causes and solutions. The key is automation of data collection and processing, which will greatly reduce the time spent,

human resources, as well as provide an opportunity to present data in a convenient form for analysis.

Key words: Medical research, problem analysis, information system, data analysis, data mining.

В современном мире информация представляет собой один из важнейших ресурсов организации любой сферы жизнедеятельности человека. Объем данных растет с каждым днем, что существенно усложняет процессы сбора, хранения, поиска и анализа данных. С этой проблемой сталкиваются и исследователи в области медицины. Они видят необходимость в оптимизации работы с данными анкетирования по исследованию биологических маркеров при заболеваниях нервной системы. Высокая трудоемкость процесса значительно влияет на качество анализа, что в медицине недопустимо.

Участники исследования проходят опрос в бумажном виде, анкета представляет из себя 25 вопросов с вариантами ответов. По смыслу их можно разделить на следующие блоки: общие данные, род занятий, привычки, заболевания и семейный анамнез. Для понимания процесса, представим систему с помощью методологии IDEF0. Она позволит достаточно подробно описать функциональную структуру процесса: порядок действий и связи между объектами системы. Представим процесс как «черный ящик» или, другими словами, рассмотрим верхний уровень A0 и назовем его проведением первичного анкетирования. Входом будет являться жалоба пациента, ограничениями – договор об использовании персональных данных и шаблон анкеты. Владельцами процесса являются медицинские сотрудники, они же выступают в роли исполнителей. Заполненная анкета и данные для анализа являются выходами (результатами) процесса.

Разобьем процесс на под процессы и посмотрим на процесс более детально. На рис.1 изображен следующий уровень детализации по методологии IDEF0.

Как описано выше, инициатором процесса является заинтересованный пациент. Первым шагом к решению проблемы со здоровьем (подпроцесс 1) является запись на прием. После чего для проведения анкетирования заданной формы по закону РФ «О персональных данных», необходимо согласие пациента на обработку

его персональных данных. Для того чтобы его получить необходим процесс 2, называемый подписью соглашения на обработку личных данных (подпроцесс 2). После этого пациент заполняет анкету, (подпроцесс 3 – анкетирование). Далее данные вручную переводятся в электронный вид в целях экономии времени на проведение анализа данных. (подпроцесс 4- перевод данных в электронный вид).

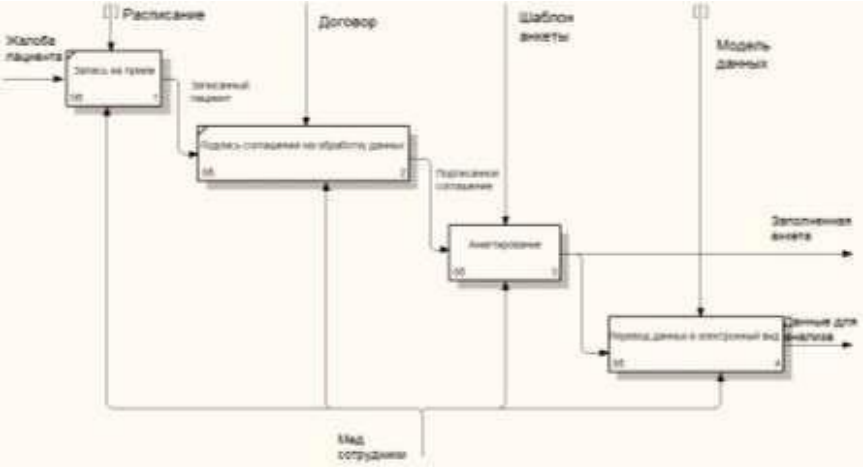


Рисунок 1 – Декомпозиция уровня А0

Первые два подпроцесса трудностей не порождают. Основные проблемы возникают на уровне анкетирования и усугубляются на следующим шаге при переводе данных в электронный вид. Сначала пациенты заполняют бумажные анкеты, делают ошибки, берут новую форму, заполняют снова. После этого собранные за определенный период анкеты приносят медицинскому работнику, который вручную переносит данные этих анкет в одну таблицу Excel. Такой процесс занимает очень много времени и велика роль человеческого фактора, при переносе данных также возможны ошибки, которые повлияют на результаты анализа.

Так как целью работы является упрощение процесса анкетирования, обработки и учета полученных данных от пациентов, то были выявлены основные причины, влияющие на проблему. Существуют различные средства для проведения подобного анализа,

одно из них – диаграмма «Рыбий скелет», которая представленная на рис.2. [1]

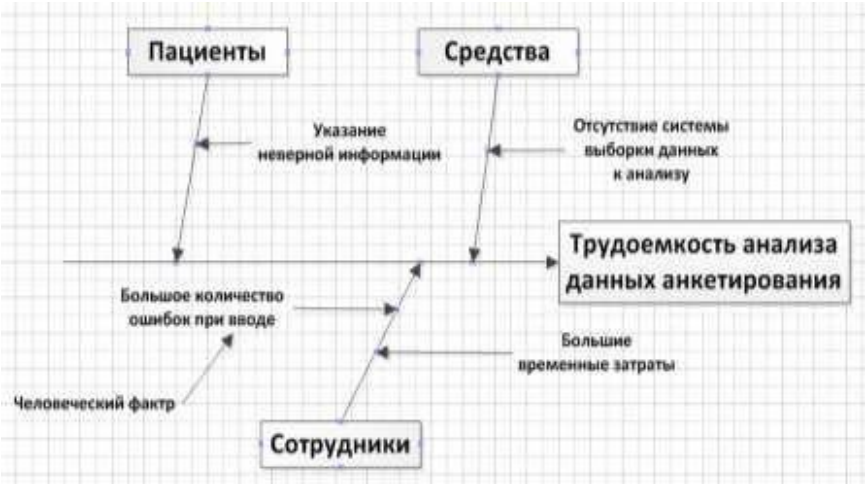


Рисунок 2 – Диаграмма «Рыбий скелет»

На диаграмме наглядно продемонстрированно, что одной из главных причин трудоемкости является проведение опроса пациентов, а также обработки данных в бумажном виде, что влечет за собой большое количество ошибок и сильно увеличивает время обработки анкет.

В качестве решения данной проблемы предлагается разработать информационную систему, которая позволит хранить все данные в одном месте, проводить анкетирование участников медицинских исследований в электронном виде, загружать существующие данные в виде Excel файлов.

Разработка ведется средствами Oracle APEX. В системе присутствуют такие роли, как: администратор (следит за работой системы, управляет пользователями), специалисты-медики (проводят анкетирование и подготавливают данные для последующего анализа) и опрашиваемые (отвечают на вопросы анкеты). Преимуществами новой системы, несомненно, является повышение скорости обработки данных анкетирования, сокращение количества ошибок, обоснованных

человеческим фактором, и, как следствие, повышение качества анализа данных.

Однако это не единственная проблема. Еще одним «якорем» исследования является очень трудоемкий процесс ручного поиска и анализа данных. Основная проблема заключается в том, что количество самих анкет и количество параметров, хранимых в системе чрезвычайно велико. Поиск закономерностей часто требует детального изучения конкретных параметров, и присутствие лишних, на данном этапе, данных увеличивают временные затраты и снижают качество.

Более того, чтобы выявлять тенденции необходимо визуализировать информацию, это позволит существенно снизить вероятность упущения важных фактов, которые, в медицине, могут даже повредить здоровью людей. Параметры, по которым необходимо делать выборку данных меняются в зависимости от идеи исследователя, а значит поиск и анализ нужных данных является весьма трудоемким и время затратным процессом даже с использованием настоящей версии информационной системы.

Стало понятно, что системе необходим дополнительный модуль, назовем его «Экспорт», который позволил бы назначить необходимые атрибуты и условия поиска, осуществить выборку и сформировать файл в удобном для анализа формате. Таким форматом, на данном тапе нашей совместной работы, для группы исследователей СибГМУ является формат электронных таблиц Excel. Формирования файла такого типа позволит осуществлять необходимый уровень визуализации, и удобство представления данных, выгружать данные для анализа в удобной форме с выбором любого количества из представленных в анкете параметров для анализа.

С учетом информационной системы процесс выборки данных для анализа будет выглядеть следующим образом: рис 3.

В ходе планирования и реализации такого модуля мы столкнулись с некоторыми проблемами: [2]

1. Необходимо создать универсальный механизм, который обеспечит выборку по любым желаемым атрибутам из имеющихся и позволил бы задать им любое количество условий отбора.

Решить такую задачу средствами SQL нельзя, поэтому в ходе работы был изучен процедурный язык PL/SQL, который позволяет создавать процедуры, динамически генерирующие запрос, а значит

такие позиции, как атрибуты, условия и их количество перестали быть проблемой. Однако такой подход ставит еще один вопрос реализации: как передать процедуре все необходимые параметры?

2. Необходимо передать базе неопределенное количество атрибутов для выборки и неопределенное количество параметров разного типа для условий отбора.

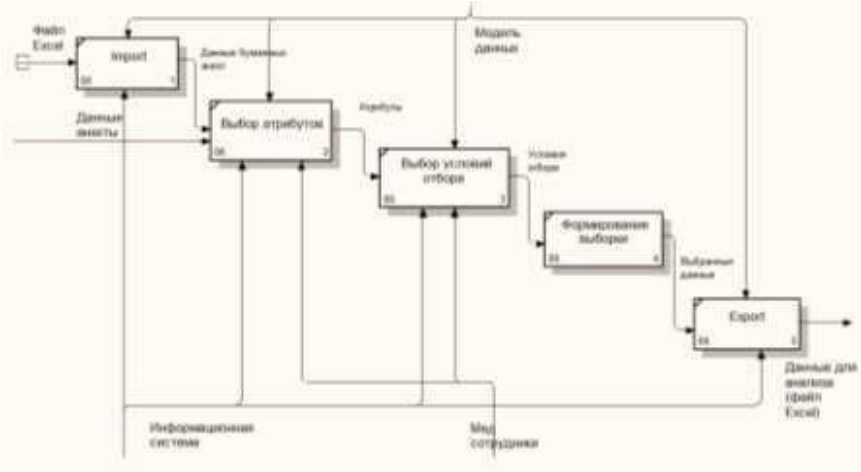


Рисунок 3 – Процесс выбор данных для анализа

По решению этой проблемы у нас возникло два варианта [2]:

Первый вариант предполагает, что на стороне приложения после подтверждения выбранных параметров будут формироваться две строки. Одна будет содержать список атрибутов, разделенных заранее оговоренным разделителем, а вторая-список параметров для условий отбора, а также их значения, опять же, в заранее оговоренном виде. После этого строки будут передаваться в процедуру как входные параметры.

Такой принцип, во-первых, перегрузил бы процедуру, потому что прежде чем динамически генерировать запрос необходимо разобрать сформированные строки, а этот процесс требует дополнительных ресурсов. Во-вторых, дополнительный процесс формирования и расщепления строк может провоцировать дополнительные исключения, которые придется обрабатывать отдельно. Еще одной

потенциальной проблемой становится идея оговоренных разделителей, которые в будущем, при расширении шаблона анкеты, возможно, окажутся частью текста. Тогда придется тратить дополнительные ресурсы на переработку приложения. Поэтому был разработан другой вариант.

Другой подход предполагает, что на стороне приложения после подтверждения выбранных параметров для каждого выбранного атрибута или условия во временную таблицу будет добавляться строка. Временная таблица содержит идентификатор строки, колонку, которая отображает тип этого параметра (атрибут либо условие), имя таблицы, имя параметра, а также его значение, в том случае, если это условие.

Временные таблицы существуют только в пределах конкретной сессии, поэтому это позволит пользоваться данным функционалом нескольким пользователям одновременно. Такое решение достаточно гибкое, оно не зависит от шаблона анкеты, не имеет никаких ограничений по количеству параметров, не требует задействовать дополнительные ресурсы. Поэтому на стороне базы данных для текущей функциональной возможности была создана временная таблица, содержащая все вышеописанные атрибуты, а также хранимая процедура, динамически формирующая запрос.

На стороне приложения была создана форма, содержащая две области параметров: атрибуты выборки и параметры условий с их значениями. На форме также присутствует кнопка, фиксирующая выбранные параметры и инициирующая добавление строк во временную таблицу и кнопка, отвечающая за формирование и выведение файла средствами Oracle APEX. Файл формируется на основании сформированного процедурой запроса.

Такая система позволит исследовательской группе СибГМУ значительно снизить временные затраты на сбор данных и их подготовку к анализу, что сделает процесс гораздо приятнее. Уменьшится количество ошибок, связанных с человеческим фактором. Процесс выявления закономерностей станет приоритетным, именно на него будут тратиться основные ресурсы исследователей. Что не мало важно улучшится настрой и отношение медицинских работников, а значит улучшится качество результатов.

Еще одним важным пунктом работы по оптимизации процесса проведения исследования является систематизация анализа данных.

Выявленные зависимостей и закономерностей в собранных данных играют самую важную роль в исследовании. Все предыдущие этапы были лишь подготовительными. Поэтому важным шагом также является выбор подхода для анализа большого объема информации.

В связи с тем, что в массиве данных сокрыто множество неочевидных закономерностей, целесообразно применить технологию DataMining. Ее смысл достаточно точно определил один из основателей данного направления Григорий Пиатецкий-Шапиро: «Data Mining –это процесс обнаружения в сырых данных ранее неизвестных, нетривиальных, практически полезных и доступных интерпретации знаний, необходимых для принятия решений в различных сферах человеческой деятельности». [3] Действительно, основная цель технологии – поиск в больших объемах данных скрытых, объективных и главное полезных на практике закономерностей.

Подытожив все вышесказанное необходимость автоматизации части исследования очевидна. Если говорить о существующих аналогах данной системе, то на сегодняшний день детальный анализ конкурирующих разработок показал, что альтернатив, существующих на рынке, подходящих для условий такого исследования, нет. Такой анализ необходимо проводить систематически, ведь рынок сегодня постоянно предлагает все новые и новые продукты. Он помогает вносить поправки в научное исследование и его организацию для поддержания конкурентоспособности.

Важно объективно оценить сильные и слабые стороны разработок конкурентов. Для этого может быть использована вся имеющаяся информация о конкурентных разработках [4]:

- технические характеристики разработки;
- конкурентоспособность разработки;
- уровень завершенности научного исследования (наличие макета, прототипа и т.п.);
- бюджет разработки;
- уровень проникновения на рынок;
- финансовое положение конкурентов, тенденции его изменения и т.д.

Анализ конкурентных технических решений с позиции ресурсоэффективности и ресурсосбережения позволяет провести оценку сравнительной эффективности научной разработки и

определить направления для ее будущего повышения. На данный момент в ходе исследования для сравнения конкурентных технических решений были взяты такие, наиболее подходящие программные продукты, как «Эскулап: медицинский скрининг», «Мед ИТ-Решения». Для конкретного исследования аналогов просто нет и представленные примеры оказались по тем или иным причинам непригодными.

Это связанно с тем, что большая часть медицинских систем содержит большое количество ненужных для исследования функций. Их стоимость высока и не оправдана в рамках исследования. Напротив, системы, предоставляющие возможность удобного анализа данных, не предоставляют функций, необходимых для работы с медицинскими данными. Произведен поиск и анализ программных средств, реализующих выявленные требования. Например, доступен программный продукт SF36 247по опроснику «Краткая форма здоровья –MOS36» (Medical Outcomes Study – Short Form), сервис для проведения психологических тестирований по опросникам изучения качества жизни в соответствии со шкалами тревоги. Данные программные решения предназначены, главным образом, только для подсчета показателей и представляют собой числовые значения, требующие дальнейшей интерпретации и исследования. Таким образом, данные программные продукты не выполняют все необходимые функции [5].

1. Бочарова А.Е., Воронецкая Н.А. Проблемы учета и обработки анкетных данных медицинских исследований // Информационные технологии в науке, управлении, социальной сфере и медицине. Сборник научных трудов II Международной конференции. Национальный исследовательский Томский политехнический университет. – 2015. – С. 846-847.

2. Бочарова А.Е., Воронецкая Н.А. Формирование набора данных для медицинских исследований// Информационные технологии в науке, управлении, социальной сфере и медицине. Сборник научных трудов III Международной конференции. Национальный исследовательский Томский политехнический университет. – 2016. – С. 867-869.

3. Марухина О.В., Мокина Е.Е., Берестнева Е.В. Применение методов Data mining для выявления скрытаых закономерностей в

задачах анализа медицинских данных //Журнал «Фундаментальные исследования» – 2015. – № 4-0. С. 107-113.

4. Мокина Е.Е., Марухина О.В., Шагарова М.Д. Подходы к разработке информационной системы поддержки формирования документов при оказании высокотехнологичной медицинской помощи.//Журнал "Фундаментальные исследования" – 2015.- №2-9. С. 1857-1861.

5. Шагарова, Е. Е. Мокина // Молодежь и современные информационные технологии: сборник трудов XIII Международной научно-практической конференции студентов, аспирантов и молодых ученых, г. Томск, 9-13 ноября 2015 г. : в 2 т. – Томск : Изд-во ТПУ, 2016. – Т. 2. – [С. 246-247].

Бочарова Анастасия Евгеньевна. Студент 1 курса магистратуры, e-mail: aeb14@tpu.ru, Национальный исследовательский Томский Политехнический Университет, г. Томск, пр. Ленина 30, тел. (38-22) 60-63-33

Рецензент к.т.н., доцент кафедры Программной инженерии Марухина О.В.

ХАРАКТЕРИСТИКИ ЭЭГ У СТУДЕНТОВ С РАЗЛИЧНЫМИ УРОВНЯМИ ЛИЧНОСТНОЙ И РЕАКТИВНОЙ ТРЕВОЖНОСТИ В СИТУАЦИИ ЭКЗАМЕНАЦИОННОГО СТРЕССА

Волошин М.В., Кижеватова Е.А., Иванова Д.Н.
Ростовский Государственный Медицинский Университет
e-mail: markvoloshin95@gmail.com

Аннотация. В данной статье рассмотрены проблемы стресса и его воздействия на организм. Проанализированы характерные особенности биоэлектрической активности мозга при экзаменационном стрессе, проведен тест Спилбергера личностной и реактивной тревожности и сопоставлен с успеваемостью студентов. В ходе исследования выявлено на электроэнцефалограмме увеличение спектральной мощности на частоте 12-14 Гц в отведениях, соответствующих

теменной области (отведения T3, T4, T5, T6). Так же выявлена закономерность, что чем выше уровень стресса, тем лучше результат во время сдачи экзамена\зачета.

Ключевые слова: личностная тревожность; реактивная тревожность; экзаменационный стресс; электроэнцефалограмма; студенческая успеваемость.

EEG CHARACTERISTICS OF THE STUDENTS WITH DIFFERENT LEVELS OF PERSONAL AND REACTIVE ANXIETY IN A SITUATION OF EXAMINATION STRESS

Voloshin M.V., Kizhevatova E.A., Ivanova D.N.
Rostov State Medical University
e-mail: markvoloshin95@gmail.com

Abstract. In this article problems of a stress and its impact on an organism are considered. Characteristics of bioelectric activity of a brain in case of an examination stress are analyzed, Spilberger's test of personal and reactive uneasiness is carried out and compared with progress of students. During the research increase in spectral power at a frequency of 12-14 Hz in the assignments corresponding to parietal area (assignment of T3, T4, T5, T6) is revealed on the electroencephalogram. Regularity is also revealed that the stress level is higher, the result is better during examination \offset delivery.

Keywords: personal anxiety; reactive anxiety; examination stress; electroencephalogram; student achievement.

Актуальность: До настоящего времени не сложилось однозначного мнения о влиянии стресса на мозговую активность человека [1]. С одной стороны, он оказывает положительное действие, кратковременно стимулируя нашу память, с другой стороны постоянное воздействие приводит к неблагоприятным необратимым изменениям мозга. В особенности он разрушительно действует на гипокамп и лимбическую систему.[2] В свою очередь это может повлечь за собой психические и соматоневрологические расстройства[3].

Научная гипотеза: экзаменационный стресс положительно влияет на успеваемость студентов.

Цель исследования: Выявление особенностей электроэнцефалографических проявлений экзаменационного стресса у студентов с различными уровнями личностной и реактивной тревожности до и после проведения экзамена (зачета), для дальнейшего корректирования уровня стресса при сдаче экзаменов.

Материалы и методы: исследования проводили на базе кафедры медицинской и биологической физики ФГБОУ ВО РостГМУ МЗ РФ при помощи электроэнцефалографической установки «Энцефалан-131-03» при постоянном времени 0,3 с и фильтре верхних частот 40 Гц при частоте дискретизации 125 Гц (производство ООО НПКФ «Медиком-МТД», г. Таганрог). Для анализа уровня личностной и реактивной тревожности использовали тест Спилбергера (студенты проходили онлайн тестирование до и после экзамена). При обработке ЭЭГ использовали спектральный анализ и проводили проверку статистический различий при помощи t-критерия Стьюдента. Всю обработку данных осуществляли в программах Statistica 6.0 и в программе «Энцефалан».

В данном исследовании принимали участие 30 студентов 1 курса факультетов Лечебно-профилактического, Педиатрического, Медико-профилактического и Стоматологического факультета, сдававшие зачеты и экзамены в летнюю сессию на кафедре медицинской и биологической физики. Студентам до и после зачета снимали ЭЭГ (во время съема ЭЭГ испытуемые находились в максимально расслабленном состоянии, исследование длилось 20 минут: 5 минут фоновая запись закрытые глаза, 10 минут фоновая запись открытые глаза и 5 минут фоновая запись закрытые глаза), а также проводили тест Спилбергера.

Результаты исследования: Было выявлено, что высокий уровень личностной тревожности (ЛТ) до экзамена наблюдался у 16 студентов (53%), умеренная ЛТ у 9 студентов (30%), а низкая ЛТ у 5 студентах (17%). После экзамена высокий уровень ЛТ у 13 студентов (43%), умеренная ЛТ у 9 студентов (30%), а низкая ЛТ у 8 студентах (27%). Высокий уровень реактивной тревожности (РТ) до экзамена наблюдался у 3 студентов (10%), умеренная РТ у 13 студентов (43%), а низкая РТ у 14 студентах (47%). После экзамена высокий уровень РТ отсутствовал, умеренная РТ у 11 студентов (36%), а низкая РТ у 19 студентах (63%).

Тестирование показало уменьшение ЛТ у 9 студентов (30%), увеличение ЛТ у 3 студентов (10%), уменьшение РТ у 9 студентов (30%), увеличение РТ у 1 студента (3%). Остальные не перешли на другой уровень личностной и реактивной тревожности.

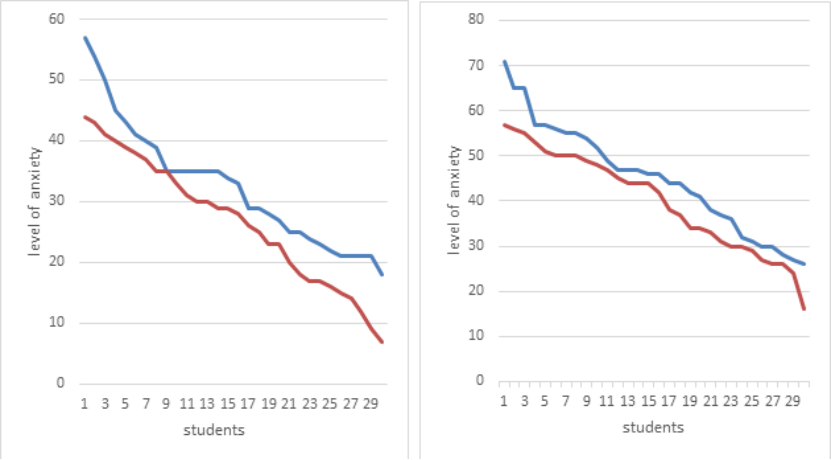


Рисунок 1 – Графики уровня РТ (график слева) и ЛТ (график справа) синим цветом отображается уровень тревожности до экзамена у каждого студента соответственно, красным цветом отображается уровень тревожности после экзамена у каждого студента соответственно

На рисунке 1 видно, что уровень личностной и реактивной тревожности после экзамена у всех студентов падал.

По результатам спектрального анализа были построены графики спектров до и после экзамена (зачета) на одной координатной плоскости. На графиках было видно, что в областях δ (0,5-4 Гц), θ (4-8 Гц), α (8-13Гц), β (13-24 Гц) видимых изменений не обнаружено и было решено провести проверку статистических различий при помощи t-критерия. У студентов с высокой личностной тревожностью было выявлено увеличение в отведениях O1-A1, O2-A2, P4-A2, P3-A1, C4-A2, соответствующие теменной доли, увеличение мощности при частоте 12-14 Гц. Результаты анализа занесены в таблицу, представленную ниже.

Затем была проведена корреляция оценок при сдаче экзамена\зачета и уровнем личностной и реактивной тревожности. Выявлена закономерность, что чем выше уровень стресса, тем лучше результат во время сдачи экзамена\зачета.

Отведение	Частота, Гц																			
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15	16	17	18	19	20
O1-A1	0,70658	-0,09	1,5923	-0,5925	0,0668	0,817	-0,0862	-0,474	-0,856	-1,104	-0,179	1,16	3,46	2,43468	2,63	1,686	-1,463	-0,8884	-0,46	[illegible]
O2-A2	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]
P1-A2	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]
P3-A1	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]
C3-A2	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]
C3-A2	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]
F4-A2	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]
F3-A1	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]
Fp2-A2	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]
Fp1-A1	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]
O6-A2	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]
T5-A1	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]
T4-A2	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]
T3-A1	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]
F8-A2	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]
F7-A1	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]

Рисунок 2 – Таблица усредненных спектральных данных (относительные значения мощности) по отведениям и частотам

Выводы: В ходе работы была подтверждена научная гипотеза, что экзаменационный стресс положительно влияет на студентов, а также выявлены особенности биоэлектрической активности мозга во время экзаменационного стресса при различных уровнях личностной и реактивной тревожности.

1. Свидерская Н.Е., Прудников В.Н., Нотонов А.Г. Особенности ЭЭГ-признаков тревожности у человека // Журн. высш. нерв. деят. 2011. Т. 51 №2. С. 158-165.

2. Курдинова Е.В., Структурно-функциональные изменения гиппокампа при стресс-синдроме и их коррекция методом биорезонансной терапии. Д.: 2010, С. 2-3.

3. Bob P., Kukleta M., Riecancky I., Susta M., Kukumberg P., Jagla F. chaotic EEG patterns during recall stressful memory related to panic attack// Physial Res January 1, 2012, 55 suppl 1, S 113-9 (источник ClinicalKey)

Волошин Марк Витальевич, студент 4 курса 12 Б группы лечебно-профилактического факультета, Ростовский Государственный Медицинский Университет, markvoloshin95@gmail.com, 344019 Ул. 1-я Линия 52, кв. 19, Ростов-на-Дону, Россия. +7(989)7171707

Иванова Дарья Никитична, студентка 4 курса 10А гр Ростовский Государственный Медицинский Университет, darjaivanova20@gmail.com, 344002 ул. Красноармейская 124/56, кв.20 Ростов-на-Дону, Россия, +7(928)1795245

Кижеватова Елена Александровна, ассистент кафедры медицинской и биологической физики, Ростовский Государственный Медицинский Университет, alyonatim@mail.ru, 344038 пер. Казахстанский, 19 кв. 129 Ростов-на-Дону, Россия, +7(918)548-04-20

Рецензент: д.ф.-м.н., профессор, заведующий кафедрой радиофизики ФГБОУ ВО ЮФУ Заргано Г.Ф.

НАБОР ПСИХОФИЗИОЛОГИЧЕСКИХ ПАРАМЕТРОВ ЛЕТНОГО СОСТАВА В УСЛОВИЯХ ПОЛЕТА

Вишневецкий В.Ю., Дрофа Д.А.
Южный федеральный университет
e-mail: denis_drofa@mail.ru

Аннотация: Летный труд является одним из самых сложных видов человеческой деятельности. Его эффективность в обеспечении безопасности полетов, зависит от текущего состояния здоровья пилотов, физической выносливости, нервно-эмоциональной устойчивости и надежности человеческого фактора. Для достижения состояния оптимальной работоспособности использовались различные известные методы.

Ключевые слова: лётчик, состояние, параметры, состояния, исследования.

SET OF PSYCHOPHYSIOLOGICAL PARAMETERS OF FLIGHT CREWS IN CONDITIONS OF FLIGHT

Vishnevetskii V.Y., Drofa D.A.
Southern Federal University
e-mail: drofa_denis@mail.ru

Abstract: Aircrew work is one of the most difficult types of human activity. Its effectiveness in ensuring safety, depends on the current state of

health of pilots, physical endurance, nervous and emotional stability and reliability of the human factor. Various known methods are used to achieve a state of optimal health.

Keywords: pilot, status, parameters, status, study.

В наше время быстрое развитие авиационной техники превращает труд летного состава во все более квалифицированный, характеризующийся значительным умственным и физическим напряжением, эмоциональной насыщенностью, чрезвычайной ответственностью, высокой оперативностью в жестком лимите времени. Эффективность летного состава в обеспечении высокой степени безопасности полетов во все большей мере зависит от их текущего состояния здоровья, физической выносливости, нервно-эмоциональной устойчивости, надежности человеческого фактора [1].

Летный труд является одним из самых сложных видов человеческой деятельности. Пилотирование современного самолета требует от летчика высокоорганизованной психической активности. Предел колебания его рабочего состояния около оптимального уровня невелик, и выход из него чреват снижением качества профессиональной деятельности. При этом даже у всесторонне здорового и профессионально подготовленного пилота по разным причинам в процессе управления самолетом могут наступать неблагоприятные («трудные») психические состояния, представляющие эпизодические или же повторяющиеся ухудшения самочувствия и работоспособности, которые могут привести к большему или меньшему нарушению профессиональной деятельности [3].

Психическая напряженность, первично связанная с изменением общего уровня активности центральной нервной системы, может развиваться под действием не только психических факторов (предшествующее утомление, эмоциональные воздействия отрицательного характера), но и физических (шум и вибрация на рабочем месте, значительные колебания внешней температуры, состав газовой среды и т. п.). Перечисленные причины приводят к изменению порога возбудимости нервной системы и тем самым нарушают функциональный комфорт [4].

Проблема безопасности полетов сегодня настоятельно требует психологического осмысления, так как это полностью связано с летчиком [3]. В. Г. Дорошев [1] отмечает, что высшие корковые функции мозга влияют на безопасность полетов в гораздо большей степени, чем функции любых других органов. Подтверждением этому служит статистика авиакатастроф во всем мире: известно, что по причине потери дееспособности в полете вследствие соматических сбоев (инфаркта, инсульта или почечной колики) происходит лишь 1 % авиакатастроф, в то время как по причине сбоев в психических функциях мозга совершается 70 % авиакатастроф. По расшифровкам записей «черных ящиков» было установлено, что гораздо чаще выходы за допустимые параметры полета совершали пилоты, имевшие проблемы с психофизиологическим состоянием. Известно, что адаптация авиаспециалиста к изменяющимся условиям работы носит динамический характер и осуществляется за счет сформировавшихся психических процессов, состояний и др. [2].

Методика исследования

Для того чтобы организм достиг достижения состояния оптимальной работоспособности используются различные известные методы способы оценки необходимого времени врабатывания организма лётчика.

Один из самых известных является метод эргографии, который основывается на регистрации амплитуды движения строго ограниченного звена тела человека [4]. Амплитуда врабатывания во время рабочих движений повышается постепенно и вследствие этого достигается максимальное значение. Недостатком способа является оценка времени врабатывания только ограниченного числа мышечных групп организма человека.

Для оценки времени врабатывания используется метод регистрации кожно-гальванической реакции. В период врабатывания величина кожно-гальванической реакции высокая, а по окончании времени врабатывания она уменьшается [4]. Недостатком этого способа является сложность регистрации кожно-гальванической реакции и низкая точность оценки времени врабатывания.

Иногда оценку времени врабатывания дают по результатам регистрации частоты сердечных сокращений [2]. Время врабатывания оценивается по моменту выхода частоты сердечных сокращений на

рабочий уровень. Недостатком способа является то, что, регистрируя реакцию частоты сердечных сокращений на физическую нагрузку, нельзя определенно сказать, отражает ли она состояние исполнительного органа – сердца или связана с особенностями вегетативной регуляции сердечной деятельности [3].

Для достижения оптимальных результатов важную роль играет успешность выполнения определённых физических нагрузок. В процессе выполнения нагрузок, время наступления оптимальной работоспособности в каждом конкретном случае должно определяться индивидуально. Для этого необходимо выдержать два условия, находящихся в естественном противоречии [4]:

– нужно обеспечить оптимальный объем работы, для достижения требуемого эффекта;

– продолжительность предварительной работы не должна быть настолько большой, чтобы оказывать отрицательное влияние на человека.

В настоящее время считается, что существует большой набор физиологических реакций организма, в которых отражаются изменения уровня функционального состояния. Поэтому предлагается оценивать его по комплексу взаимосвязанных физиологических реакций, а изменения состояния рассматривать как смену одного комплекса реакций другим. Разделяя такой подход к диагностике, считаем, что в практических целях при исследовании состояния человека в первую очередь должно уделяться внимание центральной нервной системе, так как в иерархической структуре функциональных систем она занимает главное место [5]. Это определяется значимостью функционирования центральной нервной системе для человека как целостной системы, выполняющей связующую функцию между организмом и внешней средой и обеспечивающей интеграцию функций во внутренней среде организма. При этом состоянии центральная нервная система рассматривается как фон, определяющий в значительной степени поведение человека, его возможности и отражающий особенности процессов регулирования в норме и патологии [5].

Исходя из этого считаем, что при определении состояния организма необходимо в первую очередь диагностировать происходящие в центральной нервной системе нейрофизиологические изменения. С этой целью в экспериментах, проводимых в натурных

условиях, в основном используются психофизиологические методики, характеризующие параметры состояния центральной нервной системы [5]. Наряду с другими широко используемым психофизиологическим параметром является критическая частота световых мельканий, объясняемая наличием инерционности зрительного анализатора. При воздействии света на глаз возбуждение в соответствующих центрах головного мозга возникает не сразу, так как в сетчатке и нерве должен совершиться ряд физико-химических процессов. Между моментом воздействия света на сетчатку и моментом возникновения соответствующего зрительного ощущения, как показано на рис. 1, существует некоторое время, называемое «временем ощущения» $\tau 1$.

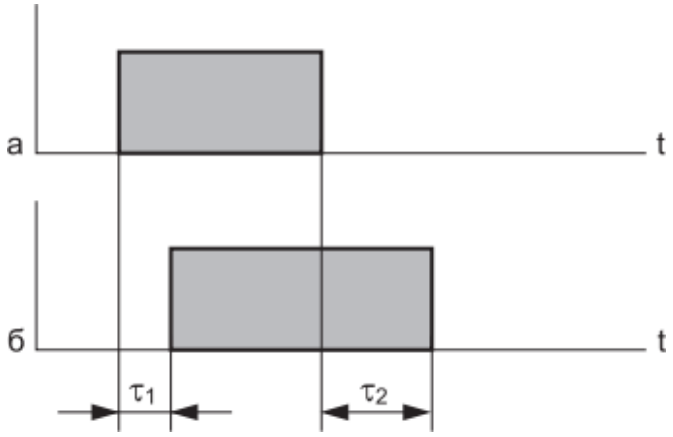


Рисунок 1 – Параметры инерционности зрительной системы человека: а) временная диаграмма светового импульса; б) временная диаграмма зрительного ощущения на световой импульс

В то же время зрительные ощущения не исчезают одновременно с прекращением раздражения. Раздражение расходует некоторую долю светочувствительного вещества глаза, на восстановление убыли которого требуется некоторое время, происходят и остающиеся после раздражения восстановительные процессы в зрительных центрах. В результате между моментом прекращения раздражения на сетчатку и моментом исчезновения соответствующего зрительного ощущения, как показано на рис. 1, также существует некоторое время, называемое

«временем восстановления» τ2 [5]. Таким образом, при воздействии на глаз мелькающего света из-за наличия времени ощущения и времени восстановления при некоторой частоте мельканий возникает явление их слияния. Частота мельканий света в секунду (Гц), при которой наступает слияние мельканий, и называется критической частотой световых мельканий [4].

Этот метод находит широкое применение в физиологии, так как величина характеризует общее состояния организма при различных уровнях нагрузки [9]. Показатель изменяется под влиянием нагрузки, ее объема и интенсивности, поэтому метод находит широкое применение в физиологии для исследования динамики врабатывания, утомления и оптимизации.

В настоящее время считается, что критическая частота световых мельканий является многофакторным индикатором психофизиологического состояния, отражающего текущий уровень активации центральной нервной системы. Уменьшение значения критической частоты свидетельствует о развитии утомления, повышение – о наличии возбуждения или стресса, поэтому адекватная оценка и интерпретация требует учета многих факторов.

Изменения величины частоты в ответ на внешние воздействия, в том числе на физические нагрузки, как правило, невелики по абсолютной величине и составляют диапазон порядка 1–3 Гц [7]. В то же время экспериментальные исследования по определению оценки точности измерения показали, что переход от видимости световых мельканий к их слиянию размыт и составляет зону неопределенности, в среднем равную 1 Гц, что обусловливает малую точность метода. Кроме того, значения у одного и того же испытуемого при повторных тестах, выполненных через 3–5 часов при одной и той же нагрузке, статистически достоверно отличаются, что свидетельствует о нестабильности и малой воспроизводимости результатов измерения.

Результаты

В последнее время предложены психофизиологические методы, позволяющие определить временные параметры, характеризующие инерционность зрения: время ощущения [13], время восстановления [11], время восприятия зрительной информации [12], под которым понимается время, необходимое для передачи информации в центральную нервную систему и ее восприятия, составляющее период

с момента начала предъявления первого светового импульса до предъявления второго, когда он уже не может помешать восприятию первого.

Появился новый способ оценки времени врабатывания организма, основанный на определении времени ощущения, характеризующего скорость возбудительных процессов в центральной нервной системе. Способ использует известный в психофизиологических исследованиях метод парных импульсов и позволяет повысить достоверность оценки необходимого времени врабатывания. Этот результат достигается тем, что испытуемому дают постоянную нагрузку, равной 100% должного максимального потребления кислорода, и предъявляют последовательность парных световых импульсов длительностью 200 мс, разделенных межимпульсным интервалом, равным 70 мс, повторяющихся через постоянный временной интервал 1 с, как показано на рис. 2, где $t_и$ – длительность светового импульса; τ – длительность межимпульсного интервала; T – длительность временного интервала повторения парных световых импульсов.

Рисунок 2 – Временная диаграмма последовательности парных световых импульсов

В процессе тестирования периодически методом последовательного приближения определяют пороговый межимпульсный интервал, при котором два импульса в паре сливаются в один, и строят график динамики порогового межимпульсного интервала в координатах «значение порогового межимпульсного интервала – время тестирования»; время врабатывания оценивают по времени выхода графика порогового межимпульсного интервала на «плато».

При предъявлении испытуемому последовательности парных световых импульсов длительностью $t_и$, разделенных межимпульсным интервалом $\tau > \tau_{пор}$, off-система зрительного анализатора после окончания первого импульса возбудится и сформирует сигнал, свидетельствующий о его окончании, поэтому у испытуемого возникает субъективное ощущение раздельности двух световых импульсов.

При уменьшении длительности межимпульсного интервала τ между двумя световыми импульсами восприятие зрительных импульсов затрудняется из-за влияния обратной маскировки, заключающейся в ухудшении восприятия первого по времени импульса вследствие предъявления второго импульса в непосредственной пространственно-временной близости с первым, а также прямой маскировки, при которой первый импульс влияет на качество восприятия второго [7]. Поэтому при уменьшении длительности межимпульсного интервала τ между двумя световыми импульсами до значения $\tau = \tau_{пор}$ off-система зрительного анализатора после окончания первого импульса не успевает возбудиться и сформировать сигнал, свидетельствующий о его окончании, и у испытуемого возникает ощущение субъективного слияния двух световых импульсов в паре в один.

Во время ответов на световые стимулы появляется вначале рецептивное поле нейрона небольшого размера. Затем регистрируемое поле расширяется, после чего ослабляется, фрагментируется и исчезает. Статистическая оценка показала, что исчезновение регистрируемого поле нейрона приходится на период от 100 до 200 мс после появления светового стимула [10]. После исчезновения рецептивного поля нейронные структуры приходят в исходное состояние и становятся готовыми к восприятию нового стимула [5], поэтому длительность световых импульсов принята равной 200 мс.

Так как формирование зоны возбуждения поля заканчивается через 60–70 мс после предъявления светового стимула [5], длительность межимпульсного интервала принята равной 70 мс. При такой длительности межимпульсного интервала off-система зрительного анализатора после окончания первого светового импульса возбудится и сформирует сигнал, свидетельствующий о его прекращении.

При межстимульном интервале, равном 500 мс, эффекты маскировки отсутствуют или слабо выражены [7]. Для устранения эффекта маскировки между парами световых импульсов парные световые импульсы повторяются через постоянный временной интервал 1 с.

Выявленная информация позволяет сделать следующие выводы:

– В нынешнее время труд лётчика становиться одним из самых тяжёлых видов человеческой деятельности и необходимо постоянно проводить исследования его психофизиологического состояния.

– Установленные психологические особенности летчиков являются составляющей здоровья летного состава и напрямую могут влиять на качество выполнения деятельности.

– Предлагаемый способ позволяет достоверно оценить значение времени врабатывания организма человека.

– Без количественной оценки врабатывания можно в процессе управления «перегрузить» организм.

1. Дорошев В. Г. Системный подход к здоровью летного состава в XXI веке / В. Г. Дорошев. – М.: Паритет Граф, 2000. – 368 с.

2. Евдокимов В. И. О психопрофилактике психогенно обусловленных расстройств у авиационных специалистов / В. И. Евдокимов // Военно-медицинский журнал. – 2007. – № 7. – С. 62–65.

3. Мельник С. Г. Диагностика и профилактика неблагоприятных психических состояний у летного состава корабельной авиации / С. Г. Мельник, А. В. Шакула, Н. В. Белинский // Военно-медицинский журнал. – 1993. – № 2. – С. 52–54.

4. Ушаков И. Б. Методические подходы к диагностике и оптимизации функционального состояния операторского профиля / И. Б. Ушаков, А. В. Богомолов, Л. А. Гридин, Ю. А. Кукушкин. – М. : Медицина, 2004. – 136 с.

5. Горшков С.И., Золина З.М., Мойкин Ю.В. Методики исследований в физиологии труда. – М.: Медицина, 1974. – 311 с.

6. Бузунов В.А. Особенности соматической и вегетативной регуляции при работе малых групп мышц в зависимости от режима нагрузки // Физиология человека. – 1979. – Т. 5. – № 4. – С. 607–613

7. Жужгин С.М., Семешина Т.М. Лабильность зрительного анализатора как показатель функционального состояния человека // Физиология человека. – 1991. – Т. 17. – № 6. – С. 147–150.

8. Тароян Н.А., Мямлин В.В., Генкина О.А. Межполушарные функциональные отношения в процессе решения человеком зрительно-пространственной задачи // Физиология человека. – 1992. – Т. 18. – № 2. – С. 5–14.

9. Шайтор Э.П., Шабанов А.И., Ухин В.М. Описание стандартной методики измерения критической частоты слияния мельканий // Физиология человека. – 1975. – Т. 1. – № 3. – С. 570–572.

10. Шевелев И.А. Временная переработка сигналов в зрительной коре // Физиология человека. – 1997. – Т. 23. – № 2. – С. 68–79.

11. Пат. 2195174 РФ, А 61 В 5/16. Способ определения времени инерционности зрительной системы человека / В.В. Роженцов, И.В. Петухов. – Опубл. 27.12.2002, Бюл. № 36.

12. Пат. 2209030 РФ, МКИ7 А 61 В 5/00. Способ определения времени восприятия зрительной информации / В.В. Роженцов, И.В. Петухов (РФ). – Опубл. 27.07.2003, Бюл. № 21.

13. Пат. 2231293 РФ, МПК7 А 61 В 5/16. Способ определения времени возбуждения зрительного анализатора человека / В.В. Роженцов, М.Т. Алиев (РФ). – Опубл. 27.06.2004, Бюл. № 18.

14. Приоритетная справка от 25.01.2008 г. на изобретение «Способ оценки времени врабатывания» / М.М. Полевщиков, В.В. Роженцов. – № 2008101960.

15. Viru Atko. Mobilization of the possibilities of the athlete′s organism: a problem // J. Sports Med. and Phys. Fitnees. – 1993. – V. 33. – № 4. – P. 413–425. (Текст в ЭВМ – Р/ж Биология, № 1–95, реф. 1М5523 – лист 413).

Вишневецкий Вячеслав Юрьевич, ФГАОУ ВО «Южный федеральный университет», Институт нанотехнологий, электроники и приборостроения, кафедра электрогидроакустической и медицинской техники; e-mail: vuvishnevetsky@sfedu.ru, 347928, г. Таганрог, пер. Некрасовский, 44, тел. 8 (8634) 37-17-95, к.т.н., доцент.

Дрофа Денис Андреевич, ФГАОУ ВО «Южный федеральный университет», Институт нанотехнологий, электроники и приборостроения, кафедра электрогидроакустической и медицинской

техники; e-mail: ega@tgn.sfedu.ru, 347928, г. Таганрог, пер. Некрасовский, 44, тел. 8 (8634) 37-17-95, магистрант.

Рецензент д.т.н., профессор Тарасов С.П.

СИСТЕМА РЕАБИЛИТАЦИИ ПАЦИЕНТОВ С ПРИМЕНЕНИЕМ БИОЛОГИЧЕСКОЙ ОБРАТНОЙ СВЯЗИ

Хачатурян Д.А.
Томский политехнический университет
e-mail: david.khachaturyan@yahoo.com

Аннотация. Разработана динамическая виртуальная среда с возможностью проведения тестов для оценки влияния зрительного анализатора на постуральную функцию.

Разработана система, интегрирующая в себе виртуальное окружение пациента и безмаркерный захват движения.

Разработана биологическая обратная связь для получение данных для восстановление двигательных активностей человека.

Разработана методика оценки функционального состояния вестибулярного аппарата, проведено исследование влияния виртуальной среды на равновесие человека

Ключевые слова: оценка движений, виртуальная реальность, вестибулярный аппарат, стабилометрия, постуральные тесты, биологическая обратная связь

SYSTEM FOR REHABILITATION OF PATIENTS BIOFEEDBACK

Khachaturian D.A.
Tomsk Polytechnic University
e-mail: david.khachaturyan@yahoo.com

Annotation. There is developed a dynamic virtual environment with the possibility of carrying out tests to assess the impact of the visual analyzer on the postural function. A system is developed that integrates the virtual surroundings of the patient and marker-less motion capture. There is developed a method of functional assessment of vestibular system, studies were made on the influence of virtual environment on human balance. [1]

Keywords: motion estimation, virtual reality, the vestibular apparatus, stabilometry, postural tests, biofeedback

Цель работы: Разработка виртуальной среды, интегрированной с безмаркерной системой видеозахвата движений, проведение неврологических тестов в условиях виртуальной реальности, и оценка качества движения с использованием метода расчета интегрального критерия.

Введение.

В настоящее время существует проблема создания недорогого, эффективного и удобного в использовании оборудования для оценки качества движения человека с системой биологической обратной связью (БОС). Комплексы биологической обратной связи (БОС) – это программно–аппаратные комплексы, состоящие из прибора, комплекта датчиков и программы служат для адаптивного биоуправления на основе биологической обратной связи. Поскольку в управлении движениями принимают участие многие отделы ЦНС, результаты анализа нарушений координации движений могут быть использованы в целях диагностики. Патологические состояния могут проявляться нарушениями устойчивости при стоянии и ходьбе, асимметрией движений правой и левой стороны, нарушениями точности движений, снижением силы и уменьшением скорости. Регистрация пространственных и временных характеристик движений, а также биологический обратный ответ нарушений и патологий, дает возможность оценить степень двигательных расстройств, при различных заболеваниях, ход восстановления двигательных функций, предложить эффективные методы двигательной реабилитации. [2]

БОС-процедуры реализуются по принципу «физиологического зеркала», благодаря которому пациент получает возможность в буквальном смысле видеть и слышать тончайшие нюансы изменения своего состояния.

Приборы эффективны для немедикаментозного восстановления нарушенных функций, улучшения нервной регуляции при различных заболеваниях, фобиях, патологических зависимостях и пристрастиях, для коррекции психофизиологического состояния у спортсменов, лиц напряжённых и ответственных профессий, а также для преодоления

синдрома гиперактивности и дефицита внимания у детей и подростков. [3]

Разработанная виртуальная трехмерная зрительная среда представляет собой комнату, оформленную в нейтральном черном цвете с яркими оранжевыми линиями и границами перехода пол-стены-потолок.

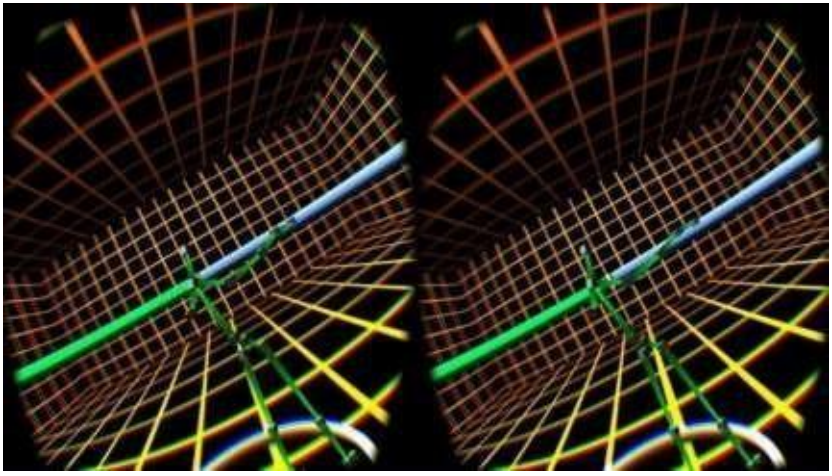


Рисунок 1 – Проведение исследования влияния виртуальной реальности на функцию поддержания равновесия человека и внешний вид виртуальной среды, видеозахват испытуемого, наклон комнаты влево на 30°

Комплекс БОС предназначен для проведения сеанса биоуправления, психо-физиологической диагностики и различного рода тренингов.

Биоуправление представляет собой комплекс процедур, при проведении которых человеку, посредством специальных технических устройств (цепи внешней обратной связи, прибора БОС), передается информация о состоянии той или иной функции его собственного организма. На основе полученной информации с помощью специальных приемов (звука, света, игры, видео и т.д.) и аппарата БОС человек развивает навыки саморегуляции, т.е. способность произвольно изменять физиологические функции организма. [4]

Комплекс БОС совместимо с Oculus Rift и системой видезахвата Microsoft Kinect позволяет оценивать движения испытуемого, а также получаться данные о нарушениях, как психологического, так и физического порядка.

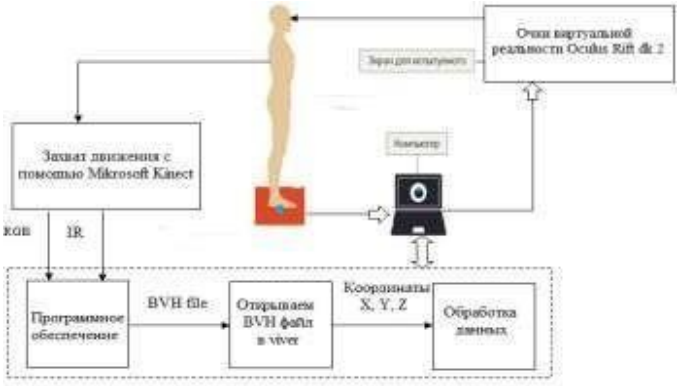


Рисунок 2 – Алгоритм безмаркерного захвата движений

Разработан сценарий исследования вестибулярного аппарата с использованием виртуальной реальности. Для исследования возможностей предложенной методики были проведены количественные оценки векторов движения при выполнении пробы Ромберга, а также, изменение физиологических показателей – ЭЭГ, ЧСС, КГР, ЭМГ, дыхание, температуру, кровообращение и ряда других.

Данные о движении точек тела регистрировались с помощью технологии безмаркерного захвата движений.

Рисунок 3 – Алгоритм биологической обратной связи во время исследования вестибулярного аппарата

Эта технология позволяет регистрировать трехмерные координаты положения 20 стандартных точек на теле пациента с частотой 15 отсчетов в секунду. Было обследовано 12 добровольцев без нарушения функции равновесия. Исследование каждого испытуемого включало в себя несколько этапов.

Этап без очков: открытые глаза, закрытые глаза.

Этап в очках виртуальной реальности: отслеживание метки взглядом влево на 90° за 10 с., отслеживание метки взглядом вправо на 90° за 10 с., отслеживание метки взглядом вверх на 1.75 м. за 10 с., отслеживание метки взглядом вниз на 1.75 м. за 10 с.,

наклон комнаты вперед на 30°, наклон комнаты назад на 30°, наклон комнаты влево на 30°, наклон комнаты вправо на 30°.

А также динамические движения: шаги на месте, бег на месте, поворот тела на 90° вправо и влево, прожог вверх на 10 см.

Оценка траекторий перемещения точек тела проводилась при помощи метода интегральных оценок. [2]

Алгоритм обработки данных

Исходными данными для вычисления оценки являются траектории движения определенных точек тела и/или центра масс. Траектории точек тела могут.

Из траектории движения выбранной точки тела выделяют фрагмент сигнала требуемой продолжительности и сохраняют его в виде таблицы, каждая строка которой имеет структуру(t_i, x_i, y_i, z_i), где t_i–

момент времени регистрации координат ($0 \le t_i \le 0$). В случае использования данных стабилометрии координата принимается равной нулю.

Временной интервал T разбивается на k промежутков длительностью ΔT. В каждом из промежутков рассчитывается среднее значение координаты (дальнейшие формулы приведены на примере x координаты, для y и z координат все вычисления аналогичны):

$$\bar{x}_j = \frac{1}{n_j} \sum_{t_i \subset [(j-1)\Delta T,\, j\Delta T]} x_i, \quad j = \overline{1,k}, \qquad (1)$$

где n_j – количество измерений значений координаты в интервале $[(j-1)\Delta T,\, j\Delta T]$.

Полученные значения $\bar{x}_j$ отображаются на единичный интервал [0, 1]:

$$\bar{x}_{j,norm} = \frac{\bar{x}_j - \bar{x}_{\min}}{\bar{x}_{\max} - \bar{x}_{\min}}, \; j = \overline{1,k}, \text{ где } \bar{x}_{\min} = \min_{j=\overline{1,k}} \{\bar{x}_j\}, \; \bar{x}_{\max} = \max_{j=\overline{1,k}} \{\bar{x}_j\} \qquad (2)$$

и рассматриваются как координаты вектора $\vec{x}_{norm}$, используемого для количественной оценки различий в движении испытуемого.

Оценка производится по отношению к пациентам заданной референтной группы, описываемой матрицей размерности $N_0 \times k$, где N_0 – объем референтной группы, а элементы строк представлены координатами векторов $\vec{x}_l$ пациентов $(l = \overline{1, N_0})$, которые определяются аналогичным образом. Расчет производится по формуле, основанной на вычислении расстояния Махаланобиса:

$$I_d(\vec{x}) = \frac{1}{2k} \left[\frac{1}{N_0} \sum_{l=1}^{N_0} (\vec{x}_{norm} - \vec{x}_l) C^{-1} (\vec{x}_{norm} - \vec{x}_l) \right], \qquad (3)$$

где $I_d(\vec{x})$ – интегральная оценка величины отклонений движения по сравнению с референтной группой, C – матрица ковариации признаков, характеризующих референтное состояние. Детальное описание алгоритма расчетов приведено в работе.

Для расчета I_d разработана компьютерная программа, входными данными для которой являются файлы, содержащие нормированные значения координат референтного и оцениваемого состояния, вычисленные по формуле (1). Желательно обеспечить минимально

возможное значение внутригрупповой дисперсии, поскольку она напрямую влияет на абсолютную величину I_d.

В ряде случаев (существенная неоднородность группы и большая межиндивидуальная вариабельность) может потребоваться формирование нескольких референтных групп и, соответственно, вычисление нескольких величин I_d по отношению к каждой референтной группе. Для уменьшения влияния данного фактора на оценку состояния в предлагаемой методике использован подход, основанный на статистическом моделировании данных, результаты которого позволяют, с одной стороны, численно оценивать статистические свойства критерия, а с другой – позволяют определить условия, накладываемые на объемы первичных данных, необходимые для получения устойчивых оценок. Вычисленный показатель имеет простую интерпретацию: чем больше I_d, тем сильнее отличаются параметры движения выбранных точек обследуемого от референтной группы.

Результаты исследования.

При выполнении теста Ромберга с открытыми глазами, в обоих случаях наблюдалось воздействие на зрительный анализатор. В первом случае это была виртуальная зрительная среда, а во втором – реальная комната. По сравнению с этапом тестирования с закрытыми глазами результаты этих исследований показали меньшее отклонение интегрального критерия. Результаты исследования применения неврологических функциональных проб с закрытыми глазами с использованием виртуальной реальности у группы здоровых людей показали, что колебания в точке, соответствующей центру В первой колонке R1-R9 – референтная группа, P1-P9 – группа пациентов с неврологическим нарушениями. Средняя скорость представлена в виде медианы и квартилей, поскольку этот параметр не подчиняется нормальному распределению. Результаты исследования приведены в таблице. Несмотря на то, что все пациенты имели отрицательный результат по тесту Ромберга, трое из них получили показатели по mini BEST test от 11 до 15. Но, тем не менее, разница между двумя группами (здоровыми и людьми с отклонениями) оказалась статистически незначительной. Средние значения скорости и EFQ в двух группах также оказались практически одинаковыми, в то время как значения интегрального коэффициента Id варьируется между группами.

Наиболее важно, что все эти параметры не коррелируют между собой [1].

Данные о движении точек тела регистрировались с помощью технологии захвата движений с использованием свободного программного обеспечения. Эта технология позволяет регистрировать трехмерные координаты положения 20 стандартных точек на теле пациента: с частотой 15 отсчетов в секунду. У каждого из них в течение 10с. были измерены трехмерные координаты движения точки тела человека, соответствующие центру масс (всего 150 значений). Вектор состояния рассчитывался для ΔTc.

Приведенные ниже количественные оценки интегральной величины отклонений рассчитаны по формуле (3).

Таблица 1. Показания исследования.

Испытуемые	miniBEST test scores	Средняя скорость перемещения ц.т., m/sec	Интегральный критерий Id
R1	27	0,103 [0,056-0,159]	1,63
R2	28	0,015 [0,008-0,021]	1,37
R3	28	0,057 [0,033-0,096]	1,21
R4	28	0,013 [0,008-0,021]	1,15
R5	27	0,034 [0,019-0,063]	1,30
R6	28	0,021 [0,010-0,032]	1,35
R7	27	0,040 [0,021-0,082]	1,37
R8	27	0,057 [0,028-0,100]	1,46
R9	27	0,058 [0,030-0,103]	1,66
P1	13	0,083 [0,039-0,164]	6,97
P2	11	0,015 [0,010-0,022]	7,52
P3	28	0,015 [0,010-0,022]	3,07
P4	28	0,024 [0,014-0,058]	9,72
P5	15	0,040 [0,020-0,060]	2,33
P6	28	0,022 [0,012-0,041]	5,23
P7	26	0,030 [0,021-0,046]	2,92
P8	28	0,012 [0,008-0,020]	2,65
P9	28	0,020 [0,011-0,032]	3,46

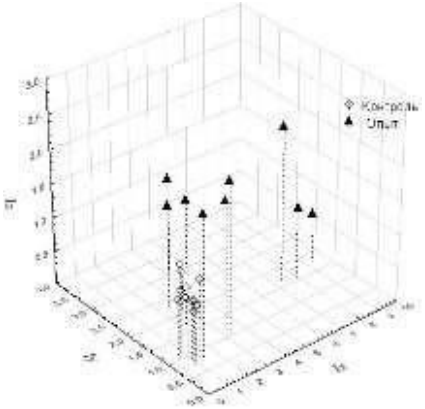


Рисунок 4 – 3D распределение интегрального критерия

Результат:

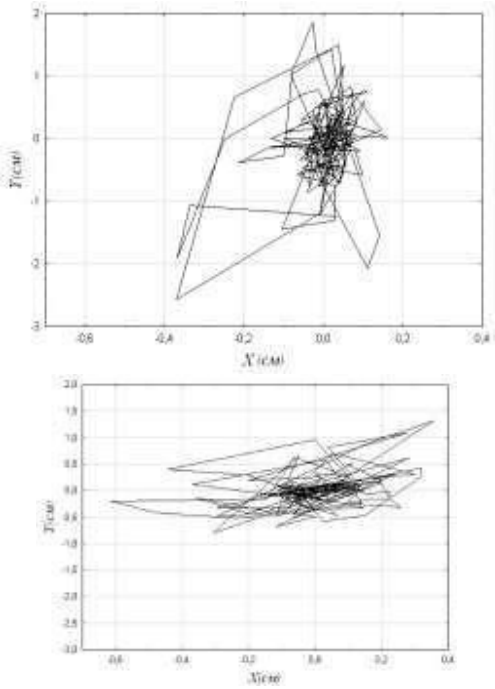


Рисунок 5 – Статокинезиграмма испытуемых R и P

По полученным результатам видно, что интегральный коэффициент у людей с неврологическими отклонениями отличается от коэффициента здоровых людей, это можно увидеть на рисунке 4.

Так же используемый критерий Манна-Уитни, который сравнивает несколько значений и отображает, выявляет, есть ли между ними различия или нет. Если данный критерий меньше чем 0.05, то сравниваемые значения различаются. [5] Исходя из этих данных, можно сказать, что кинект может отличать здоровых людей от больных.

На рисунке приведен пример статокинезиграммы центра масс в плоскости XY для испытуемых P и R. Видно, что траектории движения в значительной степени хаотичны и сделать обоснованный вывод о неврологических нарушениях на поддержание равновесия затруднительно.

Отметим, что значения КФР ведут себя разнонаправлено, тогда как рассчитанная величина интегральной оценки изменяется закономерно и возрастает в соответствии с неврологическими нарушениями.

1. Brazovskii K.,Fokin V.,Tolmachev I., Pekker J.,Hachaturyan D. Computational approach to assess postural tests under microgravity conditions// IV Russian Forum for Young Scientists with International Participation “Space Engineering”5. Application of the Space Technologies in Biomedical Engineering and Environmental Monitoring. MATEC Web ofConferences Vol. 48 (2016) – Томск, 2016.

2. Андреев В.А.Видеозахват и анимация движений людей и роботов/ В.А. Андреев, И.Е. Гуленко, А.В. Тимофеев Санкт-Петербургский институт информатики и автоматизации РАН

3. Хачатурян Д.А.Оценка функциональных состояний человека по параметрам движения. //Сборник трудов VI Всероссийской научно-практической конференции студентов, аспирантов и молодых ученых «Неразрушающий контроль: электронное приборостроение, технологии, безопасность».-Томск,2015.-С.230-235.

4. Human postural responses to motion of real and virtual visual environments under different support base conditions / T. Mergner, G. Schweigart, C. Maurer, A. Blumle // Exp Brain Res. – 2005. – Т. 167, № 3. – С. 535-556.

5. Абдулкеримов Х.Т., Усачев В.И., Григорьев Г.М. Стабилометрическая оценка эффективности лечения постуральных нарушений Бетасерком // Материалы I Международного симпозиума «Клиническая постурология, поза и прикус». – Санкт-Петербург, 2004.

Хачатурян Давид Ашотович, аспирант 1 года, e-mail: david.khachaturyan@yahoo.com, Национальный исследовательский Томский Политехнический Университет, г. Томск, пр. Ленина 30, тел. (38-22) 60-63-33

Рецензент к.т.н., профессор кафедры промышленной и медицинской электроники Пеккер Я.С.

Подсекция 1.1 Информационно-психологическая безопасность человека

РОЛЬ ПСИХОТЕХНИК В САМОРЕГУЛЯЦИИ ФУНКЦИОНАЛЬНЫХ СОСТОЯНИЙ ЧЕЛОВЕКА

Богатова А.Н., Богатов Н.М., Полихраниди А.К., Спасская Е.В., Сухих С.А.
Кубанский государственный университет
e-mail: bogatov@phys.kubsu.ru

Аннотация. Цель статьи – изучение роли психотехник в саморегуляции функциональных состояний человека. Задачей исследования является определение объективно-ориентированными методами изменения функционального и психоэмоционального состояния человека в результате методически организованных сеансов саморегуляции. Показано, что использованная техника саморегуляции снижает напряжение функциональных систем организма.

Ключевые слова: психофизиология, саморегуляция, функциональные системы.

THE ROLE OF SELF-REGULATION PSYCHOTECHNICS IN THE FUNCTIONAL STATE OF HUMAN

Bogatova A.N., Bogatov N.M., Polihranidi A.K., Spasskaya E.V., Sukhih S.A.
Kuban State University
e-mail: bogatov@phys.kubsu.ru

Abstract. The purpose of the article – the study of the role of self-regulation in the psycho-functional states of humans. The aim of the study is to determine the objective-oriented methods of changes in the functional and psycho-emotional state of a person as a result of methodical organized sessions of self-regulation. It is shown that used of self-regulation technique reduces the voltage functional systems.

Keywords: psychophysiology, self-regulation, functional systems of the body.

Человек в современных условиях испытывает агрессивное воздействие внешней среды, которое складывается из техногенного (электромагнитный смог), экологического (загрязнение биосферы), возрастания информационной нагрузки при адаптации человека в динамичных условиях рыночной экономики. Все это ведет к большим затратам биоэнергетических ресурсов человека для сохранения его функциональных способностей в социальной среде.

Для противостояния негативному воздействию среды необходима биологическая и психическая энергия, обеспечивающая адаптационные процессы человека. Наряду с энергозатратами на это внешнее давление существуют и внутренние причины расхода энергетики человека. Сюда следует отнести отсутствие когерентности психики субъекта коммуникации и нарушение аутентичности в реализации психологической самости в условиях рыночной среды. Эти внешние и внутренние факторы способствуют возникновению хронической усталости и в дальнейшем хронического стресса как главой угрозы жизни человека.

Человек представляет собой точку пересечение различных ипостасей, его организующих: организм (биологическая ипостась); психика (психическая ипостась); поведение в группе (социальная ипостась); дух, как часть энергоинформационной структуры вселенной. Основу этих ипостасей составляют энергоинформационные процессы, в задачу которых входит обеспечение их существования. Биохимические процессы обеспечивают организм биологической энергией. Психические процессы интегрируют в себя как биологическую, так и энергию социальной и космической природы. Эти процессы либо консолидируют энергию данных источников, обеспечивая конструктивное функционирование человека, либо при нарушении их когерентности происходит утрата энергетического потенциала человека, что сказывается на плодотворности бытия. Нарушение целостности циркуляции энергии лежит в основе деформации всех процессов различных уровней. Исследование объективными методами реакций функциональных систем организма на стрессирующие и эмоциональные воздействия является актуальной научной задачей [1 – 3].

Психофизиологические процессы протекают бессознательно. При этом организм сам поддерживает симметрично-асимметричные

отношения гомеостатических подсистем в организме. Человек на уровне субъекта обладает способностью осознавать и регулировать эти эндогенные процессы в случае сбоев или нарушении распределения энергии в организме. Активность субъекта при этом имеет созерцательную форму реализации, без которой невозможно установление обратной связи с циркуляцией энергии в его организме. Рефлексивность сознания субъекта позволяет выстраивать целостное представление о возможностях воздействия сознания на энергоинформационный обмен в организме человека.

Коммуникация в эндогенной среде носит специфический характер. Субъект концентрирует внимание на определенных зонах тела с их прослушиванием и получением ответа в виде сигналов в образной форме. Информационное воздействие осуществляется на орган или энергетический центр с целью изменения его потенциала. Это предполагает большую осознанность происходящих событий, как во внутреннем, так и внешнем мирах человека. Здесь уместно говорить о субъектности как мере осознанности тех или иных аспектов бытия человека. Это происходит как во внутреннем пространстве (созерцающий субъект), так и во внешнем пространстве (преобразующий субъект).

Управление потоками информации осуществляет сознание и его центральная составляющая – процесс концентрации внимания. Так в организме информация передается с помощью нейрогуморальной системы, с одной стороны, а с другой стороны информация и энергия циркулирует по меридианам, которые обеспечивают связь организма с энергоинформационной средой внешнего мира. Нарушение распределения энергии по 12 парным меридианам проявляется в виде «шумов» в организме. Эти шумы могут быть следствиями накопленных токсинов или нарушения движения энергии и информации по каналам, особенно при психических напряжениях человека. В конечном счете это ведет к дисфункции организма и потере психофизической активности субъекта.

Человек на уровне субъекта обладает способностью осознавать и регулировать эти эндогенные процессы в случае сбоев или нарушении распределения энергии. Основная проблема при этом заключается в ограниченности средств у субъекта. Вооружение человека этими средствами может составлять одну из магистральных задач

образования. В рамках такой задачи была предпринята попытка проверки эффективности воздействия специальных техник на психофизиологические параметры организма. Была проведена экспериментальная работа с респондентами средней и поздней зрелости в количестве 150 человек.

Объектом исследования является динамика функционального состояния субъекта. Предмет исследования являются психотехники в саморегуляции функционального состояния человека.

Цель исследования заключалась в изучении роли психотехник в саморегуляции функциональных состояний человека. Для достижения поставленной цели проводилась экспериментальная работа. Схема исследования предполагала замеры функционального и психоэмоционального состояния испытуемых до и после методически организованных сеансов саморегуляции. Для оценки результатов использовались объективно-ориентированные методы: программно-аппаратный комплекс SilverStep, использующий методику анализа вариабельности сердечного ритма, и программно-аппаратный комплекс РОФЭС-Е01С, регистрирующий и анализирующий электрические сигналы биологически активной точки МС-7.

Использование методик саморегуляции дает положительный сдвиг функциональных и психоэмоциональных состояний испытуемых, фиксируемый как по окончании сеанса саморегуляции, так и в течение наблюдаемого недельного периода пребывания испытуемых на оздоровительной сессии. Применялись следующие психотехники: «трубы», «кокон», «дыхание в мозг», звуковая стимуляция по синхронизации обоих полушарий, визуализация семи центров, «черепашка», дерево» и другие.

Рассмотрим результаты использования методики концентрации на втором энергетическом центре (половой чакре) и распределения энергии по окончании сеанса (рис. 1, рис. 2). Длительность сеанса составляла от 20 до 30 минут. Испытуемые в работе во внутреннем пространстве отличались способностью к концентрации, что проявилось в выраженности эффекта влияния техник на субъективные психоэмоциональные состояния. Динамика изменения показателей составила от 100 до 10% у разных участников. Позитивное влияние обнаруживают две трети испытуемых, но одна треть показывает небольшое ухудшение показателей.

В результате работы во внутреннем пространстве улучшение состояния по комплексному показателю здоровья по данным кардиоинтервалографии наблюдалось у 61% респондентов. На основе этого метода программа SilverStep AURA оценивает показатели биоэнергетической активности семи энергетических центров (чакр). Определялось количество испытуемых, у которых произошло улучшение показателей активности каждой чакры. Гистограмма, характеризующая улучшение этих показателей, представлена на рис. 1.

Программно-аппаратный комплекс РОФЭС-Е01С оценивает функциональное состояние 17 основных органов и систем организма (сердечно – сосудистой системы, шейного, грудного поясничного отделов, бронхов, лёгких, печени, желудка, поджелудочной железы, толстого кишечника щитовидной железы, надпочечников, почек, мочевого пузыря, простаты, матки), а также психоэмоциональное состояние человека (усталость, стресс, влияние эмоций на работу организма). Оценка активности чакр этим аппаратом не производится. Метод тестирования и контроля основан на воздействии на биологически активную точку МС-7 и анализе последующего отклика.

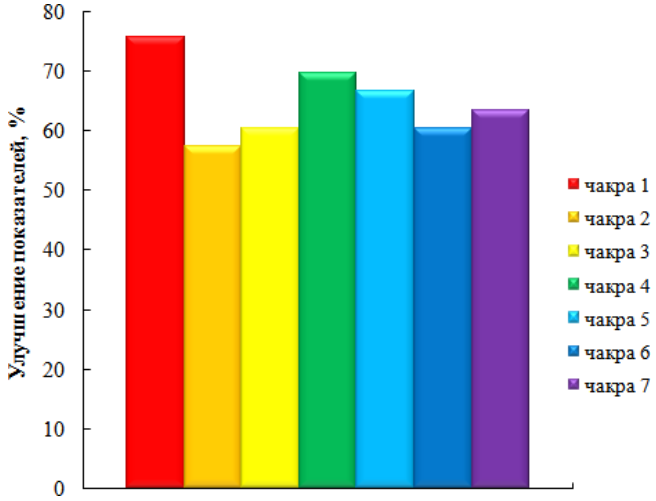


Рисунок 1 – Доля испытуемых, у которых улучшились показатели активности чакр, оцененные программно-аппаратным комплексом SilverStep AURA

Используя данные, полученные с помощью аппарата РОФЭС-Е01С, был разработан алгоритм оценки активности пяти первых чакр. Для той же группы испытуемых построена гистограмма, характеризующая улучшение активности этих чакр, представленная на рис. 2.

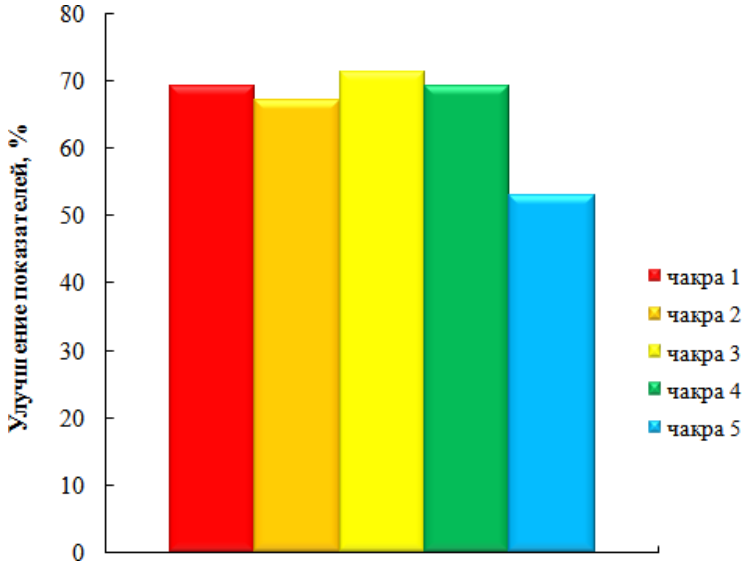


Рисунок 2 – Доля испытуемых, у которых улучшились показатели активности чакр, оцененные по данным программно-аппаратного комплекса РОФЭС-Е01С

В Кубанском государственном университете проводится эксперимент по использованию техник саморегуляции для сохранения функционального здоровья студентов. Эксперимент длился в течение весеннего семестра. Занятия по саморегуляции проходили 1 раз в неделю. В эксперименте участвовали 24 студента: 13 девушек (54 %) и 11 юношей (46 %). Функциональное состояние органов и систем организма оценивалось с помощью программно-аппаратных комплексов SilverStep и РОФЭС-Е01С, использующего методику анализа вариабельности сердечного ритма. Начальное состояние функционального здоровья студентов определялось на первом занятии. Текущий контроль выполнялся на каждом занятии.

Гистограммы на рис. 1, рис. 2 получены совершенно различными методами. Несмотря на некоторое численное несовпадение, они демонстрируют положительный эффект, достигнутый в результате сеанса саморегуляции, использующей концентрацию на второй чакре. Следует отметить перераспределение энергии, проявляющееся в увеличении активности всех чакр. Каждая чакра связана с системами и органами через эндокринные органы, т.е. система чакр на физическом уровне является эндокринной системой, материальными агентами чакр являются гормоны. Функционирование чакр многогранно на всех жизненных уровнях организма – физическом, эмоциональном, психическом, ментальном и т.д. [4, 5]. Полученные результаты подтверждают возможность использования методик психофизической саморегуляции для сохранения функционального состояния здоровья.

На рис. 3 продемонстрировано изменение показателей, регистрируемых с помощью SilverStep. Для этого определялось количество студентов по каждому критерию функционального состояния с показателями в норме. Отметим, что по результатам первого исследования у троих студентов был зафиксирован максимальный уровень комплексного показателя здоровья (100 %). Максимальные показатели не дают вклад в гистограмму на рис. 3.

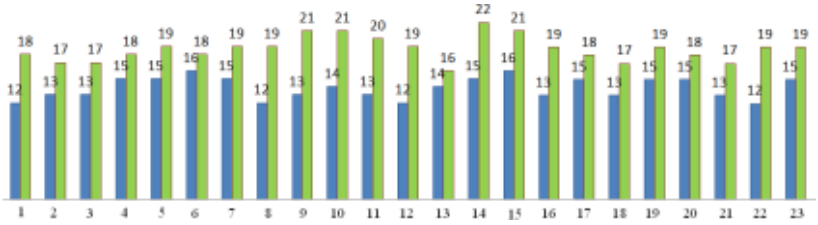


Рисунок 3 – Изменение количества студентов с показателями SilverStep в норме: синий цвет в начале семестра, зеленый цвет в конце семестра:

1 – Головной мозг, 2 – ЦНС, 3 – Эндокринная и лимфатическая системы,

4 – Сердечно-сосудистая и дыхат. системы, 5 – ЖКТ, печень, желчный пузырь, 6 – Мочеполовая система, почки, обмен веществ, 7 – Иммунитет,

8 – Легкие, 9 – Толстая кишка, 10 – Желудок, 11 – Селезенка и поджелудочная железа, 12 – Сердце, 13 – Тонкий кишечник, 14 –

Мочевой пузырь, 15 – Почки, 16 – Спинной мозг, 17 – Желчный пузырь, 18 – Печень, 19 – Адаптация,
20 – Вегетативная регуляция, 21 – Нейрогуморальная регуляция,
22 – Психоэмоцион. состоние, 23 – Степень гармонизации биоритмов

Таким образом, полученные результаты свидетельствуют о снижении за счет использованной техники саморегуляции напряжения функциональных систем организма, являющегося следствием усиления физиологических процессов, происходящих в организме в ответ на физические и интеллектуальные нагрузки. На этапе восстановления (сеансы саморегуляции), активность физиологических процессов снижается, что и обуславливает нормализацию функционального состояния организма.

1. Андросова Т.В. Исследование реакций терморегуляторной системы белых лабораторных мышей в процессе продолжительного стресса / Т.В. Андросова, Н.М. Богатов, Л.Р. Григорьян, Э.И. Злищева, Я.Е. Клепиков, А.Я. Шурыгин // Биотехносфера. 2011. Т. 13. N 1. С. 16 – 19.

2. Богатова А.Н. Тепловизионные исследования эмоционального состояния человека / А.Н. Богатова, Н.М. Богатов // Инновации и перспективы медицинских информационных систем. Сборник трудов молодежной школы-семинара, 17-20 сентября 2014 г. Таганрог. Ростов-на-Дону: Издательство Южного федерального университета, 2014. С. 9-13.

3. Богатов Н.М. Исследование процессов саморегуляции организма тепловизионным методом / Н.М. Богатов, А.Н. Богатова, С.А. Сухих // Нейроинформатика, её приложения и анализ данных: Материалы XXIV Всероссийского семинара, 30 сентября – 2 октября 2016 г. Красноярск. Красноярск: Институт вычислительного моделирования СО Ран, 2016.

4. Восточная медицина. Полный справочник / Под ред. Ю. Елисеев. – М: Эксмо, 2007. 672 с.

5. Гаваа Лувсан. Очерки методов восточной рефлексотерапии / Лувсан Гаваа. – Новосибирск: Наука (сибирское отделение), 1980. 279 с.

Богатова Анна Николаевна. Аспирант кафедры физики и информационных систем, ФГБОУ ВО «Кубанский государственный университет», г. Краснодар, e-mail: bogatov@phys.kubsu.ru, тел. 8(861)2199501266

Богатов Николай Маркович. Заведующий кафедрой физики и информационных систем, д.ф.-м.н., профессор, ФГБОУ ВО «Кубанский государственный университет», г. Краснодар, e-mail: bogatov@phys.kubsu.ru, тел. 8(861)2199501266

Полихраниди Анастасия Константиновна. Магистрант кафедры физики и информационных систем, ФГБОУ ВО «Кубанский государственный университет», г. Краснодар, e-mail: bogatov@phys.kubsu.ru, тел. 8(861)2199501266

Спасская Елизавета Владимировна. Магистрант кафедры физики и информационных систем, ФГБОУ ВО «Кубанский государственный университет», г. Краснодар, e-mail: bogatov@phys.kubsu.ru, тел. 8(861)2199501266

Сухих Станислав Алексеевич. Профессор кафедры физики и информационных систем, д.ф.н., ФГБОУ ВО «Кубанский государственный университет», г. Краснодар, e-mail: bogatov@phys.kubsu.ru, тел. 8(861)2199501266

Рецензент д.ф.-м.н., профессор, заведующий кафедрой теоретической физики и компьютерных технологий ФГБОУ ВО "Кубанский государственный университет" Тумаев Е. Н.

ТЕХНОГЕННЫЕ БАРЬЕРЫ ИНТУИЦИИ

Домбрин И.М.
Южный федеральный университет
e-mail: dombrin@yandex.ru

Аннотация. В статье показано влияние электромагнитного поля и информационного зашумления на интуицию. Дано определение и факторы безопасности развития человека. Рассматриваются проблемно-ориентированная модель человека как энергоинформационной структуры и нейрофизиологические механизмы интуиции. Приведены процессы информационного взаимодействия в клеточных структурах на квантовом уровне и роль

искусственного электромагнитного излучения в жизнедеятельности. Сделан вывод о деструктивном влиянии на интуицию. Даны рекомендации по устранению техногенных барьеров интуиции.

Ключевые слова: электромагнитное излучение, интуиция, нейрофизиология, информационная модель человека, квантовые эффекты, волновая редукция, влияние излучения, нарушение работы клеток.

TECHNOGENIC BARRIERS FOR INTUITION

Dombrin I.M.
Southern Federal University
e-mail: dombrin@yandex.ru

Abstract. The article shows the influence of electromagnetic field and noise pollution for intuition. Definition and factors of safety of human development are presented. Human problem-oriented model and neurophysiologic arrangements of intuition are considered. The process of information interaction in the cells structures on the quantum level and the role of technogenic radiation in vital activities are showed. Conclusion about destructive influence of radiation to intuition are given. Solutions for removing of barriers of intuition are recommended.

Keywords: electromagnetic radiation, intuition, neurophysiology, information human model, quantum effects, the influence of radiation, decoherence, disruption of cells.

Актуальность данной работы – в том, что мыслительная деятельность человека завязана на электромагнитное поле (ЭМП), а это самое поле зашумлено и продолжает насыщаться излучением от различных источников. Мы наблюдаем опасное возрастание искусственного электромагнитного фона на планете Земля. Радиосветимость Земли за предыдущие 20 лет возросла в миллионы раз и превысила радиосветимость «спокойного» Солнца. Влияние технологий на сферы сознания человека недостаточно полно понимается современной наукой и инженерией в силу присущего науке свойства неполноты интерпретации знания. А применение техники, в том числе и в медицинских целях, требует знания и применения проблемноориентированной модели человека. Современный мир

включает техносферу, но безопасны ли современные технологии, использующие электромагнитное поле, для человека? Безопасность – комплексное понятие, основанное на вероятности достижения жизненных целей, средствами для этого являются способности человека, в том числе развитая интуиция. Биологическая основа безопасности – инстинкт самосохранения (интуиция). Представляя собой неосознаваемые процессы переработки информации, интуиция проявляется через нейрофизиологические структуры человека [1] как через систему проводников. На них оказывает влияние такой компонент современной техносферы, как искусственное электромагнитное излучение (ЭМИ) [2]. Влияние электромагнитного поля на вещественно-энергетическом уровне человека достаточно хорошо изучено наукой. Кроме энергетического ресурса, электромагнитное поле несет информацию, и целью данной работы ставится исследование механизмов информационного воздействия ЭМИ на психику человека в общем, и на интуитивные способности в частности. В данной статье отображены результаты междисциплинарного теоретического исследования интуиции как информационного процесса, происходящего на всех уровнях психофизиологической структуры человека, и его нарушений вследствии ЭМИ искусственного характера.

1. Выходя за биологическую структуру человека, и смотря на

него как на открытую биоинформоэнергетическую систему, мы видим в нем процессы переработки и обмена веществом, энергией, информацией (в соответствии с законом сохранения m, E, I, отраженном в естественнонаучной парадигме Т. Куна). Телевидение может рассматриваться как модель приема информации человеком, в которой проявление информации от источника происходит на разных уровнях: от электрических процессов в проводниках до свечения экрана. Существует множество каналов приема информации «Вселенная- человек», через которые постоянно происходит неосознаваемый прием информации [3]. Восприятие информации человеком осуществляется как иерархической структурой (холархией), в которой весь организм состоит из органов, органы – из клеток, клетки – из молекул, атомов, элементарных частиц и т.д. [4]. Более высокий уровень управляет нижними, происходят как внутриуровневые, так и межуровневые коммуникации. В СССР зарегистрировано научное

открытие В. Казначеева, С. Шурина и Л. Михайловой, установивших электромагнитную связь живых клеток друг с другом. Клетки через молекулы, атомы и элементарные частицы восприимчивы к электрическим, магнитным и гравитационным полям, получены доказательства квантовой природы процессов, происходящих внутри нейронов, как клеток, так и на уровне молекулярных структур [5]. Вселенная на субатомном уровне – это неразрывная сеть, в которой всё информационно связано (эффект «сцепленности»). Волновая редукция представляет собой механизм трансляции «информация-вещество» и происходит в микротубулах клеток [6]. «Каналами распространения энергии и информации внутри биологического организма являются ЦНС, первая и вторая сигнальные системы» [7]. Нейроны и субнейронные сети являются синхронизированными осцилляторами, которые получают и отправляют информацию через квантовый резонанс. Собственные электромагнитные поля и квантовая «сцепленность» во всем организме – это фундамент для координации процессов, которые делают возможном жизнь [8]. В синхронизированном множестве волн заключен источник информации для ритмичной работы электробиохимических процессов внутри клеток и информации, осознаваемой человеком как интуитивная.

2. Искусственное излучение может рассматриваться как источник квази-(псевдо-) гармоничных излучений с передачей информации, не совпадающей по структуре со сложнейшей информационной структурой человека [8]. Искусственные волны техногенного характера, создавая посторонние шумы, в соответствии с теорией передачи информации искажают процессы передачи информации (с волнового на биохимический уровень), тем самым «затрудняя» прохождение слабых сигналов интуиции. Дисгармоничный спектр излучения, сопоставимого по уровню с естественным фоном, и техногенная информация, модулирующая излучение, как следствие, вносят хаос в слаженную работу клеточных структур, нарушают работу механизма передачи интуитивной информации (разрушают волновую редукцию). В качестве аналога мы можем рассматривать вмешательство мощного паразитного генератора, работающего рядом с радиоприемником на той же частоте. Сделанные нами выводы соответствуют результатам многократных исследований (Ю.Холодов и др.) состояния здоровья человека

(ухудшение самочувствия, объективных показателей), психических функций (ухудшение памяти, внимания, мышления) после воздействия СВЧ-излучения «бытового» уровня. Сегодня – это распространенные технологии сотовой телефонии, Wi-Fi-коммуникаций и др. Работами ученых в России было установлено, что, во-первых, нервная система человека, особенно высшая нервная деятельность, чувствительна к ЭМП, и, во-вторых, что ЭМП обладает т.н. информационным действием при воздействии на человека в интенсивностях ниже пороговой величины теплового эффекта.

3. Известна эффективность методов биорезонансной терапии [9], но лечебный эффект от применения технологий информационной медицины неполный и непредсказуемый без участия сознания самого человека в понимании причин своей болезни [10]. Существуют также исследования, в которых доказывается гипотеза об относительной безопасности современных технологий (при соответствии ЭМП определенным нормам). Учитывая неполноту любого научного исследования, эти доказательства попадают в зону неопределенности. Человек не может быть здоровым «относительно». Наука должна не заменять здравый смысл, а только дополнять его.

Развитие науки, разработка более точных методов исследования позволяет зарегистрировать ранее скрытое – обмен энергиями и информацией. В осознание человеком интуитивной информации вовлекаются различные нейропсихофизиологические структуры, включающие регулятивные механизмы. Человек может либо ухудшить интуитивные способности, сузив каналы информации, либо настроить их, очищаясь от всех загрязнений на всех уровнях, в том числе от неестественных электромагнитных полей. Снятие барьеров для интуиции – это также процесс самоисцеления, включающий познание причин своего дисгармоничного развития и самоуправления собой, как интегральной энергоинформационной структурой в целях саморазвития. Перспективным является интегральная научная экспертиза различных технических систем в плане экологичности.

1. Смоликов А.Б., Матухно А.Е. Об исследованиях нейронального субстрата интуиции//Международный научно-исследовательский журнал, №3-1, 22/ 2014, с.61-62.

2. Холодов Ю. А., Шишло М. А. Электромагнитные поля в нейрофизиологии// М.: Наука, 1979, – 168 с.

3. Непомнящий А.В. Духовно-нравственное воспитание личности: методология, концепция, пути реализации.//Таганрог: Изд-во ТТИ ЮФУ, 2011, – 136с.

4. Уилбер К. Око духа: Интегральное видение для слегка свихнувшегося мира / К. Уилбер; Пер. с англ. В. Самойлова под ред. А. Киселева. – М: ООО «Издательство АСТ» и др., 2002.-476, [4] с.

5. Laszlo E. Intuition: Delusion or Perception? Toward a Scientific Explanation of the Akashic Experience// URL: http://www.addthis.com/bookmark.php?v=20

6. Hameroff S., Penrose R., Orchestrated Objective Reduction of Quantum Coherence in Brain Microtubules: The "Orch OR" Model for Consciousness \\In: Toward a Science of Consciousness – The First Tucson Discussions and Debates, Cambridge, MA: MIT Press, pp. 507-540 (1996).

7. Корнеенков С.С. Универсальное сознание и психофизиологические коммуникации человека: аспекты психофизики// Вестник ТГЭУ, №2/ 2005, с.105-118.

8. Хачатрян В. Биоинформационные возможности микроорганизмов. Потенциал клеточных механизмов управления процессами обновления человеческого организма на биоинформационном уровне.// СПб.: Издательство «ДИЛЯ», 2013, – 256с.

9. Поис А. «Наш Мир и Мы» //Серия издания «Поиски истины», М. МЦНТИ – Международный центр научной и технической информации, ООО «Мобильные коммуникации», 2004.

10. Синельников В. Возлюби болезнь свою // Центрполиграф, 2013, – 416 с.

Домбрин Игорь Михайлович, студент 2-го курса магистратуры, e-mail – dombrin@yandex.ru, тел: +79282136180, Южный федеральный университет Инженерно-технологическая академия Институт компьютерных технологий и информационной безопасности, г. Таганрог, ул. Чехова, 2, ауд. И-201

Рецензент: Профессор, доктор педагогических наук, кандидат технических наук Непомнящий А.В.

К ВОПРОСУ ФОРМАЛИЗАЦИИ БИОМЕХАНИЧЕСКОЙ ДВИГАТЕЛЬНОЙ ДЕЯТЕЛЬНОСТИ ЧЕЛОВЕКА ДЛЯ ЗАДАЧИ НАБЛЮДЕНИЯ ЗА ПАЦИЕНТАМИ

Номерчук А.Я.
Южный федеральный университет
e-mail: aynomerchuk@sfedu.ru

Аннотация. Наблюдение за пациентом является одним из важных методов в медицине при ранней диагностике заболеваний, особенно это актуально в психиатрической практике. В данной статье предлагается создание системы идентификации и распознавания сцен на основе видео изображений. Для функционирования данной системы необходимо произвести формализации движения человека в пространстве, идентификацию его кинематических и динамических биомеханических характеристик.

В работе рассматривается подход к описанию тела человека в пространстве и построения кинематических характеристик движения частей тела. Для описания тела человека выбрана кинематическая модель. Данная модель очень громоздка для построения движений в вычислениях, поэтому на практике вводятся дополнительные упрощения и ограничения. Не всегда введение ограничений спасает от большой вычислительной мощности, поэтому искомая модель будет представлена в виде упрощенной модели Hanavan, которая широко используется в исследовательских и прикладных задачах в медицине, робототехнике, киноиндустрии и т.д.

Проводится обзор прикладных программных решений для моделирования и расчета динамических характеристик движения. В качестве примеров сделан краткий обзор систем – Visual Nastran 4D (MCS Software), LifeModeler, SIMM, OpenSim. В виду того что данные системы требуют длительного времени на формирование модели исследуемого пациента, предлагается подойти к формализации движения тела человека на основе нечеткой логики. Для упрощения формализации представления звеньев модели человеческого тела основные кинематические узлы можно представить в виде нечетких и лингвистических переменных.

В качестве примера показано представление в виде нечеткой переменной кинематической пары – движения в локтевом суставе.

Показан пример описания нечеткой и лингвистической переменных, задания функций принадлежности в Matlab.

Ключевые слова: биомеханика; модель; формализация; нечетка логика.

THE QUESTION FORMALIZATION BIOMECHANICAL MOTOR ACTIVITY OF HUMAN TASKS PATIENT MONITORING

Nomerchuk A.Y.
Southern Federal University
e-mail: aynomerchuk@sfedu.ru

Annotation. Monitoring of the patient is one of the important methods in medicine for the early diagnosis of diseases, especially important in psychiatric practice. This article proposes the establishment of a system of identification and recognition of scenes based on video images. For the operation of the system is necessary to make the formalization of human movement in space, identification of its kinematic and dynamic biomechanical characteristics.

The paper deals with an approach to the description of the human body in space and the construction of the kinematic characteristics of the movement of body parts. For a description of the human body kinematic model selected. This model is very cumbersome to build movements in the calculations, so in practice, simplification and further restrictions are imposed. It is not always save us from the restrictions of computing power, so the desired model will be presented in the form of a simplified Hanavan model, which is widely used in research and applied problems in medicine, robotics, film, etc.

A review of application software solutions for modeling and calculation of dynamic characteristics of motion. As examples, made an overview of systems – Visual Nastran 4D (MCS Software), LifeModeler, SIMM, OpenSim. Since these systems require a long time to form a model of the test the patient is invited to come to the human body motion based on formalization of fuzzy logic. To simplify the formalization of links presentation of the human body model, the main kinematic components can be represented as fuzzy and linguistic variables.

As an example, shows a representation in the form of a fuzzy variable kinematic pairs – the movement of the elbow. An example of the description of fuzzy and linguistic variables, setting membership functions in Matlab.

Keywords: biomechanics; model; formalization; fuzzy logic

Введение. В медицинской практике у пациентов может встречаться потеря всех видов ориентировки полная дезориентировка, а также нарушение нескольких или отдельных ее видов. Чаще всего дезориентировка в месте и пространстве характерна для психиатрических заболеваний и может выражаться в нарушении соматопсихической ориентировки [1]. Наблюдается соматопсихическая дезориентировка и у больных шизофренией с бредовым восприятием мира. Это чаще всего проявляется в изобразительной продукции больных: склонности к чудовищному деформированному изображению своего тела и его частей, срастания, неразделенности, сочетания его с внешним предметным миром [2].

Однако здесь необходимо быть осторожным при постановке диагноза, так как дезориентировка может наблюдаться и проявляться у здоровых людей, например, при пробуждении после глубокого сна. Наиболее это типично для синдромов с помрачением и спутанностью сознания, а также у больных на выходе из комы, сопора, при тяжелых органических поражениях мозга и т.д. При некоторых органических прогрессирующих заболеваниях, при сенильном психозе наблюдается нарушение ориентировки не только в ситуации, но и в пространстве (расстояние до предметов, расположение предметов, определение направления к ним и другое) [1].

Методом диагностики заболеваний у пациентов в первую очередь является предварительная беседа врачом (опрос), но, по мнению большинства ведущих специалистов, не менее важным здесь является тщательное наблюдение за больным. Например, амнестическая дезориентировка в месте, ситуации, окружающих лицах четко обнаруживается при наблюдении за поведением больного в отделении. Сохранность практической ориентировки и ориентировки в месте и пространстве у больных с аутизмом, мутизмом, субкататоническим синдромом может быть определена только во время наблюдения за их поведением [1].

Зачастую для проведения анализа поведения за больными медицинскому персоналу, в том числе и врачам, приходиться затрачивать достаточно большое количество времени за анализом поведения пациентов по видеоизображениям. Чтобы оптимизировать данные временные и человеческие затраты необходимо разработать методику анализа сцен видеоизображений наблюдения за больными для выявления рецидива в поведении и ранней диагностики заболеваний. Для этой цели необходимо формализовать двигательную деятельность человека в пространстве.

Анализ методов описания положения и кинематики человеческого тела в пространстве. Тело человека, с точки зрения механики, представляет собой объект повышенной сложности формализации его описания. Оно состоит из частей, которые с большой степенью точности можно считать твердыми (скелет) и деформируемых полостей (мышцы, сосуды и пр.). Тело человека построено по типу двубоковой симметрии (оно делится срединной плоскостью на две симметричные половины) и характеризуется наличием внутреннего скелета [3]

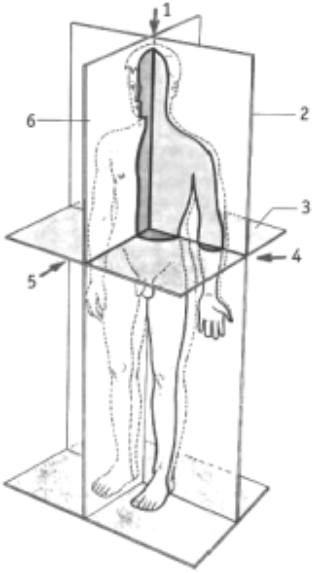


Рисунок 1 – Схема осей и плоскостей в теле человека: 1 – вертикальная (продольная) ось;2 – фронтальная плоскость; 3 –

горизонтальная плоскость; 4 – поперечная ось; 5 – сагиттальная ось; 6 – сагиттальная плоскость

Чтобы лучше ориентироваться относительно взаимного положения частей в человеческом теле, исходят из некоторых основных плоскостей и направлений, представленных на рис. 1 [3,4].

При описании положения тела в пространстве принято выделять следущие группы терминов:

1. по отношению к вертикальному положению тела употребляются термины – «верхний», «нижний», «передний», «задний»
2. по отношению к срединной плоскости используют термины «медиально» (ближе от неё) и «латерально» (дальше от неё);
3. при обозначении пространственных отношений соединения конечностей с туловищем употребляют термины «proximalis» (ближе от места соединения) и «distalis», (дальше от места соединения).

Для описания движений тела человека в пространстве наиболее часто применяют кинематические модели на основе уравнений движения системы твердых тел. Данные тела соответствуют отдельным сегментам тела по геометрическим и масс-инерционным характеристикам. Все элементы модели соединяются вращательными шарнирами, диапазоны поворотов которых соответствуют амплитудам угловых движений суставов; механические связи модели с окружающей средой часто заменяют действием сил реакции, что позволяет сохранять структуру модели при различных движениях [4].

Кинематическая модель опорно-двигательного аппарата (ОДА) человека основывается на принципах механики, подвижное соединение двух звеньев, находящихся в непосредственном соприкосновении, называют кинематической парой. В данной модели кинематические пары могут иметь вращательный и поступательный характер движения, который в зависимости от числа ограничений могут иметь от 1 до 5 степеней свободы. На рисунке 2 показана кинематическая схема ОДА человека, на которой кости представлены в виде звеньев кинематической цепи, а суставы – кинематических пар.

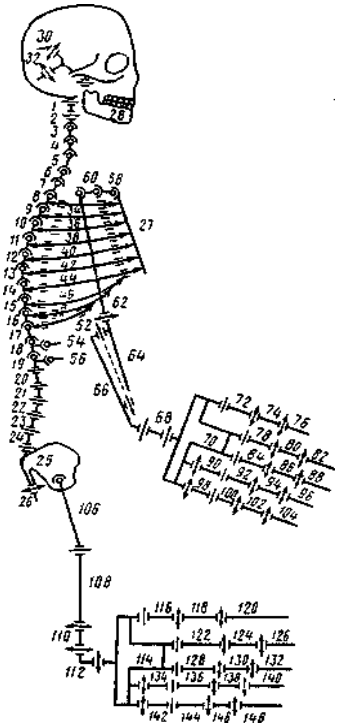


Рисунок 2 – Структурная схема опорно-двигательного аппарата человека (по A. Moreckietal, 1981)

Чтобы воспроизвести движения тела человека, в моделях из максимально возможных шести измеряемых движений для каждого твердого звена, когда оно не присоединено к соседним звеньям, при наложении кинематических связей исключаются все поступательные и остаются лишь вращательные движения, причем нередко допускаются только некоторые вращательные движения из трех возможных.

Формула для определения числа степеней свободы ОДА в целом:

$$n = 6N - \sum_{i=3}^{5} iP_i \qquad (1)$$

где n – число степеней свободы;

N – число подвижных звеньев в модели тела;

i – число ограничений степеней свободы в соединениях-суставах;

P_i – число соединений с i ограничениями, при этом $\sum iP_i = N - 1$.

Общее число степеней свободы тела человека при использовании данной модели составляет (A. Moreckiet al., 1969):

$$6 * 144 - 5 * 81 - 4 * 33 - 3 * 29 = 240$$

Данная модель очень громоздка для построения движений в вычислениях, поэтому на практике делают следующие предположения [4]:

1. звенья модели абсолютно твердые;
2. геометрические параметры звеньев модели совпадают с соответствующими параметрами сегментов тела человека;
3. звенья модели соединены в идеальные кинематические пары III класса (шаровыми шарнирами).

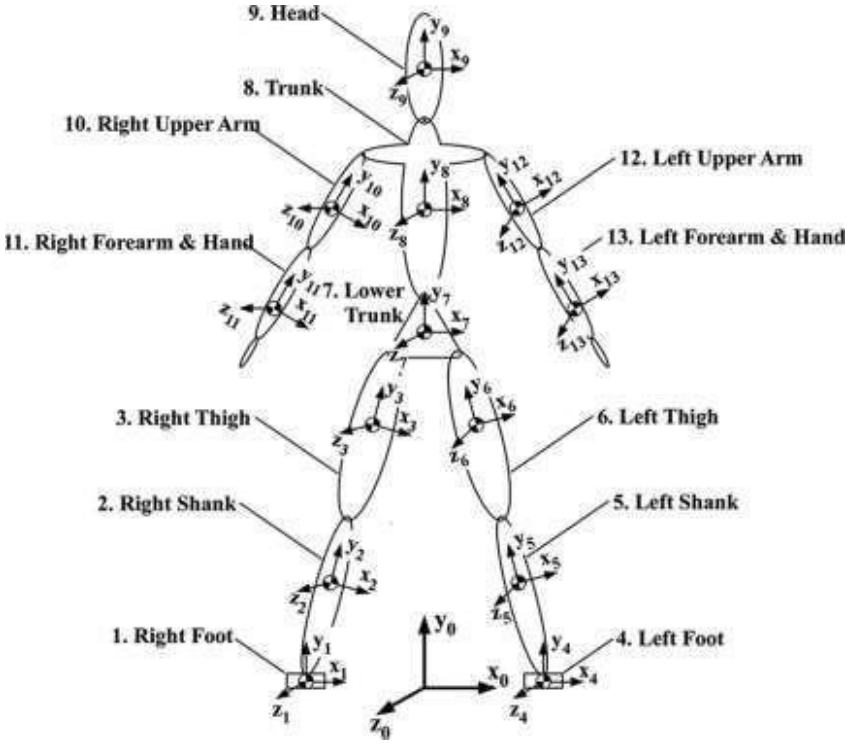


Рисунок 3 – Разновидность модели тела человека по Hanavan

Одним из результатов проведения подобных допущений является модель человеческого тела, предложенная Hanavan (1964), одна из модификаций данной модели показанная на рисунке 3.

На рисунке 3 модель отличается от классической пятнадцатизвенной модели Hanavan упрощением кистевых шарниров. Для решения задачи общей формализации тела в пространстве на данном этапе данными шарнирами можно пренебречь, приняв их за концевые точки.

Обзор существующих программных средств моделирования и расчета биомеханических характеристик. На сегодняшний день существует большое количество программных средств моделирования биомеханических характеристик тела человека, каждое из которых имеет свои функциональные особенности и сферы применения. Рассмотрим наиболее используемые на сегодняшний день.

MCS Software. Visual Nastran 4D. Данный продукт представляет собой программную инженерную среду с достаточно большой функциональностью, позволяющей выполнять расчеты интегрированного движения кинематических звеньев и моделирование их динамики в одной среде. Помимо этого, данная среда выполняет поддержку практически для любой системы САПР/CAD через стандартные форматы файлов. Проектировщики в процессе работы могут оценить динамичный характер проблемы и смоделировать всё тело, а не только отдельные узлы, что приводит к более точным расчетам и результатам с помощью применяемого метода конечных элементов (FEA). Visual Nastran 4D является неотъемлемой частью процесса проектирования путем успешного развертывания моделирования в рамках всего процесса проектирования.

Преимущества данного продукта:

- расчет комплексного динамического движения и моделирование FEA в одной среде;
- поддержка стандартов большинства CAD;
- поддержка анимации и функциональных возможности визуализации средствами визуализации MSC.Nastran;
- полный цикл моделирования и проектирования;
- расчет комплексных динамических движений и FEA-моделирования как каждого узла в отдельности, так и системы в целом;
- учет ограничений и нагрузок при моделировании движений.

Результаты FEA-моделирования могу быть экспортированы в приложение Simulink MATLAB, чтобы использовать расширенное моделирование [6].

LifeModeler. Данный продукт позволяет создавать виртуальные прототипы, в виде механических компьютерных моделей, которые широко используются многими исследователями и клиническими специалистами для изучения движения. LifeModeler способен генерировать человеческие модели с уровнем сложности, начиная от простых до очень сложных решение широкого круга применений от спортивной деятельности до оценки травмы, от походки моделирования для комфорта во время езды автомобиля и т.п.

В рамках проектирования и расчета движения биомеханических характеристик можно представить модель тела человека любой сложности. Модель будет представлена системой со множественным входом и множественным выходом (MIMO). Система управления моделью также позволяет использовать проприоцептивную обратную связь состояний сегментов тела (положение, скорость, контакта с полом и т.д.), для создания модели активации мышц.

При помощи LifeModeler можно строить управляемые человеческие модели с использованием пользовательского графического интерфейса. Это позволяет персонализировать каждую модель с такими функциями, как параметрическое геометрии твердых тканей и совместной ориентации оси, геометрии мягких тканей и конфигурации, а также на контроллер системы, который может быть настроен на состояние конкретного исследуемого пациента.

Для компенсации кинематических ограничений в системе производится настройка и адаптация контроллера к конкретным условиям среды и испытуемого объекта (пациента). Общая надежность и точность компенсации контроллера будет связана с числом испытуемых и точности экспериментальных данных, которые необходимо получать в результате исследования [7].

SIMM. Представляет собой мощный набор инструментов, который облегчает моделирование, анимацию и анализ систем 3D ОДА. В SIMM модель опорно-двигательного аппарата состоит из представлений костей, мышц, связок и других структур. Программа позволяет проводить анализ на модели опорно-двигательного аппарата путем вычисления моментов суставов таким образом, что каждая

мышца может генерировать в любом положении тела. Манипулируя моделью с использованием графического интерфейса, пользователь может быстро исследовать влияние изменения опорно-двигательного аппарата, геометрию и другие параметры модели тела. SIMM используется сотнями биомеханики исследователей для создания компьютерных моделей скелетно-мышечных структур и имитировать движения, такие как ходьба, езда на велосипеде, бег, прыжки, тяжелая атлетика, достигая и метания.

Модуль динамика в SIMM позволяет пользователям выполнять прямое и обратное динамическое моделирование. Прямое моделирование может рассчитать движение и контактных сил, возникающих из указанных мышечных возбуждений, обратное моделирование может вычислить мышечных активаций и силы, необходимые для генерации заданного движения. Эти расчеты могут оказать значительное понимание причин нарушений движения, ожидаемых последствий возможных методов лечения, а также при разработке корректирующих устройств.

OpenSim является мощным и свободно доступным инструментом для моделирования структуры человеческого тела и моделирования движения [9, 10].

OpenSim был разработан, чтобы продвинуть исследование биомеханики, обеспечивая общую основу для проведения исследований и созданию банка обмена сложными моделями ОДА.

Одной из задач продукта является обеспечение исследователей свободными и широко доступными инструментами для проведения исследований моделирования процессов биомеханики, управления двигательной активности человека и человеко-подобных механизмов. OpenSim обеспечивает широкий спектр исследований, включая анализ динамики ходьба, изучение спортивной деятельности, моделирования хирургических процедур, анализ совместных нагрузок, разработка медицинских приборов, а также анимации движения человека и животных. Программное обеспечение выполняет анализ задач обратной динамики движения и моделирования движения. OpenSim используется более чем в 500 биомеханических лабораторий по всему миру для изучения движения и имеет сообщества разработчиков программного обеспечения, способствующих созданию новых функций приложения [9].

Подход к формализации биомеханической деятельности на основе нечетких интервалов. Описанные выше программные продукты позволяют проводить качественный анализ, но требуют достаточно большого количества временных затрат на формирование адекватных моделей для исследуемой задачи.

Для упрощения временных затрат при формализации представления звеньев модели человеческого тела основные кинематические узлы можно представить в виде нечетких и лингвистических переменных.

Нечеткая переменная характеризуется тройкой

$$< \alpha, X, A >,$$

где α – имя переменной,

$X -$ универсальное множество (область определения α),

A – нечеткое множество на X, описывающее ограничение (то есть $\mu A(x)$) на значение нечеткой переменной α.

Лингвистическая переменная определяется как кортеж:

$$< \beta, T, X, G, M > ,$$

где: β – наименование или название лингвистической переменной;

T – базовое терм-множество лингвистической переменной;

X – область определения нечетких переменных, которые входят в определение лингвистической переменной β;

G – синтаксическая процедура, описывающая процесс генерирования из множества T новых значений для данной лингвистической переменной;

M – семантическая процедура, сопоставляющая каждому новому значению данной лингвистической переменной, получаемому с помощью процедуры G, некоторое осмысленное содержание посредством формирования соответствующего нечеткого множества.

В качестве примера задания лингвистических примеров рассмотрим, например, движение в локтевом суставе человека. Область движения е составляет от 0° на разгибе и до 140-160°на сгибе [5].

Формализация субъективной оценки движения в локтевом суставе может быть выполнена с помощью следующей лингвистической переменной

$$\beta 1 =< \beta 1, T, X, G, M > ,$$

$\beta 1$ – движение локтя;

T = {«разогнут», «вертикально», «согнут»};

X = [0,160];

G — процедура образования новых термов с помощью связок логических связок «И», «ИЛИ» и модификаторов типа «очень», «НЕ», «слегка» и др.

M — процедура задания на X = [0, 160] нечетких переменных $\alpha 1$ = «разогнут», $\alpha 2$ = «вертикально», $\alpha 3$ = «согнут», а также соответствующих нечетких множеств для термов из $G(T)$ в соответствии с правилами трансляции нечетких связок и модификаторов «И», «ИЛИ», «НЕ», «очень», «слегка» ($\alpha 4$ = «слегка разогнут», $\alpha 5$ = «слегка согнут»).

Функция принадлежности для данного примера может быть выражена в виде функции принадлежности, заданной в MATLAB, данная функция принадлежности представленна на рисунке 4:

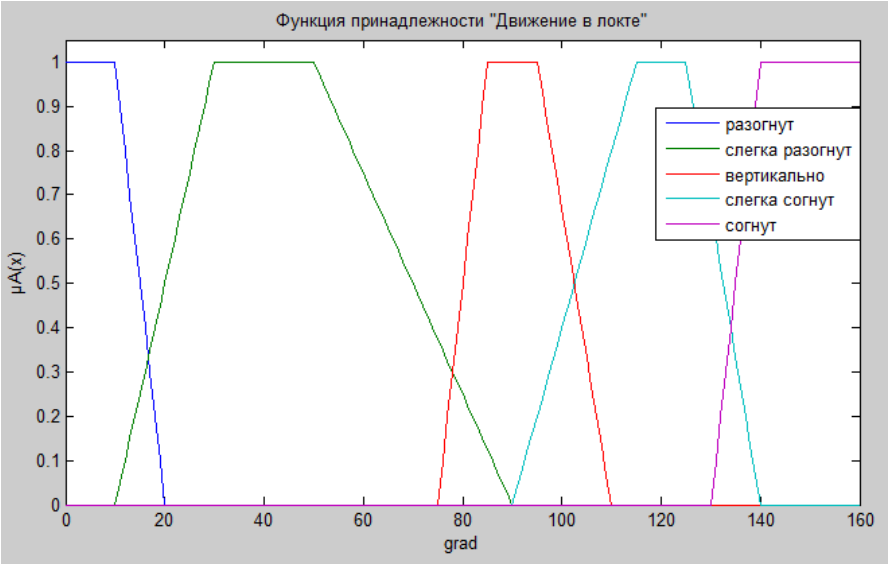


Рисунок 4 – Функция принадлежности движения в локтевом суставе

Данным способом можно описать движение всех шарнирных узлов модели Hanavan, используя ограничения в виде амплитуды движений различных частей тела [3], либо используя азбуку движений

в биомеханики, где каждый шарнир представлен в виде ограничения движения на сгибание, отведение, поворот [4]

Таким образом можно формализовать полный набор движений человеческого тела (на основе модели Hanavan) в виде лингвистических переменных для построения общей модели представления тела в пространстве.

Заключение. В статье был рассмотрен подход к формализации биомеханики кинематических узлов тела человека, произведен обзор прикладных продуктов, выполняющих моделирование и расчет движений человека в пространстве. В виду того, что данные продукты требуют достаточно длительных временных затрат на подготовку и создание модели исследуемого человека, предлагается подход к формализации движения тела человека на основе нечеткой логики, рассмотрен пример описания одного из кинематических узлов человеческого тела на примере движения локтевого сустава.

1. Основы диагностики психических расстройств: [рук. для врачей] / Ю.А. Антропов, А.Ю. Антропов, Н.Г. Незнанов. – М.: ГЭОТАР-Медиа, 2010. – 382 с.

2. Бабаян Э.А., Морозов Г.В., Морковкин В.М., Смулевич А. Б. Изобразительный язык больных шизофренией. Sandoz LTO. Basel, Switzerland, 1982

3. Бочаров М. И. Частная биомеханика с физиологией движения [Текст]: монография / М. И. Бочаров. – Ухта: УГТУ, 2010. – 235 с. ил.

4. Зациорский В.М. и др. Биомеханика двигательного аппарата человека / Зациорский В.М., Аруип А.С., Селуянов В.Н. – М.: Физкультура и спорт, 1981. – 143 с., ил.

5. Joseph E. Barton, Anindo Roy, John D. Sorkin, Mark W. Rogers and Richard Macko. An Engineering Model of Human Balance Control – Part I: Biomechanical Model. Journal of Biomech Eng 138(1), 014502 (Dec 08, 2015)

6. Материалы сайта http://www.mscsoftware.com/ [дата обращения 22.11.2016]

7. Материалы сайта http://www.lifemodeler.com/ [дата обращения 22.11.2016]

8. Материалы сайта http://www.musculographics.com/ [дата обращения 22.11.2016]

9. Материалы сайта http://www.SimTK.org [дата обращения 22.11.2016]

10. Материалы сайта http://www.opensimulator.org [дата обращения 22.11.2016]

Номерчук Александр Яковлевич. Южный федеральный университет, e-mail: aynomerchuk@sfedu.ru; 347928, г. Таганрог, пер. Некрасовский, 44; тел.: +79054306539; кафедра систем автоматического управления; старший преподаватель.

Рецензент к.т.н., ведущий специалист ОКБ ОАО «Завод «Прибой» Фрадкин Б.Г.

Секция 2. Фундаментальные основы, аппаратные и программные средства функциональной диагностики и терапии

РАЗРАБОТКА БИОМЕХАНИЧЕСКОГО МЕТОДА ИССЛЕДОВАНИЯ СОСТОЯНИЯ ДЕФОРМИРОВАННОГО ГРУДНОГО ОТДЕЛА ПОЗВОНОЧНИКА ПРИ РАЗЛИЧНЫХ НАГРУЗКАХ

Бабчина П.И., Лебедева Е.А.
Санкт-Петербургский государственный электротехнический университет «ЛЭТИ» им. Ульянова (Ленина)
e-mail: babchina.polina@yandex.ru

Аннотация. Целью исследования является разработка метода исследования состояния деформированных структур грудного отдела позвоночника при различных нагрузках для персонализации ограничений физической активности и улучшения качества жизни.

Задачи:

- Сбор клинических и экспериментальных данных;
- Анализ деформированного состояния;
- Разработка алгоритма создания конечно-элементной модели;
- Создание конечно-элементной модели;
- Проведение экспериментов нагружения и выявление зависимостей (в процессе);
- Разработка алгоритма исследования состояния структур при нагрузках (в процессе).

Выводы:

В работе предложен алгоритм создания конечно-элементной модели на основе реальных исследований с возможностью последующего проведения различных экспериментов. Алгоритм включает в себя комбинированное использование различных программных пакетов, что позволяет наиболее быстро и точно достичь желаемого результата при построении модели сегмента позвоночника. Алгоритм моделирования включает в себя такие этапы, как полная визуализация структур позвоночника, послойное создание трехмерной модели выбранного сегмента, обработка и перевод модели в формат «.STL», используемый в программах, позволяющих проводить

различные эксперименты на трехмерных моделях. Алгоритм основывается на использовании следующих программных пакетов: DICOM Viewer (Inobitec, триал-версия), Mimics, MeshLab, Solid Works. Использование программных пакетов в данном порядке обеспечивает быстрое и точное построение трехмерной модели максимально приближенной к реальной структуре как по геометрическим, так и по биомеханическим параметрам. Конечно-элементное моделирование явдляется важным этапом поскольку позволяет проводить исследования состояния структур при различных нагрузках путем приложения эквивалентных нагрузок к модели. Использование трехмерной конечно-элементной модели сегмента деформированного грудного отдела позвоночника является неотъемлемой частью разработки метода исследования состояния деформированных структур грудного отдела позвоночника при различных нагрузках для персонализации ограничений физической активности и улучшения качества жизни.

Ключевые слова: конечно-элементное моделирование, позвоночник, трехмерная модель, модель позвоночника, биомеханика, биомеханика позвоночника, нагрузки на позвоночник.

METHOD DEVELOPMENT BIOMECHANICAL STUDY OF THE STATE OF THE THORACIC SPINE DEFORMED UNDER DIFFERENT LOADS

Babchin P.I., Lebedev E.A.
Saint Petersburg State Electrotechnical University «LETI»
e-mail: babchina.polina@yandex.ru

Annotation. The aim of this study is to develop a method for investigating the state of the thoracic spine deformed structures under different loads for personalization limitations of physical activity and improve quality of life.

Tasks:

• Collection of clinical and experimental data;
• Analysis of the deformed state;
• Development of an algorithm of creating the finite element model;
• Create a finite element model;
• Carrying out the loading experiments and identifying dependencies (in progress);

• Development of algorithm research state structures under load (in the process).

Conclusions:

In this paper we propose an algorithm for creating finite element models based on real research with the possibility of subsequent conduct various experiments. The algorithm includes the combined use of different software packages, allowing more quickly and accurately achieve the desired result in the construction of a model of the spine segment. Simulation algorithm includes such steps as complete visualization of the spine structures layer by layer creation of three-dimensional model of the selected segment, processing and transfer model in the «.STL» format used in programs that allow to carry out various experiments on three-dimensional models. The algorithm is based on the use of the following software packages: DICOM Viewer (Inobitec, a trial version), Mimics, MeshLab, Solid Works. Use of software packages in this manner provides a fast and accurate construction of three-dimensional model as close to the real structure of both geometric and biomechanical options. Finite element modeling yavdlyaetsya important step because it allows you to carry out research on the state of structures under different loads by applying a load equivalent to the model. Using three-dimensional finite element model of the deformed spine thoracic segment is an integral part of developing a research method the state of the thoracic spine deformed structures under different loads for personalization limitations of physical activity and improve quality of life.

Keywords: finite element modeling of the spine, a three-dimensional model, spine model, biomechanics, spinal biomechanics, the load on the spine.

По оценкам Всемирной Организации Здравоохранения (ВОЗ), различными заболеваниями опорно-двигательного аппарата во всем мире страдает около 80% трудоспособного населения в возрасте от 30 до 50 лет. Заболевания, встречающиеся наиболее часто, связаны с позвоночником. В России, по некоторым оценкам, распространенность вертебрологических (вертебрология- раздел ортопедии, занимающийся диагностикой и лечением заболеваний позвоночника) проблем с конца XX века увеличивается ежегодно примерно на 30% [1]. Кроме того, стремительно возрастает количество людей, страдающих от

искривлений позвоночника. В свою очередь, искривление позвоночника влечет за собой изменение организма.

Изменение биомеханических параметров позвоночного столба характеризуется изменением функционирования организма в целом и, следовательно, ведет к ухудшению качества и сокращению продолжительности жизни человека [2]. Заболевания, проявляющиеся в виде искривления позвоночника, сопровождаются обязательными ограничениями физической активности – ограниченным перечнем разрешенных движений и поднятия грузов с минимальным весом. Ограничения активного образа жизни необходимы для поддержания и улучшения состояния искривленного позвоночника, а также для исключения прогрессирования искривления.

При определении тех или иных нагрузок и ограничений, направленных на исправление искривления или поддержания состояния, врачи не могут просчитать оптимальные и максимально допустимые нагрузки на деформированный грудной отдел позвоночника и руководствуются лишь своим профессиональным опытом [2,3,4]. Ограничение допустимых нагрузок происходит исходя из определенных критериев, вне зависимости от реального состояния структур деформированного грудного отдела позвоночника.

Для исключения неблагоприятных и низко результативных ограничений на грудной отдел позвоночника при поддержании состояния позвоночника и неинвазивных методах исправления искривлений необходимо разработать и внедрить в медицинскую практику метод прогнозирования состояния структур искривленного грудного отдела позвоночника, позволяющий определить оптимальные и максимально допустимые нагрузки. Данный метод поможет персонализировать ограничения физической активности и улучшить качество жизни людей, страдающих искривлениями позвоночника

Метод должен быть основан на результатах биомеханического анализа конечно-элементных содержательных моделей деформированного грудного отдела позвоночника. В первую очередь необходимо провести биомеханическое исследование состояния структур деформированного грудного отдела позвоночника при сколиотических и кифосколиотических искривлениях.

Для этого необходимо на основе результатов, полученных с помощью медицинских исследований, построить конечно-элементную

компьютерную модель, максимально приближенную к реальной структуре по форме и наделить ее наиболее схожими с реальным позвоночником биомеханическими характеристиками. Конечно-элементное моделирование является важным этапом поскольку позволяет проводить исследования состояния структур при различных нагрузках путем приложения эквивалентных нагрузок к модели. Таким образом, для проведения экспериментов на трехмерной модели, модель должна соответствовать следующим требованиям: с высокой точностью повторять геометрические особенности деформированного сегмента грудного отдела позвоночника; объем модели не должен превышать 1000КБ, формат «.STL»; модель должна иметь биомеханические свойства, присущие реальной структуре.

Исходя из вышеперечисленных требований, необходим точный и обоснованный выбор сегмента моделирования, поскольку объем воспроизводимого программным пакетом Solid Works файла является ограниченным. Для этого необходимо провести исследование трехмерной модели всего позвоночника.

Исследование проводится в несколько этапов:

1. Постановка задачи и выбор сегмента моделирования позвоночника в рамках поставленной задачи;
2. Создание содержательной модели
3. Создание трехмерной геометрической модели сегмента в программе «Mimics»;
4. Импорт модели в программу Solid Works;
5. Проведение экспериментов нагружения;
6. Обработка результатов и выявление зависимостей.

Программа DICOM Viewer от компании Inobitec в формате триал-версии дает возможность на основе загруженных в нее исследований построить трехмерную модель. Кроме того, в программе есть возможность выбрать различные фильтры, такие как вид исследования (Магниторезонансная томография -МРТ- или Компьютерная томография – КТ), тип структур (мягкие ткани, различные внутренние органы, кости). Помимо прочего, программа позволяет проводить линейные измерения, такие как: измерение высоты позвонков, измерение угла искривления по Коббу (Метод измерения сколиотической дуги по Коббу: угол сколиоза образуется пересекающимися линиями, проходящими по нижней поверхности

верхнего и верхней поверхности нижнего нейтральных позвонков). На данном этапе обеспечивается быстрое создание трехмерной модели, точно отображающего структуры позвоночника без дополнительных трудоемких и долгих настроек параметров (Рис.1).

При выборе сегмента моделирования необходимо учесть следующее: сегмент должен содержать в себе основную дугу искривления; быть ограниченным по количеству позвонков, поскольку есть лимит информации воспроизводимой программой. Для наиболее точного выбора сегмента моделирования необходимо визуальное трехмерное представление структур деформированного грудного отдела позвоночника. Рисунок 1 «Шейный и грудной отделы позвоночника. Вид слева, спереди, сзади» является визуальным трехмерным представлением шейного и грудного отделов позвоночника в трех проекциях, по которому отчетливо видно, что в грудном отделе присутствует искривление позвоночника. Трехмерная модель построена на основе результатов исследования компьютерной томографии.

Рисунок 1 – Шейный и грудной отделы позвоночника. Вид слева, спереди, сзади

Далее необходимо создание трехмерной модели сегмента деформированного грудного отдела позвоночника, максимально точно повторяющей геометрию реальной структуры. Для этого используется

медицинский программный пакет «Mimics», позволяющий послойное создание трехмерной модели. Проект модели в программе «Mimics» создается из изображений многоспиральной томографии, соответствующих различным сечениям исследуемой области тела. Последовательность построения модели грудного отдела позвоночника в программе «Mimics» состоит из следующих этапов:

1. Автоматический импорт изображений томографии в формате «DICOM» и выбор объекта.

2. Кадрирование – операция, позволяющая установить соответствие значений серого цвета на томограмме значениям серого цвета на мониторе. Значения серого на изображениях КТ выражаются соответственно шкале Хаунсфилда (Шкала единиц Хаунсфилда (денситометрических показателей) – шкала линейного ослаблений излучения по отношению к дистиллированной воде, рентгеновская плотность которой при стандартных давлении и температуре была принята за 0 HU), состоящей из 4095 значений, которые соответствуют 256 значениям серого на экране [5]. Для создания маски сегмента грудного отдела позвоночника были выбраны следующие значения диапазона серого: от 226 HU до 3071HU. Выбор диапазона обуславливается тем, что значения от -1000 до +80 HU по шкале Хаунсфилда соответствуют воздуху, жиру и мягким тканям. Начиная от 220 HU начинается диапазон костной ткани. Выбор верхней границей обусловлен максимально подробной и точной отрисовкой модели, а значение +3071 HU является максимальным на шкале Хаунсфилда.

3. Сегментация и манипуляции 3D моделью. Сегментация является основной процедурой по переходу к трехмерной модели. Начальная операция «Thresholding» позволяет создать маску на основании выбранного диапазона значений серого.

На основе полученного выделения, или маски (mask), можно рассчитать трехмерную (3D) модель в три шага: 1. Thresholding: выделить область соответствующего диапазона значений серого; 2. Region Grow: выделить пиксели, которые связаны друг с другом; 3. Calculate 3D: построить 3D модель по маске (Рис.2). Достигаемый результат в данной работе ограничивается получением трехмерной модели, которая требует дополнительные работы, для того, чтобы использовать её в системе Solid Works.

Рисунок 2 – Трехмерная модель шейного и грудного отделов позвоночника в программном пакете «Mimics»

Созданная трехмерная модель шейного и грудного отделов позвоночника в программном пакете Mimics представлена на рисунке 2 «Трехмерная модель шейного и грудного отделов позвоночника в программном пакете «Mimics»».

По рисунку 1 «Шейный и грудной отделы позвоночника. Вид слева, спереди, сзади» и рисунку 2 «Трехмерная модель шейного и грудного отделов позвоночника в программном пакете «Mimics», видно, что наиболее отклоненным относительно нормальных осей искривления является шестой грудной позвонок Th6. Для получения результатов экспериментов нагружения деформированного сегмента грудного отдела позвоночника максимально приближенных к реальным, которые позволят максимально точно дать оценку допустимых ограничений, необходимо выбрать полную дугу искривления. Таким образом, сегмент должен включать в себя позвонки Th4-Th9.

Поскольку объем файла, который может быть воспроизведен программой Solid Works в виде твердого тела ограничен 1000КБ, необходимо провести предварительную обработку файла с целью сокращения количества поверхностей путем сглаживания. Для этого используется программа MeshLab, позволяющая провести операцию Remesh и значительно уменьшить количество поверхностей и углов трехмерной модели (Рис.3). Операция сглаживания осуществляется путем сокращения поверхностей трехмерной модели, а, следовательно,

ведет за собой упрощение геометрических особенностей. Каждая операция сглаживания ведет за собой уменьшение количества граней в два раза. При выборе критериев, определяющих допустимость продолжение сглаживания, важнейшим является визуальное максимальное соответствие с реальной структурой.

Программа MeshLab позволяет сохранить полученную трехмерную модель в формате «STL», что дает возможность в дальнейшем использовать ее в программе Solid Works. На рисунке 3 «Сегмент грудного отдела позвоночника после обработке в программе MeshLab» представлена трехмерная конечно-элементная модель сегмента деформированного грудного отдела позвоночника, прошедшая три операции сглаживания. Модель имеет более 5 тысяч вершин и 10 тысяч поверхностей, однако объем модели является допустимым для дальнейшей работы с моделью в программном пакете Solid Works.

Рисунок 3 – Сегмент грудного отдела позвоночника после обработке в программе MeshLab

Биомеханические параметры, присущие реальной структуре, такие как: плотность, модуль Юнга, коэффициент Пуассона и другие

задаются непосредственно в программном пакете Solid Works в разделе «Материалы» путем создания нового материала или выбором одного из стандартных [6].

Наделение модели биомеханическими свойствами, присущими реальной структуре является неотъемлемой частью исследования. Это необходимо для достижения результата экспериментов нагружения, максимально приближенных к реальным, что обеспечивается не только максимальной геометрической схожестью структур, но и повторением биомеханических свойств. Создание нового материала основывается на анализе данных биомеханических параметров, полученных из литературных источников. Значения параметров проходят процедуру усреднения, а материал считается изотропным. Кроме того, материал модели деформированного сегмента позвоночника принимается за однородный.

Таким образом, при разработке биомеханического метода определения допустимых нагрузок на сегмент деформированного грудного отдела позвоночника одну из главных ролей играет создание конечно-элементной модели, максимально точно повторяющей геометрические и биомеханические особенности реальной структуры. Для создания трехмерной содержательной конечно-элементной модели сегмента деформированного грудного отдела позвоночника необходимо комбинированное использование медицинских и инженерных программ. Медицинские программы, такие как DICOM Viewer от Inobitec и Mimics позволяют быстро создать трехмерную модель всего позвоночника и послойную трехмерную модель сегмента деформированного грудного отдела позвоночника на основе материалов исследований (МРТ или КТ). Поскольку трехмерная модель сегмента создается послойно, она с высокой геометрической точностью повторяет структуру реальной. Полученная трехмерная модель обладает очень высокой точностью за счет большого количества граней, однако, это ведет за собой больший объем модели, что может вызывать затруднения при воспроизведении модели в виде твердого тела связанные с характеристиками компьютера. Поэтому перед использованием модели в программе Solid Works необходимо использование промежуточной программы MeshLab, обеспечивающей уменьшение количества поверхностей модели путем сглаживания, что в свою очередь, уменьшает объем модели до воспроизводимого.

Программный пакет Solid Works дает возможность наделить модель требуемыми в ходе работы биомеханическими свойствами и, в дальнейшем, проводить эксперименты нагружения.

В работе предложен алгоритм построения трехмерной содержательной конечно-элементной модели сегмента деформированного грудного отдела позвоночника. Он включает в себя комбинированное использование различных программных пакетов, что позволяет наиболее быстро и точно достичь желаемого результата при построении модели сегмента позвоночника. Алгоритм моделирования основывается на таких этапах, как полная визуализация структур позвоночника, послойное создание трехмерной модели выбранного сегмента, обработка и перевод модели в формат «.STL», используемый в программах, позволяющих проводить различные эксперименты на трехмерных моделях. Конечно-элементное моделирование явдляется важным этапом поскольку позволяет проводить исследования состояния структур при различных нагрузках путем приложения эквивалентных нагрузок к модели. Использование трехмерной конечно-элементной модели сегмента деформированного грудного отдела позвоночника является неотъемлемой частью разработки метода исследования состояния деформированных структур грудного отдела позвоночника при различных нагрузках для персонализации ограничений физической активности и улучшения качества жизни.

1. Исмагилов М.Ф., Галиуллин Н.И., Мингалеев Д.Р. Издержки современной практической неврологии // Неврологический вестник. – 2005. – Т. XXXVII, вып. 1– 2. – С.105-107.

2. Баиндурашвили А.Г., Кенис В.М., Мельченко Е.В., Ф. Гриль, Аль-Каисси А. Комплексное ортопедическое лечение пациентов с системными дисплазиями скелета // Травматология и ортопедия России. – 2014. – №1.– С. 34-43.

3. Делов В.И. Сколиоз–боковое искривление позвоночника // Ортопедия, травматология, протезирование. –1974. №8. С.30-36.

4. Лака А.А., Сампиев И.Т., Дубов А.Б., Доценко В.В., Загородний Н.В. Устранение сколиотической деформации позвоночника с помощью пластинчатых эндокорректоров // Бюллетень Восточно-Сибирского

научного центра Сибирского отделения Российской академии медицинских наук. -2006. №4. С.153-154.

5. Бегун П.И. Возможности метода компьютерного биомеханического контроля состояния органов и структур лиц, занимающихся физической культурой и спортом // Вісник Чернігівського державного педагогічного університету імені Т.Г. Шевченка. –2010. №81. С. 128.

6. Бегун П.И. Биомеханическое моделирование объектов протезирования // СПб.: Политехника, 2011. – 464 с.

Лебедева Елена Александровна. Санкт-Петербургский государственный электротехнический университет «ЛЭТИ» им. Ульянова (Ленина); e-mail: lenlea28@gmail.com; 197022 ул. Профессора Попова, д. 5, кафедра ПМИГ, Санкт-Петербург; +79217259412; кафедра Прикладной механики и инженерной графики; доцент; кандидат технических наук.

Бабчина Полина Ильинична. Санкт-Петербургский государственный электротехнический университет «ЛЭТИ» им. Ульянова (Ленина); e-mail: babchina.polina@yandex.ru; 192241 ул. Белы Куна, д. 22, к. 1, кв. 221, Санкт-Петербург; +7(904)5117638; кафедра Биотехнических систем; студент.

Рецензент к.т.н., доцент каф. ЛИНС СПбГЭТУ «ДЭТИ» им. В.И. Ульянова (Ленина) Шевченко С.Ю.

БИОМЕХАНИЧЕСКОЕ ИССЛЕДОВАНИЕ ВЛИЯНИЯ ГЕОМЕТРИЧЕСКИХ ПАРАМЕТРОВ БЛЯШКИ ВНУТРЕННЕЙ СОННОЙ АРТЕРИИ НА ХАРАКТЕР ПОТОКА КРОВИ

Башарова Г.Т.
Санкт-Петербургский государственный электротехнический университет «ЛЭТИ» имени В. И. Ульянова (Ленина)
e-mail: gulnara.basharova1@gmail.com

Аннотация. Цель представленной работы заключается в изучении влияния параметров бляшки на характер кровеносного потока во внутренней сонной артерии. Для достижения поставленной

цели были поставлены следующие задачи: разработать алгоритм исследования скорости кровотока в артерии при наличии бляшки в среде SolidWorks Flow simulation, а также провести исследование влияния геометрии бляшки на параметры потока крови. Были рассмотрены такие параметры кровотока, как скорость потока, завихренность потока и интенсивность турбулентности потока. По результатам работы были сделаны следующие выводы: при сужении артерии скорость потока и завихренность увеличиваются, а интенсивность турбулентности потока существенно увеличивается после прохождения потока через бляшку; при увеличении длины бляшки скорость потока увеличивается в сужении сосуда, завихренность потока начинает расти в начале сужения, интенсивность турбулентности потока уменьшается с увеличением длины бляшки. Проведено исследование длины бляшки и диаметра просвета сосуда в области его сужения на скорость, завихренность и интенсивность турбулентности течения. Таким образом, при определении геометрических характеристик бляшки по ангиографическим снимкам с помощью численного моделирования можно выяснить, как влияет бляшка на общий кровоток в артерии.

Ключевые слова: сонная артерия, атеросклеротическая бляшка, внутренняя сонная артерия, геометрия бляшки, параметры кровотока.

BIOMECHANICAL STUDY OF THE INFLUENCE OF GEOMETRICAL PARAMETERS OF THE INTERNAL CAROTID ARTERY PLAQUES TO NATURE FLOW BLOOD

Basharova G.T.
Saint Petersburg State Electrotechnical University "LETI"
e-mail: gulnara.basharova1@gmail.com

Abstract. The aim of the article is to investigate the impact of plaques on the characteristics of the blood flow in the internal carotid artery. To achieve the above goal the following tasks were carried out: an algorithm for studying the speed of blood flow in arteries in the presence of plaque in the program SolidWorks Flow simulation and research of the influence of plaque geometry on the parameters of blood flow. Such flow parameters as velocity, vorticity and the turbulence intensity of the flow have been considered. The results obtained allow us to make the following conclusions: when narrowing

of the artery, flow velocity and vorticity increase, the intensity of turbulence increased significantly after passing the thread through the plaque; when increasing the length of the plaque, the flow velocity increases in contraction of the vessel, the vorticity of the flow begins to rise at the beginning of contraction, the intensity of turbulence decreases with increasing length of the plaque. The length of the plaque and diameter of the vessel lumen in the region of its constriction on velocity, vorticity and turbulence intensity of the flow have been studied. Thus, it is possible to find out the effect of plaque on the total blood flow in the artery when determining the geometric characteristics of the plaque on angiographic images using numerical simulation.

Keywords: carotid artery atherosclerotic plaque, internal carotid artery, plaque geometry, blood flow parameters.

Ведение. Сонная артерия является одним из важнейших крупных элементов кровеносной системы нашего организма, так как именно по ее ветвям кровь поступает к головному мозгу, снабжая его кислородом и питательными веществами. Хорошее кровоснабжение обеспечивается артериями с нормальной интимой и нормальным просветом сосудов [1]. По мере увеличения размера и количества бляшек постепенно происходит все большее сужение просвета кровеносного сосуда, стенка артерии уплотняется. При полной закупорке сонных артерий или их ветвей возникает инсульт [2]. Выделяют шесть стадий морфогенеза атеросклеротической бляшки, большинство из которых являются закономерным продолжением предыдущей стадии: долипидная, липидоз, атероматоз, разрыв покрышки бляшки, склерозирование и уплотнение, кальциноз. Первая стадия – долипидная. На этом этапе происходит повреждение интимы сосудов под действием липопротеидов, морфологически определяется накопление в интиме кислых гликозаминогликанов. Вторая стадия атеросклроза – липидоз. На этом этапе липиды проникают в стенку сосуда и инфильтрируют ее, таким образом на внутренней поверхности артерий образуются желтые пятна, которые, однако, не выступают над поверхностью сосуда. На этом этапе атеросклероз является еще обратимым, однако выявить заболевание на столь ранней стадии фактически не представляет возможным. Третья стадия – атероматоз. Образуются бляшки из соединительной ткани, которые содержат

внутри тканевой детрит. Бляшки выступают в просвет сосуда и суживают его. Однако и на этом этапе атеросклероз может протекать бессимптомно, если степень сужения сосуда невелика. Разрыв покрышки бляшки происходит после атероматоза в случаях, когда покрышка бляшки истончается. При этом тканевой детрит попадает в кровеносное русло и приводит, как правило, к закупорке сосуда и тяжелым последствиям в виде, например, инфаркта миокарда, инсульта. Бляшка может не разрываться, а напротив, склерозироваться и уплотнять. В таком случае будут появляться и усиливаться признаки хронической патологии. Кальциноз является последней стадией и состоит в том, что склерозированная бляшка еще более уплотняется за счет отложения в ней солей кальция. С возрастом у людей чаще происходит стенозирование сонных артерий [3]. В возрасте от 50 до 59 лет только 1 % людей имеют существенное сужение сонных артерий, а в возрасте от 80 до 89 лет уже 10% людей страдает от закупорки сонных артерий [4]. Именно поэтому врачей интересует, на какой стадии развития находится бляшка и как изменяется кровоток в зависимости от просвета артерии.

Цели и задачи. Цель работы: изучение влияния параметров бляшки на характер кровеносного потока во внутренней сонной артерии.

Задачи: Разработать алгоритм исследования скорости потока во внутренней сонной артерии при наличии бляшки в среде SolidWorks Flow Simulation. Провести исследование влияния геометрии бляшки на параметры потока крови.

Допущения:

1) внутренняя сонная артерия представлена недеформируемым цилиндром длиной 0.04 м;

2) кровь моделируется как ньютоновская жидкость с динамической вязкостью 0.004 Па·с и плотностью 1050 кг/м^3;

3) скорость потока на входе в артерию равна 0.15 м/с, на выходе из артерии задается давление 10 кПа;

4) число Рейнольдса на входе составляет примерно 200;

5) для расчета течения используются осредненные по Рейнольдсу уравнения Навье-Стокса с k-ε моделью турбулентности [5]. Таким образом, для расчета течения в flow simulation используется система уравнений Навье-Стокса для несжимаемой жидкости:

$$\begin{cases} \rho \cdot \frac{\partial \vec{v}}{\partial t} + \nabla \cdot p - \mu \cdot \Delta v + \rho \cdot (v\nabla)v - \rho \cdot F = 0 \\ \mathrm{div}(\overrightarrow{\rho \cdot V}) = 0 \end{cases}, \quad (1)$$

где ρ- плотность крови, t – время, p – давление, v – вектор скорости, F – вектор массовой силы.

Для расчета интенсивности турбулентности потока в flow simulation используется k-эпсилон модель турбулентности. В рамках k-эпсилон модели,

$$\mu_t = f_\mu \cdot \frac{C_\mu \rho k^2}{e}, \quad (2)$$

где e-скорость диссипации,f_μ – комплекс, учитывающий турбулентную вязкость, C_μ=0.09, k- кинетическая энергия турбулентности.

Геометрическая модель внутренней сонной артерии с бляшкой, построена в среде SolidWorks Inspection. Отношение диаметра просвета сосуда в области бляшки d к внутреннему диаметру сосуда D (D=0.005 м), а также отношение длины бляшки l к длине сосуда L (L=0.04 м) изменяется от 0.1 до 0.9 с шагом 0.1. Внешний диаметр сосуда равен 0.06 м [6]. Расчетная сетка состоит из 1472 конечных элементов.

На рис. 1-3 представлены линии тока, окрашенные по величине скорости, завихренности и интенсивности турбулентности потока крови в кровеносном сосуде с бляшкой длиной l = 0.002 м, диаметром d = 0.2·D.

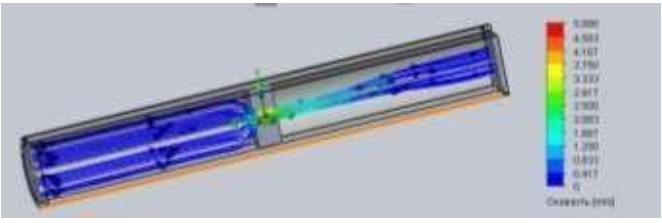


Рисунок 1 – Линии тока, окрашенные по величине скорости потока крови в кровеносном сосуде с бляшкой

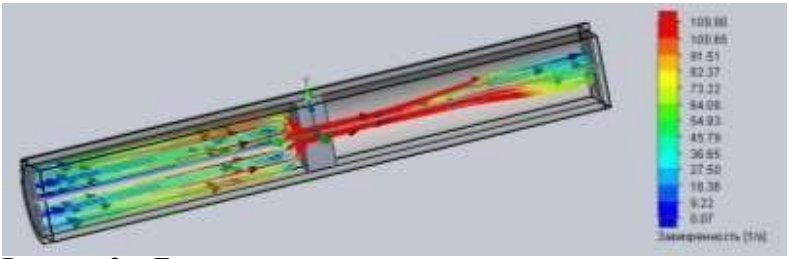


Рисунок 2 – Линии тока, окрашенные по величине завихренности потока крови в кровеносном сосуде с бляшкой

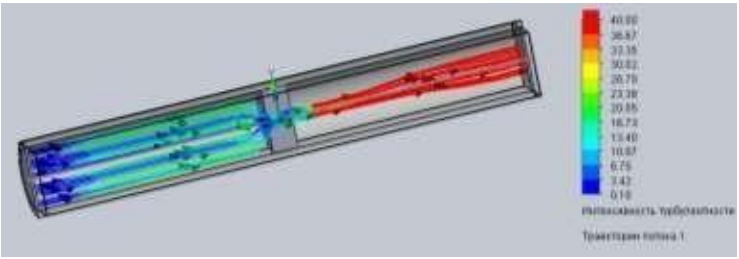
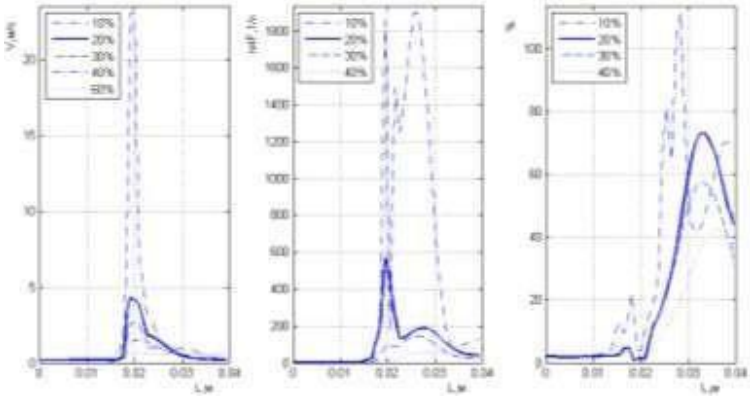


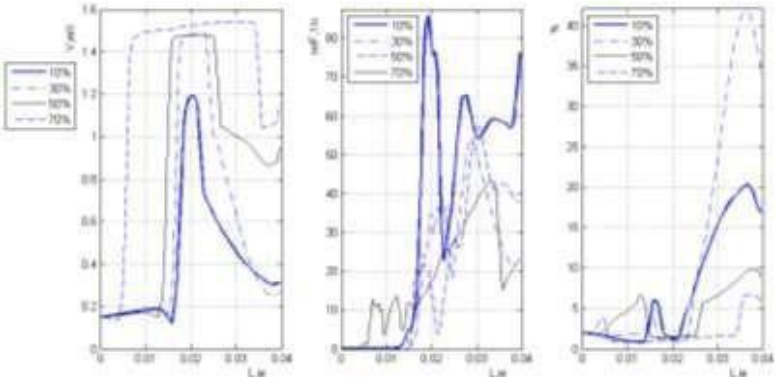
Рисунок 3 – Линии тока, окрашенные по величине интенсивности турбулентности потока крови в кровеносном сосуде с бляшкой



а б в

Рисунок 4 – Изменение характеристик потока по длине сосуда для разных диаметров его просвета в области бляшки: а – скорость, б – завихренность, в – интенсивность турбулентности потока

Результаты. Расчеты, произведенные в среде Flow Simulation, показали, что в том случае, когда просвет артерии отрыт на 10%, скорость в сужении сосуда равна примерно 23 м/с, при 90% – 0.21 м/с. На рис. 4 приведены изменения параметров крови по длине сосуда для случаев, когда d/D = 10%, 20%, 30%, 40%, 60%, на рис. 5 – для случаев, когда *l*/L = 10%, 30%, 50%, 70%. При сужении артерии скорость потока и завихренность увеличиваются, а интенсивность турбулентности потока существенно увеличивается после прохождения потока через бляшку. При увеличении длины бляшки скорость потока увеличивается в сужении сосуда, завихренность потока начинает расти в начале сужения, интенсивность турбулентности потока уменьшается с увеличением длины бляшки.



а б в

Рисунок 5 – Изменение характеристик потока по длине сосуда для разных длин бляшки:
а – скорость, б – завихренность, в – интенсивность турбулентности потока

Выводы. Проведено исследование длины бляшки и диаметра просвета сосуда в области его сужения на скорость, завихренность и интенсивность турбулентности течения. Таким образом, при определении геометрических характеристик бляшки по ангиографическим снимкам с помощью численного моделирования можно выяснить, как влияет бляшка на общий кровоток в артерии.

1. Сонная артерия. [Электронный ресурс] URL: http://www.neboleem.net/sonnaja-arterija.php (Дата посещения: 05.10.2016 г.)

2. Скобцов Ю.А., Родин Ю.В., Оверко В.С. Моделирование и визуализация поведения потоков крови при патологических процессах.//Донецк: Издатель Заславский А.Ю., 2008. – 212 с.

3. Стадии развития и патологическая анатомия атеросклероза. [Электронный ресурс] URL: http://patologii.net/54-stadii-ateroskleroza-stadii-morfogeneza-ateroskleroza. (Дата посещения: 15.11.2016)

4. Заболевание сонных артерий, инсульт, транзиторные ишемические атаки. [Электронный ресурс] URL: http://fcn-tmn.ru/prochee/zabolevaniya-sonnykh-arterij-insult-tranzitornye-ishemicheskie-ataki-tia (Дата посещения: 11.10.2016)

5. SolidWorks Flow Simulation 2012 Technical Reference // 123 p.

6. *Бегун П.И*. Моделирование в биомеханике: Учеб. пособие // П.И. Бегун, П.Н. Афонин.- М.: Высш. шк., 2004.- 390 с.; ил. ISBN 5-06-004798-9

Башарова Гульнара Тасболатовна, студент 3 курса, Санкт-Петербургский государственный электротехнический университет «ЛЭТИ» им. Ульянова (Ленина); e-mail: gulnara.basharova1@gmail.com; г. Санкт-Петербург, ул.Профессора Попова, д.5, тел: +79992160361.

Рецензент д.т.н., профессор Бегун П.И.

СИСТЕМА РЕГРЕССИОННОГО АНАЛИЗА ДЛЯ ДИАГНОСТИКИ НАРУШЕНИЙ СЛУХА ОБЪЕКТИВНЫМИ И СУБЪЕКТИВНЫМИ МЕТОДАМИ АУДИОМЕТРИИ

Бондаренко Р.П., Кириченко И.А., Кириченко И.И.
Южный федеральный университет
e-mail: ikirichenko@sfedu.ru

Аннотация. Решение задачи ранней диагностики заболеваний слуха человека является актуальным для проводимых профилактических обследований населения. Для целей диагностики слуха традиционно используются субъективные методы обследования,

такие как тональная аудиометрия и речевая аудиометрия, а также объективные методы, одним из которых является тимпанометрия. Эти методы предусматривают графическое представление результатов. Компьютерные технологии позволяют автоматизировать процесс формирования аудиметрических тестов, накопление получаемой в процессе диагностики информации, представление результатов диагностики с использованием графиков, таблиц и диаграмм. На качественную и количественную оценку полученных результатов, в особенности на анализ и принятие решений по таким характеристикам, как форма и конфигурация тональных аудиограмм, речевых аудиограмм и тимпанограмм, оказывает влияние субъективность оценки разными экспертами. При этом различие в оценках может быть значительным, что влияет на точность постановки диагноза. В данной работе представлена структурная схема биотехнической системы диагностики нарушений слуха, которая позволяет реализовать статистические методы анализа тональных аудиограмм и тимпанограмм. С использованием исходных данных результатов импедансной аудиометрии, для произвольной тимпанограммы пациента с диагнозом отит был проведен регрессионный анализ тимпанограмм типа С. Вычислялось среднее значение коэффициента корреляции для внутрибарабанного давления и среднеквадратическое отклонение по формуле Пирсона. Результаты анализа данных по оценке силы корреляционной связи тональных аудиограмм, соответствующих нарушениям звуковосприятия и звукопроводимости при отите, и тимпанограмм, представленных в данной работе, позволяют сделать вывод о том, что в качестве значащего признака силы связи можно учитывать знак коэффициента корреляции для рассматриваемых случаев отклонения от нормы.

Ключевые слова: тональная пороговая аудиограмма, тимпанограмма, коэффициент корреляции

SYSTEM DIAGNOSTICS REGRESSION ANALYSIS TO HEARING IMPAIRMENT OBJECTIVE AND SUBJECTIVE METHODS AUDIOMETRY

Bondarenko R.P., Kirichenko I.A., Kirichenko I.I.
Southern Federal University
e-mail: ikirichenko@sfedu.ru

Annotation. The decision of the early diagnosis of human diseases hearing problem is relevant for ongoing preventive population surveys. For purposes of hearing the diagnosis traditionally used subjective methods of inspection, such as tone audiometry and speech audiometry and objective methods, one of which is tympanometry. These methods provide a graphical representation of the results. Computer technologies allow you to automate the process of forming audimetricheskih tests accumulation obtained in the course of diagnostic information, view the diagnostic results using graphs, tables and charts. On the qualitative and quantitative assessment of the results, particularly in the analysis and decision-making on characteristics such as the shape and configuration of the tone audiogram, speech audiogram and tympanograms affects subjectivity of evaluation by different experts. This difference in estimates can be significant, affecting the accuracy of the diagnosis. In this paper, a block diagram of biotechnical system diagnostics of hearing impairment, which allows for statistical analysis methods tone audiogram and tympanograms. Using the raw data results of impedance audiometry tympanogram for any patient with a diagnosis of otitis media was conducted regression analysis tympanograms type C calculates the average value of the correlation coefficient for vnutribarabannogo pressure and standard deviation using the formula Pearson. Results of the analysis of data to assess the strength of correlation tone audiogram, corresponding disturbances sound perception and conduction with otitis and tympanograms presented in this paper lead to the conclusion that as a significant sign of the coupling strength can be taken into account the sign of the correlation coefficient for the cases of deviation from standards.

Keywords: tone threshold audiogram, tympanogram, the correlation coefficient.

В настоящее время при решении задачи профилактических обследований населения с целью ранней диагностики нарушений слуха большое внимание уделяется разработке отечественных приборов и методов диагностики. Субъективные и объективные методы исследования слуховой функции, такие как тональная аудиометрия и речевая аудиометрия, импедансная аудиометрия подробно описаны в отечественных и зарубежных руководствах и монографиях [1-9]. Особенность традиционных методов исследования слуха заключается в том, всегда предусматривается графическое представление

результатов. На основании полученных тональных аудиограмм, речевых аудиограмм и тимпанограмм осуществляется диагностика состояния слуха и принятие решений. На оценку полученных результатов и принятие решений по таким характеристикам, как форма и конфигурация тональных аудиограмм, речевых аудиограмм и тимпанограмм, оказывает влияние субъективность оценки разными экспертами. При этом различие в оценках может быть значительным, что влияет на точность постановки диагноза.

Компьютерные технологии позволяют автоматизировать процесс формирования аудиметрических тестов, накопление получаемой в процессе диагностики информации, представление результатов диагностики с использованием графиков, таблиц и диаграмм. На качественную и количественную оценку полученных результатов, в особенности на анализ и принятие решений по таким характеристикам, как форма и конфигурация тональных аудиограмм, речевых аудиограмм и тимпанограмм, оказывает влияние субъективность оценки разными экспертами. При этом различие в оценках может быть значительным, что влияет на точность постановки диагноза. Задача повышения достоверности данных тональной аудиометрии с использованием различных статистических методов анализа рассматривалась в ряде работ. В качестве критериев анализа использовались такие, как классификация аудиограмм на основе экспертной информации [10], интерпретация порогов слышимости на отдельных частотах в пространстве нечетких признаков [11]. Таким образом, задача повышения достоверности оценки количественных и качественных характеристик результатов исследования слуха субъективными и объективными методами аудиометрии, основанной на статистической обработке информации является актуальной.

Ранее авторами были рассмотрены задача разработки электронной библиотеки аудиограмм [12] и вопросы разработки биотехнической системы компьютерного анализа данных аудиометрии [13]. Возможность применения регрессионного анализа данных тональной пороговой аудиометрии была показана авторами в [14]. В результате была сформирована база данных тональных пороговых аудиограмм воздушной и костной проводимости, разработаны структура биотехнической системы и алгоритм регрессионного анализа данных тональных аудиограмм и проведена статистическая оценка

параметров тональной аудиометрии, для которой в качестве признака использовался коэффициент корреляции Пирсона. Анализ, проведенный авторами [14], показал, что оценка корреляционной связи, учитывающая направление и силу связи, позволяют получить количественную информацию об отклонении потерь воздушной и костной проводимости от нормы.

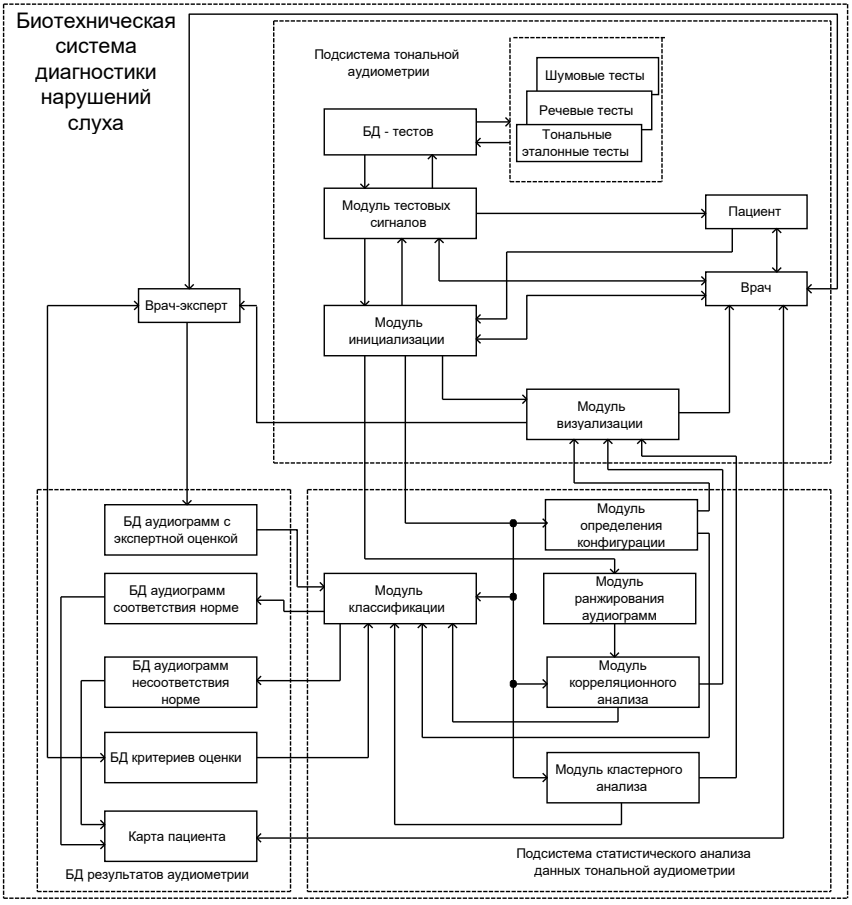


Рисунок 1 – Структурная схема биотехнической системы тональной и речевой аудиометрии

Полученные результаты регрессионного анализа предложено использовать в качестве информативных признаков для анализа тональных пороговых аудиограмм. В качестве дополнительных признаков анализа тональных пороговых аудиограмм было предложено использовать, разработанный авторами алгоритм определения конфигурации тональных аудиограмм [15] и алгоритм k-внутригрупповых средних, на основе которого были вычислены функции принадлежности нечетких множеств, относящихся к классам «норма» и «отклонение от нормы». На рис. 1 показана структурная схема биотехнической системы диагностики нарушений слуха на основе тональной и речевой аудиометрии, которая позволяет реализовать рассмотренные выше статистические методы анализа тональных аудиограмм.

Биотехническая система диагностики нарушений слуха последовательно выполняет следующие этапы статистического анализа данных тональной аудиометрии. Формирование тестовых сигналов и накопление первичной информации и графическое построение аудиограммы осуществляет подсистема тональной аудиометрии. Подсистема статистического анализа данных тональной аудиометрии выполняет функции анализа и определения основных характеристик на основе методов определения конфигурации, регрессионного и кластерного анализа, формирует базу данных аудиограмм.

Субъективные методы исследования слуха, такие как тональная пороговая аудиометрия, речевая аудиометрия, в связи с их простотой применяются чаще. Однако результаты диагностики субъективными методами зависят от состояния и психологического настроя обследуемого, что не всегда обеспечивает получение достоверных данных о состоянии слуха [1, 2]. Импедансная аудиометрия является объективным методом оценки слуха, который представляет собой комплекс клинических тестов, основанных на измерении импеданса среднего уха [3].

В системе импедансной аудиометрии, выделяют четыре важных параметра: объем наружного слухового прохода, пик комплианса, давление пика и ширина тимпанограммы [3]. Рассмотрим задачу регрессионного анализа с целью оценки связи двух параметров, отображаемых при графическом представлении тимпанограмм, такими

как пик комплианса и ширина произвольной тимпанограммы и тимпанограммы, соотвествующей норме. Полную область внутрибарабанного давления (-400даПа; +200 даПа) при этом разбиваем на два поддиапазона: отрицательная область внутрибарабанного давления (-400 даПа; 0 даПа) и положительная область внутрибарабанного давления (0; +200 даПа).

С использованием исходных данных результатов импедансной аудиометрии, для произвольной тимпанограммы пациента с диагнозом отит представленными в [3], был проведен регрессионный анализ тимпанограмм типа С. Вычислялось среднее значение коэффициента корреляции для внутрибарабанного давления (Т) и среднеквадратическое отклонение (СКОт) по формуле Пирсона [16]. Средние значения коэффициента корреляции и среднеквадратическое отклонение на примере тимпанограмм типа С, приведенные в [17] составили для полной области внутрибарабанного давления Т=-0,35; СКОт=0,12. Для поддиапазонов отрицательной и положительной областей внутрибарабанного давления средние значения коэффициента корреляции и среднеквадратическое отклонение составили Т=-0,41; СКОт=0,11 и Т=0,48; СКОт=0,15, соответственно.

Результаты сравнительного анализа полученных в [14] данных по оценке силы корреляционной связи тональных аудиограмм, соответствующих нарушениям звуковосприятия и звукопроводимости при отите, и тимпанограмм, представленных в данной работе, позволяют сделать вывод о том, что в качестве значащего признака силы связи можно учитывать знак коэффициента корреляции для рассматриваемых случаев отклонения от нормы.

На основе анализа современных методов и средств импедансной аудиометрии [3], была разработана структурная схема биотехнической системы для проведения диагностики состояния среднего уха человека методом импедансной аудиометрии, которая показана на рис. 2. Биотехническая система импедансной аудиометрии включает в своем составе подсистему тимпанометрии, базы данных результатов тимпанометрии и подсистему статистического анализа данных.

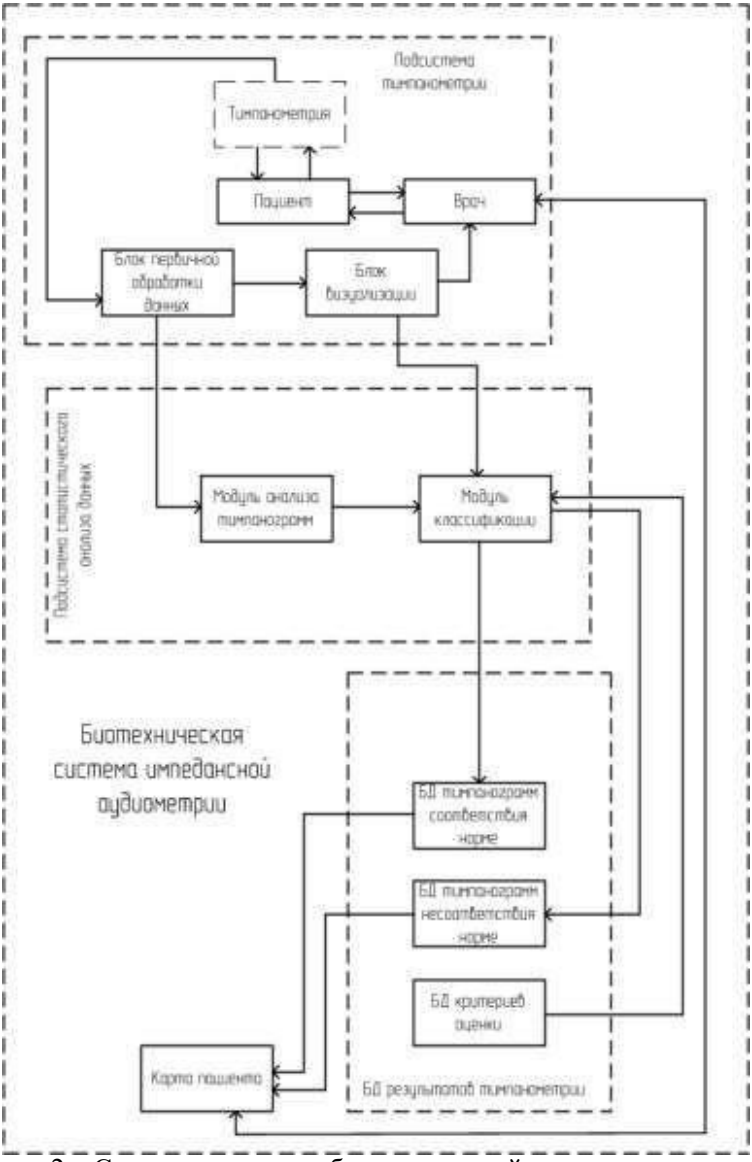


Рисунок 2 – Структурная схема биотехнической системы импедансной аудиометрии

Подсистема тимпанометрии выполняет стандартные функциитимпанометра и включает в себя блоки первичной обработки данных и визуализации. Подсистема статистического анализа данных состоит из модуля анализа тимпанограмм и модуля классификации. Модуль анализа тимпанограмм построен на основе работы алгоритма анализа данных тимпанограмм, поступающих из блока первичной обработки данных. Затем в модуле классификации определяется тип тимпанограммы.

База данных тимпанометрии включает в себя БД тимпанограмм соответствия норме (тип А), БД тимпанограмм несоответствия норме (типы:As, Ad, B, C, D, E) и БД критериев оценки. БД критериев оценки включает в себя основные четыре критерия: объем наружного слухового прохода, пик комплианса, давление пика и ширинутимпанограммы. Результаты диагностики заносятся в электронную карту пациента.

Результаты статистического анализа данных исследования состояния слуха на основе субъективных и объективных методов могут быть дополнены установлением силы корреляционной связи для косно-воздушного интервала, результатами статистического анализа речевой аудиометрии, моделирование тестовых сигналов для которой описано в [18, 19], применением лингвистических переменных для анализа аудиограмм [20]. Для повышения достоверности количественной оценки силы корреляционной связи тональных аудиограмм и тимпанограмм необходимо увеличить объем выборки исходных данных. Полученные результаты показали возможность применения данных расчетов в корреляционной адаптометрии, что позволит при проведении профилактических осмотров определять без большого объема вычислений наличие отита, а также другие заболевания.

1. Альтман Я. А., Таварткиладзе Г. А. Руководство по аудиологии. – М.: ДМК Пресс, 2003. – 360 с.

2. Джафек Б.У., Старк Э.К. Секреты оториноларингологии. – М. – СПб.: БИНОМ – Невский диалект, 2001. – 624с.

3. Кочкин Р. В. Импедансная аудиометрия. – М.: Медицина, 2006. – 48 с.

4. Kemp D.T. Otoacoustic emissions, their origin in cochlear function, and use// British Medical Bulletin.-2002. – V.63. -P.223-241.

5. Jedrzejczak W., Blinowska K.J. Identification of otoacoustic emissions components by means of adaptive approximations// JASA.-2004. – V.115, №5.-P.2148-2158.

6. Warwick Williams Noise exposure levels from personal stereo use // International Journal of Audiology 2005. – V.44. – P.231-236.

7. Neitzel R., Seixas N., Olson J., Daniell W., Goldman B. Nonoccupational noise exposures associated with routine activities // J Acoust Soc Am. – 2004. – V.115(1). – P.237-245.

8. Rice C.G., Breslin M., Roper R.G. Sound levels from personal cassette players // Br J Audiol. – 1987. – V.21. – P.273-278.

9. Smith P.A., Davis A., Ferguson M., Lutman M.E The prevalence and type of social noise exposure in young adults in England // NoiseHealth. – 2000. – V.6. – P.41-56.

10. Абу.-Мандил Н., Н.Н.Филатова. Автоматизированная система диагностики нарушений слуха // Биотехнические системы в медицине и экологии. Известия СПбГЭТУ «ЛЭТИ». – №2 – 2006. – С. 104-108.

11. Миловидов А.А., Филатова Н.Н. Программный комплекс для лингвистической интерпретации графических зависимостей с нечеткими координатами // Программные продукты и системы.–2011. – №3. – С. 110-114.

12. Бондаренко Р.П., Кириченко И.А., Салов В.В. Концепция разработки электронной библиотеки аудиограмм // Известия ЮФУ. Технические науки.- 2008.-№5.- С.157-159.

13. Бондаренко Р.П., Кириченко И.И. Биотехническая система компьютерного анализа данных аудиометрии // Известия ЮФУ. Технические науки. – 2009. – №7.– С. 29-34.

14. Бондаренко Р.П., Кириченко И.И., Черноморченко С.Г. Применение регрессионного анализа данных в аудиометрии // Известия ЮФУ. Технические науки. – 2010. – №9. – С.199-200.

15. Бондаренко Р.П., Заграй Н.П., Кириченко И.И., Фирсова Т.Б. Метод определения конфигурации тональных аудиограмм // Известия ЮФУ. Технические науки. – 2009. – №10. – С. 239–241.

16. Юнкеров В.И., Григорьев С.Г. Математико-статистическая обработка данных медицинских исследований. – СПб.: ВМедА, 2002. - 266с.

17. Кириченко И.А., Кириченко И.И., Кумова Д.М. Регрессионный анализ результатов субъективных и объективным

методов диагностики слуха // Научно-практическая конференция «Нелинейная акустика-50». Сборник трудов. – Таганрог: Издательство Южного федерального университета. – 2015. – С.156-160.

18. Кириченко И.И. Моделирование тестовых сигналов тональной и речевой аудиометрии // Сборник трудов научной конференции «Сессия научного Совета РАН по акустике», Т3. – М.: ГЕОС.- 2012. – С.28-31.

19. Кириченко И.И., Лащенко К.А. Моделирование системы анализа данных речевой аудиометрии // Известия ТТИ ЮФУ–ДонНТУ. Материалы Тринадцатого Международного научно-практического семинара «Практика и перспективы развития партнерства в сфере высшей школы». В 3-х кн. – Таганрог. Изд-во ТТИ ЮФУ. Кн.2. 2012, № 12. – С.76-81.

20. Бондаренко Р.П., Заграй Н.П., Кириченко И.И., Фирсова Т.Б. Применение лингвистических переменных для анализа аудиограмм // Известия ЮФУ. Технические науки. – 2009. – №10. – С. 242-243.

Бондаренко Роман Павлович, к.т.н., зам. ген. директора ООО «ФОРТИС», г. Москва Волокамское шоссе 89, офис 508, e-mail – bondarenkorp@gmail.com

Кириченко Игорь Алексеевич, к.т.н., доцент, Южный федеральный университет, Институт нанотехнологий, электроники и приборостроения г. Таганрог, ул. Шевченко, 2, ЮФУ, ИНЭП, e-mail – ikirichenko@sfedu.ru

Кириченко Инна Игоревна, аспирант, Южный федеральный университет, Институт нанотехнологий, электроники и приборостроения г. Таганрог, ул. Шевченко, 2, ЮФУ, ИНЭП, e-mail – ikirichenko@sfedu.ru

Рецензент д.т.н., профессор Тарасов С.П.

КОМПЬЮТЕРНЫЙ АНАЛИЗ ЭЛЕКТРОЭНЦЕФАЛОГРАММ ПАЦИЕНТОВ С НЕВРАЛГИЕЙ ТРОЙНИЧНОГО НЕРВА

Дунина Н.Е., Короткиева Н.Г.
Ростовский Государственный Медицинский Университет
e-mail: kng-as@yandex.ru

Аннотация. Приведены результаты исследования изменений характеристик биоэлектрической активности головного мозга у пациентов с невралгией тройничного нерва и у здоровых испытуемых (на основе спектрального анализа, с оценкой значимости различия данных U-критерием Манна-Уитни). Выявлены различия спектральных составляющих электроэнцефалограмм у двух исследуемых групп, в особенности, по α и σ ритмам.

Ключевые слова: пациенты с невралгией тройничного нерва, дифференцированная диагностика, компьютерный анализ.

COMPUTER ANALYSIS ELECTROENCEPHALOGRAM PATIENTS WITH TRIGEMINAL NEURALGIA

Dunina N.E., Korotkieva N.G.
Rostov State Medical University
e-mail: kng-as@yandex.ru

Annotation. There are the results of the research of the characteristics changes of the bioelectrical activity of the patients' brain with trigeminal neuralgia and the healthy ones (based on the spectral analysis to estimate the significance of the difference data U- Mann -Whitney). The differences of the spectral components of the EEG in the two study groups, for α and δ rhythms were revealed.

Keywords: patients with trigeminal neuralgia, differential diagnosis, computer analysis

Введение:

В настоящее время изучение изменений характеристик электроэнцефалограммы (ЭЭГ) у пациентов с неврологическими нарушениями является открытой проблемой в медицине. В дифференциальной диагностике данного вида патологий, для уточнения характера неврологических нарушений, локализации очага патологической активности в структурах головного мозга,

электроэнцефалография практически не используется врачами, хоть и является простым и эффективным методом исследования функциональной активности мозга, обнаружения патологического процесса. Часто при неврологических заболеваниях патологический процесс поражает непосредственно место, где возникает болевое ощущение, что отражается на характеристиках ЭЭГ [1,2].

Невралгия тройничного нерва (НТН) или тригеминальная невралгия – это распространенное хроническое заболевание периферической нервной системы, поражающее тройничный нерв. Проявляется интенсивной приступообразной болью в зонах иннервации одной или нескольких ветвей тройничного нерва, и обычно, с одной стороны лица. Тройничный нерв играет важную роль в организме человека. Он осуществляет как двигательную иннервацию жевательных мышц, так и чувствительную иннервацию лица. Особенностью строения ветвей нерва является то, что нижнечелюстная ветвь снабжена и чувствительными, и двигательными волокнами, а глазная и верхнечелюстная ветвь – только чувствительными.

Целью данного исследования является изучение изменений характеристик ЭЭГ при тригеминальной невралгии до медикаментозного лечения, и сравнение с характеристиками биоэлектрической активности головного мозга здоровых испытуемых. Обследуемые обеих групп относятся к возрастной категории от сорока до шестидесяти лет. Именно в этом возрасте начинает развиваться и прогрессировать данное заболевание.

Задача работы:

- выявление значимых различий характеристик биоэлектрической активности головного мозга здоровых испытуемых и пациентов с невралгией тройничного нерва с дальнейшим анализом полученных результатов при помощи программ Microsoft Excel 2007 и Statistica 6.0.

Материалы и методы:

В ходе исследования были записаны ЭЭГ пятнадцати больных, страдающих НТН, находящихся в отделении невралгии и нейрохирургии ГБОУ ВПО РостГМУ, и пятнадцати здоровых испытуемых на кафедре медицинской и биологической физики ФГБОУ ВО РостГМУ МЗ РФ. Запись проводилась монополярно электроэнцефалографом-анализатором ЭЭГА-21/26-«Энцефалан-131-

03», по системе «10-20%» с использованием следующих девятнадцати отведений: Fp1, Fp2, F7, F8, F3, F4, C3, C4, P3, P4, T3, T4, T5, T6, O1, O2, Oz, Pz и Cz в состоянии спокойного бодрствования. С целью исключения артефактов, связанных с работой сердца, параллельно регистрировали электрокардиограмму.

На следующем этапе проводился спектральный анализ ЭЭГ испытуемых обеих групп – были построены усредненные амплитудные спектры всех отведений. Были выделены частотные диапазоны ритмов ЭЭГ: δ – от 1 до 4 Гц, θ – 4-8 Гц, α – 8-14 Гц, β – 14-30 Гц, амплитудные характеристики которых впоследствии подвергались сравнению.

Проверка гипотезы о подчинении признаков закону нормального распределения проводилась с помощью критерия Шапиро – Уилка в программе Statistica. В связи с малым объемом выборки применялся непараметрический метод – точный критерий Манна-Уитни, где за критический уровень статистической значимости принимался p <0,05.[3]

Таблица 1. Значения уровня статистической значимости p различий амплитудных характеристик больных НТН и здоровых

Отведения	p-уровень различий амплитуд δ– ритм	p-уровень различий амплитуд θ– ритм	p-уровень различий амплитуд α– ритм	p-уровень различий амплитуд β– ритм
O2 – A2	**0,000076**	**0,000054**	**0,000071**	**0,000043**
O1 – A1	**0,00084**	**0,00093**	**0,00012**	**0,00072**
P4-A2	**0,0016**	0,455	**0,00053**	0,573
P3-A1	0, 761	0,342	**0,00049**	**0,00072**
C4-A2	**0,00095**	0,452	0,065	**0,037**
C3-A1	**0,00058**	0,976	**0,0023**	0,538
F4-A2	**0,000051**	**0,032**	0,435	**0,0073**
F3-A1	**0,00057**	**0,000149**	0,182	**0,00084**
Fp2-A2	**0,000078**	**0,00041**	0,435	**0,00047**
Fp1-A1	**0,000092**	**0,00077**	0,399	**0,00053**
T6-A2	**0,000014**	**0,00093**	**0,000062**	**0,000085**
T5-A1	**0,000064**	**0,000071**	**0,000026**	**0,000049**

T4-A2	**0,000037**	**0,000014**	**0,0083**	**0,000052**
T3-A1	**0,00081**	0,846	**0,00096**	0,263
F8-A2	**0,000027**	0,305	**0,00091**	**0,0014**
F7-A1	**0,000034**	**0,0041**	**0,000006**	0,803
Oz-A2	**0,00074**	**0,0015**	**0,00053**	**0,0062**
Pz-A1	**0,00046**	**0,0024**	**0,00071**	**0,0038**
Cz-A2	**0,00093**	**0,0011**	**0,0012**	**0,00021**

Примечание: жирным обозначены статистически значимые различия $p<0,05$ (по критерию Манна-Уитни)

Спектральный анализ ЭЭГ позволяет получить тонкую характеристику частотного состава электроэнцефалограммы в количественных величинах. Усредненные амплитудные спектры для всех отведений ЭЭГ здоровых и больных НТН представлены на рисунках 1.1 – 1.19.

Рисунок 1.1 – Усредненный амплитудный спектр отведения O2-A2 здоровых испытуемых и больных с невралгией тройничного нерва

Рисунок 1.3 – Усредненный амплитудный спектр отведения O1-A1 здоровых испытуемых и больных с невралгией тройничного нерва

Рисунок 1.4 – Усредненный амплитудный спектр отведения P4-A2 здоровых испытуемых и больных с невралгией тройничного нерва

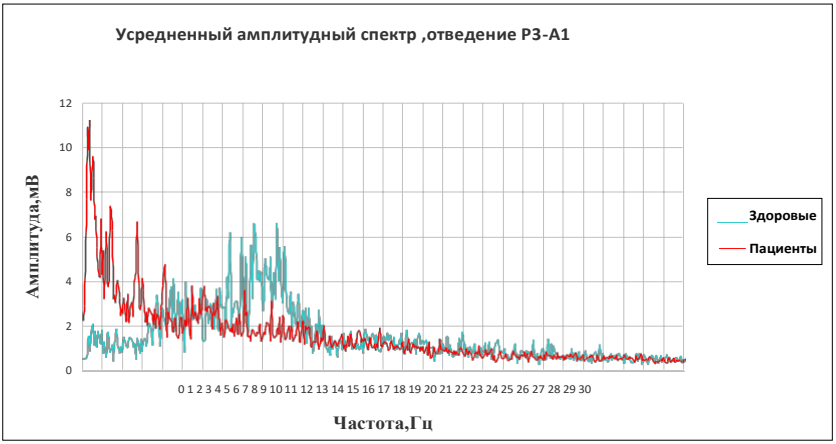


Рисунок 1.5 – Усредненный амплитудный спектр отведения P3-A1 здоровых испытуемых и больных с невралгией тройничного нерва

Рисунок 1.6 – Усредненный амплитудный спектр отведения C4-A2 здоровых испытуемых и больных с невралгией тройничного нерва

Рисунок 1.7 – Усредненный амплитудный спектр отведения C3-A1 здоровых испытуемых и больных с невралгией тройничного нерва

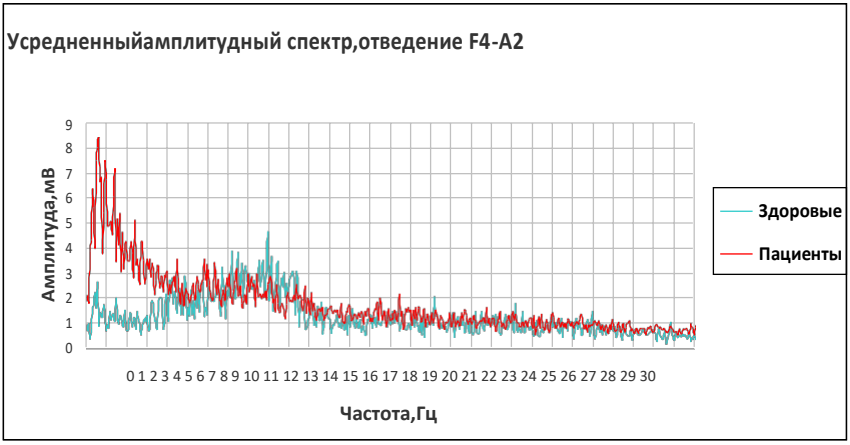


Рисунок 1.8 – Усредненный амплитудный спектр отведения F4-A2 здоровых испытуемых и больных с невралгией тройничного нерва

Рисунок 1.9 – Усредненный амплитудный спектр отведения F3-A1 здоровых испытуемых и больных с невралгией тройничного нерва пациентов

Рисунок 1.10 – Усредненный амплитудный спектр отведения Fp2-A2 здоровых испытуемых и больных с невралгией тройничного нерва

Рисунок 1.11 – Усредненный амплитудный спектр отведения Fp1-A1 здоровых испытуемых и больных с невралгией тройничного нерва

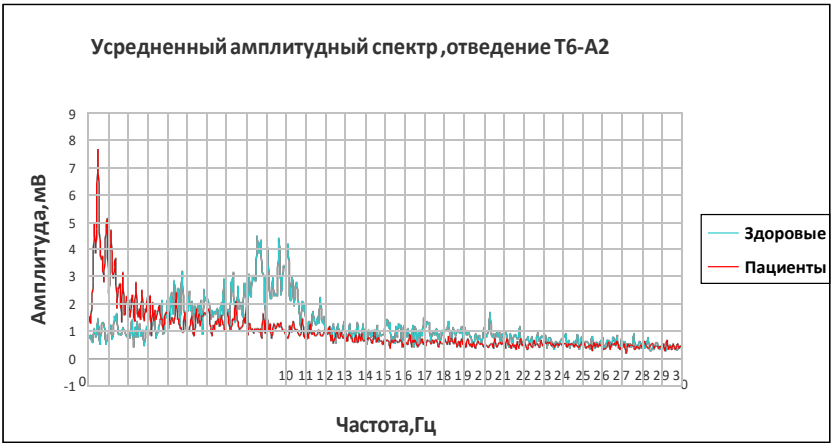


Рисунок 1.12 – Усредненный амплитудный спектр отведения T6-A2 здоровых испытуемых и больных с невралгией тройничного нерва

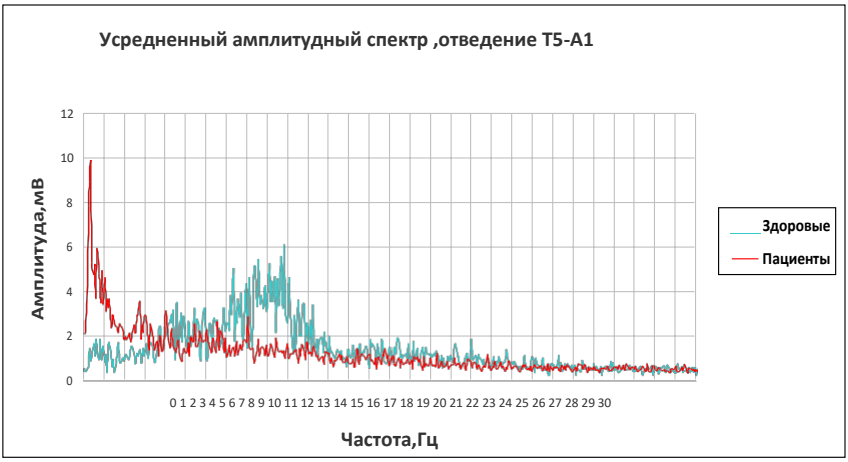


Рисунок 1.13 – Усредненный амплитудный спектр отведения T5-A1 здоровых испытуемых и больных с невралгией тройничного нерва

Рисунок 1.14 – Усредненный амплитудный спектр отведения T4-A1 здоровых испытуемых и больных с невралгией тройничного нерва

Рисунок 1.15 – Усредненный амплитудный спектр отведения T3-A1 здоровых испытуемых и больных с невралгией тройничного нерва

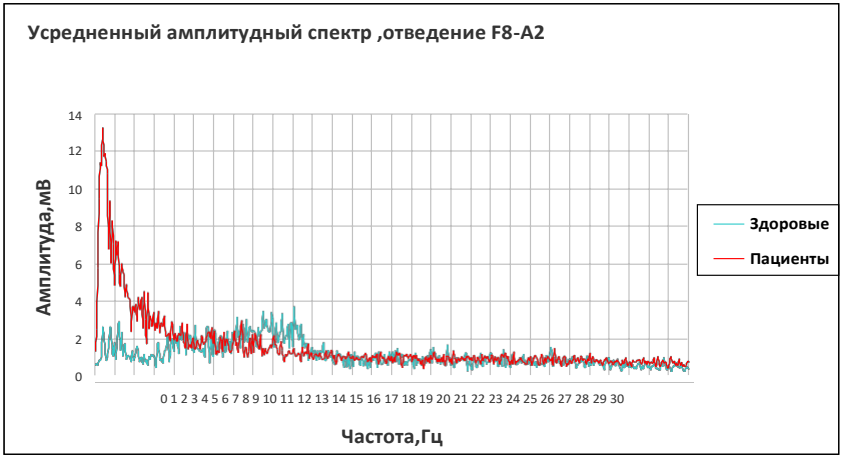


Рисунок 1.16 – Усредненный амплитудный спектр отведения F8-A2 здоровых испытуемых и больных с невралгией тройничного нерва

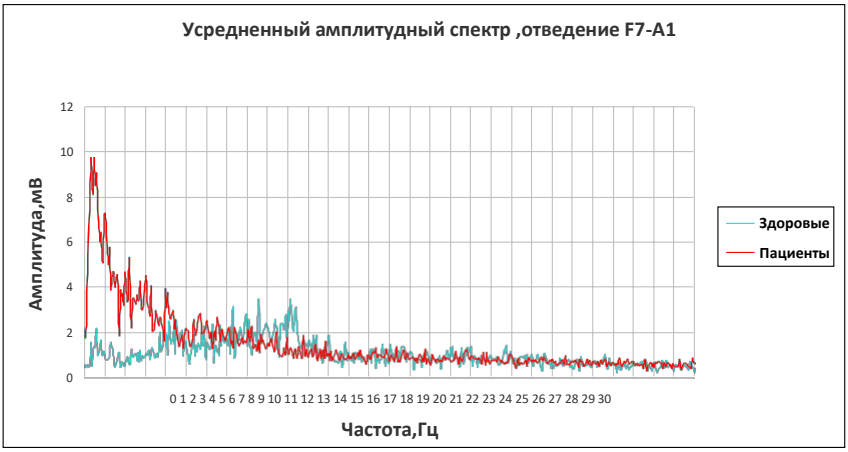


Рисунок 1.17 – Усредненный амплитудный спектр отведения F7-A1 здоровых испытуемых и больных с невралгией тройничного нерва

Рисунок 1.18 – Усредненный амплитудный спектр отведения Oz-A2 здоровых испытуемых и больных с невралгией тройничного нерва

Рисунок 1.19 – Усредненный амплитудный спектр отведения Pz-A1 здоровых испытуемых и больных с невралгией тройничного нерва

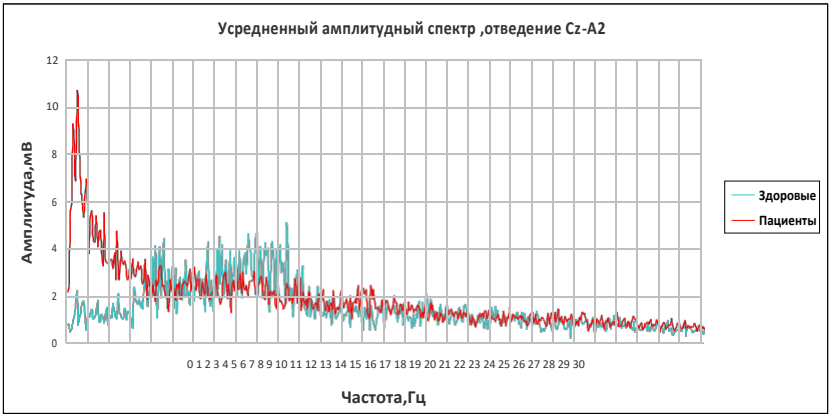


Рисунок 1.20 – Усредненный амплитудный спектр отведения Cz-A2 здоровых испытуемых и больных с невралгией тройничного нерва

На спектрограммах находит отражение амплитуда частотных составляющих ЭЭГ на момент исследования. Это дает возможность определить соотношение разных ритмов, составляющих ЭЭГ, и

выявить те частоты, которые не определяются при визуальном анализе в связи с их малой амплитудой. Спектральный анализ ЭЭГ проводился при помощи программы Microsoft Excel.

Результаты:

Анализируя усредненные частотные характеристики электроэнцефалограмм исследуемых групп (пациенты и здоровые испытуемые) по точному критерию U-критерием Манна-Уитни, выявлено, что уровень достоверности различий высок (Таблица 1, за критический уровень статистической значимости принимался $p<0,05$). Значимые различия, как видно, наблюдаются по всем ритмам в большинстве отведений.

При детальном анализе спектральных характеристик биоэлектрической активности головного мозга выявлены существенные отличия амплитуд исследуемых ритмов. Различие по α-ритму всех отведений у здорового испытуемого и пациента с невралгией тройничного нерва, проявляется в уменьшении амплитуды данного частотного диапазона у больных НТН по сравнению со здоровой группой. Амплитуда низкочастотных ритмов σ и θ повышена в сравнении с нормой во всех отведениях и значительно преобладает над амплитудой α – ритма в лобных отведениях (Рис. 1.1 – 1.19).

Таким образом, у пациентов с невралгией тройничного нерва по сравнению со здоровыми испытуемыми наблюдаются характерные электрофизиологические изменения ЭЭГ. Значит, патологические изменения в функционировании системы тройничного нерва находят отражение и в характеристиках электроэнцефалограммы.

1. Манвелов Л.С., Тюрникова В.М., Кадыкова А.В. Тригеминальная невралгия: эпидемиология, этиология, патоморфология, патогенез, клиника, диагностика // Русский медицинский журнал. – 2013. – Т.21, № 10. – С. 542-544.

2. Гнездицкий В.В. Обратная задача ЭЭГ и клиническая электроэнцефалография (картирование и локализация источников электрической активности мозга). / В.В. Гнездитский Таганрог.: Изд. ТРТУ совместно с НПКФ «МЕДИКОМ МТД», 2000 г.

3. Реброва О.Ю. Статистический анализ медицинских данных. Применение пакета прикладных программ STATISTICA / О.Ю. Реброва. – Москва: Изд-во Медиа Сфера, 2006. – 312с. – 3-е издание.

4. Кижеватова Е.А., Бакузова Д.В., Омельченко В.П., Ефремов В.В. Применение дискриминантного анализа показателей электроэнцефалограммы в диагностике когниивных нарушений у больных с ишемией мозга // Биомедицинская радиоэлектроника. 2016. – № 1. – С. 41-44.

Дунина Нелли Евгеньевна, аспирант 2 года обучения Ростовского Государственного Медицинского Университета, Nell16.12@yandex.ru, г. Ростов-на-Дону ул. Брестская д. 9 «А» кв.№26, 8(918)-576-28-67.

Короткиева Наталья Георгиевна, kng-as@yandex.ru к.б.н., доцент кафедры медицинской и биологической физики ФГБОУ ВО РостГМУ МЗ РФ, 344020, г. Ростов-на-Дону, ул. Брестская 54, 8-928-279-37-45

Рецензент д.ф.-м.н., профессор, заведующий кафедрой радиофизики ФГБОУ ВО ЮФУ Заргано Г.Ф.

РАЗРАБОТКА АЛГОРИТМА ИССЛЕДОВАНИЯ СКОРОСТИ ПОТОКА В СЕПТАЛЬНОЙ АРТЕРИИ ВО ВРЕМЯ СЕРДЕЧНОГО ЦИКЛА

Иевлева Е.А.
Санкт-Петербургский государственный электротехнический университет «ЛЭТИ» им. Ульянова (Ленина)
e-mail: eievleva94@mail.ru

Аннотация. В статье ставится задача разработать алгоритм исследования скорости потока в септальной артерии во время сердечного цикла и провести исследование скорости потока. Алгоритм построен при использовании клинических данных, полученных в отделении эндоваскулярной хирургии Городской многопрофильной больницы № 2. В программе SolidWorks Simulation проведены вычисления перемещений стенки сосуда при шести значениях давления со стороны миокарда. С учетом этих перемещений построены модели деформированных септальных артерий. В этих артериях при шести значениях давления на выходе из артерий, и скорости на входе в артерии в среде SolidWorks Flow Simulation рассчитаны скорости

кровотока в артерии. По результатам исследования сделан вывод, что поток в наиболее деформированном участке сосуда перемещается с максимальной скоростью во время диастолы.

Ключевые слова: гипертрофическая кардиомиопатия, эхокардиография, септальная абляция, ангиограмма, алгоритм, исследования, скорость потока, сердечный цикл, диастола.

DEVELOPMENT OF ALGORITHMS RESEARCH FLOW VELOCITY THE SEPTAL ARTERY DURING THE CARDIAC CYCLE

Ievleva E.A.
Saint Petersburg State Electrotechnical University «LETI»
e-mail: eievleva94@mail.ru

Abstract: The article seeks to develop an algorithm flow rate study in the septal artery during the cardiac cycle and to conduct a study flow. The algorithm is built by using clinical data from the Department of Endovascular Surgery City Hospital number 2. In the SolidWorks Simulation software calculation performed movements of the vessel wall with six pressures from the myocardium. With these movements the models deformed septal artery. In six of these arteries at the pressures at the outlet of the arteries, and the speed at the inlet of the arteries in the SolidWorks Flow Simulation environment calculated blood flow velocity in an artery. The study concluded that the flux in the most deformed portion of the vessel is moving at a maximum speed during diastole.

Key words: hypertrophic cardiomyopathy, echocardiography, septal ablation, angiogram, algorithm, studies, flow velocity, cardiac cycle, diastole.

Введение. Гипертрофическая кардиомиопатия (ГКМП) – заболевание, которое характеризуется частыми ухудшениями диастолической функции левого желудочка, утолщением стенок левого желудочка, значительным фиброзом миокарда и частым возникновением нарушений сердечного ритма. Гипертрофия миокарда может вовлекать как отдельные стенки или сегменты желудочков (асимметричный вариант ГКМП), так и распространяться на все стенки желудочков (симметричный вариант ГКМП). В большинстве случаев

гипертрофия левого желудочка бывает асимметричной с преобладанием утолщения межжелудочковой перегородки (МЖП) по сравнению со свободными стенками левого желудочка. Толщина МЖП может быть в 1,5–3 раза больше толщины задней стенки левого желудочка. Иногда толщина МЖП достигает 50–60 мм [1]. ГКМП имеет генетическую детерминированность. Согласно рекомендациям Всемирной организации здравоохранения, различают обструктивную с систолическим градиентом давления на выходном тракте левого желудочка и необструктивную (без систолического градиента давления на выходном тракте левого желудочка) формы заболевания. Систолический градиент давления на выходном тракте левого желудочка является самым уникальным и демонстративным признаком при ГКМП [2]. ГКМП диагностируется двухмерной эхокардиографией, которая позволяет уточнить анатомические особенности заболевания, выраженность гипертрофии миокарда, степень обструкции выводного тракта левого желудочка. При проведении эхокардиографии оценивается степень нарушения диастолической функции левого желудочка, определяется градиент давления в выходном тракте левого желудочка [1]. Для лечения ГКМП "золотым стандартом" снижения обструкции выходного тракта левого желудочка признана септальная миэктомия. С развитием рентгенохирургических методов у пациентов высокого хирургического риска, обусловленного преклонным возрастом или сопутствующими заболеваниями, появился альтернативный, эндоваскулярный метод устранения обструкции выходного тракта – алкогольная септальная абляция [3]. Септальная абляция проводится путем селективного введения 100% этанола в септальную ветвь коронарной артерии. Это приводит к развитию небольшого инфаркта миокарда базальной части межжелудочковой перегородки, который приводит к ее истончению. Это влечет за собой уменьшение градиента давления в выходном отделе левого желудочка и расширение выходного отдела левого желудочка [4].

Цель работы: построить алгоритм, позволяющий выбирать временной интервал сердечного цикла для септальной абляции.

Задачи:

1. Разработать алгоритм исследования скорости потока в септальной артерии во время сердечного цикла;

2. Провести исследование влияния сокращения миокарда на гемодинамику в септальной артерии.

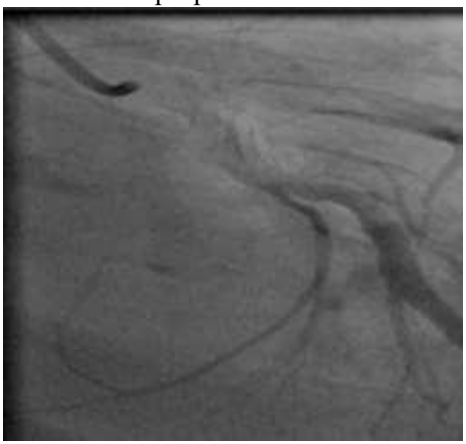


Рисунок 1 – Ангиограмма септальной артерии

Алгоритм построен при использовании клинических данных, полученных в отделении эндоваскулярной хирургии Городской многопрофильной больницы № 2:

1. Ангиограммы септальной артерии (рис.1);
2. Эхокардиографического исследования деформации стенки миокарда в зоне расположения септальной артерии (рис.2);

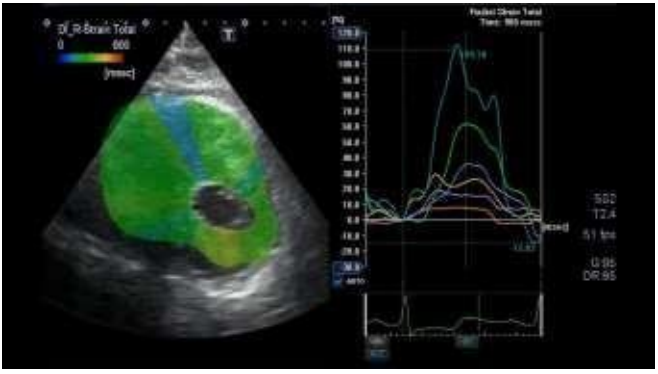


Рисунок 2 – Эхокардиографическое исследование деформации стенки миокарда

3. Графика давлений при входе в септальную артерию во время сердечного цикла (рис.3);

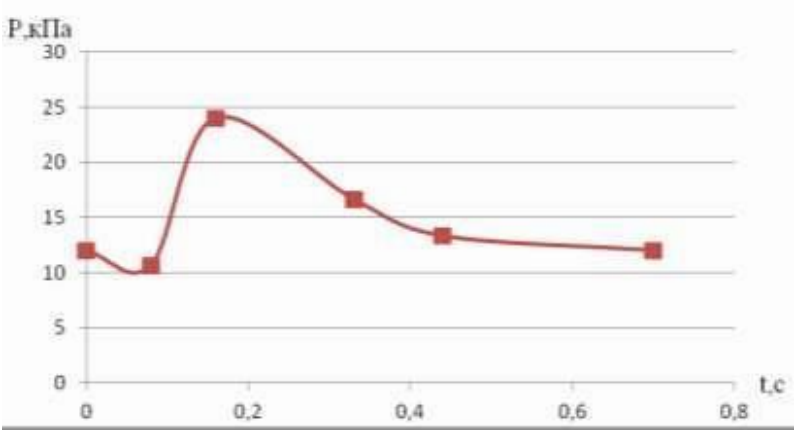


Рисунок 3 – Изменение давления на входе в септальную артерию во время сердечного цикла

4. Графика скоростей при входе в септальную артерию во время сердечного цикла (рис.4).

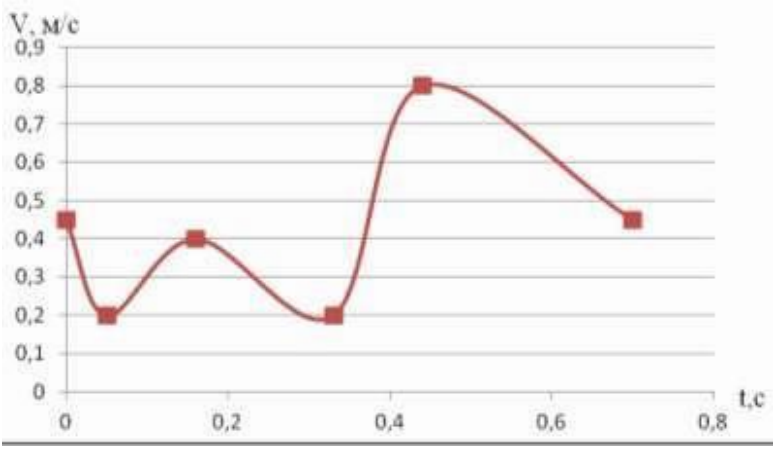


Рисунок 4 – Изменение скорости на входе в септальную артерию во время сердечного цикла

Геометрическая модель септальной артерии, построена по ангиограмме (рис. 1) в программе SolidWorks 2013.

Введены следующие допущения:

1. Давление на стенки септальной артерии численно равно напряжению в миокарде в зоне расположения этой артерии (из условий статической эквивалентности);

2. Материал стенки артерии сплошной, однородный, изотропный;

3. Давление равномерно распределено по поверхности сосуда;

4. Модуль упругости стенки сосуда E=0.8 МПа, коэффициент Пуассона μ=0.4;

5. Септальная артерия жестко закреплена по торцам в соответствии с принципом Сен – Венана.

Изменения эквивалентного напряжения в зоне расположения септальной артерии во время сердечного цикла определяется при использовании функциональной зависимости $\varepsilon(t)$, по клиническим данным и функциональной зависимости динамического модуля нормальной упругости от времени цикла [5]:

$$O_{экв}(t) = \varepsilon_{экв}(t) E_2(t),$$

$$\varepsilon_{экв}(t) = \sqrt{\frac{(\varepsilon_1 - \varepsilon_2)^2 + (\varepsilon_2 - \varepsilon_3)^2 + (\varepsilon_3 - \varepsilon_1)^2}{2}},$$

$$\varepsilon_3 = 0,$$

где ε_1 – относительное удлинение в меридиональном направлении, ε_2 – относительное удлинение в окружном направлении.

Рассчитанные зависимости давления со стороны миокарда на стенки септальной артерии от времени сердечного цикла приведены на рис 5.

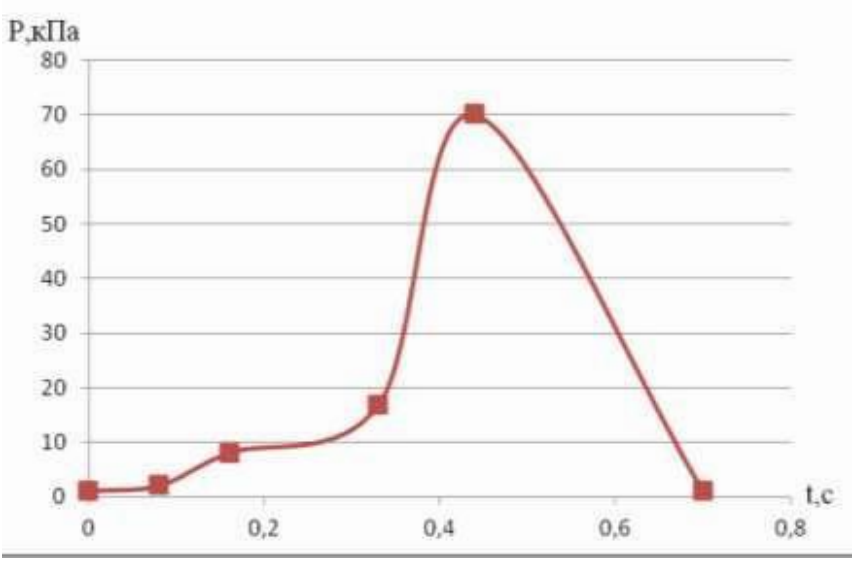


Рисунок 5 – Изменение давления со стороны миокарда на стенки септальной артерии во время сердечного цикла

В программе SolidWorks Simulation проведены вычисления перемещений стенки сосуда при шести значениях давления со стороны миокарда, которые показаны точками на рис. 5. Поле перемещений стенки при давлении 70 кПа приведено на рис. 6. С учетом этих перемещений построены модели деформированных септальных артерий. В этих артериях при шести значениях скорости (рис. 4) на входе в артерию и шести значениях давления на выходе артерии, которые практически не отличаются от давления на входе в септальную артерию (рис. 3), в среде SolidWorks Flow Simulation рассчитаны скорости кровотока в артерии.

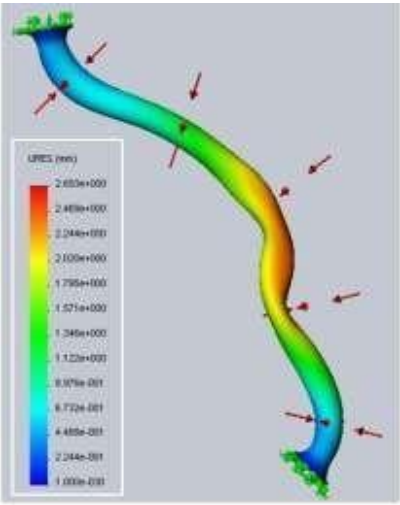


Рисунок 6 – Поле перемещений стенки септальной артерии при давлении 70 кПа

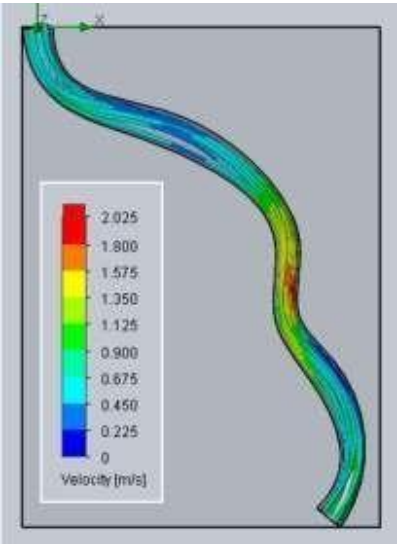


Рисунок 7 – Линии тока, окрашенные по величине скорости, в деформированной септальной артерии

На рис. 7 приведены линии тока, окрашенные по величине скорости, в септальной артерии при давлении 13,3 кПа на выходе из артерии и скорости 0,8 м/с на входе в артерию, а на рисунке 8 показана зависимость скорости потока крови в наиболее деформированном участке сосуда от времени сердечного цикла. Наибольшая скорость потока крови наблюдается в наиболее деформированном участке сосуда в диастолу.

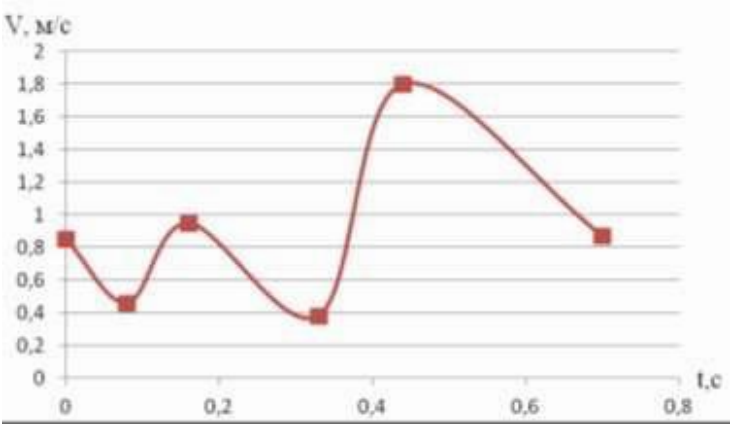


Рисунок 8 – Изменение скорости потока в наиболее деформированном участке сосуда во время сердечного цикла

Вывод: Разработан алгоритм исследования скорости потока в септальной артерии во время сердечного цикла и проведено исследования скорости потока. Разработанный алгоритм позволяет определить временной интервал абляции септальной артерии при различных патологических изменений ее и следующих за ней по потоку артериях.

1. Заводчикова Е. Н. Гипертрофическая кардиомиопатия. Лекарственный вестник, № 7 (39) 2010 Том 5.

2. Кнышов Г. В., Залевский В. П. Гипертрофическая кардиомиопатия: Где мы сегодня в понимании проблем патофизиологии, диагностики и лечения. УДК: 616.127–007.61.

3. Поляков Р.С., Саакян Ю.М., Пурецкий М.В., Пиркова А.А., Ван Е.Ю., Марданян Гайк Ваникович, Болтенков

А.В., Абугов С.А. Интервенционные методы лечения гипертрофической кардиомиопатии. Клиническая и экспериментальная хирургия. Журнал имени академика Б.В. Петровского. – 2014. – № 1. – С. 96-99.

4. Осиев А.Г., Кретов Е.И. Новый подход к оценке результатов транскоронарной септальной аблации у больных с гипертрофической обструктивной кардиомиопатией. Журнал «Патология кровообращения и кардиохирургия», 2013, Том 17 №3, стр.46-49.

5. Бегун П.И. Биомеханическое моделирование объектов протезирования: учебное пособие СПб: Политехника, 2011. – 464 с.

Иевлева Елизавета Андреевна, студентка 4 курса, Санкт-Петербургский государственный электротехнический университет «ЛЭТИ» им. Ульянова (Ленина); e-mail: eievleva94@mail.ru; г. Санкт-Петербург, ул.Профессора Попова, д.5, тел: +7 9817957122.

Рецензент д.т.н., профессор Бегун П.И.

ДОПОЛНИТЕЛЬНЫЙ СПОСОБ ДИАГНОСТИКИ ИШЕМИИ ГОЛОВНОГО МОЗГА, ОСНОВАННЫЙ НА ЭЛЕКТРОЭНЦЕФАЛОГРАФИЧЕСКОМ ИССЛЕДОВАНИИ

Кижеватова Е.А., Омельченко В.П.
Ростовский Государственный Медицинский Университет
e-mail: vitaly.omelchenko@mail.ru

Аннотация. В настоящее время увеличивается число людей, страдающих когнитивными нарушениями, вызванных диабетической и дисциркуляторной энцефалопатией. До сих пор не разработаны единые подходы в дифференциальной диагностике когнитивных нарушений мозга при этих заболеваниях. В работе описано применение математических методов анализа характеристик ЭЭГ. Установлено, что в ЭЭГ находят отражения изменения когнитивной деятельности, особенно значимые изменения получены в альфа- и дельта-диапазонах. При помощи дискриминантного анализа составлены матрицы классификации для разделения на группы больных и здоровых.

Ключевые слова: электроэнцефалографические характеристики; когнитивные нарушения; диабетическая энцефалопатия;

дисциркуляторная энцефалопатия; дискриминантные функции; спектральный анализ ЭЭГ.

ADDITIONAL WAYS TO DIAGNOSE CEREBRAL ISCHEMIA BASED ELECTROENCEPHALOGRAPHIC INVESTIGATION

Kizhevatov E.A., Omelchenko V.P.
Rostov State Medical University
e-mail: vitaly.omelchenko@mail.ru

Abstract. The number of the people suffering from cognitive violations, basis on diabetic and dyscirculatory encephalopathy increases. Still uniform approaches in differential diagnostics of cognitive violations of brain at these diseases aren't developed. In work application of mathematical methods of the analysis of characteristics of EEG is described. Established that find reflections of change of cognitive activity in EEG, and especially significant changes are received in alpha and delta ranges. By means of the discriminant analysis classification matrixes for division into groups sick and healthy are made.

Key words: characteristics of electroencephalography; cognitive violations; diabetic encephalopathy; dyscirculatory encephalopathy; discriminant functions; spectral analysis of EEG.

В настоящее время продолжает увеличиваться число людей, страдающих когнитивными нарушениями, вызванных различными факторами, среди которых гипертония и нарушение кровообращения. Провести оценку нарушений когнитивных функций можно не только при помощи когнитивных задач и психологических тестов, но и при электрофизиологическом исследовании [5]. Достаточно актуально является не только сама ЭЭГ, но и дополнительные методы ее анализа, которые бы повысили информативность данного исследования [2,3]. Необходимость в разработке адекватных способов дифференциальной диагностики обусловлена тем, что когнитивные изменения вносят значительный вклад в клиническую картину дисциркуляторной энцефалопатии. Эти симптомы могут снижать качество жизни пациентов, затруднять адаптацию к хроническому заболеванию [1,4]. Между тем, наличие когнитивной дисфункции, даже в минимальных проявлениях, является фактором риска развития более выраженных

расстройств высших психических функций, отягощает прогноз развития заболевания.

Таким образом, цель данной работы – демонстрация возможностей компьютерной ЭЭГ как инструмента оценки когнитивных функций у больных с дисциркуляторной энцефалопатией при помощи применения математических и статистических методов анализа. А также выявление особенностей ЭЭГ, которые свойственны для больных с дисциркуляторной энцефалопатией.

Задачей исследования является повышение эффективности ранней диагностики когнитивных расстройств, вязанных с нарушением обмена веществ (глюкозы в крови) и сосудистого происхождения с использованием объективных данных (данные ЭЭГ-диагностики), что позволит своевременно выбрать тактику лечения когнитивных нарушений при ишемии головного мозга и осуществить профилактику прогрессирования заболевания.

В данном исследовании приняли участие 60 человек: больные с дисциркуляторной энцефалопатией и контрольная группа. В группе больных с дисциркуляторной энцефалопатией было 12 женщина и 18 мужчин. Средний возраст больных с дисциркуляторной энцефалопатией имел значение 69,1 ± 2,6 ($p>0,95$) лет. Контрольную группу составили здоровые лица 28-75 лет, общая численность которых была 30 человек (16 женщин и 14 мужчин).

Запись биоэлектрической активности головного мозга (Фоновая запись: состояние расслабленное, глаза закрыты) осуществлялась на 16-канальном электрокардиографе «Энцефалан-131-03». Исследование осуществляли на базе кафедры медицинской и биологической физики Ростовского государственного медицинского университета. С сигналами ЭЭГ снимали сигналы ЭКГ и ЭОГ для последующей фильтрации ЭЭГ от артефактов.

Поставленная раннее задача решалась путем проведения вербальных тестов: пациенту с клинически выявленным синдромом умеренных когнитивных расстройств проводили фоновую регистрацию ЭЭГ с открытыми и закрытыми глазами (по 3 минуты), затем предлагали два вербальных теста «Слова» и «Растения» при открытых глазах и регистрировали ЭЭГ. Выполнение данных тестов вызывает активацию наиболее страдающих при хронической ишемии мозга интеллектуальных функций (внимание, память, речевая

активность, мышление). Биоэлектрическая активность наиболее задействованных при этом зон мозга (лобные и височные отведения), а также соседних зон, обеспечивающих интегративную деятельность, является отражением когнитивных процессов, в том числе патологических.

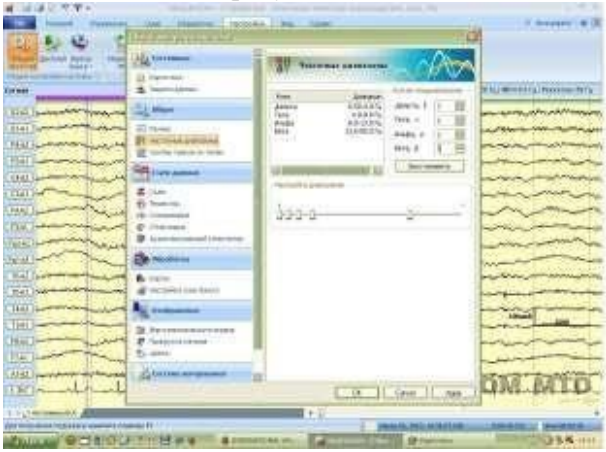
После чего при помощи программ MS Excel 2007, Statistica 6.0 и «Энцефалан» были проведены следующие математические анализы ЭЭГ: анализ спектральной мощности ЭЭГ (абсолютные значения мощности и относительные значения мощности), дискриминантный анализ, – по результатам которых были выявлены наиболее значимые ритмы для дифференциации испытуемых на больных с дисциркуляторной энцефалопатией и здоровых лиц. Чем ниже мощность α-ритма и выше у δ-ритма, тем более выражены патологические процессы в головном мозге у больных с дисциркуляторной энцефалопатией.

По результатам дискриминантного анализа были построены четыре дискриминантные функции $F_{ФонОГ}$, $F_{ФонЗГ}$, $F_{Растения}$, $F_{Слова}$, также построены матрицы классификации (Данные функции описаны в патенте «Способ диагностики когнитивных нарушений сосудистого происхождения при хронической ишемии мозга» № 2584651 выдан 25 апреля 2016 года). Диагностическая чувствительность модели – процент больных дисциркуляторной энцефалопатией, верно отнесенных после исследования к патологии (среднее по 16 отведениям): 92,2%. В ходе исследования были получены доверительные интервалы ($p>0.95$) значений ранее названных функций для больных с дисциркуляторной энцефалопатией и здоровых лиц.

В дальнейшем данный способ можно применять в клинических исследованиях следующим образом: пациентам необходимо провести ЭЭГ-исследование по вышеописанному сценарию (Фон открытые глаза, Фон закрытые глаза, Фон открытые глаза, Потом ЭЭГ с когнитивными задачами «Растения» и «Слова»). После чего в программе «Энцефалан» необходимо задать стандартные интервалы для частотных характеристик (дельта, тета, альфа и бета) как на рисунке 1.

После этого провести спектральный анализ по каждому этапу ЭЭГ, в таблице относительных значений мощности выбрать

необходимые значения каждого xi согласно дискриминантным уравнениям и подставить их (рисунок 2).



Рисисунок 1 – Настройка частотных диапазонов в программе «Энцефалан» в меню «Настройки»

Рисунок 3 – Окно «Таблицы спектральных характеристик ЭЭГ» с выбранной вкладкой Относительные значения мощности (ОЗМ) в меню «Обработка»- «Спектральный анализ»

После этого вычисляют значения дискриминантных функций, и если результаты дискриминантных функций тестов «Растения», «Слова», «Фон ОГ» и «Фон ЗГ» во всех четырех случаях относятся к одной группе и попадают в интервалы $F_{растения}$ от -2743,1 до -2676,6, $F_{слова}$ от 261,2 до 316,6, $F_{фон\ ОГ}$ от 73,7 до 156,3, $F_{фон\ ЗГ}$ от 52,4 до 91,5 – испытуемого относят к группе лиц с хронической ишемией мозга, если в интервалы $F_{растения}$ от 2673,6 до 2808,7, $F_{слова}$ от 479,1 до 526,4, $F_{фон\ ОГ}$ от 391,4 до 504,4,$F_{фон\ ЗГ}$ от 96,8 до 168,4 – к группе здоровых лиц, при невыполнении ни одного из этих условий – к группе лиц с когнитивными расстройствами иного происхождения.

Выводы

Предлагаемый способ позволяет повысить точность дифференциальной диагностики сосудистых и других когнитивных расстройств, улучшить результаты их ранней диагностики и оптимизировать выбор тактики лечения при минимальном объеме параклинических методов исследований.

Таким образом, можно сделать вывод, что в ЭЭГ находят отражения изменения когнитивной деятельности, что проявляется в отличиях ЭЭГ у больных с дисциркуляторной энцефалопатией и здоровых лиц. Особенно значимые изменения получены в альфа- и дельта-диапазонах. При помощи дискриминантного анализа были получены дискриминантные функции, составлены матрицы классификации для разделения на группы больных и здоровых. Полученные результаты при условии расширения эксперимента могут быть дополнены и служить одним из диагностических критериев когнитивного здоровья.

1. Кижеватова Е.А., Бакузова Д.В., Омельченко В.П., Ефремов В.В. Применение дискриминантного анализа показателей электроэнцефалограммы в диагностике когнитивных нарушений у больных с ишемией головного мозга // Биомедицинская радиоэлектроника. 2016. № 1. С. 41-44.

2. Михальчич И.О., Омельченко В.П. Нелинейный анализ ритмических составляющих электроэнцефалограммы человека в норме // Известия Южного федерального университета. Технические науки. 2014. № 10 (159). С. 52-59

3. Мороз, К.А. Бабенко, Е.В. Дунина, Н.Е. Современные методики обработки данных на примере спектрального анализа вызванных потенциалов: В сборнике: Инновационные технологии в науке и образовании – ИТНО-2014. Сборник научных трудов Международной научно-методической конференции. ФГБОУ ВПО Донской государственный технический университет; ФГБНУ Северо-Кавказский научно-исследовательский институт механизации и электрификации сельского хозяйства. 2014. С. 315-317

4. Цыган, В.Н. Электроэнцефалография / В.Н. Цыган, М.М. Боголовский, А.В. Миролюбов; под ред. М.М. Дьяконова. – СПб.: «Наука», 2008. – 19-23 с.

Кижеватова Елена Александровна, ассистент кафедры медицинской и биологической физики, Ростовский Государственный Медицинский Университет, e-mail – alyonatim@mail.ru, 344038 пер. Казахстанский, 19 кв. 129 Ростов-на-Дону, Россия, +7(918)548-04-20

Омельченко Виталий Петрович, д.б.н., профессор, заведующий кафедрой медицинской и биологической физики, Ростовский Государственный Медицинский Университет, 344038 пер. Казахстанский, 19 кв. 129 Ростов-на-Дону, Россия, e-mail – vitaly.omelchenko@mail.ru, +7 (863) 201-43-90

Рецензент д.ф.-м.н., профессор, заведующий кафедрой радиофизики ФГБОУ ВО ЮФУ Заргано Г.Ф.

ОСОБЕННОСТИ ЭЭГ В ТРЕНИНГЕ С БИОЛОГИЧЕСКОЙ ОБРАТНОЙ СВЯЗЬЮ ПРИ СДВГ У ДЕТЕЙ

Кобыляцкая Е.В., Кижеватова Е.А., Короткиева Н.Г.
Ростовский Государственный Медицинский Университет
e-mail: alyonatim@mail.ru

Аннотация. В работе описано применение электроэнцефалографических тренингов на основе биологической обратной связи при лечении детей с синдромом дефицита внимания и гиперреактивности в возрасте 7-10 лет. Цель тренингов было повышение амплитуды бета-ритма, отвечающего за концентрацию

внимания, и понижение тета-ритма (ритма творчества). В ходе исследования было установлено, что при помощи ЭЭГ-БОС детям успешно удается справиться с рассеянностью внимания, а также с переутомляемостью. Было замечено, что после курса тренингов дети стали более усидчивые, могли легче отсидеть уроки, а также повысилась их успеваемость.

Ключевые слова: электроэнцефалограмма, бета-ритм, синдром дефицита внимания и гиперактивности, биоуправление.

FEATURES THE EEG TRAINING WITH BIOFEEDBACK FOR ADHD IN CHILDREN

Kobylyatskaya Ye.V., Kizhevatova Ye.A., Korotkiyeva N.G.
Rostov State Medical University
e-mail: alyonatim@mail.ru

Annotation. In work application the electroencephalogramm's trainings on the basis of biological neurofeedback is described in case of treatment of children with a syndrome of deficit of attention and hyperactivity at the age of 7-10 years. The purpose of trainings there was an increase in amplitude of the beta-rhythm which is responsible for concentration of attention, and lowering a theta-rhythm (a creativity rhythm). During the research it was established that by means of EEG neurofeedback children successfully manage to cope with absent-mindedness of attention, and also with refatigue. It was noticed that after a rate of trainings children became more assidious, could stay easier lessons, also their progress increased.

Key words: Electroencephalogram, beta-rhythm, SDAH, neurofeedback

В настоящее время все большее распространение в лечении психологических, неврологических и психосоматических состояний получает метод биологической обратной связи (БОС) по характеристикам электроэнцефалограммы (ЭЭГ-БОС) [1,2]. Суть метода БОС заключается в том, что пациент, при помощи технических средств получает информацию о текущем состоянии из одной или нескольких физиологических систем и обучается контролировать не только свое психофизиологическое состояние, но и произвольно

управлять функционированием данных систем [3]. Однако, проблемой эффективного применения ЭЭГ-БОС является недостаточное исследование нейро- и психофизиологических механизмов тех преобразований в мозговой динамике, которые возникают в процессе тренинга ЭЭГ-БОС. На сегодняшний день, для объяснения механизмов, с помощью которых возможна произвольная регуляция биоэлектрической активности мозга, предложена гипотеза, которая рассматривается в данной работе.

Научная гипотеза: При помощи БОС-терапии возможно обучение пациентов навыкам психической регуляции для достижения состояния концентрации внимания, что поможет детям справиться с синдромом дефицитом внимания и гиперактивностью. Эффективность БОС-регуляции базируется на фундаментальных свойствах мозга – ритмике, пластичности, активации. Если действие биологической обратной связи приводит к эффективным и длительным изменениям в нейронных цепях, определяющих то или иное функциональное состояние головного мозга, то эти нейронные цепи должны не только меняться под действием биологической обратной связи, но и фиксировать эти изменения в течение времени; т.е. эти системы должны быть достаточно пластичны [5,6].

Целью настоящей работы явилась оценка эффективности сеансов ЭЭГ-БОС по параметрам бета- и тета-ритмов в отношении характеристик внимания у практически здоровых лиц, а также изучение топографии изменений ЭЭГ в ходе подобных сеансов ЭЭГ-БОС.

Материалы и методы.

В исследовании приняли участие 12 детей в возрасте 7-12 лет (средний возраст 9,3±0,4 при $p>0,95$). Данным детям врачами-неврологами был поставлен диагноз СДВГ, а также врачи-психиатры подтверждали наличие возбужденного состояния у детей, переутомляемость и нежелание учиться в школе. Данным детям была проведена курсовая терапия в виде 15-30 сеансов ЭЭГ-БОС тренингов на повышение бета-ритма. Данный тренинг предназначен для повышения уровня функциональной активности передних отделов мозга при терапии детей с расстройствами познавательных функций и поведения, в том числе при СДВГ. Процедура используется для нормализации соотношения уровней бета-активности в ЭЭГ в лобных отведениях.

Процедуры биологической обратной связи и нейробиоуправления реализовывались с помощью универсального программно-методического обеспечения – ПМО функционального биоуправления с БОС «Реакор», которое обеспечивает работу стационарного 4 канального Комплекса реабилитационного психофизиологического для тренинга с БОС «Реакор» (фирма-производитель «Медиком МТД», г. Таганрог).

Показания к проведению:

Когнитивный БОС-тренинг наиболее применим в терапии состояний, связанных с нарушениями внимания, познавательных и моторных функций. Прежде всего, он показан при коррекции расстройств внимания, включая такие формы, как изолированный синдром нарушения внимания (СНВ); СНВ с гиперактивностью, смешанная форма. Также этот вид тренинга будет полезен в терапии специфических расстройств развития: нарушения развития способности к арифметическому счету, расстройств развития экспрессивного письма, алексии. Последствия черепно-мозговой травмы, сопровождающихся снижением когнитивных функций также могут быть показанием для назначения.

Конфигурация съёма:

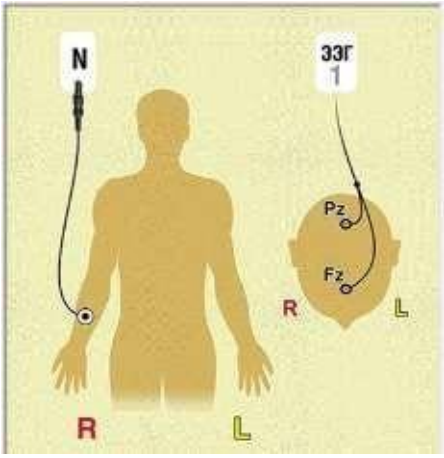


Рисунок 1 – Конфигурация съема (схема наложения электродов) биполярное фронтально-теменное отведение (Fz-Pz)

В БОС процедурах при регистрации биполярных ЭЭГ отведений по системе "10-20" использовался набор шлемов 3-х размеров для установки ЭЭГ-РЭГ электродов НШЭ-0. Шлемы выполнены из силиконовых шнуров, скрепленных цветными фиксаторами и планками-скобами.

Контролируемые показатели:

- Индекс мощности пользовательского частотного диапазона "ПользИ";
- Мощность пользовательского частотного диапазона "ПользИ";
- Индекс мощности тета-активности "ТетаИ".

Целевые установки:

- Польз И – повышение;
- ПользМ – повышение;
- ТетаИ – снижение.

Сценарий тренинга состоял в том, что после каждого задания обязательно давался отдых. Задания были следующие:

1. Необходимо убрать помехи с картинки (чем больше был бета-ритм и меньше тета-ритм, тем лучше было изображение)
2. Чистый показ видеоряда (от концентрации внимания зависело качество сменяемых картинок, а также качество воспроизводимого звука)
3. Видеоролик (от характеристик бета-ритма и тета-ритма зависило качество видеоролика-мультика, а также и звука)
4. Игра (чем лучше была концентрация внимания, тем быстрее и выше летел объект на мониторе пациента).

Особенности сценария:

В процедуре использовался не весь бета-1 диапазон, а та его часть, на которую меньшее влияние оказывают альфа-активность и возможные ЭМГ-артефакты. Поэтому здесь имеется в виду часть диапазона бета-ритма ПользИ (пользовательский диапазон) от 16 до 20 Гц. В ходе работы активно использовались адекватные приемы мотивации пациента на достижение требуемого результата. С этой на каждом занятии оперативно менялось содержимое видеороликов (каждое занятие был новый мультик), ориентируясь на предпочтения пациента. Также поддерживалась оптимальная сложность задания путем корректировки порогов.

Результаты.

По результатам 15-30 тренингов у разных детей наблюдалось значительное изменение психоэмоционального состояния у детей, повышалась их усидчивость и успеваемость в школе. Некоторые дети, которые были вынуждены перейти на домашние обучение, стали возвращаться назад в школу и отсиживали все уроки согласно программе.

На рисунке 2 видно, что показатели бета-ритма (ПользИ сред) на итоговом фоне к концу курса возрастают.

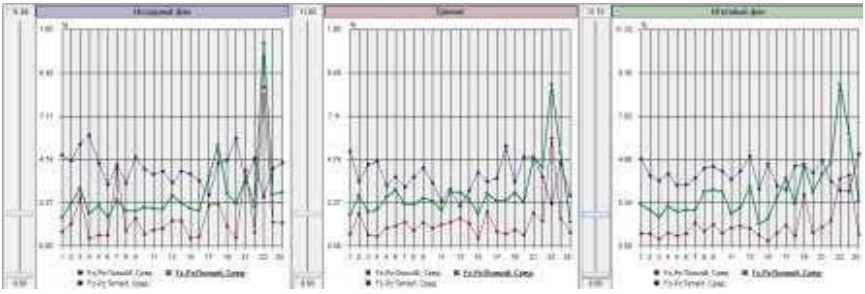


Рисунок 2 – Курсовая динамика

Исходный фон			Тренинг			Итоговый фон		
Fz-Pz ПользМ Сред	Fz-Pz ПользИ Сред	Fz-Pz ТетаИ Сред	Fz-Pz ПользМ Сред	Fz-Pz ПользИ Сред	Fz-Pz ТетаИ Сред	Fz-Pz ПользМ Сред	Fz-Pz ПользИ Сред	Fz-Pz ТетаИ Сред
3.05 мкВ²/мкВ	1.55 %	20.03 %	4.52 мкВ²/мкВ	1.69 %	21.06 %	4.57 мкВ²/мкВ	2.21 %	20.18 %
8.01 мкВ²/мкВ	2.35 %	19.73 %	11.74 мкВ²/мкВ	2.75 %	14.76 %	4.53 мкВ²/мкВ	1.76 %	16.14 %
17.08 мкВ²/мкВ	3.15 %	23.49 %	3.87 мкВ²/мкВ	1.67 %	16.76 %	2.49 мкВ²/мкВ	1.56 %	14.96 %
2.68 мкВ²/мкВ	1.75 %	25.01 %	3.53 мкВ²/мкВ	1.97 %	19.52 %	4.83 мкВ²/мкВ	2.15 %	16.62 %
3.00 мкВ²/мкВ	2.21 %	16.98 %	6.05 мкВ²/мкВ	2.68 %	13.97 %	3.19 мкВ²/мкВ	1.63 %	13.06 %
3.06 мкВ²/мкВ	1.93 %	14.18 %	7.17 мкВ²/мкВ	3.06 %	15.88 %	4.55 мкВ²/мкВ	1.93 %	14.08 %
20.57 мкВ²/мкВ	2.93 %	16.72 %	6.64 мкВ²/мкВ	2.26 %	13.69 %	3.78 мкВ²/мкВ	1.98 %	15.53 %
5.58 мкВ²/мкВ	1.53 %	14.41 %	5.53 мкВ²/мкВ	2.24 %	15.03 %	3.54 мкВ²/мкВ	2.02 %	17.08 %
10.15 мкВ²/мкВ	1.89 %	20.04 %	9.56 мкВ²/мкВ	2.63 %	19.02 %	8.18 мкВ²/мкВ	2.03 %	18.28 %
4.15 мкВ²/мкВ	2.12 %	17.78 %	6.52 мкВ²/мкВ	2.45 %	14.53 %	4.88 мкВ²/мкВ	2.21 %	17.13 %
5.79 мкВ²/мкВ	2.63 %	16.47 %	7.71 мкВ²/мкВ	1.53 %	10.42 %	8.67 мкВ²/мкВ	1.14 %	16.27 %
6.43 мкВ²/мкВ	2.63 %	17.22 %	8.60 мкВ²/мкВ	2.39 %	13.15 %	7.44 мкВ²/мкВ	2.06 %	17.31 %
5.28 мкВ²/мкВ	2.35 %	14.52 %	11.30 мкВ²/мкВ	2.98 %	9.35 %	8.62 мкВ²/мкВ	3.21 %	20.65 %
5.19 мкВ²/мкВ	2.34 %	17.21 %	8.16 мкВ²/мкВ	2.64 %	12.91 %	8.11 мкВ²/мкВ	1.17 %	13.07 %
2.78 мкВ²/мкВ	2.84 %	16.17 %	2.84 мкВ²/мкВ	1.75 %	16.93 %	1.88 мкВ²/мкВ	1.46 %	18.91 %
3.45 мкВ²/мкВ	1.84 %	15.04 %	12.54 мкВ²/мкВ	2.84 %	14.82 %	4.71 мкВ²/мкВ	2.58 %	13.66 %
14.98 мкВ²/мкВ	3.79 %	11.71 %	5.06 мкВ²/мкВ	2.47 %	15.65 %	7.65 мкВ²/мкВ	3.64 %	12.98 %
35.64 мкВ²/мкВ	5.49 %	19.02 %	4.34 мкВ²/мкВ	2.49 %	23.06 %	3.71 мкВ²/мкВ	2.25 %	16.47 %
7.31 мкВ²/мкВ	2.50 %	19.01 %	5.34 мкВ²/мкВ	2.68 %	14.78 %	19.63 мкВ²/мкВ	4.44 %	18.45 %
2.08 мкВ²/мкВ	2.29 %	24.88 %	3.90 мкВ²/мкВ	2.43 %	20.46 %	5.15 мкВ²/мкВ	2.88 %	16.81 %
27.72 мкВ²/мкВ	3.35 %	14.63 %	12.16 мкВ²/мкВ	4.88 %	20.33 %	7.13 мкВ²/мкВ	3.67 %	19.67 %
4.92 мкВ²/мкВ	2.14 %	20.26 %	9.75 мкВ²/мкВ	4.29 %	16.96 %	9.58 мкВ²/мкВ	4.47 %	14.87 %
59.67 мкВ²/мкВ	11.09 %	11.34 %	39.87 мкВ²/мкВ	8.87 %	9.65 %	20.66 мкВ²/мкВ	8.74 %	12.79 %
8.61 мкВ²/мкВ	2.62 %	17.78 %	18.17 мкВ²/мкВ	5.08 %	19.36 %	27.01 мкВ²/мкВ	6.08 %	17.59 %
8.44 мкВ²/мкВ	2.91 %	18.12 %	4.34 мкВ²/мкВ	1.38 %	11.52 %	4.28 мкВ²/мкВ	2.44 %	21.33 %

Рисунок 3 – показатели амплитуды бета-ритма (ПользМ Сред), индекса бета ритма (ПользИ Сред) и показатели индекса тета (Тета И Сред)

Вывод

Данный вид психофизиологической коррекции – хорошее дополнение к существующим методам фармакотерапии и психологического лечения детей с синдромом дефицита внимания и гиперактивности. При должном уровне организации условий проведения и реализации самого процесса, психокоррекционные мероприятия на основе биологической обратной связи могут принести эффективные и результативные положительные сдвиги в произвольной регуляции психической деятельности детей, страдающих СДВГ. Проведенное исследование показало принципиальную возможность применения и объективную успешность использования БОС терапии в коррекционном процессе. Для уточнения различных аспектов данной работы следует расширить эмпирическую базу и продолжать исследования.

1. Кропотов Ю. Д., Гринь-Яценко В. А., Чутко Л. С., Яковенко Е. А., Пономарев В. А. Лечение детей с синдромом нарушения внимания с гиперактивностью при помощи метода ЭЭГ-биологической обратной связи // Российский вестник перинатологии и педиатрии. – 2011. – Т. 47, № 3. – С. 37–40.

2.Штарк М.Б., Скок А.Б. Применение электроэнцефалографического биофидбека в клинической практике // Биоуправление-3: Теория и практика. – Новосибирск: ИМБК СО РАМН, 2008. – С. 131–141.

3. Гринь_Яценко В.А., Кропотов Ю.Д., Чутко Л.С. и др. Эффективность использования ЭЭГ обратной связи в коррекции нарушений внимания у детей // Биол. обратная связь. 2012.№3. С. 20–28.

4. Базанова О.М., Веревкин Е.Г., Штарк М.Б. Биоуправление в оптимизации психомоторной реактивности Сообщение II. Динамика сегментарных характеристик α-активности // Физиология человека. – 2007. – Т. 33, №6. – С. 44–49.

5. Derryberry D. Right hemisphere sensitivity to biofeedback // Neuropsychologia. – 1990. – V. 28, № 12. – P. 1261–1271.

6. Doyere V., Burette F., Redini-Del Negro C., Laroche S. Long-term potentiation of hippocampal afferents and efferents to prefrontal cortex:

implications for associative learning // Neuropsychologia. – 1993. –V. 31, № 10. –P. 1031–1053.

Кижеватова Елена Александровна, ассистент кафедры медицинской и биологической физики, Ростовский Государственный Медицинский Университет, e-mail – alyonatim@mail.ru, 344038 пер. Казахстанский, 19 кв. 129 Ростов-на-Дону, Россия, +7(918)548-04-20

Кобыляцкая Елизавета Витальевна, студент 1 курса, Ростовский Государственный Медицинский Университет, e-mail – MyLeave@mail.ru, 344038 пер. Казахстанский, 19 кв. 129 Ростов-на-Дону, Россия, +7(918)3491006

Короткиева Наталья Георгиевна, доцент, Ростовский Государственный Медицинский Университет, e-mail – kng-as@yandex.ru, 344038 пер. Казахстанский, 19 кв. 129 Ростов-на-Дону, Россия, +7(928)2793745

Рецензент д.ф.-м.н., профессор, заведующий кафедрой радиофизики ФГБОУ ВО ЮФУ Заргано Г.Ф.

НЕЛИНЕЙНОДИНАМИЧЕСКИЕ ХАРАКТЕРИСТИКИ ЭЛЕКТРОЭНЦЕФАЛОГРАММ БОЛЬНЫХ РАССЕЯННЫМ СКЛЕРОЗОМ И ИХ ИЗМЕНЕНИЕ В ПРОЦЕССЕ ЛЕЧЕНИЯ

Михальчич И.О., Омельченко В.П.
Ростовский Государственный Медицинский Университет
e-mail: vitaly.omelchenko@mail.ru

Аннотация: В работе рассмотрены результаты исследования нелинейных характеристик электроэнцефалограмм больных рассеянным склерозом. Выявлено, что значения корреляционной размерности, размерности вложения и экспоненты Хёрста ЭЭГ больных значимо снижены. Фрактальная размерность ЭЭГ больных РС, наоборот, в среднем выше, чем у здоровых испытуемых. Эти различия позволяют разделить группы больных рассеянным склерозом и здоровых по нелинейным показателям ЭЭГ. В процессе лечения наблюдается приближение нелинейных показателей ЭЭГ пациентов с диагнозом рассеянный склероз к соответствующим значениям

показателей ЭЭГ здоровых испытуемых. Этот факт можно использовать, проводя контроль качества лечения рассеянного склероза.

Ключевые слова: Теория нелинейных динамических систем; электроэнцефалограмма; рассеянный склероз.

NELINEYNODINAMICHESKIE ELECTROENCEPHALOGRAM CHARACTERISTICS OF PATIENTS WITH MULTIPLE SCLEROSIS AND THEIR CHANGE DURING THE TREATMENT

Mihalchich IO, Omelchenko VP
Rostov State Medical University
e-mail: vitaly.omelchenko@mail.ru

Annotation: The paper discusses the results of a study of non-linear characteristics of the electroencephalograms of patients with multiple sclerosis. It was found that the values of the correlation dimension, the dimension of investment and EEG Hursts exponent patients significantly reduced. The fractal dimension of the EEG MS patients, on the contrary, higher on average than in healthy subjects. These differences make it possible to divide the group of patients with multiple sclerosis and healthy on nonlinear EEG parameters. In the course of treatment there is an approximation of nonlinear EEG indices of patients with a diagnosis of multiple sclerosis to the corresponding values of EEG parameters in healthy subjects. This fact can be used by means of quality control of the treatment of multiple sclerosis.

Keywords: The theory of nonlinear dynamical systems; the electroencephalogram; multiple sclerosis.

Несмотря на достигнутый уровень развития нейронаук и множество методов изучения деятельности головного мозга (ГМ) человека, эта отрасль науки не теряет своей актуальности, и интерес к ней не угасает.

Возникновение новых методик исследования функций ГМ, новых воззрений на принципы его работы, новых методов обработки результатов нейрофизиологических исследований – вот перспективные направления развития науки.

Одним из таких новых взглядов на принципы работы ГМ является теория нелинейных динамических систем. На данный момент главенствующим методом математической обработки ЭЭГ является спектральный анализ, на основе которого построено множество исследований [1, 2, 3]. Однако, данный вид математического анализа ЭЭГ раскрывает исследователю лишь результат деятельности функциональных систем мозга, но дает мало информации о самой системе, произведшей этот результат. Однако, именно это вызывает наибольший интерес исследователя. Именно такую информацию способно дать применение методов теории динамического хаоса (ТДХ). В рамках данной теории ГМ рассматривается как нелинейно-динамическая система.

Действительно, мозг обладает признаками нелинейной динамической системы, т.е. его работа в текущий момент времени зависит от начального состояния, от индивидуальных особенностей функционирования мозга и от внешних воздействий. Поэтому, исследование ГМ с позиций теории нелинейной динамики вполне обосновано.

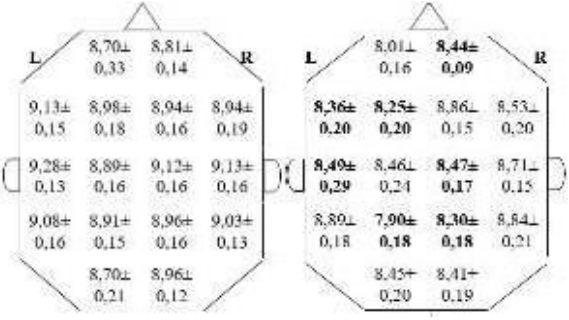
В ТДХ описываются методы, позволяющие восстановить свойства изучаемой системы, в частности, сложность, прогнозируемость, устойчивость, хаотичность и т.д. И это возможно сделать всего по одной реализации процесса, являющегося результатом работы исследуемой системы [4]. Таким отражением работы ГМ можно считать электроэнцефалограмму (ЭЭГ). Кроме того, этот подход к исследованию ЭЭГ уже неоднократно доказал свою результативность [5, 6, 7], в том числе и в наших предыдущих работах [8, 9].

Для проведения исследования в рамках данной работы были отобраны ЭЭГ 15 здоровых испытуемых (контрольная группа) и 15 пациентов неврологического отделения клиники РостГМУ с клинически подтвержденным диагнозом рассеянный склероз до и после лечения с подтвержденным положительным результатом (исследуемая группа). Запись проводилась при помощи электроэнцефалографа Энцефалан 131-01 производства фирмы Медиком-МТД (г. Таганрог, Россия). После фильтрации от физиологических и аппаратных артефактов для последующего нелинейного анализа были выбраны отрезки ЭЭГ длительностью 8192 отсчета, что при частоте 250 отсчетов в секунду составляет около 33 с.

Для расчета нелинейных показателей в работе использовалась программа Fractan 4.4 (автор В.В. Сычев, ИМПБ РАН). Значимость различий исследуемых показателей подтверждалась по критерию Манна-Уитни при помощи программного пакета Statistica 10.0. Данный критерий был выбран ввиду небольшой численности исследуемых групп испытуемых и отсутствия в некоторых случаях нормального распределения значений исследуемого признака.

Первым нелинейным показателем, рассчитанным в рамках данной работы, стала корреляционная размерность ЭЭГ. Известно, что эта величина является отражением сложности системы. Сравнивая ЭЭГ больных и здоровых по значению этого показателя, можно выяснить, влияет ли патологический процесс, протекающий в головном мозге человека, на сложность функциональных систем, образующихся из функционирующих в данный момент нейронов.

Выяснилось, что значения корреляционной размерности ЭЭГ больных рассеянным склерозом значимо ($p<0,05$) отличаются от соответствующих значений здоровых испытуемых во многих отведениях. На рисунке 1 схематично показано картирование значений средних корреляционной размерности здоровых испытуемых (рис. *1а*) и больных рассеянным склерозом (рис. *1б*). Полужирным начертанием на рис. *1б* выделены отведения, в которых наблюдались значимые отличия корреляционной размерности исследуемых групп.



а *б*

Рисунок 1 – Средние корреляционные размерности отведений ЭЭГ: а) здоровых испытуемых, б) больных рассеянным склерозом

Известно, что корреляционная размерность и размерность пространства вложения характеризуют сложность исследуемой системы. Следовательно, можно заключить, что сложность является признаком здоровья ГМ, а при нарушениях, вызванных рассеянным склерозом, сложность действующих систем ГМ снижается.

Далее были рассчитаны показатель Хёрста и фрактальная размерность. Экспонента Хёрста у здоровых в среднем по отведениям составила 0,34±0,02 (в различных отведениях от 0,30±0,02 до 0,38±0,03), у больных же – 0,28±0,02 (в различных отведениях от 0,30±0,02 до 0,38±0,03). Значение фрактальной размерности в контрольной группе – 1,66±0,02 (в различных отведениях от 1,62±0,02 до 1,70±0,03), в исследуемой группе – 1,72±0,02 (в различных отведениях от 1,67±0,02 до 1,76±0,02).

Значимые различия значений экспоненты Хёрста (снижение у больных) и фрактальной размерности (увеличение у больных) обнаружились в основном в лобных и височных отведениях.

Так как в ходе работы вычисленные значения показателя Хёрста оказались меньше 0,5, можно сделать вывод, что ЭЭГ и больных, и здоровых антиперсистентны. Однако, для здоровых эта величина приближается к 0,5. Следовательно, ЭЭГ здоровых приближаются к стохастическому процессу, т.е. предсказать дальнейшее поведение системы тяжелее.

Все вышеназванные нелинейные характеристики были рассчитаны и для ЭЭГ больных РС, прошедших курс терапии. В результате выяснилось, что нелинейные показатели ЭЭГ пациентов после лечения приближаются к значениям здоровых испытуемых, что соответствует положительной динамике лечения.

Для дальнейших исследований и отнесения исследуемых ЭЭГ к одной из групп (здоровых или больных РС) был проведен дискриминантный анализ (схема его подробно описана в [10]) по всем вычисленным нелинейным показателям и построены линейные дискриминантные функции. В дальнейшем это может быть полезно для определения вновь прибывшего испытуемого к одной из исследуемых групп.

Итак, в результате проведенного исследования выяснилось, что при рассеянном склерозе нелинейные показатели ЭЭГ заметно изменяются. Кроме того, в процессе лечения значения исследованных

нелинейных характеристик больных также меняются и уменьшают разрыв с соответствующими показателями здоровых испытуемых. Это дает почву для дальнейшего изучения деятельности головного мозга, а также нарушений в его работе с позиций теории нелинейных динамических систем. При условии дальнейшего расширения экспериментальной базы возможно использование результатов данной работы в клинической практике, в том числе для отслеживания эффекта терапевтических воздействий.

1. Дунина Н.Е. Компьютерный анализ очагов патологий нервных болезней на ЭЭГ с позиции медицинского маркетинга // «Молодой исследователь Дона»: электронный журнал. – 2016. – №1(1) [Электронный ресурс] / mid-journal.ru – Режим доступа: http://mid-journal.ru/upload/iblock/63e/63e93028e7b0b67463dc777cb00d14f9.pdf (дата обращения: 20.11.2016)

2. M. Grama, C. Graversena, S.S. Olesena, A.M. Drewes Dynamic spectral indices of the electroencephalogram provide new insights into tonic pain // Clinical Neurophysiology. – Volume 126, Issue 4, April 2015, Pages 763–771.

3. Sara Wiley, Babak Razavi, Karen Hirsch and Kimford Meador Quantitative (Spectral) Analysis of Continuous EEG for Prognostication in Post Cardiac Arrest Coma (P4.074) // Neurology April 5, 2016 vol. 86 no. 16 Supplement P4.074

4. Takens F. Detecting Strange Attractors in Turbulence // Dynamical Systems and Turbulence: Lecture Notes in Mathematics. – Berlin., 1981. – Vol. 898. – P. 366–381.

5. Меклер А.А. Применение аппарата нелинейного анализа динамических систем для обработки сигналов ЭЭГ // Вестник новых медицинских технологий. – 2007. – Т. 14. – № 1. – С. 73-77.

6. Roberto Hornero, Daniel Abásolo, Javier Escudero, Carlos Gómez Nonlinear analysis of electroencephalogram and magnetoencephalogram recordings in patients with Alzheimer's disease Philosophical Transactions of the Royal Society A: Mathematical, Physical & Engineering Sciences 2009 Volume 367, issue 188

7. Tosun, PD, Simons, S, Winsky-Sommerer, R and Abasolo, D Non-linear Analysis of the Electroencephalogram in Alzheimer's Disease by Means of Symbolic Sequence Decomposition Method // International

Journal of Applied Mathematics, Electronics and Computers, (2015) 3 (1). pp. 14-17.

8. Omelchenko V.P., Mihalchich I.O. The characteristics of the non-linear dynamics of the electroencephalograms of patients with trigeminal neuralgia // Modeling of Artificial Intelligence. – 2014. – № 2 (2). – С. 77-84.

9. Омельченко В.П., Михальчич И.О. Нелинейный анализ ритмических составляющих электроэнцефалограммы человека в норме // Известия ЮФУ. Технические науки. – 2014. – № 10 (159). – С. 52-59.

10. Омельченко В.П., Тимошенко Е.А. Применение дискриминантного анализа для классификации ЭЭГ больных диабетической энцефалопатией // Инженерный вестник Дона. – 2012. – Т. 22. – № 4-1 (22). – С. 16.

Михальчич Ирина Олеговна, ассистент, кафедра медицинской и биологической физики, Ростовский Государственный Медицинский Университет, 344038 пер. Казахстанский, 19 кв. 129 Ростов-на-Дону, Россия, e-mail – irisa-irisa@bk.ru, +7 (961) 4016622

Омельченко Виталий Петрович, д.б.н., профессор, заведующий кафедрой медицинской и биологической физики, Ростовский Государственный Медицинский Университет, 344038 пер. Казахстанский, 19 кв. 129 Ростов-на-Дону, Россия, e-mail – vitaly.omelchenko@mail.ru, +7 (863) 201-43-90

Рецензент д.ф.-м.н., профессор, заведующий кафедрой радиофизики ФГБОУ ВО ЮФУ Заргано Г.Ф.

ВОЗМОЖНОСТИ ЭЛЕКТРОПУНКТУРНОЙ ДИАГНОСТИКИ И ЭЛЕКТРОАКУПУНКТУРНОЙ ТЕРАПИИ В КОМПЛЕКСНОМ ЛЕЧЕНИИ ХРОНИЧЕСКОЙ МИГРЕНИ

[1]Сафонов М.И., [1]Наприенко М.В., [1]Смекалкина Л.В., [2]Чернов Н.Н.
[1]ИПО первого МГМУ им. И.М. Сеченова
[2]Южный федеральный университет
e-mail: inter@mail.com, nnchernov@sfedu.ru

Аннотация. В статье приводятся результаты проспективного контролируемого рандомизированного исследования эффективности рефлексотерапевтических методик в рамках проблемы терапии хронических форм первичной головной боли. Целью исследования являлась оценка эффективности рефлексотерапевтического подхода к лечению хранической мигрени (ХМ) на основании данных рефлексодиагностики. Материалы и методы: отобрано 44 пациента в возрасте от 18 до 63 лет с диагнозом ХМ, из них 31 женщина (71,5 %) и 13 мужчин (28,5 %). Пациенты были рандомизированы на 2 группы – основная группа (электроакупунктура + Топирамат) и контрольная группа (только Топирамат). Состояние пациентов оценивалось до лечения, через 4 и 16 недель от начала лечения. Результаты: через 4 недели терапии был отмечен достоверный регресс частоты головных болей (ГБ) в обеих группах. 20,25 ± 5,9 дней с ГБ до лечения, 5,75 ± 1,9 дней после, в группе электроакупунктуры. 20,8 ± 5,1 дней до лечения, 14,4 ± 5,9 дней после, в контрольной группе. Достоверная разница между группами, по показателю частота головной боли, сохранялась весь период наблюдений. Электроакупунктура оказала достоверное влияния на функции ноцицептивных и антиноцицептивных систем. Показано, что хроническая мигрень имеет отличительные рефлексодиагностические «признаки».

Электроакупунктура является эффективным рефлексотерапевтическим методом, дополняющим фармакотерапию и может назначаться для комплексного лечения пациентов с хронической мигренью.

Ключевые слова: Хроническая мигрень, рефлексотерапия, электроакупунктура.

FEATURES OF ELECTROPUNCTURAL DIAGNOSTICS AND ELECTROTHERAPY IN COMPLEX TREATMENT OF CHRONIC MIGRAINE

[1]Saphonov M.I., [1]Naprienko M.V., [1]Smekalkina L.V., [2]Chernov N.N.
[1]IPO first MSMU n. a. I. M. Sechenov
[2]Southern Federal University
e-mail: inter@mail.com, nnchernov@sfedu.ru

Annotation. This article results data from prospective controlled parallel randomized research of efficiency of reflexological techniques within an actual problem of therapy of chronic daily headache. The main objective of this study was to evaluate the efficiency of the reflexotherapeutic approach based on the chronic migrine (CM) reflexsodiagnostics data. Materials and methods: we examined 44 patients aged from 18 to 63 years with a diagnosis of CM, of which 31 women (70.5 %) and 13 men (29.5 %). Patients were randomized in two groups – main group (Topiramate + electroacupuncture) comparison with only Topiramate group. Patients were evaluated before treatment, after 4 and 16 weeks from randomization period. Results: After 4 weeks of therapy there was a marked regression in frequency of headache in both groups. 20,25 ± 5,9 days with headache before treatment to 5,75 ± 1,9 days after, in electroacupuncture group. 20,8 ± 5 days before treatment to 14,4 ± 5,9 days after, in Topiramate group. By 16 weeks the difference in headache frequency in tow groups stayed significant. Electroacupuncture had a significant influence on function of nociceptive and antinociceptive systems. CM has a distinctive reflexodiagnostic "signs." Electroacupuncture is an effective method of complementary therapy and can be administered in CM complex treatment. The headache frequency and severity correlated with normalization of reflexodiagnostic indexes in stomach, liver, pericardium and bladder meridians.

Keywords: Chronic migraine, reflexotherapy, electroacupuncture.

В медицинской практике применение электротерапии насчитывает более 50 лет, за это время накоплено множество данных о ее эффективности при различных видах острых и хронических болевых синдромах [1]. В рамках немедикаментозного обезболивания широкое распространение получили методы пенетрирующей электроакупунктуры (ЭАП), чрезкожной электро-нейростимуляции и

динамической электронейростимуляции. Накоплен достаточный опыт в использовании данных методик, не только в терапии хронической боли, но и в коррекции сопутствующих данной патологии расстройств [2]. Доказано, что применение ЭАП способно оказывать тормозное влияние на центры ноцицепции и снижать общую корковую возбудимость [3].

Эффективность электростимуляции в терапии первичных форм головной боли была продемонстрирована Б.И. Бруком. В данной работе ГБ рассматривалась не только с позиций классической неврологии, но и с позиций современной рефлексотерапии (РТ), неотъемлемой частью которой является рефлексодиагностика (РД). РД может осуществляться по меридианам и по миниакупунктурным системам. Прототипами большинства методов электропунктурной диагностики, основанных на измерении электрокожной проводимости (ЭП), является метод Накатани и метод Фолля [4]. Б.И. Бруком был обследован 231 пациент с диагнозом хронической или эпизодической ГБ напряжения и эпизодической мигренью без ауры. Было показано, что различия в общих характеристиках боли у пациентов с ГБ напряжения и мигренью без ауры находят отражение в значениях электрокожного сопротивления ряда измерительных точек, используемых в технологии электропунктурной диагностики (ЭПД). Специфичные для двух проанализированных форм ГБ варианты электрометрических показателей состояния акупунктурных каналов характерно меняются при проведении восстановительной коррекции функционального состояния пациентов. Данное исследование демонстрирует эффективность дифференцированного рефлексотерапевтического подхода к терапии первичных ГБ. Однако, в работу не были включены пациенты с хронической мигренью [5].

Хроническая мигрень – относится к первичным формам головных болей, впервые выделена в самостоятельную нозологическую форму в международной классификации головных болей II-его пересмотра (бета-версии) в 2013 году. У пациентов с ХМ приступы ГБ длятся не менее 4 часов в день, не менее 15 дней в месяц, не менее 3-х месяцев в году [6].

Актуальность лечения данного заболевания обусловлена его широкой распространенностью. По данным эпидемиологических исследований в России от хронических форм первичных ГБ страдают порядка 10,5 % населения [7]. По данным Всемирной организации

здравоохранения, ХМ находится на 19-м месте среди самых инвалидизирующих заболеваний. Особенно часто ХМ сопровождается лекарственным злоупотреблением, что еще больше осложняет течение заболевания, приводит к выраженной дезадаптации пациентов, длительной потере трудоспособности и снижению качества жизни [8]. Общепринятым лечением пациентов с ХМ является фармакотерапия: назначают антидепрессанты, антиконвульсанты, неселективные β-блокаторы на период 5–6 месяцев [9]. Однако, при катамнестических наблюдениях, у 40–60 % пациентов происходит рецидив ХМ [10].

Учитывая сложность данного заболевания, ХМ нуждается в модернизации не только фармакотерапии, но и в разработке нового рефлексотерапевтического подхода, который будет учитывать тяжесть данного состояния высокую коморбидность эмоциональных расстройств и частое присоединение лекарственного абузуса. Очевидно, что схемы РТ, применяемые для лечения эпизодических форм мигрени [11-14] недостаточно эффективны для терапии ХМ.

Задачи исследования:

– выявить рефлексодиагностические «признаки» ХМ, отличающие данную форму первичной ГБ;

– на основе данных РД, составить рефлексотерапевтический рецепт;

– оценить эффективность проводимого рефлексотерапевтического лечения;

– в заключении, предоставить схему и практические рекомендации по РТ ХМ.

Дизайн исследования. На первом этапе проводился отбор, клиническое и инструментальное обследование пациентов. Единая форма для клинической оценки состояния каждого больного включала: дневник головной боли, опросник HIT-6. Инструментальное обследование заключалось в регистрации ноцицептивного флексорного рефлекса (НФР) на аппарате Keypoint Portable «Dantec» (Дания). НФР позволяет объективно и количественно оценить порог боли у человека и косвенно отражает состояние ноцицептивных и антиноцицептивных систем вовлеченных в контроль боли.

РД с целью выявления характерных черт ХМ проводилась перед рандомизацией пациентов. По результатам РД составлен рефлексотерапевтический рецепт, стандартизированный для всех

пациентов исследуемой группы, который не менялся на протяжении всего исследования.

На втором этапе произведена рандомизация пациентов на две группы – основная группа (лечение проводилось при помощи динамической чрезкожной электронейростимуляции (ЭАП)) и контрольная группа. В обеих группах назначался Топирамат в средней дозировке 100 мг/сут в зависимости от индивидуальной реакции на препарат. В группе ЭАП курс РТ составил 8 сеансов, 2 раза в неделю и длился 4 недели. Период наблюдений после курса РТ составил 12 недель. Общая длительность исследования составила 16 недель. Состояние пациентов оценивалось до лечения, через 4 и 16 недель от начала лечения.

Материал и методы. В исследование включено 44 пациента в возрасте от 18 до 63 лет с диагнозом ХМ, установленным на основании критериев диагностики Международной классификации головной боли третьего пересмотра (МКГБ – III (бета)). Из них 31 женщина (70,5 %) и 13 мужчин (29,5 %). В группу ЭАП включено 22 пациента, в группу контроля 22 пациента.

Для РД применялась ЭПД по методу Р. Фолля. Исследование начиналось с измерения электропроводности (ЭП) биологически активной точки (БАТ) сосуда лимфатической системы и проводилось до БАТ меридиана мочевого пузыря. Для исследования функционального состояния меридианов использовались контрольные точки измерения (КТИ). Оценивались три показателя: измерительный уровень (ИУ), значение падения стрелки (ПС), показатель асимметрии (АИУ). На основании данных РД был составлен рецепт для пациентов проходивших лечение при помощи ЭАП. Результаты РД по методу Р. Фолля демонстрирует рисунок 1.

При оценке средних значений показателей электропунктурной диагностики по методу Р. Фолля наименьший показатель ИУ был зафиксирован при измерении КТИ меридиана толстой кишки и мочевого пузыря. Максимальные значения ИУ зафиксированы в КТИ меридианов печени, желудка, соединительнотканной дегенерации и суставной дегенерации.

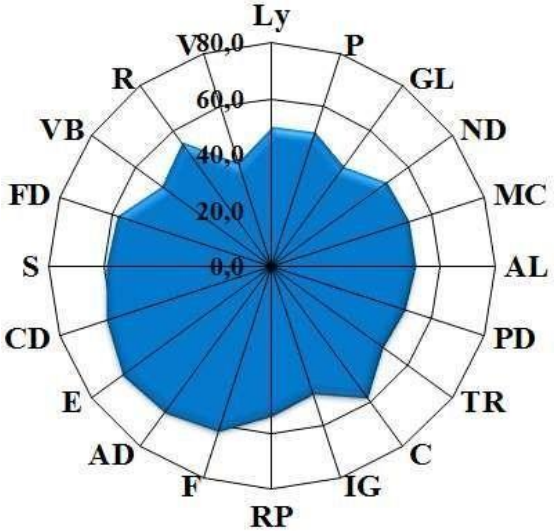


Рисунок 1 – Показатели ИУ КТИ точек акупунтурных меридианов

Максимальные значения ПС зафиксированы в КТИ меридианов перикарда – 7,9 ± 3,1 уел. ед и толстой кишки – 7,7 ± 2,9 уел. ед.

При оценке ассиметрии показателей ИУ максимальные значения ассиметрии показателей КТИ зафиксированы на меридианах перикарда – 18,6 ± 9,1 уел. ед и печени – 17 ± 8,6 уел. ед.

Таким образом, в патогенез ХМ, возможно в большей степени, вовлечены меридианы перикарда, печени, желудка, толстой кишки и мочевого пузыря. На основании данных РД в рецептуру РТ, пациентов группы ЭАП, включены БАТ относящихся к системам мочевого пузыря, желудка, перикарда и печени.

1,3,5,7 сеансы. VB 20, V 10, V 12, Ig 13, VB 36, E 34, E 36. MC 5, MC 7, GL 11.

2,4,6,8 сеансы. VB 20, V 10, V 12, Ig 13, F 2, RP 6, F 6. TR 8, TR 4, IG 3, GL 4.

Проводилось иглоукалывание БАТ стерильными одноразовыми иглами производства компании DongBang needle Inc. Размером 0,3мм х 50мм, затем к игле подключался электрод. Электростимуляция проводилась при помощи шестиканального аппарата динамической электропунктуры «МнДЭП», производства компании ООО «ТРИМА».

Результаты. Все пациенты отобранные на этапе обследования прошли курс лечения и период наблюдений, отказов от участия в исследовании не было.

Достоверный ($p < 0,05$) регресс частоты ГБ выявлен в обеих исследуемых группах. При сравнительном анализе двух групп достоверно ($p < 0,05$) меньшее число дней с ГБ было в группе ЭАП, как при оценке состояния через 4 недели так и в периоде катамнестических наблюдений (таблица 1).

Таким образом, применение ЭАП позволило достоверно в большей степени сократить частоту приступов ГБ у пациентов с ХМ.

Таблица 1. Динамика частоты и дезадаптирующего влияния приступов ГБ за время исследования (дни в месяц)

Частота ГБ (дни)			
Группа	До лечения	4 недели	16 недель
ЭАП (n = 22)	20,25 ± 5,9	*^5,75 ± 1,9	*^6,25 ± 2,05
Контроль (n = 22)	20,8 ± 5,1	*14,4 ± 5,9	*9 ± 3,7
HIT – 6 (баллы)			
Группа	До лечения	4 недели	16 недель
ЭАП (n = 22)	63 ± 6,54	*^50,75 ± 8,4	*51 ± 9,2
Контроль (n = 22)	59,2 ± 7,85	55,8 ± 7,43	*52,3 ± 7,25

* до и после лечения ($p < 0,05$)
^ между группами ($p < 0,05$)

При оценке интенсивности ГБ достоверных различий в контрольной группе не выявлено как через 4, так и через 16 недель. Интенсивность ГБ до лечения (по шкале ВАШ) составила 7 ± 0,7 балла. Через 4 недели отмечена тенденция к регрессу интенсивности ГБ до 6,78 ± 0,65 баллов. Через 16 недель – 6,7 ± 0,52 баллов. В основной группе интенсивность ГБ до лечения составила 7,37 ± 0,9 балла. Через 4 недели отмечена тенденция к регрессу интенсивности ГБ до 6,77 ± 1,2 баллов. Через 16 недель показатели интенсивности ГБ не имели достоверных различий – 6,8 ± 0,95 баллов.

Достоверное ($p < 0,05$) снижение степени дезадаптирующего влияния ГБ на умственную и физическую активность пациента, в контрольной группе было выявлено только через 16 недель. В группе ЭАП показатели по опроснику HIT-6 имели достоверные различия как через 4, так и через 16 недель. В группе ЭАП показатели по опроснику были достоверно ($p < 0,05$) ниже, в сравнении с контролем (таблица 1).

Количество употребляемых анальгетиков пациентами группы ЭАП достоверно ($p<0,05$) снизилось с 9,5 ± 1,92 таблеток в месяц до 4,25 ± 2,25 тб\мес после лечения. Достоверные ($p<0,05$) различия до лечения и через 16 недель наблюдений сохранялись – 4,25 ± 1,98 тб\мес. Количество употребляемых анальгетиков пациентами группы контроля так же достоверно ($p<0,05$) снизилось, однако достоверно ($p<0,05$) в меньшей степени чем в группе ЭАП, с 9,9 ± 2,88 тб\мес до 7,5 ± 3,34 тб\мес после лечения. Количество употребляемых анальгетиков продолжало достоверно ($p<0,05$) снижаться и, после 16-ой недели наблюдений, составило 5 ± 2,26 тб\мес. В группе ЭАП сохранялась тенденция к использованию меньшего числа анальгезирующих препаратов.

При исследовании порога рефлекса НФР выявлена положительная динамика в виде повышения показателей порога рефлекса в обеих исследуемых группах. В группе ЭАП показатели порога рефлекса НФР имели достоверные ($p<0,05$) различия до лечения и через 16 недель. В контрольной группе выявлена только тенденция к повышению болевых порогов (таблица 2).

Таблица 2. Данные оценки ноцицептивного флексорного рефлекса по показателю порог рефлекса (мА)

Группа	До лечения	16 недель
ЭАП (n = 22)	5,1 ± 2,24	*^6,64 ± 1,46
Контроль (n = 22)	5,05 ± 2,44	5,33 ± 2,46

* до и после лечения ($p < 0,05$)
^ между группами ($p < 0,05$)

Обсуждение. Среди различных форм хронических болевых синдромов ГБ занимают одну из ведущих позиций [15]. По данным ряда эпидемиологических исследований, 4-5% населения различных стран жалуются на хронические ежедневные ГБ [16]. По данным литературы, ежедневная ГБ преимущественно связана с ХМ, течение которой может осложнятся присоединением лекарственного абузуса [17].

Применение электроакупунктуры позволило повысить эффективность терапии ХМ. Число дней с ГБ в группе ЭАП оставалось достоверно меньшим, в сравнении с контрольной группой, на протяжении всего срока наблюдений. Данный результат позволяет предполагать о воздействии ЭАП не только на уровне периферических антиноцицептивных систем (АНС), но и на уровне центров АНС в головном мозге, что обуславливает продолжительный анальгезирующий эффект от курсовой ЭАП и подтверждается объективным повышением болевого порога у пациентов группы ЭАП. По всей видимости, анельгезирующий эффект РТ связан с блокированием ноцицептивной афферентации на уровне спинного мозга через эндогенную опиатную систему и высвобождение эндогенных опиатов (эндорфин, энкефалин и т.д.), ингибировании субстанции Р, путем активации проекционных триггерных зон, т.е. ноцицептивной системы. ЭАП позволила снизить степень дезадаптирующего влияния ГБ на пациентов, показатели по опроснику HIT-6 были достоверно ниже в группе ЭАП на протяжении всего срока наблюдений. ЭАП является методом достоверно повышающим болевой порог у пациентов с ХМ, по данным порога рефлекса НФР. Оценивая динамику показателей частоты ГБ, ее дезадаптирующего влияния на пациента и показатели НФР, зафиксирована корреляция с показателями РД. При проведении РД через 16 недель от начала лечения выявлены достоверные ($p < 0,05$) различия до и после лечения. Нормализация показателей ИУ зафиксирована в КТИ меридиана мочевого пузыря, желудка, соединительно-тканной дегенерации. Достоверных различий показателей до и после лечения в КТИ меридианов печени и толстой кишки зафиксировано не было. По показателю ПС достоверных различий до и после лечения при данном числе наблюдений не зафиксировано. Выявлена тенденция к нормализации показателей ПС в КТИ меридиана перикарда.

Достоверная ($p < 0,05$) динамика по показателю асимметрии выявлена в КТИ меридиана перикарда, 18,6 ± 9,1 уел. Ед до лечения и 6,8 ± 4,5 уел. Ед через 16 недель. Тенденция к нормализации показателя АИУ зафиксирована в КТИ меридиана печени.

Таким образом, ЭАП является эффективным рефлексотерапевтическим методом, дополняющим фармакотерапию и может назначаться для комплексного лечения пациентов с ХМ. ЭАП достоверно повысила эффективность терапии оказав влияние на ключевые стороны лечения пациентов с ХМ: частоту и дезадаптирующее влияние приступов ГБ. ЭАП достоверно повлияла на снижение количества употребляемых анальгетиков, оказав протективное влияние и предупреждая развитие лекарственного абузуса. ЭАП оказала достоверное влияния на функции ноцицептивных и антиноцицептивных систем объективно повысив болевой порог у пациентов с ХМ. ХМ имеет отличительные рефлексодиагностические «признаки» выявляемые методом электропунктурной диагностики Р. Фолля. Регресс частоты и тяжести приступов ГБ коррелирует с нормализацией показателей ЭПД в КТИ меридианов желудка, печени, перикарда и мочевого пузыря.

1. Василенко А. М., Рявкин, С. Ю. (2012). ДЭНАС-Вертебра, очередной шаг чрескожной электронейростимуляции в поле доказательной медицины. Вопросы курортологии, физиотерапии и ЛФК, 6, с. 3-8.

2. Черныш И. М. и др. Влияние динамической электронейростимуляции на гомеостаз при лечении болевых синдромов //Рефлексотерапия № 1(19). – 2007. –64 с.

3. Jiang Y. et al. Manipulation of and sustained effects on the human brain induced by different modalities of acupuncture: an fMRI study //PloS one. – 2013. – Т. 8. – №. 6.

4. Василенко А. М. Концепция интегрального регуляторного континуума – основа современной теории рефлексотерапии. Рефлексотерапия. 2007, № 2(20), с. 5-8.

5. Брук Б. И. Оптимизация восстановительной коррекции функционального состояния пациентов с хроническими формами головной боли на основе результатов электропунктурной диагностики. Авт. дисс. к.м.н. Москва 2008. – 25 с.

6. The International Classification of Headache Disorders, 3rd edition (beta version). (2013). Cephalalgia, 33(9), p.629-808.

7. Ayzenberg, I., Katsarava, Z., Sborowski, A., Chernysh, M., Osipova, V., Tabeeva, G. and Steiner, T. (2014). Headache-attributed burden and its impact on productivity and quality of life in Russia: structured healthcare for headache is urgently needed. Eur J Neurol, 21(5), p.758-765.

8. Азимова Ю. Э. Хроническая мигрень // iDOCTOR, ООО «Бионика Медиа» – 2015. – с. 49-51.

9. Осипова В. В., Табеева Г. Р. Хроническая мигрень: клиническая характеристика, принципы диагностики и терапии //Врач. – 2007. – Т. 5. – с. 24-26.

10. Азимова Ю. Э., Табеева Г. Р. Головная боль, связанная с избыточным приемом лекарственных средств (абузусная головная боль) //Фарматека. – 2012. – Т. 6. – с. 10-14.

11. Табеева Д. М. Практическое руководство по иглорефлексотерапии: Учебн. пособие //М.: МЕДпресс. – 2001. – с. 441.

12. Мачерет Е. Л., Самосюк И. З. Руководство по рефлексотерапии //Киев: Вища шк. – 1982. – 304 с.

13. Якупов Р. А. и др. Рефлексотерапия мигрени //Альтернативная медицина. – 2006. – №. 3. – с. 7-14.

14. Патент РФ № 2321387 (опубл. 2008 г., БИПМ №10) «Способ лечения хронической ежедневной головной боли».

15. Silberstein S. D. Chronic daily headache //The Journal of the American Osteopathic Association. – 2005. – Т. 105. – №. 4_suppl. – p. 23S-29S.

16. Dodick D. W. Chronic daily headache //New England Journal of Medicine. – 2006. – Т. 354. – №. 2. – p. 158-165.

17. Goadsby P. J., Boes C. New daily persistent headache //Journal of Neurology, Neurosurgery & Psychiatry. – 2002. – Т. 72. – №. suppl 2. – p. 116-119.

Наприенко Маргарита Валентиновна – ИПО первого МГМУ им. И.М. Сеченова, e-mail: mv_naprienko@mail.ru; г. Москва 119991 ул. Трубецкая 8-325, тел. 8(916)522-19-70; кафедра Нелекарственных методов лечения и клинической физиологии, д.м.н., профессор.

Сафонов Михаил Игоревич – ИПО первого МГМУ им. И.М. Сеченова, e-mail: kharadars@mail.ru; г. Москва 119991 ул. Трубецкая 8-

325, тел. 8(903)510-81-29; кафедра Нелекарственных методов лечения и клинической физиологии, аспирант.

Смекалкина Лариса Викторовна – ИПО первого МГМУ им. И.М. Сеченова, e-mail: inter@mail.com; г. Москва 119991 ул. Трубецкая 8-325, тел. 8(916)522-19-70; кафедра Нелекарственных методов лечения и клинической физиологии, д.м.н., профессор.

Чернов Николай Николаевич – Федеральное государственное автономное образовательное учреждение высшего образования «Южный федеральный университет», Институт нанотехнологий, электроники и приборостроения (ИНЭП); e-mail: ega@fep.tti.ru; 347928, г. Таганрог, пер. Некрасовский, 44, тел. 8 (8634) 37-17-95; кафедра Электрогидроакустической и медицинской техники, д.т.н. профессор.

Рецензент. К.т.н., директор ООО «Биофизсигнал» Леонова А.В.

ПРИМЕНЕНИЕ КОМПЛЕКСА ФУНКЦИОНАЛЬНОГО БИОУПРАВЛЕНИЯ «РЕАМЕД-М2» С ЦЕЛЬЮ ОПТИМИЗАЦИИ ВЫБОРА МЕТОДА ХИРУРГИЧЕСКОЙ КОРРЕКЦИИ ЭКВИНУСНОЙ ДЕФОРМАЦИИ СТОПЫ У ДЕТЕЙ С ДЦП

[1 2]Тупиков В.А., [3]Шамик В.Б., [1] Тупиков М.В., [2] Чурилов Н. М.

[1] Хирургическое отделение МБУЗ «Детская городская больница»

[2] Реабилитационный центр «Добродея» г. Шахты

[3] Ростовский Государственный Медицинский Университет

e-mail: tupikov_va@mail.ru

Аннотация. С целью оптимизации показаний к выбору метода хирургической коррекции эквинусной деформации стопы, снижения вероятности рецидива деформации, снижения степени функциональной недостаточности и расширения возможностей для интеграции в общество детей с ДЦП, разработаны способ прогнозирования рецидива после хирургического лечения эквинусной деформации стопы и противорецидивный способ хирургического лечения эквинусной деформации стопы при спастических формах ДЦП с использованием комплекса функционального биоуправления «Реамед-М2». Оперировано 12 детей (17 стоп) со спастической

диплегией (5 детей) и гемиплегической формой (7 детей) ДЦП. Средний возраст пациентов 10,4 ± 4,8 лет. Отдаленные результаты сроком до 6 лет прослежены у всех детей. По результатам гониометрии коррекция эквинуса стопы составила 50,9º ± 15,2º, а степень функциональной недостаточности снизилась на 53,2±8,5% – 311,0±85,9% по различным тестам многоаспектной оценки функциональных возможностей. Рецидивы деформаций или развитие эквиноварусной и обратной плосковальгусной деформаций стоп не зарегистрированы. Все пациенты и их родители результатами хирургического лечения полностью удовлетворены, учатся в общеобразовательных учреждениях или работают по полученной специальности.

Ключевые слова: детский церебральный паралич, эквинусная деформация стопы, компьютерный комплекс функционального биоуправления, электромиограмма, коэффициент реципрокности, хирургическое лечение ДЦП.

APPLICATION OF COMPLEX FUNCTIONAL BIOCONTROL "REAMED-M2" IN ORDER TO OPTIMIZE THE CHOICE OF METHOD OF SURGICAL CORRECTION OF EQUINUS FOOT DEFORMITY IN CHILDREN WITH CEREBRAL PALSY

[1,2]Tupikov V.A., [1]Tupikov M.V., [2]Churilov N.M., [3]Shamik V.B.
[1] Surgical department MBUZ "Children's Hospital"
[2] The rehabilitation center "Dobrodeya" Shakhty
[3] Rostov State Medical University
e-mail: tupikov_va@mail.ru

Annotation. In order to optimize the indications for the choice of method of surgical correction of equinus foot deformity, reduce the likelihood of deformation of recurrence, reduce the degree of functional impairment and increase the opportunities for integration into society of children with cerebral palsy, developed a way to prediction of equinus foot deformities after surgical treatment, and an antirelapse of surgical treatment of equinus foot deformation in spastic forms of cerebral palsy with the use of complex functional biocontrol "REAMED-M2". Operated on 12 children (17 feet) with spastic diplegia (5 children) and hemiplegic form (7 children) cerebral palsy. The average patient age 10,4 ± 4,8 years. Long-term results

of up to 6 years of age were evaluated in all children. Correction of equinus foot was 50,9º ± 15,2º, and the degree of functional impairment decreased to 53,2 ± 8,5% – 311,0 ± 85,9% for different tests multidimensional assessment of functionality. Relapses deformation or development of equinovarus and planovalgus foot deformities was not. All patients and their parents the results of surgical treatment are fully satisfied, are studying in educational institutions or are working in their specialty.

Keywords: cerebral palsy, equinus foot deformity, functional computer system biofeedback, electromyogram, reciprocity factor, surgical treatment of cerebral palsy.

Двигательные нарушения являются основным препятствием для интеграции в общество до 60% детей с ДЦП [1]. Разработка эффективных методов коррекции этих нарушений и снижение степени функциональной недостаточности являются одной из главных целей в лечении детей с ДЦП.

Известно, что эквинусная и эквиноварусная деформации стопы часто бывают одними из первых проявлений заболевания у детей с диплегической и гемиплегической формами ДЦП. [2,3].

Способы Сильвершельда, Страйера, Т.С. Зацепина, открытой и закрытой ахиллотомии и ахиллопластики (с транспозицией и без транспозиции на тыл стопы сухожилия передней большеберцовой мышцы), апоневротического удлинения икроножной мышцы, селективной миофасциотомии трехглавой мышцы голени нашли наибольшее распространение при хирургической коррекции эквинусной деформации стопы у детей [4, 5, 6].

По данным литературы их применение, особенно при необоснованно раннем хирургическом вмешательстве, заканчивается рецидивом, или формированием обратной и плохо поддающейся лечению пяточной деформации стопы и развитием тибиального синдрома из-за развития вторичной слабости камбаловидной мышцы в 6% – 48% случаев [3, 7, 8, 9].

Известно, что в патогенезе эквинусной и эквиноварусной деформаций стопы при спастических формах ДЦП определяющую роль играют патологические мышечные синергии и нарушение реципрокных отношений мышц антагонистов голени [10].

При этом причины возникновения рецидивов и обратных деформаций остаются недостаточно исследованными.

Цель и задача. Оптимизация показаний и выбор методов хирургической коррекции эквинусной деформации стопы, обеспечивающих минимизацию вероятности рецидива деформации, либо развития обратной деформации в виде пяточной стопы и тибиального синдрома.

Материалы и методы. Проведен анализ поверхностных электромиограмм (ЭМГ) и определение коэффициентов реципрокности (КР) передней большеберцовой и икроножной мышц при максимально возможном сгибании и разгибании стопы у здоровых детей и детей с ДЦП после хирургической коррекции эквинусной деформации стопы без рецидива и с исходом в рецидив. В каждой группе 23 пациента. Использовали специализированный комплекс функционального биоуправления «РЕАМЕД-М2» в режиме тестирования.

Сигналы ЭМГ снимали с двигательных точек икроножной и передней большеберцовой мышц с помощью биполярных электродов с отводящей поверхностью 10 мм² и межэлектродным расстоянием 20 мм, а индифферентный электрод фиксировали к контрлатеральной конечности пациента. Задача испытуемого заключалась в выполнении тестового движения в виде максимального активного тыльного (5секунд), а затем подошвенного (5 секунд) сгибания стопы в положении лежа на спине. Каждый испытуемый выполнял по 4 тестовых движения. Коэффициент реципрокности оценивали путем вычисления отношения амплитуд ЭМГ передней большеберцовой мышцы и икроножной мышцы. КР = ЭМГа1 / ЭМГа2 и КР=ЭМГа2 / ЭМГа1; где ЭМГа1- амплитуда ЭМГ передней большеберцовой мышцы, ЭМГа2 – амплитуда ЭМГ икроножной мышцы [11, 12]. После проведения процедур усиления, фильтрации и интегрирования показатели биоэлектрической активности мышц в виде «глобальной ЭМГ», амплитуда которой пропорциональна текущему усилию, развиваемому мышцами, автоматически появляются на экране монитора в виде таблицы, где представлены средние значения КР исследуемых мышц за четыре тестовых движения.

В группе здоровых детей значения КР составили для икроножной мышцы 0,18 ± 0,07 (18% ± 7%), а для передней большеберцовой мышцы

0,23 ± 0,07 (23% ± 7%), то есть укладывались в границы средних статистических показателей по данным литературных источников, согласно которым в норме активация мышц антагонистов (коэффициент реципрокности) составляет до 0,15 – 0,20 или 15 -20% от активности агонистов [12]. С учетом максимальной ошибки, обеспечивающей степень надежности 95% ($p < 0,05$), значения КР для икроножной мышцы составили в группе детей после безрецидивного хирургического лечения 0,22 ± 0,04 (22% ± 4%), а после осложненного рецидивом хирургического лечения – 0,69 ± 0,16 (69% ± 16%). Значения КР для передней большеберцовой мышцы составили в группе детей после безрецидивного хирургического лечения – 0,30 ± 0,06 (30% ± 6%), а после осложненного рецидивом хирургического лечения – 0,88 ± 0,23 (88% ± 23%).

В группах здоровых детей и детей после безрецидивного хирургического лечения разница средних значений КР икроножных мышц недостоверна ($p > 0,05$), а средних значений КР передних большеберцовых мышц достоверна с вероятностью $p \leq 0,05$. Разница средних значений КР икроножных и передних большеберцовых мышц в группах детей с рецидивами и без рецидивов после хирургического лечения, а тем более в группах детей с рецидивами и здоровых детей значимо достоверна ($p<0,001$).

При математической обработке полученных данных нами установлено, что при КР более 0,26 (26%) для икроножной мышцы и более 0,36 (36%) для передней большеберцовой мышцы возникает риск рецидива эквинусной или эквиноварусной деформации стопы после их хирургического лечения. При КР более 0,53 (53%) для икроножной мышцы и более 0,63 (63%) для передней большеберцовой мышцы вероятность рецидива достигает 95% (патент РФ №2432899).

На основе полученных данных разработан метод хирургического лечения эквинусной деформации стопы у детей с ДЦП (патент РФ №2486873), позволяющий минимизировать риск развития рецидива. Его суть заключается в следующем. Перед операцией выполняем ЭМГ мышц антагонистов голени и определяем КР икроножной и передней большеберцовой мышц. При КР икроножной мышцы менее 0,26 (26%) и КР передней большеберцовой мышцы менее 0,36 (36%) выполняем операцию Страйера или один из видов ахиллопластики. При КР икроножной мышцы более 0,26 (26%) и КР передней большеберцовой

мышцы более 0,36 (36%) эти операции дополняем транспозицией на тыл стопы расщепленного продольно сухожилия передней большеберцовой мышцы, при этом внутренний его лоскут фиксируем к прежнему месту прикрепления, а наружный лоскут перемещаем подкожно на тыл стопы и фиксируем к промежуточной клиновидной кости или основанию II плюсневой кости. Если после этого устранению эквинусной деформации стопы препятствует контрактура задней большеберцовой мышцы или подошвенной мышца, то выполняем Z-образное удлинение задней большеберцовой мышцы, а сухожилие подошвенной мышцы пересекаем.

После гемостаза раны на голени и стопе зашивали. Накладывали асептическую повязку и циркулярную гипсовую повязку до средней трети бедра на 1,5 месяца. После снятия гипса разрешали сначала дозированную, а затем полную нагрузку на оперированную конечность в ортопедической обуви. Осуществляли фиксацию голеностопного сустава в ночном безнагрузочном туторе в течение 3 месяцев. Послеоперационное физиофункциональное лечение направляли на восстановление силы мышц нижней конечности, формированию нового стереотипа ходьбы. При этом применяли ЛФК, массаж, электропроцедуры, магнитотерапию, микроволновую микрорезонансную терапию, ДЭНАС и СКЭНАР терапию, иглорефлексотерапию, лечебные ванны, кинезотерапию.

Объем движений в голеностопном суставе определяли угломером с помощью международного нейтрального 0-проходящего SFTR метода в нейтральном положении коленного сустава, принимая за нейтральное (0º) положение стопы под прямым углом 90º к голени [13].

Об улучшение функции голеностопного сустава и стопы судили по тесту дисфункции нижней конечности Оберга, а о степени улучшения качества жизни, снижении уровня физической и социальной дизадаптации до и после хирургического лечения, с помощью тестов многоаспектной оценки функциональных возможностей [14].

Кроме того, критериями для оценки эффективности лечения были: устранение эквинусной деформации стопы, степень восстановления функции голеностопного сустава и нижней конечности, расширение двигательных возможностей, появление и

развитие навыков самообслуживания, бытовой и трудовой деятельности, удовлетворенность пациента и его родителей результатами лечения, отсутствие рецидивов и обратных деформаций. Статистическую обработку полученных данных проводили с помощью пакета анализа программы MS Excel. Определяли средние значения данных (M), среднеквадратические отклонения (σ), достоверность различий средних (p).

Результаты и обсуждение.

По предложенной методике выполнено хирургическое лечение и последующая реабилитация эквинусной деформации стоп 12 детям (17 стоп). Средний возраст 10,4 ± 4,8 лет. 5 детей со спастической диплегией и 7 детей с гемиплегической формой заболевания. Отдаленные результаты сроком до 6 лет прослежены у всех детей.

Данные о восстановлении функции голеностопного сустава в результате хирургического лечения представлены в таблице 1.

Таблица 1. Результаты хирургического лечения эквинусной деформации стопы у детей с ДЦП по данным гониометрии

Пациенты	Сторона трицепс синдрома	Максимальная дорсифлексия стопы в градусах		
		Фиксированный эквинус до лечения	Тыльное сгибание после лечения	Коррекция
Пациент 1	правая	40	3	43
Пациент 2	правая	65	2	67
	левая	61	2	63
Пациент 3	правая	47	2	49
	левая	52	2	54
Пациент 4	левая	29	5	34
Пациент 5	правая	49	2	51
Пациент 6	правая	52	6	58
Пациент 7	правая	32	3	34
	левая	36	4	40
Пациент 8	правая	25	3	28
	левая	25	3	28
Пациент 9	правая	48	1	49

	левая	67	1	68
Пациент 10	левая	80	2	82
Пациент 11	правая	62	2	64
Пациент 12	правая	49	3	52
Среднее значение (M ± s)		48,2 ± 15,7	2,7 ± 1,3	50,9 ± 15,2

Во всех случаях разница статистически достоверна ($p < 0,001$).

Результаты хирургического лечения с точки зрения снижения степени функциональной недостаточности пациентов, оперированных по поводу эквинусной деформации стоп, представлены в таблице 2.

Таблица 2. Снижение степени физической и социальной дизадаптации, повышение уровня качества жизни детей с ДЦП после хирургического лечения эквинусной деформации стопы

Вид функционального исследования	Средний балл до лечения M ± s	Средний балл после лечения M ± s	Компенса-ция (баллы) M ± s	Компенса-ция (%) M ± s
Индекс активности повседневной жизни Бартела	44,5±6,5	85,0±4,8	40,0±6,4	129,1±32,4
Индекс мобильности Ривермид	4,3±1,3	10,1±1,5	6,0±1,2	311,0±85,9
Мера функциональной независимости (FIM):	67,6±7,6	105,5±7,5	37,9±7,9	73,5±26,1
Профиль влияния болезни (SIP – 68)*	25,8±1,7	12,6±2,7	13,2±2,1	53,2±8,5

Тест Оберга (система оценки дисфункции нижней конечности)*	51,4±4,2	23,4±5,6	27,0±4,7	56,7±9,8

* Положительная динамика оценивается по регрессивной шкале баллов.

Во всех случаях разница статистически достоверна ($p < 0,001$).

Эффективность предложенного способа хирургического лечения эквинусной деформации стопы у детей с ДЦП обусловлена следующими принципиальными положениями:

1. Выбор метода и объём хирургического вмешательства определяется результатами объективного электромиографического исследования, что позволяет минимизировать риск рецидива эквинусной деформации стопы в послеоперационном периоде.

2. Устранение эквинуса стопы позволяет избавиться от патологического стереотипа позы и ходьбы, связанного с развитием, так называемого трицепс синдрома, и приступить к формированию оптимального двигательного стереотипа.

3. Благодаря транспозиции на тыл стопы расщепленного продольно сухожилия передней большеберцовой мышцы с фиксацией внутреннего лоскута к прежнему месту прикрепления, а наружного лоскута к промежуточной клиновидной кости снижается риск развития эквиноварусной и обратной плосковальгусной деформаций стопы в послеоперационном периоде.

Полученные результаты свидетельствуют о значительном восстановлении и улучшении функции голеностопных суставов после хирургического и комплексного восстановительного лечения как в связи с увеличением объёмов движения в голеностопных суставах, так и в результате расширения функциональных возможностей пациентов. Все дети и их родители удовлетворены результатами лечения. Дети ортопедической обувью не пользуются, полностью себя обслуживают, затруднений при подъёме и спуске по лестнице, преодолении препятствий, пользовании общественным транспортом не испытывают. Посещают обычную общеобразовательную школу, учатся в средних и высших учебных заведениях, работают по специальности. Рецидивы деформаций или развитие эквиноварусной и

обратной плосковальгусной деформаций стоп, тибиального синдрома не зарегистрированы.

Вывод. Применение комплекса функционального биоуправления «Реамед-М2» позволяет объективизировать и оптимизировать выбор способа и объёма оперативного вмешательства при хирургическом лечении эквинусной деформации стопы, снизить степень функциональной недостаточности у детей с ДЦП, расширить их возможности для интеграции в общество.

1. Шипицина Л.М., Мамайчук И.И. Детский церебральный паралич – СПб.: Дидактика Плюс, 2001, – 272 с

2. Бадалян Л.О., Журба Л.Т., Тимонина О.В. Детские церебральные параличи. Киев, 1988. С. 9, 75 323 с.

3. Перхурова И.С., Лузинович В.М., Сологубов Е.Г. Регуляция позы и ходьбы при детском церебральном параличе и некоторые способы коррекции. – М.: Книжная палата, 1996. – 242 с.

4. Кузнечихин Е.П., Ульрих Э.В. Хирургическое лечение детей с заболеваниями и деформациями опорно-двигательной системы. – М.: Медицина, 2004. – 568 с.

5. Краснов А.С. Хирургическое лечение эквинусной деформации стопы у детей с детским церебральным параличом (обзор) // Саратовский научно-медицинский журнал. – 2011. – Т.7, №3. – С. 699 – 703.

6. Шамик В.Б., Дьякова В.Н., Логвинов А.В., и др. Новый способ хирургической коррекции эквинусной деформации стоп у детей с ДЦП // Совершенствование травматолого-ортопедической помощи детям: материалы симпозиума детских травматологов-ортопедов России с международным участием. Казань 16 – 18 сентября 2008 г. – СПб.: 2008. – С. 470 – 471.

7. Тупиков В.А. К вопросу о раннем хирургическом лечении эквинусной деформации стоп у детей с ДЦП // Лечение врожденных деформаций стоп у детей: тезисы 3 международной конференции. – Ярославль, 2009. – С. 21.

8. Gage J.R. The treatment of gait problems in cerebral palsy. London: MacKeith Press, 2004. P. 42–69.

9. Segal L.S., Sienko S.E., Mazur J.M. Calcaneal gait in spastic diplegia after heel cord lengthening: a study with gait analysis // J. Pediatr. Orthop. – 1989. – № 9. – P. 697–701.

10. Семенова К.А. Восстановительное лечение больных с резидуальной стадией детского церебрального паралича, М.: Антидор, 1999. – С. 11.

11. Методические рекомендации по использованию специализированного комплекса функционального биоуправления для реабилитации двигательных расстройств «РЕАМЕД-М2». – Санкт-Петербург, 2000. – 20 с.

12. Команцев В.Н., Заболотных В.А. Методические основы клинической электронейромиографии. Руководство для врачей. – СПб, 2001. – 349 с.

13. Ортопедия: национальное руководство / под ред. С.П. Миронова, Г.П. Котельникова. – М.: ГЭОТАР-Медиа, 2008. – 832 с.

14. Шкалы, тесты и опросники в медицинской реабилитации: под ред. А.Н. Беловой, О.Н. Шепетовой. – М.: Антидор, 2002г. – 440 с.

Тупиков Владимир Алексеевич: кандидат медицинских наук, врач хирургического отделения МБУЗ «Детская городская больница» г. Шахты, врач ортопед ГБУ СОН Ростовской области «Реабилитационный центр «Добродея» для детей и подростков с ограниченными возможностями: дефектами умственного и физического развития» г. Шахты. Детский хирург, травматолог-ортопед. Рабочий телефон: (8636) 22 61 72; (8636) 24 17 12; мобильный телефон: +79281783406; электронный адрес: tupikov_va@mail.ru. Адрес: 346500 г. Шахты, Ростовская обл., пр-кт Шевченко, 153, МБУЗ ДГБ.

Тупиков Максим Владимирович: врач хирургического отделения МБУЗ «Детская городская больница» г. Шахты. Травматолог-ортопед. Рабочий телефон: (8636) 22-61-72; мобильный телефон: +79289022821; электронный адрес: tupikov_mv@mail.ru. Адрес: 346500 г. Шахты, Ростовская обл., пр-кт Шевченко, 153, МБУЗ ДГБ.

Чурилов Николай Михайлович: детский невролог, заведующий стационарным отделением ГБУ СОН Ростовской области «Добродея» для детей и подростков с ограниченными возможностями: дефектами умственного и физического развития» г. Шахты. Рабочий телефон (8636) 24 17 12; мобильный телефон 8 9286076645; электронный адрес: hnm@bk.ru. Адрес: 346527 г. Шахты, Ростовская обл., ул.Текстильная, 27

Шамик Виктор Борисович, Кафедра детской хирургии и ортопедии, Ростовский Государственный Медицинский Университет, 344038 пер. Казахстанский, 19 кв. 129 Ростов-на-Дону, Россия

Рецензент к.м.н., зав. отделением функциональной диагностики МБУЗ ГБСМП им. В.И. Ленина Золотарева Н.Ю.

Подсекция2.1 Методы и средства компьютерной стабилографии

СТАБИЛОГРАФИЧЕСКИЙ ТЕСТ-ТРЕНИНГ ДЛЯ ОПТИМИЗАЦИИ ПРОИЗВОЛЬНОЙ РЕГУЛЯЦИИ ДВИЖЕНИЙ

[1]Переяслов Г.А., [2]Холмогорова Н.В., [1]Слива А.С., [3]Девликанов Э.О.
[1] ЗАО «ОКБ «Ритм», г. Таганрог
[2].ФГБОУ ВО «Московский педагогический государственный университет»
3. ГБУ РО "ЦМР №1" в г. Таганроге
e-mail: stabmed@stabilan.ru, natalya_holmogor@mail.ru, edeo@yandex.ru

Аннотация**.** В статье предлагается новый подход к формированию произвольного управления движением путем совершенствования ментальных движений и двигательной памяти человека на основе применения стабилографического теста-тренинга «Движение по траектории» реализуемого с помощью компьютерного стабилоанализатора с биологической обратной связью «Стабилан- 01-3».

Ключевые слова: ментальные движения, произвольная регуляция движений, двигательные автоматизмы, постуральные движения, центр давления, стабилография, движение по траектории.

STABILOGRAPHIC TEST FOR TRAINING OPTIMIZATION OF ARBITRARY REGULATION OF MOVEMENTS

[1]Pereyaslov G.A., [2]Holmogorova N.V., [1]Sliva A.S., [3]Devlikanov E.O.
[1]ZAO OKB «Rhythm», Taganrog
[2]FGBOU IN «Moscow State Pedagogical University»
[3]GBU RO «DEM №1» in the city of Taganrog
e-m ail: stabmed@stabilan.ru, natalya_holmogor@mail.ru, edeo@yandex.ru

Annotation. The paper proposes a new approach to the formation of the random motion control through the improvement of mental and motor movements of human memory through the use of test-Stabilographic training "movement path" implemented by computer stabiloanalizator with biofeedback "Stabilan- 01-3."

Keywords: mental movement, arbitrary regulation of movements, motor automatisms, postural movements, the center of pressure, stabilography, the motion path.

Совершая ментальные движения, человек мысленно производит действия (движения) и, при этом, запускает программу произвольного управления сокращением определенной группы мышц, его реализующих. Это приводит к возникновению микродвижений, и, как следствие, к смещению центра давления (ЦД), регистрируемого с помощью стабилографа. В настоящее время ментальные движения широко используются в спорте при отработке сложно координированных движений и в нейрореабилитации при восстановлении двигательных функций.

Предлагаемый тест-тренинг включает три этапа (. рис.1). На первом этапе (этапе обучения) человеку, стоящему на стабилоплатформе, на экране монитора предъявляется траектория в виде точек, по которой он должен перемещать свой ЦД от точки к точке. Момент перехода ЦД в каждой точке фиксируется. На втором этапе человеку предлагается закрыть глаза и мысленно (не совершая реальных перемещений ЦД) воспроизвести движение ЦД по заданной траектории от точки к точке, фиксируя его нахождение в каждой из них.

Рисунок 1 – Алгоритм проведения теста

На третьем этапе обследуемому дается задание по памяти воспроизвести траекторию перемещать ЦД от точки к точке. При этом точки траектории на экране монитора не отображаются. Количество подходов на этапе обучения может меняться в зависимости от поставленной реабилитационной или развивающей задачи [1].

Анализ данных (рис.2) представляет собой сопоставление результатов выполнения трех тестовых заданий. Результаты исследования дают возможность оценить успешность произвольного управления собственным телом, кратковременную двигательную память и сформированность у человека двигательных автоматизмов.

Рисунок 2 – Результаты тестирования

Методика проведения исследования

Проведение обследования по методике «Движение по траектории» осуществляется следующим образом. Человек становится на стабилоплатформу в естественной позе.

На первом этапе, при обучении, на экране аппаратно-программного комплекса ему предъявляется картинка в виде точек траектории и маркера, отображающего положение ЦД. Человек должен освоить перемещения маркера путем смещения ЦД и провести маркер по указанной траектории, фиксируя его положение в каждой из указанных точек. Это можно сделать либо устно, и при этом оператор должен нажать на кнопку фиксации точки, либо с помощью контактной

кнопки. При этом координаты точки регистрируются в протоколе обследования. Далее он должен перемещает ЦД ко второй, точке и фиксировать ее, потом к третьей точке. На втором этапе обследуемому предлагается, не совершая реального смещения ЦД, закрыв глаза мысленно переместить свой ЦД по ранее визуализированной траектории. Оператор нажимает кнопку старта, и человек мысленно перемещает ЦД на место расположения первой, второй и третьей точек заданной траектории, фиксируя его положение в каждой из указанных точек. На третьем этапе на экране аппаратно- программного комплекса вновь появляется визуальная траектория перемещения ЦД. Человеку предлагается провести маркер по указанной траектории по зрительному образцу (стадия обучения), а затем повторить траекторию смещения ЦД по памяти, без опоры на экранное изображения точек траектории (стадия анализа). Стадии обучения и анализа могут включать несколько проходов (повторений), в зависимости от поставленной развивающей или реабилитационной задачи. В базовом варианте программного обеспечения, реализующего эту методику, заложено несколько вариантов траекторий для прохождения в процессе пробы. Кроме этого программно предусмотрена возможность настройки траектории в соответствии с условиями пользователя [1].

Результаты проведенного исследования отображаются в виде диаграмм, таблицы и графиков (рис.3,4,5). После проведения теста открывается окно результатов (рис.3). В нем приводятся диаграммы прохождения по траектории для этапов обучения и анализа и таблица показателей. Диаграмма представляет собой отображение фигур на плоскости опоры: целевой, этапа обучения и этапа анализа. Если на этапе анализа было несколько проходов, то можно отобразить фигуру для каждого из них. В таблице показателей по строкам – точки траектории, по столбцам – этап обучения и проходы на этапе анализа. Нижняя строка – показатели фигуры, правый столбец – усредненные данные (усредненная фигура) по всем проходам на этапе анализа. Правая нижняя группа показателей – усредненные данные по усредненной фигуре.

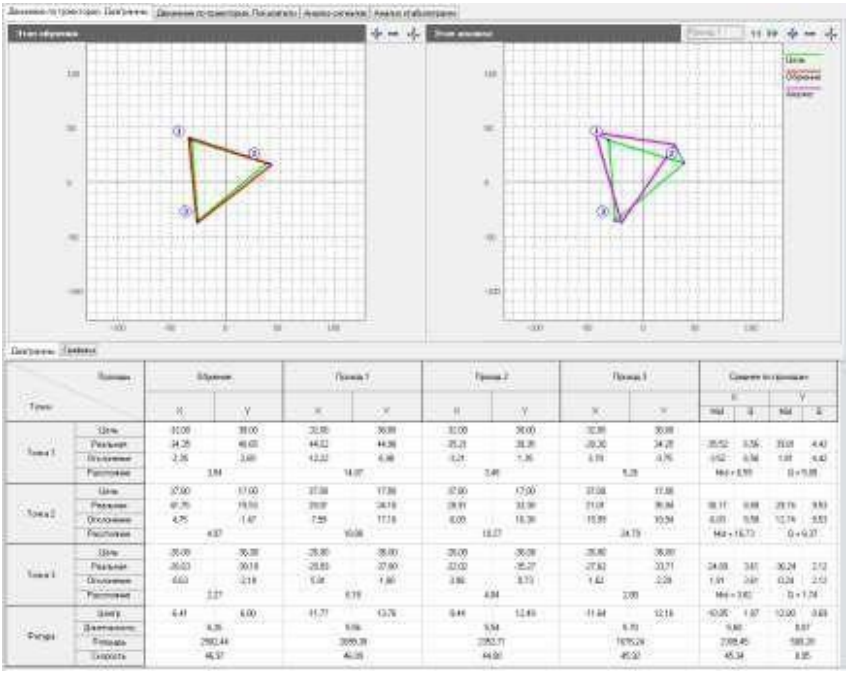


Рисунок 3 – Окно результатов анализа

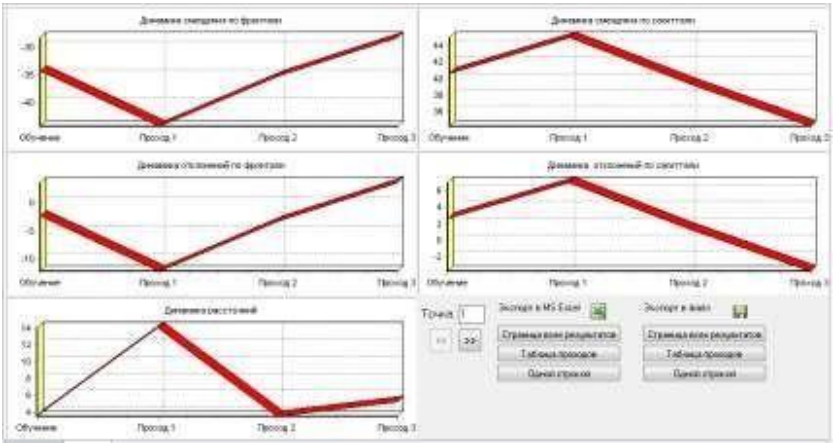


Рисунок 4 – Окно результатов анализа. Первая страница графиков

На рисунках 4 и 5 показаны графики результатов анализа. В этих окнах показываются графики для:

- Смещения фигуры по фронтали;
- Смещения фигуры по сагиттали;
- Динамики отклонений по фронтали;
- Динамики отклонений по сагиттали;
- Динамики расстояний;
- Отклонения по фронтали;
- Отклонения по сагиттали;
- Длительности проходов;
- Площади фигур под траекторией;
- Скорости прохождения фигур.

Эти графики содержат отсчеты для этапов обучения и всех проходов на этапе анализа.

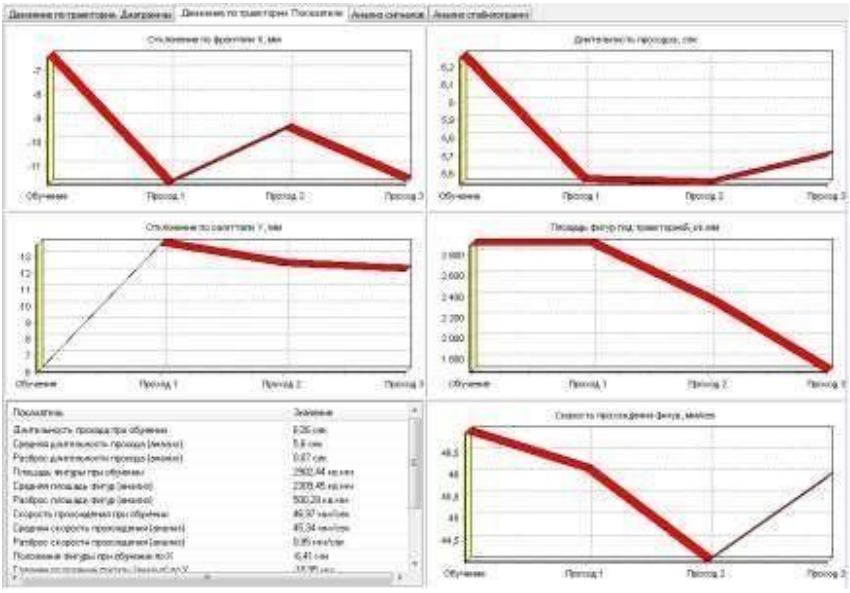


Рисунок 5 – Окно результатов анализа. Вторая страница графиков

Анализируя полученные результаты, можно делать выводы о результатах исследования [2].

Существует вариант стабилографический вариант реализации данной методики, реализуемый в условиях стоя и ручной с использованием силовой платформы.

Результаты

Апробация стабилографического тест-тренинга была проведена при информированном участии 15 учащихся 18-22 лет, профессионально не занимающихся спортом. Перед началом основного эксперимента у всех обследованных регистрировали сагиттальную и фронтальную стабилограммы при спокойном стоянии с открытыми и закрытыми глазами и фиксировали параметры произвольного перемещения ЦД по зрительному образцу. После чего с каждым из них проводилось 5-7 сеансов стабилографического тест-тренинга для оптимизации произвольной регуляции смещения ЦД. Интервалы между сеансами варьировали от 1 до 3 дней. По завершению тест-тренинга обследуемым предлагалась путем произвольного смещения ЦД провести маркер по новой, незнакомой траектории. Результаты пилотных исследований показали, что после проведения стабилографического тест-тренинга произвольное смещение ЦД по незнакомой заданной траектории движения у 83% обследуемых совпадало с траекторией, предложенной зрительным маркером, а площадь, описываемая ЦД обследуемого фигуры по памяти, достоверно не отличалась от площади, очерченной его ЦД во время движения по траектории по зрительному образцу.

1. Биленко А.Г. , Паттер Л.П. Основы спортивной метрологии: учеб. пособие. – СПб.: Изд-во СПбГУФК им. П.Ф. Лесгафта, 2005. – 138 с.

2. Шестаков Д.А., Цатурян А.К. Математическая модель механических свойств волокон скелетной мышцы с учетом растяжимости актиновых нитей // Биофизика. – 1998. – Т. 43, № 2. – С. 329-334.

Переяслов Григорий Анатольевич, ЗАО «ОКБ «Ритм», Россия, Ростовская обл., г. Таганрог, ул. Петровская, 99, e-mail: stabilan@okbritm.com.ru, 8 (928) 227-91-92

Слива Андрей Сергеевич, ЗАО «ОКБ «Ритм», Россия, Ростовская обл., г. Таганрог, ул. Петровская, 99, e-mail: stabilan@okbritm.com.ru, 8 (928) 227-91-92

Холмогорова Наталья Владимировна, к.б.н., доцент, Кафедра анатомии и физиологии человека и животных, ФГБОУ ВО «Московский педагогический государственный университет», улица Кибальчича, дом 6, корпус 1 (учебный корпус 4), аудитория 204, +7 (495)6820173, e-mail – nv.kholmogorova@mpgu.edu

Девликанов Энвер Османович, ГБУ РО «ЦМР №1» в г. Таганроге, ул. Фрунзе, 37-39, 8-8634-61-32-89, e-mail – gordontagg@mail.ru

Рецензент д.т.н., профессор Тарасов С.П.

Секция 3. Акустические методы и приборы в медико-биологической практике

ИССЛЕДОВАНИЕ ДЕФОРМАЦИИ ПРОФИЛЯ АКУСТИЧЕСКОЙ ВОЛНЫ В БИОЛОГИЧЕСКИХ ТКАНЯХ МЕТОДАМИ ГРАФИЧЕСКОГО АНАЛИЗА

Вареникова А.Ю., Чернов Н.Н., Тарасов С.П.
Южный федеральный университет
e-mail: nnchernov@sfedu.ru

Аннотация. Исследованы методы графического анализа, применяемые для изучения влияния вклада нелинейных параметров в деформацию профиля акустической волны. Описаны возможности и границы применения данного вида анализа.

Приведены результаты моделирования искажений профиля ультразвуковой волны, вносимых нелинейным параметром, с помощью графического сложения функций исходного сигнала и соответствующей прямой, описывающей нелинейные искажения.

Также показаны результаты моделирования, полученные методом, основанным на применении критической скорости акустического возмущения.

Построены деформированные профили акустической волны с помощью метода характеристик для сред, с различным значением нелинейного параметра.

Все построения выполнены для простой (римановой) волны; исследовалось влияние вклада квадратичного нелинейного параметра ε на деформацию профиля. Результаты исследования, приведенные в данной статье, отражают деформацию профиля, возникающую вследствие влияния второй гармоники исходного сигнала.

Ключевые слова: деформация профиля, нелинейный параметр, графический анализ, критическая скорость акустического возмущения, метод характеристик

STUDY OF STRAIN PROFILE ACOUSTIC WAVES IN BIOLOGICAL TISSUES METHODS GRAPHICAL ANALYSIS

Varenikova A.J., Chernov N.N., Tarasov S.P.
Southern Federal University

e-mail: nnchernov@sfedu.ru

Annotation. Methods of graphical analysis used to study the effect of the contribution of the nonlinear parameters in the deformation profile of the acoustic wave. Describes the possibilities and limits of applying this type of analysis.

The results of modeling the distortion of the profile of the ultrasonic wave, insertion of a nonlinear parameter, using the graphical addition of the functions of the original signal and the corresponding direct describing nonlinear distortion.

Also shown are the simulation results obtained by the method based on the use of critical velocity of acoustic disturbance.

Built deformed profiles of the acoustic wave using the method of characteristics for environments with different value of the nonlinearity parameter.

All construction is made for simple (Riemann) waves; the influence of the contribution of the quadratic nonlinearity parameter ε on the strain profile. The results of the study presented in this article reflect the strain profile resulting from impact of the second harmonic of the original signal.

Key words: profile deformation, nonlinear parameter, graphical analysis, critical speed of the acoustic perturbations, the method of characteristics

Ультразвуковые (УЗ) методы визуализации позволяют определить различные характеристики биоткани: её структуру, функциональное состояние.

По полученной информации можно судить о нормальном или патологическом состоянии исследуемого объекта, эти данные можно использовать как для уточнения диагноза, так и для контроля состояния больного в процессе лечения. Существенным недостатком применяемых в настоящее время УЗ методов визуализации, основанных в большинстве случаев на приближении линейной акустики, являются их слабые разрешающая способность и контраст: патологические изменения слабо сказываются на изменении линейных характеристик акустического сигнала.

Повышение эффективности УЗ методов визуализации может быть достигнуто за счет исследования гармоник основной частоты

после взаимодействия с биологическими тканями. Тогда видеоизображение среза ткани может быть построено за счет измерения коэффициента нелинейности, который дает существенную диагностическую информацию о состоянии внутренних структур исследуемого объекта [1].

Исследование распространения акустических сигналов, показало, что упругие волны распространяются нелинейно, вследствие влияния, которое оказывает среда. В процессе взаимодействия с веществом ультразвуковой сигнал возбуждает в нем собственные колебания, для которых характерна совокупность частот, кратных основной частоте, принятой от датчика. Вторая гармоника обладает частотой в 2 раза большей, чем основная, а третья гармоника – в 3 раза большей. Регистрация сигнала на удвоенных, утроенных частотах повышает разрешающую способность в 2 и 3 раза соответственно, что приводит к увеличению информативности методов ультразвуковой визуализации. Каждая последующая гармоника имеет гораздо меньшую амплитуду колебаний, чем основная, но современная техника позволяет выделить их, усилить и получить из них диагностически значимую информацию в виде изображения. Преимущество изображения, построенного на основе высших гармоник, по сравнению с классическим изображением – отсутствие большого количества артефактов, которые возникают при прохождении сигнала по пути от датчика до исследуемого объекта.

Сигнал с гармоническими составляющими преодолевает путь только из глубины ткани, где он возник, до датчика. Особенно это очевидно, когда изображение строится исключительно на основе второго гармоники основного сигнала, без использования первой гармоники.

Все вышеизложенное требует более детального изучения процессов взаимодействия ультразвуковых волн в биотканях, возникающих вследствие вкладов нелинейных параметров, что отражается в деформации профиля акустического сигнала.

Основными уравнениями классической акустики являются уравнения Эйлера:

$$\rho\left[\frac{\partial v}{\partial t} + (v\nabla)v\right] = -\nabla p \text{ — уравнение движения,}$$

$$\frac{\partial \rho}{\partial t} + div\rho v = 0 \text{ — уравнение непрерывности,}$$

$p = p(\rho)$ –уравнение состояния,

Не пренебрегая нелинейными членами и исключив из уравнений переменные ρ' p', получим уравнение для мгновенной скорости v [10]

$$\frac{\partial^2 v}{\partial t^2} - c_0^2 \frac{\partial^2 v}{\partial x^2} = L_2(v^2) + L_3(v^3) + L_4(v^4) + \ldots, \qquad (1)$$

где – $L_2(v^2)$ – квадратичные нелинейные члены, $L_3(v^3)$ – кубические нелинейные члены.

В явном виде $L_2(v^2)$

$$L_2(v^2) = -\left[v^2 + \frac{\gamma-1}{2c_0^3}\left(\int \frac{\partial v}{\partial t} dx\right)^2\right]_{xt} \qquad (2)$$

Будем считать, что нелинейные члены малы по сравнению с линейными, тогда выражение (1) решим с помощью метода последовательных приближений:

$$v = v^{(1)} + v^{(2)} + v^{(3)} + \cdots$$

Граничные условия зададим в виде x=0, $v = v_0 sin\omega t$, решение уравнения в первом приближении получим как

$$v^{(1)} = v_0 sin\omega\left(t - \frac{x}{c_0}\right) \qquad (3)$$

Уравнение во втором приближении получаем, подставив выражение (3) в правую часть уравнения (1)

$$\frac{\partial^2 v}{\partial t^2} - c_0^2 \frac{\partial^2 v}{\partial x^2} = L_2\left[v_0^2 sin^2\omega(t - x/c_0)\right] + L_3\left[v_0^3 sin^3\omega(t - x/c_0)\right] + \ldots \quad (4)$$

Анализируя полученное уравнение (4), видим, во втором приближении квадратичная нелинейность L_2 может привести к появлению волны с частотой 2ω, что по своей сути есть генерация второй гармоники исходного сигнала, а также волны ω – ω=0 – постоянной составляющей.

Кубичная нелинейность L_3 приводит к генерации третьей гармоники: ω+ω+ω=3ω, ω+ω – ω= ω – нелинейная добавка к волне основной частоты. Аналогично происходит генерация четвертой и выше гармоник вследствие влияния нелинейностей более высокого порядка.

Далее предположим, что все нелинейности выше третьего порядка равны нулю, то есть ограничимся только квадратичной нелинейностью и исследуем её влияние. Согласно теории возмущений во втором порядке мы получаем волны 2ω=ω+ω, 0=ω – ω, в третьем порядке – волны 2ω+ω=3ω, 2ω – ω=ω, то есть третью гармонику и

нелинейную добавку к основной волне, а также увидим, что происходят процессы 2ω+2ω=4ω, 2ω – 2ω=0, 0+2ω=2ω.

Данные рассуждения приводят к выводу, что в результате действия лишь квадратичной нелинейности вносится вклад в волну основной частоты, приводя к появлению волн с частотами 0, 2ω, 3ω, 4ω и выше[3].

В подобной постановке задача не имеет решения, более того не представляется возможным определить явный вид выражений для всех L_n.

Поэтому в нашем случае будем ограничиваться процессами генерации второй гармоники для изучения деформации профиля акустической волны.

Одним из способов подобного исследования является графический анализ, который рассмотрим на примере простой (римановой) волны, которая описывается уравнением

$$\frac{\partial u}{\partial x} = \frac{\varepsilon}{c_0^2}\frac{\partial u}{\partial \tau} \qquad (1)$$

Решение данного уравнения при исходных данных $x = 0$, $v = v_0 sin\omega t$

$$\frac{u}{u_0} = \sin(\omega\tau + \frac{\varepsilon}{c_0^2}\omega u x) = \sin(\omega\tau + z\frac{u}{u_0}) \qquad (2)$$

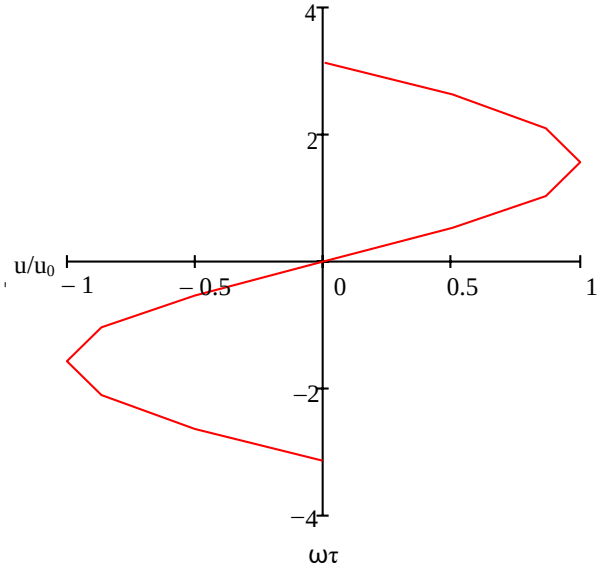
$z = (\frac{\varepsilon}{c_0^2})\omega u_0 x$ – расстояние в единицах длин образования разрыва.

Деформацию профиля будем описывать выражением

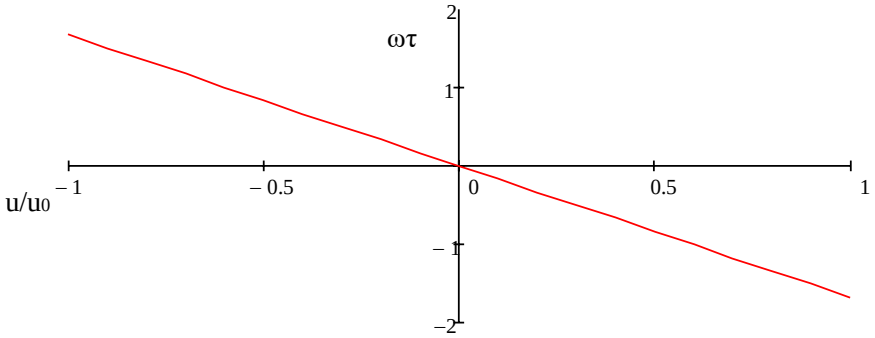
$$\omega\tau = arcsin\frac{u}{u_0} - z \qquad (3)$$

Кривую, соответствующую нелинейно-искаженному профилю, получим на координатной плоскости (u/u_0, ωτ) графическим сложением исходной кривой и прямой $-(\frac{\varepsilon}{c_0^2})\,z$, наклон которой возрастает с увеличением x[4].

Построение выполним следующим образом. Вдоль оси абсцисс будем откладывать значения u/u_0, а вдоль оси ординат – значения ωτ.



а)



б)

Рисунок 1 – Деформация профиля, описанная формулой (3): а) график arcsin u/u_0, б) график $-\left(\frac{\varepsilon}{c_0^2}\right) ux$

На рисунке 1 представлены графики функций $\omega\tau = \arcsin\frac{u}{u_0}$ и $-\left(\frac{\varepsilon}{2c_0}\right)ux$ при следующих начальных данных: нелинейный параметр $\varepsilon = 3$, рабочая частота 4 МГц. Деформированные профили получим с помощью сложения графиков.

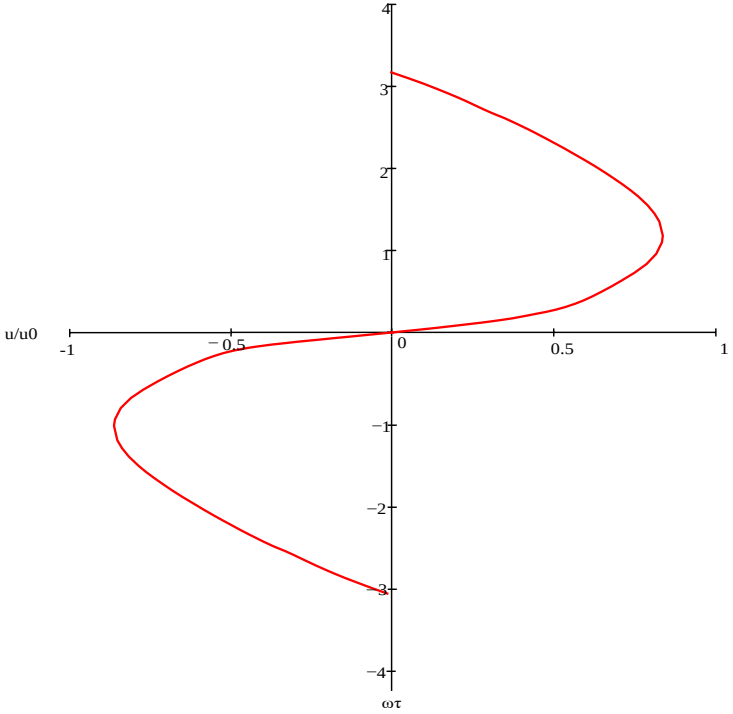


Рисунок 2 – Графическое сложение

На рисунке 2, что области сжатия и разрежения акустической волны искажаются по-разному, область разрежения деформируется сильнее. [5].

Из этого мы можем сделать вывод, что на распространение волны оказывает влияние нелинейный параметр среды, а также нелинейные искажения носят накапливающийся характер: растут с увеличением пройденного волной расстояния.

Второй способ графического анализа профиля акустической волны основан на применении критической скорости акустического возмущения. В данном случае примем скорость распространения акустической волны равной $U = c_0 + \frac{\gamma+1}{2} * v$, а скорость, при которой возмущение не будет распространяться $v_{кр}$ примем равным $v_{кр} = -\frac{2c_0}{\gamma+1}$.

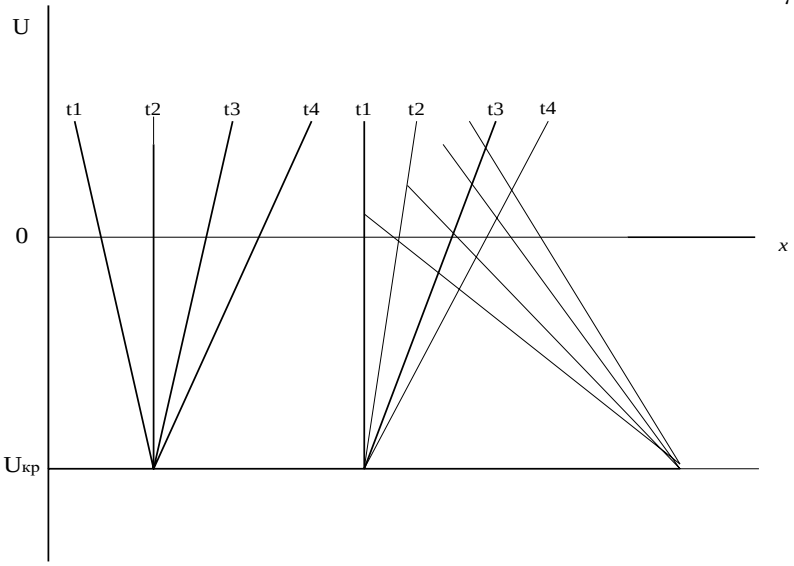


Рисунок 3 – Графический анализ, основанный на факте существования критической скорости. Поворот прямых с течением времени

Линейный характер зависимости U(v) приведет к тому, что всякая прямая, изображенная на рисунке 3 останется прямой, при этом повернутой на определенный угол вокруг пересечения с линией приведения, построенной исходя из условия $v = v_{кр}$. Это позволит проследить за изменением формы профиля волны [6].

На заданном профиле выберем необходимое нам число точек и построим касательные от них до пересечения с линией приведения. Выбор для построения профиля касательных основан тем, что они не только позволят определить положение выбранных точек, но и локальную форму искаженной кривой.

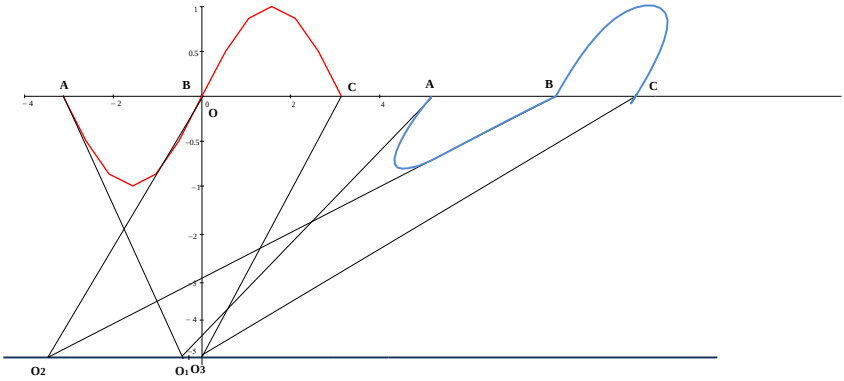


Рисунок 4 – Изменение формы волны, исследованное с помощью касательных

На рисунке 4 получен профиль акустической волны в момент времени t=1. Значение критической скорости в данном случае равно – 5. Для построения выберем три характерные для синусоиды точки: точки пересечения графика с осью абсцисс. Искомую форму профиля для момента времени $t=t_1$ определяют новые касательные, построенные с помощь точек пересечения касательных и прямой, отображающей значение критической скорости на графике.

Кроме вышеприведенных, существует также метод характеристик, который нашел широкое применение в гидродинамике [7]. Примем начальные условия из выражения

$$v = v_0 \sin\omega\left(\tau + \frac{x}{c_0}\frac{\varepsilon M}{1+\varepsilon M}\right) \qquad (6)$$

Вычислим производную $\frac{\partial\tau}{\partial x}$ при фиксированном значении v, получим

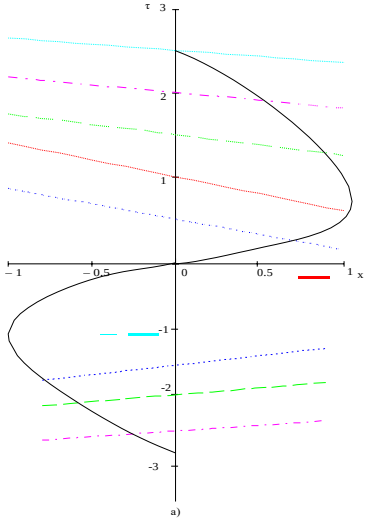
$$\left(\frac{\partial\tau}{\partial x}\right)_v = -\frac{1}{c_0}\frac{\varepsilon M}{1+\varepsilon M} \qquad (7)$$

Перепишем выражение (6) в следующем виде

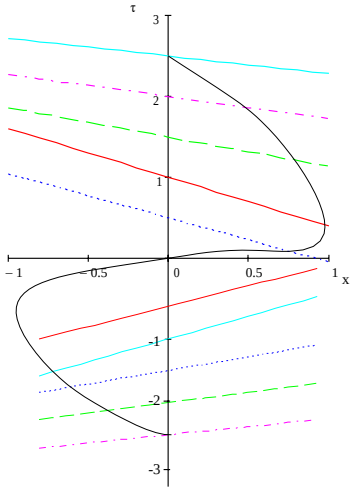
$$\tau = \tau_0 - \frac{x\,\varepsilon M}{c_0\,1+\varepsilon M} \qquad (8)$$

Формула (8) задает семейство прямых в системе координат x, τ, наклон которых зависит от значения начальной скорости. Полученные прямые и являются характеристиками, представляющими собой

траектории движения возмущений скорости в координатной плоскости x, τ.



а)



б)

Рисунок 5 – Графический анализ нелинейных искажений по методу характеристик: а) искажение профиля волны при ε=3, б) искажение профиля при ε=6,3

На рисунке 5 представлено семейство характеристик для начального профиля $v = v_0 sin\omega\tau$, а также деформированные профили при различном значении нелинейного параметра. Видим, что при ε=6,3 искажение профиля более выражено, и волна приобретает почти пилообразную форму. В случае же линейного приближения все семейство характеристик будет являться прямыми, параллельными друг другу и оси абсцисс, что не отразит изменения профиля акустической волны [8,9].

Все три описанных выше метода являются инструментами графического анализа, который описывает поведение простой волны с помощью графических построений, опирающихся на точные выражения.

Наиболее приемлемым для наших исследований является первый метод, так как в отличие от двух других описанных способов построения, проводимые в рамках этого метода, в большей степени зависят от значения нелинейного параметра исследуемой среды.

Графический анализ дает представления лишь о форме сигнала, прошедшего через нелинейную среду, но не позволяет проводить дальнейшие преобразования, предназначенные для построения томографической картины.

Тем не менее, данный вид исследования дает информацию, на основе которой мы можем судить о наличии влияния нелинейного параметра среды на распространение акустической волны в изучаемом объекте.

Работа выполнена при финансовой поддержке гранта РФФИ № 16-07-00374

1. Вареникова А.Ю., Чернов Н.Н. Визуализация внутренних структур биообъектов на основе нелинейного взаимодействия ультразвуковых волн со средой. Научно-практическая конференция «Нелинейная акустика-50». Сборник трудов. – Таганрог: Издательство Южного федерального университета, 2015. – 252.

2. Вареникова А.Ю., Чернов Н.Н. Визуализация внутренних структур биообъектов на основе 2-й гармоники ультразвуковых волн. Научно-практическая конференция «Нелинейная акустика-50». Сборник трудов. – Таганрог: Издательство Южного федерального университета, 2015. – 252.

3. О.В. Руденко, С.В. Солуян. Теоретические основы нелинейной акустики. Монография. Главная редакция физико-математической литературы. Изд-во «Наука»,1975.

4. О.В. Руденко, С.Н. Гурбатов, К.М. Хедберг. Нелинейная акустика в задачах и примерах – М.: ФИЗМАТЛИТ, 2007. – 176 с.

5. Применение ультразвука в медицине. Под ред. К.Хилла Перевод с английского под редакцией Л.Р. Гаврилова, В.А. Хохловой, О.А. Сапожникова. – М.: – ФИЗМАТЛИТ, 2008

6. О. В. Руденко Нелинейные волны: некоторые биомедицинские приложения // Успехи физических наук, том 177, № 4

7. Заграй Н.П. Нелинейные взаимодействия в слоистых и неоднородных средах// Монография, Таганрог: Изд-во ТРТУ, 1998, 433 с.

8. В.Т. Гринченко, В.В. Мелешко. Гармонические колебания и волны в упругих телах. – Киев, 1981 – 284 с.

9. Зарембо Л.К., Тимошенко В.И. Нелинейная акустика – М: Изд-во МГУ, 1984 – 104 с.

10. М.Б. Виноградова, О.В. Руденко, А.П. Сухоруков. Теория волн. – М.: Наука. Главная редакция физико-математической литературы, 1979.

Вареникова Анастасия Юрьевна, ФГАОУ ВО «Южный федеральный университет», Институт нанотехнологий, электроники и приборостроения, кафедра электрогидроакустической и медицинской техники; e-mail: rebelludwig@gmail.com, 347928, г. Таганрог, пер. Некрасовский, 44, тел. 8 (8634) 37-17-95, аспирант.

Чернов Николай Николаевич, ФГАОУ ВО «Южный федеральный университет», Институт нанотехнологий, электроники и приборостроения (ИНЭП); e-mail: ega@tgn.sfedu.ru; 347928, г. Таганрог, пер. Некрасовский, 44, тел. 8 (8634) 37-17-95; кафедра электрогидроакустической и медицинской техники, д.т.н. профессор.

Тарасов Сергей Павлович, ФГАОУ ВО «Южный федеральный университет», Институт нанотехнологий, электроники и приборостроения (ИНЭП); e-mail: ega@tgn.sfedu.ru; 347928, г. Таганрог, пер. Некрасовский, 44, тел. 8 (8634) 37-17-95; кафедра электрогидроакустической и медицинской техники, д.т.н. профессор.

Рецензент. Исполнительный директор ООО «Нелакс» д.т.н., профессор Воронин В.А.

К ВОПРОСУ О ПОСТРОЕНИИ СХЕМ ВИЗУАЛИЗАЦИИ ТОМОГРАММ НА ОСНОВЕ НЕЛИНЕЙНОЙ АКУСТИКИ

Вареникова А.Ю., Лагута М.В., Чернов Н.Н.
Южный федеральный университет
e-mail: nnchernov@sfedu.ru

Аннотация. Рассмотрены основные методы восстановления распределения нелинейного параметра. Представлены принципы построения схем с использованием взрывного источника, волн накачки и метода конечных амплитуд. Проведен анализ современных разработок в области акустической томографии. Приведены различные схемы прототипов 2D томографов, использующих метод конечных амплитуд. Рассмотрены отличительные особенности их конструкции с использованием нескольких излучающих преобразователей, а также схема с совмещенным приемником и излучателем и устройством обращения волнового фронта. Представлена схема 3D томографа, имеющая большое количество источников и приемников, позволяющая получить шесть проекций изображения с последующим преобразованием в объемное изображение. Основной проблемой представленных моделей ультразвуковых томографов является невозможность проведения исследований таких частей тела человека, как брюшная полость и грудная клетка.

Ключевые слова: акустический томограф, визуализация, нелинейный параметр.

THE ISSUE OF CONSTRUCTION SCHEMES BASED IMAGING TOMOGRAMS NONLINEAR ACOUSTICS

Varenikova A.J., Laguta M.V., Chernov N.N.
Southern Federal University
e-mail: nnchernov@sfedu.ru

Annotation. The basic techniques of reconstruction of the distribution of the nonlinearity parameter. The principles of construction of schemes of an explosive with a source of pump waves and finite amplitude. The analysis of the current developments in the field of acoustic tomography. Given the various schemes of prototypes of 2D tomography using the method of finite amplitudes. Considered the distinctive features of their design using multiple

radiating transducers, as well as the scheme with a combined receiver and transmitter and device treatment wavefront. The scheme of 3D imaging, having a large number of sources and receivers, allowing to receive the six projections of the image with subsequent conversion to three-dimensional image. The main problem of the presented models of ultrasound scanners is the impossibility of conducting research of such human body parts like abdomen and chest.

Keywords: acoustic imaging, visualization, non-linear parameter

Ультразвуковые методы интроскопии нашли широкое применение в области визуализации внутренних структур биологических объектов, так как являются более доступными и безопасными по сравнению с рентгеном и магнитно-резонансной томографией [1].

Ультразвуковые методы получения изображения внутренних структур можно подразделить на проекционные, обобщенные проекционные и томографические [2].

Проекционное изображение представляет собой проекцию трехмерного объекта на определенную поверхность. Обобщенными проекционными являются изображения, в которых поверхность проекции описывается не только пространственными координатами, а, как минимум, одна из координат связана со временем или с частотой [3].

Томографическое изображение представляет собой масштабное изображение характеристик (в нашем случае акустических) в определенных сечениях трехмерных объектов. Томографические изображения могут быть получены двумя способами: сканированием фокусирующих или направленных акустических систем, а также и реконструированы из набора проекционных изображений. Отсюда происходит разделение томографии на нереконструктивную и реконструктивную [2].

Для построения томограммы биологических тканей могут быть использованы нелинейные эффекты, возникающие при похождении через них ультразвука. Мягкие биологические ткани являются сложной многомодульной структурой, поэтому нелинейное взаимодействие акустических волн со средой достаточно велико [3].

В настоящее время для восстановления распределения нелинейного параметра существует термодинамический и метод конечных амплитуд.

Термодинамический метод заключается в измерении скорости звука как функции гидростатического давления и температуры, а также теплопроводности, плотности и коэффициента температурного расширения [4].

Существует улучшенный термодинамический метод, в котором измеряется изменения скорости звука из-за изменения давления при адиабатическом процессе. По сути это метод сравнения фаз принятых сигналов [4].

Метод конечных амплитуд обычно основан на измерении величины второй гармоники при контролируемом процессе распространения волны. В этом методе измеряются две амплитуды – первичной волны и второй гармоники, отсюда выводится поглощение и нелинейный параметр [4].

Обзор, приведенный в работе О.В. Руденко [5], посвященный медицинским приложениям нелинейной акустики, говорит о том, что получение изображения внутренних органов на основе высших гармоник является более четким, по сравнению с построением на основной частоте.

Изначально для томографии с использованием распределения нелинейного параметра предполагалось использование метода конечных амплитуд совместно с алгоритмами метода стандартной рентгеновской компьютерной томографии [4].

Измерение нелинейного параметра проводится совместно с методом замещения и основывается на регистрации сигнала на удвоенной частоте или комбинационного сигнала, и, таким образом, получается элементарная «проекция» объекта, содержащая информацию о среднем значении нелинейного параметра вдоль луча распространения акустической волны [4].

Метод сравнения фаз представляет собой подкласс термодинамического метода. В нем проводится измерение времени распространения пробной высокочастотной волны в тканях, возникающей в результате взаимодействия пробной волны с импульсом накачки, создаваемым взрывным источником. Схема этого метода представлена на рисунке 1.

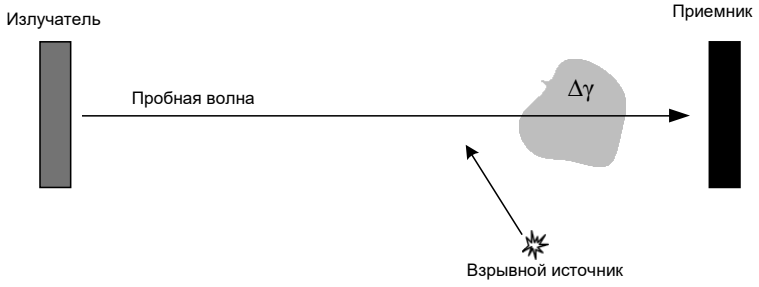


Рисунок 1 – Схема измерения нелинейного параметра при взаимодействии слабой пробной волны с мощным импульсом накачки, порожденным взрывным источником

Еще один вариант схемы томографии с использованием метода измерения разности фаз отличается наличием соосно ориентированных сфокусированных излучателей волн накачки и основной (пробной) волны. Траектория этих волн является приблизительно одинаковой, в результате чего неоднородность пространственного распределения скорости звука практически не будет сказываться на оценке нелинейного параметра [4]. Схема метода представлена на рисунке 2.

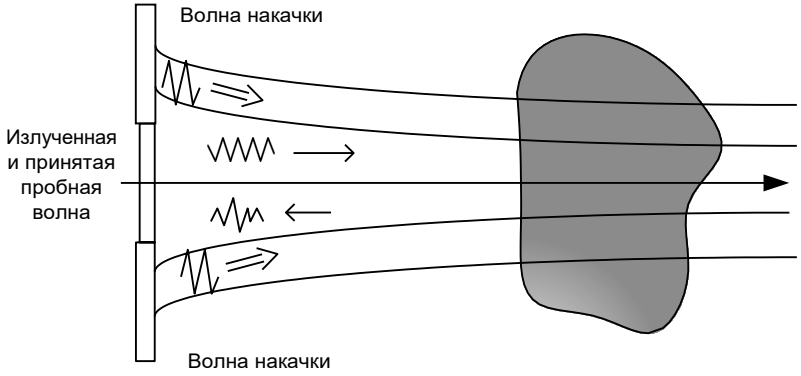


Рисунок 2 – Схема измерения нелинейного параметра, основанная на взаимодействии слабой пробной волны с мощной волной накачки

На рисунке 3 представлена общая схема измерения нелинейного параметра методом конечных амплитуд.

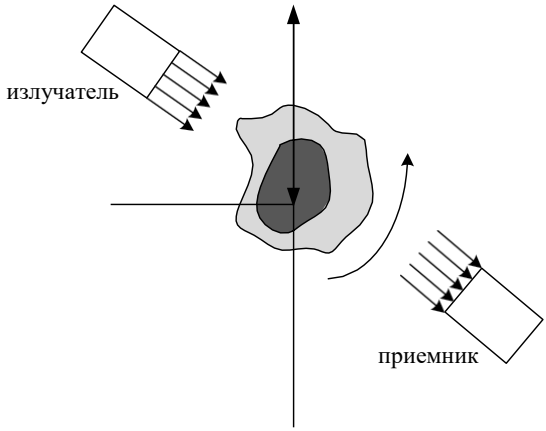


Рисунок 3 – Схема томографии для измерения нелинейного параметра методом конечных амплитуд

В такой схеме поглощение второй гармоники не зависит от расположения объекта между излучателем и приемником. Это позволяет использовать метод замещения без дополнительных поправок. Единственное, нужно «вычесть» из полученных данных вклад, вносимый водой.

Однако, для волны разностной частоты это не так, волна поглощается по-разному в зависимости от взаимного расположения объекта и преобразователей, этом случае требуется учитывать геометрию эксперимента.

Далее представлено несколько схем реализации амплитудного метода акустической томографии, разработанных различными группами ученых.

В Московском государственном университете им. М.В. Ломоносова под руководством В.А. Бурова разработаны несколько схем акустических томографических систем [6,7]. На рисунке 4 представлен прототип томографической системы состоящей из двух излучателей и одного приемника с широкой полосой пропускания.

Угол между осями преобразователей равен 120°. Изменение угла взаимного расположения источников и приемника позволит изменять размер восстанавливаемой области пространства. Схема томографа, представленная на рисунке 5, отличается лишь наличием третьего излучателя. Такие установки позволяют использовать нелинейные эффекты высших порядков, за счет работы с волнами на комбинационных частотах.

Так же, под руководством В.А. Бурова [8] разработана акустическая томографическая система, состоящая из цилиндрического излучателя и двух соосных конических зеркал. Главное преимущество данной схемы заключается в возможности получения большой области сканирования при небольших размерах излучателя и приемника.

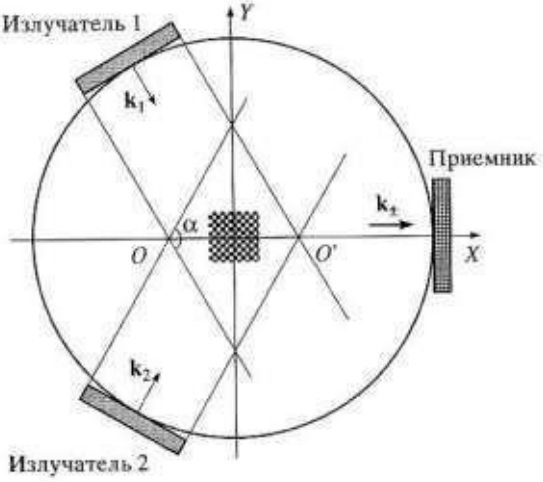


Рисунок 4 – Схема томографической системы с двумя монохроматическими излучателями

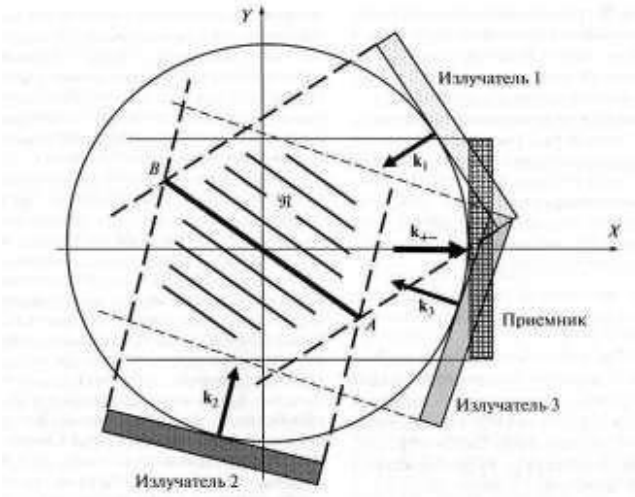


Рисунок 5 – Схема томографической системы с тремя монохроматическими излучателями

С.В. Преображенским [9] была представлена схема (рисунок 6), состоящая из приемо-излучателя и устройства обращения волнового фронта (ОВФ). ОВФ позволяет селективно обернуть фронт второй гармоники сфокусированного пучка. А образование на обратном пути четвертой гармоники обеспечивает повышенный контраст изображения.

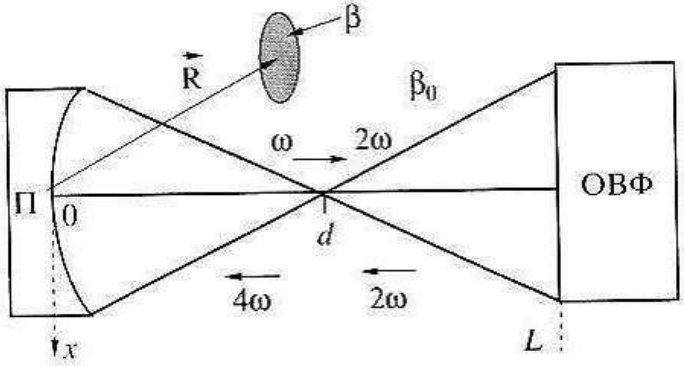


Рисунок 6 – Схема томографической установки с ОВФ

Немецкими учеными H. Gemmeke и N.V. Ruiter разработана установка для акустической 3D томографии, представленная на рисунке 7. Данный прототип имеет цилиндрическую конфигурацию. Имеется 384 излучателя и 1536 приемников. Съем производится в шести различных положениях. В результате получаем 2304 виртуальных источника и 9216 приемников. Главным недостатком подобных систем является необходимость использования очень мощных вычислительных систем.

Таким образом, на сегодняшний день 2D и 3D томографические акустические системы находятся на стадии разработки как в техническом, так и в алгоритмическом плане.

Рисунок 7 – Схема ультразвуковой 3D томографа

Проведенный анализ показал, что большинство разрабатываемых методов визуализации внутренних биологических структур используют схемы на основе метода конечных амплитуд. Однако, все представленные схемы имеют главный недостаток, они работают на основе данных акустической волны, проходящей сквозь объект. Однако, на практике, при работе с человеком такие установки не дают возможности визуализировать такие части тела как брюшная полость

или грудная клетка, так как такие методы требуют помещения исследуемого объекта в область между излучателем и приемником. Таким образом, имеется необходимость создания томографических систем работающих на основе отраженной акустической волны.

1. М.В. Лагута, Н.Н. Чернов. К вопросу о безопасности диагностического ультразвука для интроскопии. Научно-практическая конференция «Нелинейная акустика-50». Сборник трудов. Таганрог: Издательство Южного федерального университета, 2015. с. 162–166.

2. А.В. Осетров. Обработка и реконструкция изображений в акустической томографии. Учебное пособие. Санкт-Петербург: Изд-во СПбГЭТУ “ЛЭТИ”. 2001. – 72 с.

3. Н.П. Заграй, А.В. Леонова, А.М. Гаврилов. Физика ультразвука и нелинейные явления. Учебное пособие. Таганрог: Изд-во ЮФУ. 2014. – 130 с.

4. Xiufen Gong, Dong Zhang, Jiehui Liu, Huanlei Wang, Yongsheng Yan, and Xiaochen Xu. Study of acoustic nonlinearity parameter imaging methods in reflection mode for biological tissues. Acoustical Society of America. 2004. с. – 1819–1825.

5. И.Ю. Демин, Н.В. Прончатов-Рубцов. Современные акустические методы исследований в биологии и медицине. Учебно-методические материалы по программе повышения квалификации «Хранение и обработка информации в биологических системах». Нижний Новгород: Изд-во ННГУ 2007 г. – 121 с.

6. В.А. Буров, С.Н. Евтухов, А.М. Ткачева, О.Д. Румянцева. Акустическая томография нелинейного параметра с помощью малого числа преобразователей. Акустический журнал. Том 52, №6. 2006 г. – с. 760–776.

7. В.А. Буров, Д.И. Зотов, О.Д. Румянцева. Восстановление пространственных распределений скорости звука и поглощения в фантомах мягких биотканей по экспериментальным данным ультразвукового томографирования. Акустический журнал. Том 61, № 2. 2015 г. – с. 254–273.

8. В.А. Буров, А.А. Шмелев, Д.И. Зотов. Прототип томографической системы, использующей акустические нелинейные эффекты третьего порядка. Акустический журнал. Том 59, № 1. 2013 г. – с. 31–51.

9. С.В. Преображенский, В.Л. Преображенский, Ф. Перно, О. Бу Матар. Диагностика неоднородности нелинейного параметра акустической среды с помощью обращения волнового фронта ультразвука. Акустический журнал. Том 54, № 1. 2008 г. – с. 20–25.

10. H. Gemmeke, N.V. Ruiter. 3D ultrasound computer tomography for medical imaging. ScienceDirect. Nuclear instruments and methods in physics research. 2007. – p. 1057–1065.

Вареникова Анастасия Юрьевна, ФГАОУ ВО «Южный федеральный университет», Институт нанотехнологий, электроники и приборостроения, кафедра электрогидроакустической и медицинской техники; e-mail: rebelludwig@gmail.com, 347928, г. Таганрог, пер. Некрасовский, 44, тел. 8 (8634) 37-17-95, аспирант.

Лагута Маргарита Юрьевна, ФГАОУ ВО «Южный федеральный университет», Институт нанотехнологий, электроники и приборостроения, кафедра электрогидроакустической и медицинской техники; e-mail: margaritalaguta@mail.ru, 347928, г. Таганрог, пер. Некрасовский, 44, тел. 8 (8634) 37-17-95, аспирант.

Чернов Николай Николаевич, ФГАОУ ВО «Южный федеральный университет», Институт нанотехнологий, электроники и приборостроения (ИНЭП); e-mail: ega@tgn.sfedu.ru; 347928, г. Таганрог, пер. Некрасовский, 44, тел. 8 (8634) 37-17-95; кафедра электрогидроакустической и медицинской техники, д.т.н. профессор.

Рецензент д.т.н., профессор Воронин В.А.

РАСЧЁТ ВРЕМЕНИ КОАГУЛЯЦИИ СУБМИКРОННЫХ И НАНОЧАСТИЦ В МОЩНЫХ ЗВУКОВЫХ ПОЛЯХ

Голосов П.С., Чернов Н.Н.
Южный федеральный университет
e-mail: nnchernov@sfedu.ru

Аннотация. Рассматриваются теоретические выражения для времени коагуляции. Теоретически рассчитывается время коагуляции для субмикронных и наночастиц. Для расчётов использованы параметры интенсивности звука, концентрации аэрозоля, времени

озвучивания и температуры пылегазового потока, полученные в ранних работах. Показано, как сильно акустическое поле может интенсифицировать процесс осаждения.

Ключевые слова: акустическая коагуляция, осаждение дымов, аэрозольные частицы, время коагуляции.

TIMING COAGULATION SUBMICRON AND NANOPARTICLES INTO A POWERFUL SOUND FIELDS

Golosov P.S., Chernov N.N.
Southern Federal University
e-mail: nnchernov@sfedu.ru

Annotation. Theoretical expressions for the coagulation time. Theoretically calculated time of coagulation for submicron and nanoparticles. For calculations we used parameters of sound intensity, concentration, time, sound and temperature dust and gas flow obtained in earlier works. Shows how much the acoustic field may intensify the deposition process.

Key words: acoustic coagulation, deposition fumes, aerosol particles, coagulation time.

Проведённые нами с различными промышленными аэрозолями (около полутора десятков видов) [1,2,3] экспериментальные исследования макропроцесса (кинетики) акустической коагуляции и осаждения показывают интенсификацию процесса укрупнения мельчайших частиц при облучении их мощным звуком. Везде подтверждалась модель экспоненциального изменения во времени счётной концентрации N частиц. Однако, расчёты времени коагуляции для частиц высоких порядков малости до сих пор нами не проводились [5].

Согласно полученным в монографиях [1,4] выражениям, рассмотрим уравнение для времени коагуляции:

$$t = \frac{4*\omega}{3U_0^2*C} * \frac{(r_0 - r*[r_0 + \frac{3}{2}*\frac{U_0}{\omega}*\varepsilon_2*m_2*n_2 - \varepsilon_1*m_1*n_1])^2}{(R_1*m_1*\cos(\varphi_1+\alpha) - R_2*m_2*\cos(\varphi_2+\alpha))}, \qquad (1)$$

где $C = \sqrt{C_1^2 + C_2^2}$, C_1, C_2 соответственно (2) и (3)

$$C_1 = n_2^2 - n_1^2 + \frac{3}{2}*(\varepsilon_1*m_1*n_1 - \varepsilon_2*m_2*n_2)*A_2 \qquad (2)$$

$$C_2 = m_1 * n_1 - m_2 * n_2 - \frac{3}{2} * (\varepsilon_1 * m_1 * n_2 - \varepsilon_2 * m_2 * n_1) * B \quad (3)$$

В выражениях (2) и (3) параметры А и В соответственно (4) и (5)

$$A = m_2 * n_1 + m_1 * n_2 \quad (4)$$

$$B = m_1 * m_2 - n_1 * n_2 \quad (5)$$

Размер источника звука d примем равным 0,12 м, что соответствует размеру источника звука на экспериментальной установке [6]. Скорость звука в воздухе примем для условий эксперимента равной 340 м/с. Температура в ходе экспериментов поддерживалась нами около 300 Кельвин при помощи сплит-системы. Изначальное расстояние между центрами частиц r_0 принято $150*10^{-6}$ метра, что соответствует дисперсности дымов, полученных на установке [6].

Расстояние r, которое должны пройти частицы до столкновения принято равным сумме их Ван-дер-ваальсовских радиусов. Частота звуковых колебаний принята равной значению, на котором были получены наилучшие результаты [4,5,6]. Амплитуда колебаний излучателя принята равной $A_{изл}$=0.0001 м, как результат расчёта для установки [6], согласно [7].

Исходя из данных экспериментов [4,5,6] амплитуда колебаний среды а рассчитана по формуле (6).

$$a = 2 * A_{изл} * \cos\left(\frac{\pi * f * d}{c}\right) \quad (6)$$

Амплитуда колебательной скорости среды U_o при данных условиях составляет 0,6 м/с. Плотность вещества частиц ρ принята равной 2,5 г/см^3 [5].

Давление внутри камеры установки рассчитано, исходя из закона Дальтона, и составляет $1.006*10^5$ Па при парциальном акустическом давлении 150 дБ. Плотность воздуха рассчитана, исходя из (7).

$$\rho_{воз} = \frac{P}{287.4 * T} \quad (7)$$

Расчёт динамической и кинематической вязкости (8) и (9)

$$\mu = 1.717 * 10^{-5} * \left(\frac{T}{273}\right)^{0.68} \quad (8)$$

$$\eta = \frac{\mu}{\rho_{воз}} \quad (9)$$

Углы взаимодействия приняты соответственно 45, 45 и 30 градусов. Коэффициенты увлекания и обтекания для каждой из частиц рассчитаны по (10) и (11):

$$m = \frac{\Omega}{\sqrt{1+\Omega^2}} \quad (10)$$

$$n = \frac{1}{\sqrt{1+\Omega^2}}, \quad (11)$$

где , $\Omega = \omega * \tau$, где τ время релаксации для каждой частицы (12)

$$\tau = 2 * \rho * \frac{R^2}{9*\eta} \quad (12)$$

Производя необходимые подстановки в выражения (1–10), рассчитаем значения времени сближения до Ван-дер-ваальсовских радиусов частиц, с размерами $2*10^{-6}$, $3*10^{-7}$ и $2*10^{-8}$ (кривые 1,2 и 3)[9,10]. В качестве частиц, с которыми они взаимодействуют выбраны несколько частиц меньшего размера, (до 10^{-11} включительно) получим (рисунок 1).

Как видно из графиков, с уменьшением размера «первой» – большей – частицы время коагуляции значительно увеличивается. Это объясняется тем, что для мельчащих частиц коэффициент увлечения средой высок.

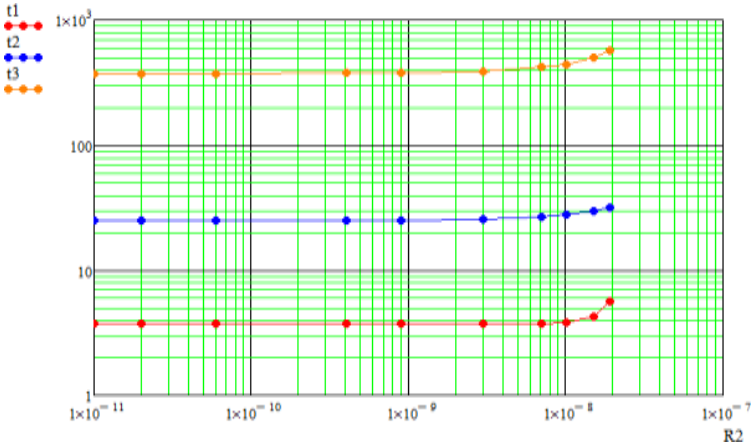


Рисунок 1 –Изменение времени коагуляции в зависимости от размеров первой частицы в логарифмических координатах

Из изложенного материала можно сделать вывод о том, что для нанодисперсных аэрозолей акустическая коагуляция может быть

затруднена: согласно закономерностям, выведенным в результате исследований [8], закон распределения счётной концентрации частиц в любом аэрозоле имеет нормально-логарифмический характер, что означает, что для каждого нанодисперсного аэрозоля, в состав которого входят, пусть и в небольшом количестве, более крупные субмикронные и микронные частицы, существует такой набор параметров акустического поля, который позволит быстро и эффективно укрупнить частицы нанодисперсного аэрозоля до размеров, позволяющих назвать задачу осаждения решённой.

Однако если задачи укрупнения нанодисперсных частиц усложняются ввиду их полного увлечения средой, то задачи осаждения таких частиц через пограничные слои, в том числе и в потоке газа, представляются более решаемыми [4].

1. Тимошенко В.И., Чернов Н.Н. Взаимодействие и диффузия частиц в звуковом поле./Ростов-на-Дону: Ростиздат, 2003. – 304с.

2. Тимошенко В.И., Чернов Н.Н. Осаждение и осадконакопление промышленных дымов./ Ростов-на-Дону: Ростиздат. – 224 с.

3. Timoshenko V., Belenkij V. and Fedoruk T. Kinetics of sonic coagulation and precipatation of high disperse aerosols. Ultrasonics, vol. 14, number 5, 1976, pp. 218 – 222.

4. Лупандина М.А. Осаждение нано- и субмикронных частиц при интенсификации технологических процессов в мощном акустическом поле./ Автореферат диссертации на соискание ученой степени кандидата технических наук: Таганрог 2012 – 23 с.

5. Тимошенко В.И. К расчёту относительного движения аэрозольных частиц в звуковом поле./ Акустический журнал, изд-во ТРТИ Таганрог 1970. – 4 с.

6. Тимошенко В. И., Голосов П.С., Лупандина М.А. Методика и установка по осаждению наночастиц. / Радиосигнал, изд-во ТРТУ Таганрог 2009 – 4 с.

7. Алдошина А.Т, Электродинамические громкоговорители/ Справочник, изд-во Наука, Москва 1968 г – 340 с.

8. O. Kudryashova, A. Antonnikova, N. Korovina, I. Akhmadeev Mechanisms of Aerosol Sedimentation by Acoustic Field. Archives of Acoustics – Volume 40, Number 4, 2015, pp 485-489.

9. Чернов Н.Н., Лупандина М.А., Голосов П.С. Экспериментальные результаты исследования и сравнение с теорией диффузионного потока нано- и субмикронных частиц через акустический и гидродинамический пограничные слои// Известия ЮФУ. Технические науки, 2011. №9(122) –С. 174 – 180.

10. Тимошенко (Лупандина) М. А., Чернов Н. Н. Дисперсное распределение аэрозольных наночастиц сигаретного дыма при курении// Известия ЮФУ. Технические науки, 2008. – №5. – С.224 – 226.

Голосов Петр Сергеевич, ФГАОУ ВО «Южный федеральный университет», Институт нанотехнологий, электроники и приборостроения, кафедра электрогидроакустической и медицинской техники; Аспирант. e-mail: golemstone@mail.ru 347928, г. Таганрог, пер. Некрасовский, 44, тел.: (8634) 371795.

Чернов Николай Николаевич, ФГАОУ ВО «Южный федеральный университет», Институт нанотехнологий, электроники и приборостроения (ИНЭП); e-mail: ega@tgn.sfedu.ru; 347928, г. Таганрог, пер. Некрасовский, 44, тел. 8 (8634) 37-17-95; кафедра электрогидроакустической и медицинской техники, д.т.н. профессор.

Рецензент к.т.н., доцент Леонова А.В.

ИССЛЕДОВАНИЕ СПОСОБОВ УПРАВЛЕНИЯ ФОРМИРОВАНИЕМ ФОКАЛЬНОГО ПЯТНА ФАЗИРОВАННОЙ АНТЕННОЙ РЕШЕТКОЙ В СЛОИСТО-НЕОДНОРОДНОЙ СРЕДЕ

Домбругова Е.Г., Чернов Н.Н.
Южный федеральный университет
e-mail: nnchernov@sfedu.ru

Аннотация: В работе сравниваются способы управления формированием фокального пятна: с помощью введения фазового распределения по элементам антенной решетки, с помощью использования переходного слоя с заданными акустическими характеристиками, и при помощи комбинированного способа.

Исследования акустического поля проводились для четырех антенных решеток, состоящих из 321 и 1273 элементов, расположенных упорядоченно и произвольно по поверхности. Сравнение различных способов корректировки местоположения фокального пятна проводилось по следующим характеристикам: 1) отклонение точки фокуса от геометрического центра антенной решетки; 2) размеры фокального пятна по уровню 0,707 от максимума по оси x и по оси y); 3) амплитуда максимума акустического давления; 4) местоположение и амплитуда добавочных максимумов. Все рассмотренные способы дают заметную корректировку местоположения фокального пятна и оказываются близкими по значениям.

Ключевые слова: фокусированный ультразвук, антенная решетка, управление параметрами, преломление ультразвуковых волн, переходный слой, слоисто-неоднородные среды.

STUDY WAYS OF FORMATION FOCAL SPOT PHASED ARRAY ANTENNA IN LAYERED MEDIA

Dombrugova Ye.G., Chernov N.N.
Southern Federal University
e-mail: nnchernov@sfedu.ru

Annotation: The paper compares the different control methods of the formation and the position of the focal spot: by introducing a phase distribution on the array elements, by the use of a transition layer with predetermined acoustic characteristics, and using the combined method. Acoustic field studies were conducted for the four antenna arrays consisting of elements 321 and 1273, and positioned orderly or randomly on the surface. Comparison of different methods of adjusting the location of the focal spot was conducted by the following characteristics: 1) the deviation of the focal point from the geometric center of the antenna array; 2) the size of the focal spot at a maximum level of 0.707 for the x-axis and y-axis); 3) the maximum amplitude of the acoustic pressure; 4) the location and amplitude of the additional peaks. All the considered methods provide a significant adjustment of the focal spot location and are close in value.

Keywords: focused ultrasound, array, parameter control, the refraction of the ultrasonic waves, the transition layer, layered media.

Работа посвящена сравнению различных способов управления формированием фокального пятна при фокусировке в слоисто-неоднородных средах с использованием компьютерного моделирования. В данной работе рассматривается фокусировка в геометрическом центре антенной решетки (без перемещения точки желаемого фокуса). Для сравнения выбраны три способа корректировки местоположения фокального пятна: с помощью введения фазового распределения по элементам антенной решетки, с помощью использования переходного слоя с заданными акустическими характеристиками, а также с помощью сочетания обоих указанных выше способов [1 – 4].

Для исследования акустического поля, создаваемого фазированной антенной решеткой в слоисто-неоднородной среде, а также для исследования различных способов управления формированием фокального пятна была создана программа в среде разработки Visual Studio [4].

Согласно принципа Гюйгенса, акустическое поле протяженного источника представляется как интерференция сферических волн, создаваемых элементарными точечными источниками, находящимися на излучающей поверхности. Для удобства проведения расчетов, связанных с отражением и преломлением на границе раздела, мы будем рассматривать сферическую волну, создаваемую каждым элементарным участком как гомоцентрический пучок плоских волн [5 – 7].

Таким образом, чтобы узнать мгновенное значение сигнала от излучателя в точке исследования, необходимо просуммировать мгновенные значения от каждого элементарного источника, располагающегося на его поверхности.

Мгновенное значение амплитуды акустического давления в заданной точке пространства для элементарного источника выражается формулой [4]:

$$A_d(x, y, z, t) = \frac{A_m}{D \cdot L} \cdot (W_{12} \cdot W_{23} \ldots W_{n-1,n}) \cdot \sin(\omega(t + t_m) + \varphi_{l1} + \varphi_{l2} \ldots + \varphi_{lk}) \cdot e^{-\alpha 1 \cdot l1 - \alpha 2 \cdot l2 \ldots - \alpha k \cdot lk}$$

где: A_m - амплитуда акустического давления на целом элементе; D – количество элементарных источников на одном излучателе; L – расстояние, пройденное акустической волной до точки исследования;

t_m – задержка сигнала во времени для отдельного излучателя; φ_{lk} – набег фазы в соответствующем слое; $\omega = 2\pi f$, f – частота; l_k - путь, пройденный акустической волной в соответствующем слое; α_k - коэффициент поглощения в соответствующем слое; W – коэффициент прозрачности по давлению.

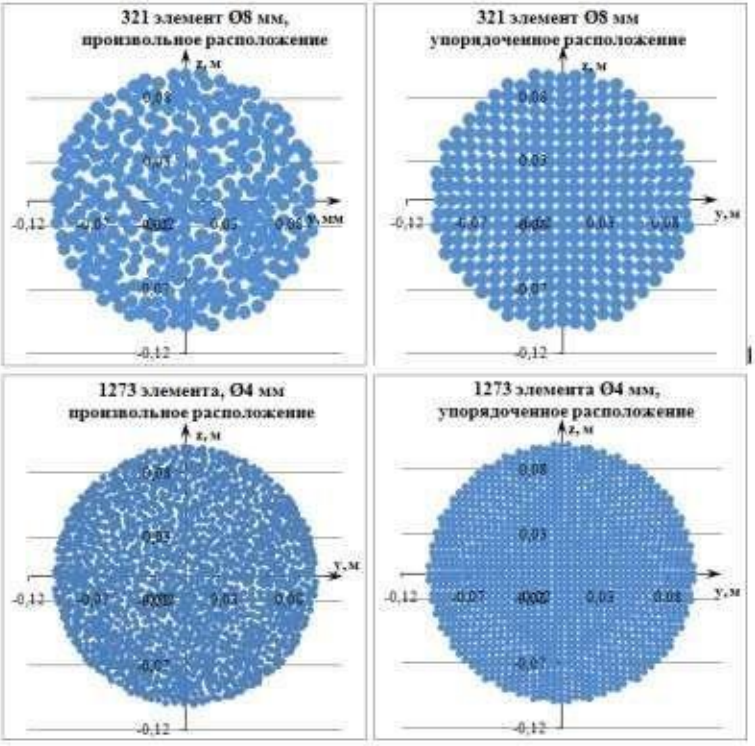


Рисунок 1 – Внешний вид антенных решеток, используемых в компьютерном моделировании

Чтобы учесть возможное влияние расположения элементов по поверхности и их количества, для расчетов были использованы четыре антенные решетки: состоящие из 321 элемента диаметром 8 мм с упорядоченными и произвольным расположением элементов по

поверхности; и состоящие из 1273 элементов диаметром 4 мм, также с упорядоченным и произвольным расположением элементов. Такое соотношение количества и размера элементов обеспечивает равную площадь активной поверхности антенной решетки. Внешний вид антенных решеток показан на рисунке 1.

Сравнение параметров акустического поля, создаваемого антенными решетками, проводилось на основе расчетов в двух взаимно перпендикулярных направлениях в точке с максимальным акустическим давлением: во фронтальном срезе акустического поля и в направлении распространения волны.

Сравнение различных способов корректировки местоположения фокального пятна при распространении через слоисто-неоднородную среду, проводилось на следующих сочетаниях биологических слоев, указанных в таблице 1. Условно принято следующее цифровое обозначение сочетания биологических слоев (СБС): первая цифра – толщина переходного слоя, вторая цифра – толщина кожной ткани, третья цифра – толщина жировой ткани, четвертая – толщина мышечной ткани (все значения в мм).

Таблица 1. Акустические характеристики и толщины биологических слоев

Названи-е	Обозначе-ние толщин слоев	Скорость звука с*, м/с	Плотность ρ*кг/м^3	Коэффициент затухания α*, м$^{-1}$ на f=3МГц	Концентрация раствора глицерина в воде, объем.%
СБС 1	138-2-30-30	1515,7	1016,283	0,47	6,2
СБС 2	138-2-10-50	1553,2	1038,814	0,75	14,9
СБС 3	188-2-5-5	1529,57	1024,616	0,57	9,4

Символом * в таблице 1 обозначены акустические характеристики переходного слоя с раствором глицерина в воде заданной концентрации для минимизации отклонения точки фокуса от геометрического центра антенной решетки.

Расчеты проводились для случая распространения ультразвуковых волн в среде без слоев (дистиллированная вода), а также для случая распространения через сочетания биологических

слоев, указанных в Таблице 1. При этом выбраны следующие способы корректировки местоположения фокального пятна: путем введения фазового распределения по элементам антенной решетки, с помощью переходного слоя, а также комбинированный способ (переходный слой в сочетании с фазовой корректировкой).

Сравнение различных способов корректировки местоположения фокального пятна проводилось по следующим характеристикам: 1) отклонение точки фокуса от геометрического центра антенной решетки; 2) размеры фокального пятна (ширина распределения акустического давления по уровню 0,707 от максимума по оси x и по оси y); 3) амплитуда максимума акустического давления; 4) местоположение и амплитуда добавочных максимумов.

Определим местоположение максимума распределения акустического давления. В среде без слоев для всех четырех антенных решеток отклонение максимума акустического давления от геометрического центра антенной решетки составило 0,05 мм (по направлению к антенной решетке).

При распространении в среде со слоями (без корректировки местоположения фокального пятна) мы имеем одинаковые показатели отклонения точки фокуса от геометрического центра антенной решетки для любой из антенн. Так, при распространении через сочетания биологических слоев СБС1 мы имеем отклонение от геометрического центра антенной решетки 1,55 мм (по направлению к антенной решетке). При распространении через сочетания биологических слоев СБС2 и СБС3 мы имеем соответственно 3,25 мм и 0,7 (0,75 мм) отклонение от геометрического центра антенной решетки. По оси y, для всех сочетаний биологических слоев для всех антенн и способов корректировки местоположения фокального пятна, отклонения не происходит (максимум располагается на оси антенной решетки).

Для антенн, состоящих из 1273 элементов расположенных как упорядоченно, так и произвольно по поверхности антенной решетки, для всех трех сочетаний биологический слоев, ближайшее расположение максимума распределения давления к геометрическому центру антенной решетки получено при корректировке местоположения фокального пятна комбинированным способом (с помощью переходного слоя с заданными акустическими характеристиками и при помощи введения фазового распределения).

Корректировка местоположения фокального пятна при помощи глицерина и при помощи фазы (по отдельности) дают сходные результаты, с разницей для антенн 1273 0-0,1 мм, для антенн из 321 элементов – от 0 до 0,15 мм.

При прочих равных условиях, для антенн из 1273 элементов и антенн из 321 элемента получены сходные результаты для корректировки местоположения точки фокуса, но для антенн с меньшим количеством элементов, промах в равных условиях больше на 0,05 – 0,1 мм. Также промах в координатах для антенных решеток, состоящих из элементов, расположенных произвольным образом по поверхности антенной решетки, меньше, чем при упорядоченном расположении элементов на 0,05-0,1 мм.

Рассмотрим амплитуду максимума акустического поля и закономерности ее изменения при различных способах корректировки местоположения фокального пятна. Для антенн с одинаковым количеством элементов амплитуда максимума при прочих одинаковых условиях (способ корректировки, сочетание биологических слоев на пути распространения ультразвуковых волн) амплитуда отличается максимально на 0,7% (для антенн из 1273 элементов) и на 1,4% (для антенн, состоящих из 321 элемента).

Максимальное значение амплитуды акустического давления получается при распространении в среде без слоев. Следующим за ним по амплитуде акустического давления следует результат при распространении в среде со слоями. Далее – амплитуда, создаваемая антенными решетками в слоистой среде с корректировкой местоположения фокального пятна фазовой корректировкой (амплитуда ниже, чем при распространении в среде со слоями без корректировки на 3-14% в зависимости от сочетания слоев). Значения амплитуды при корректировке местоположения фокального пятна при помощи переходного слоя с заданными акустическими характеристиками близки со значениями амплитуды при комбинированном способе (для последнего показатели ниже максимум на 0,4%).

При фокусировании ультразвуковых волн в слоисто-неоднородной среде происходит значительное падение амплитуды – до 93% от максимального значения, полученного при распространении ультразвуковых волн в среде без слоев. Это связано со значительным

затуханием в слоистой среде. Поэтому, разница в амплитуде настолько велика для различных сочетаний и толщин слоев на пути следования ультразвуковых волн.

Рассмотрим ширину фокального пятна по оси y. Для всех антенных решеток (состоящих из 1273 и 321 элемента с произвольным и упорядоченным расположением элементов) ширина фокального пятна по уровню 0, 707 от максимального значения составляет 0,7-0,8 мм. При этом, результаты 0,7 мм получены для антенных решеток с произвольно расположенными по поверхности антенны элементами.

Оценим ширину фокального пятна по уровню 0, 707 от максимального, по оси x. В пределах одинаковых условий среды и способа корректировки наибольшая ширина фокального пятна получается для антенных решеток, состоящих из 1273 элементов, расположенных упорядоченно. Следующей по значению ширины фокального пятна по оси x идет антенная решетка, состоящая из 1273 элементов, расположенных произвольно (в среднем, разница на 0,05-0,1 мм). Ширина фокального пятна по оси x у антенной решетки, состоящей из 321 элемента, расположенных упорядоченно, ниже, чем у аналогичной антенны, состоящей из 1273 элементов на 0,05-0,1 мм. Самой маленькой шириной фокального пятна по уровню 0,707 по оси x, при прочих одинаковых условиях, обладает антенная решетка, состоящая из 321 элемента, расположенных произвольно по поверхности антенной решетки.

Ширина диаграммы по оси x при распространении в среде без слоев оказывается наибольшей (при сравнении с сочетанием биологических слоев СБС1, СБС 3 при различных способах корректировки местоположения и без корректировки), либо оказывается немного уже, чем при корректировке местоположения фокального пятна при помощи глицерина и комбинированным способом (СБС2).

В пределах одной антенной решетки результаты по ширине фокального пятна для различных способов корректировки его местоположения следующие: наименьшая ширина фокального пятна по оси x получается при распространении в среде с сочетанием биологических слоев без корректировки. Следующий результат – при корректировке местоположения фокального пятна с помощью фазы. При корректировке местоположения фокального пятна при помощи

глицерина – третий результат. И, наконец, самое широкое фокальное пятно получается при корректировке местоположения фокального пятна при помощи комбинированного способа.

В целом, из вышесказанного, для данного конкретного случая можно сделать вывод, что ширина фокального пятна меняется в целом незначительно – максимум на 0,5 мм. При этом ширина фокального пятна по уровню 0,707 по оси x при распространении в среде без слоев не является минимальной.

На рисунке 2 представлено типичное распределение акустического давления во фронтальном срезе акустического поля по оси y для антенных решеток, имеющих упорядоченное расположение элементов, состоящих из 1273 элементов (верхний рисунок) и для антенных решеток, состоящих из 321 элемента (нижний рисунок).

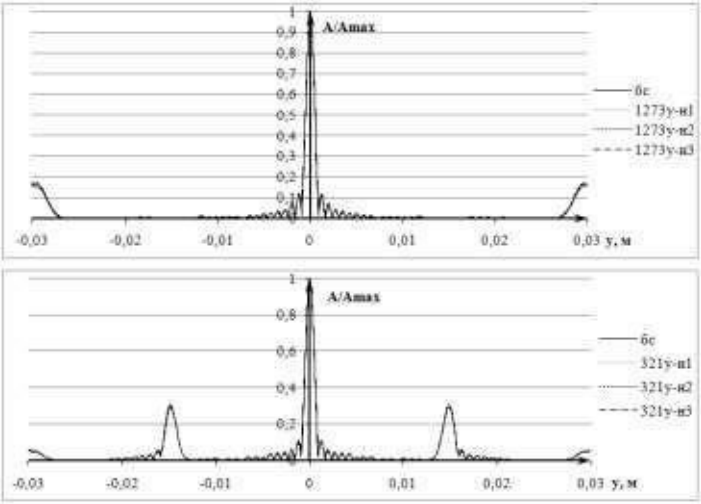


Рисунок 2 – Распределение акустического давления во фронтальном срезе акустического поля

Как видно из рисунка 2, во фронтальном срезе акустического поля присутствуют добавочные максимумы акустического давления для антенных решеток с упорядоченным расположением элементов по поверхности. Эти максимумы наблюдаются и при формировании антенными решетками фокусированного поля в среде без слоев. Причем, для антенных решеток, состоящих из 321 элемента, присутствует сразу 4 добавочных максимума (два больших,

расположенных симметрично относительно максимума распределения, и два малых, по краям исследуемой области); для антенных решеток, состоящих из 1273 элементов, добавочных максимума всего два (рисунок 2, верхний). Для антенных решеток, у которых элементы расположены произвольно, во фронтальном срезе акустического поля, проходящем через фокальную точку, добавочных максимумов не наблюдается.

На рисунке 3 представлено типичное проявление добавочных максимумов по оси x на примере сочетания биологических слоев СБС1 для антенных решеток, состоящих из 1273 и 321 элемента, расположенных как упорядоченно (У), так и произвольно (Р).

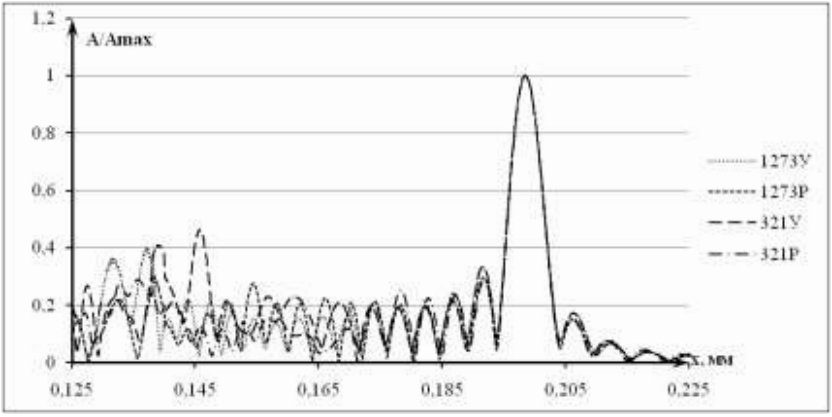


Рисунок 3 – Распределение акустической энергии в направлении распространения

Стоит отметить влияние расположения элементов по поверхности антенной решетки на уровень добавочного максимума в срезе акустического поля по оси x: наибольший добавочный максимум получается для антенной решетки, состоящей из 321 элемента, расположенных упорядоченно. Следующая по величине добавочного максимума – антенная решетка, состоящая из 1273 элементов, расположенных упорядоченно. В большинстве случаев, антенные решетки, имеющие произвольное расположение элементов по поверхности, имеют сходные результаты, но больше оказывается

амплитуда добавочного максимума у антенных решеток, состоящих из 321 элемента.

Влияние способа корректировки местоположения фокального пятна на добавочные максимумы по оси x следующая: при использовании фазовой корректировки амплитуда добавочного максимума больше, чем без корректировки местоположения фокального пятна (увеличение на 15-40%); при использовании комбинированной корректировки местоположения фокального пятна амплитуда добавочного максимума либо равна, либо больше, чем при корректировке при помощи только переходного слоя (0,5-12%).

Стоит отметить, что для сочетания биологических слоев СБС3 не существует выраженного добавочного максимума по оси x. Это происходит из-за того, что данное сочетание слоев имеет наименьшую толщину, и, как следствие имеет меньшее затухание амплитуды в тканях. Для других сочетаний слоев падение амплитуды сильно выражено, и при нормировании на максимальное значение происходит проявление всплесков, бывших ранее незначительными.

Выводы:

1. Все рассмотренные способы дают заметную корректировку местоположения фокального пятна и оказываются близкими по значениям.

2. Все рассматриваемые способы корректировки местоположения фокального пятна имеют слабо выраженное изменение ширины фокального пятна по оси x и по оси y (на 0,1 мм по оси y и на 0,5 мм по оси x).

3. В среде со слоями амплитуда акустического давления значительно падает. Дополнительное ослабление амплитуды давления при применении различных способов корректировки местоположения фокального пятна по сравнению с общим ослаблением амплитуды давления за счет прохождения слоев составляет 3-14% (для различных сочетаний слоев).

4. С точки зрения добавочных максимумов, использование антенных решеток с большим количеством элементов с произвольных расположением по поверхности антенных решеток, предпочтительно.

1. Домбругова Е.Г., Чернов Н.Н. Экспериментальная установка для исследования способности управления ультразвуковым пучком

при его прохождении через слоистые среды // Инженерный вестник Дона, 2014, №4, ч.2 URL: ivdon.ru/magazine/archive/n4p2y2014/2646

2. Домбругова Е.Г., Чернов Н.Н. Использование переходного слоя для управления формированием фокального пятна // Сборник трудов научной конференции «Сессия научного совета РАН по акустике и XXV сессия Российского акустического общества». Том 1. Физическая акустика. Нелинейная акустика. Распространение и дифракция волн. 2009. С. 232-235.

3. Домбругова Е.Г. Экспериментальные исследования прохождения ультразвукового пучка через изменяемую слоистую структуру // Инженерный вестник Дона, 2014, №2 URL: ivdon.ru/magazine/archive/n2y2014/2411

4. Домбругова Е.Г., Чернов Н.Н. Метод управления параметрами воздействующего сфокусированного ультразвукового поля на биологические объекты // Инженерный вестник Дона, 2016, №3 URL: ivdon.ru/ru/magazine/archive/n3y2016/3737

5. Домбругова Е.Г. Особенности прохождения слоистых сред фокусированным ультразвуковым полем // Сборник научных трудов по материалам международной научно-практической конференции «Современные направления теоретических и прикладных исследований, 2011». Том 8. Физика и математика. Одесса: Черноморье, 2011. С. 88-90.

6. Джуплина Г.Ю., Домбругова Е.Г., Дорогобед Л.А., Старченко И.Б., Чернов Н.Н. Моделирование физических полей, процессов и сигналов в медико-биологической практике // Известия ЮФУ, Технические науки, 2011, т.114, №1. С.31-36.

7. Домбругова Е.Г. Решение задачи моделирования поля, создаваемого фазированной антенной решеткой, методом параллельных вычислений // Известия ЮФУ. Технические науки. Тематический выпуск «Теоретические и прикладные аспекты математического моделирования». Таганрог: Изд-во ТТИ ЮФУ, 2010, №6. С.254-257

Домбругова Елена Георгиевна; ФГАОУ ВО «Южный федеральный университет», Институт нанотехнологий, электроники и приборостроения (ИНЭП), кафедра электрогидроакустической и

медицинской техники; yhellowhat@yandex.ru; г. Таганрог, ул. Шевченко, 2, корп. Е; тел. 89889434319; научный сотрудник.

Чернов Николай Николаевич, ФГАОУ ВО «Южный федеральный университет», Институт нанотехнологий, электроники и приборостроения (ИНЭП); e-mail: ega@tgn.sfedu.ru; 347928, г. Таганрог, пер. Некрасовский, 44, тел. 8 (8634) 37-17-95; кафедра электрогидроакустической и медицинской техники, д.т.н. профессор.

Рецензентд.т.н., профессор Воронин В.А.

ИССЛЕДОВАНИЕ ВЛИЯНИЯ НЕЛИНЕЙНОСТИ БИОЛОГИЧЕСКИХ ТКАНЕЙ НА ПРОЦЕСС ПРОХОЖДЕНИЯ УЛЬТРАЗВУКОВОЙ ВОЛНЫ

Лагута М.В., Чернов Н.Н.
Южный федеральный университет
e-mail: nnchernov@sfedu.ru

Проведено математическое моделирование изменения амплитуд высших гармоник при прохождении через биологическую среду при различных значениях нелинейного параметра. Рассмотрен случай для одномерной волны и двумерного пучка. Для одномерной волны на основе уравнения Ирншоу рассчитано изменение высших гармоник вдоль оси распространения с учетом затухания и без него. Для двумерного пучка использовалось уравнение ХЗК и получено поперечное распределение. Полученная зависимость распределения нелинейного параметра во внутренних органах позволяет выявлять отличия патологических образований от здоровых тканей, что может быть использовано для визуализации внутренних структур.

Ключевые слова: нелинейный параметр, акустическая томография, высшие гармоники.

STUDY THE INFLUENCE OF NONLINEAR BIOLOGICAL TISSUE BY THE PROCESS OF PASSAGE OF ULTRASONIC WAVES

Laguta M.V., Chernov N.N.

Southern Federal University
e-mail: nnchernov@sfedu.ru

Annotation. The mathematical modeling of the changes of the amplitudes of the higher harmonics while passing through the biological environment at different values of the nonlinearity parameter. The case for one-dimensional wave and two-dimensional beam. or one-dimensional waves based on equations of Earnshaw calculated the change of the higher harmonics along the axis of propagation with damping and without it. For two-dimensional beam equation was used HSK and the resulting transverse distribution. The obtained dependence of the nonlinearity parameter in the internal organs allows you to identify the differences of pathological mass from the healthy tissue, which can be used to visualize the internal structures.
Keywords: nonlinear parameter, acoustic imaging, higher harmonics.

Нелинейные свойства мягких биологических тканей могут быть использованы для ультразвуковой визуализации, что позволит повысить качество интроскопии. Мягкие биологические ткани являются сложной многомодульной структурой, поэтому нелинейное взаимодействие акустических волн со средой достаточно велико [1,2,3]. Исследования, проведенные японскими учеными Xiufen Gong и Dong Zhang [4], показали, что нелинейный параметр гораздо более чувствителен к изменениям состояния тканей и их структуре, чем такие линейные характеристики как фазовая скорость и плотность. В случае изоэхогенных включений в среду, акустический импеданс которых равен акустическому импедансу окружающих тканей, отражение акустической волны на границе раздела сред не происходит. Часто такие включения свидетельствуют о наличии паталогических изменений в тканях на ранних стадиях развития. Эти изменения могут детектироваться методами нелинейной акустики на основе измерения параметров высших гармоник акустического сигнала, возникающих при переходе акустической волны через неоднородные включения [5,6].

В работе О.В. Руденко [7], посвященной медицинским приложениям нелинейной акустики, показано, что получение изображения внутренних органов на основе высших гармоник является более четким, по сравнению с построением на основной частоте. Кроме

того, использование второй гармоники позволяет построить томографическое изображение, что невозможно при работе на основной частоте.

Рассмотрим процесс регистрации амплитуд высших гармоник. Изменения, вносимые неоднородным включением в амплитуду высших гармоник будет, отражать величину нелинейного параметра [7].

Нами было проведено моделирование изменения амплитуд высших гармоник акустического сигнала при прохождении через включение с неравномерным распределением нелинейного параметра γ.

То есть

$$\varepsilon(r) \sim \frac{U_{2\omega}(r)}{U_{2\omega 0}(r)}, \quad . \qquad (1)$$

$$\zeta(r) \sim \frac{U_{3\omega}(r)}{U_{3\omega 0}(r)}, \ldots \qquad (2)$$

где ε(r) – квадратично-нелинейный параметр; ζ(r) – кубично-нелинейный параметр.

Были рассмотрены два случая: для одномерной волны, где распределение амплитуды сигнала учитывается только в направлении распространения и для двумерного пучка, где изменения рассматривались относительно поперечного распределения амплитуд.

В случае одномерной акустической волны изменение амплитуды будет происходить вдоль оси z соответствующей направлению распространения.

Для вычисления амплитуды одномерного сигнала используем нелинейное уравнение Ирншоу [8, 9], записанное в виде

$$\frac{\partial^3 \xi}{\partial t^2 \partial z} = c_0^2 \frac{\partial^2 \xi / \partial z^2}{(1 + \partial \xi / \partial z)^{\gamma+1}}, \qquad (3)$$

$$\left(1 + \frac{\partial \xi}{\partial z}\right)^{\gamma+1} = 1 - (\gamma + 1)\frac{\partial \xi}{\partial z} + \frac{1}{2}(\gamma + 1)(\gamma + 2)\left(\frac{\partial \xi}{\partial z}\right)^2. \qquad (4)$$

Тогда, подставив (4) в правую часть уравнения (3), получим

$$\frac{\partial^3 \xi}{\partial z \partial t^2} - c_0^2 \cdot \frac{\partial^3 \xi}{\partial z \partial z^2} = (\gamma + 1)\frac{\partial^2 \xi}{\partial z \partial z^2} - \frac{1}{2}(\gamma + 1)(\gamma + 2)\left(\frac{\partial \xi}{\partial z}\right)^2 \frac{\partial^2 \xi}{\partial z^2}, \qquad (5)$$

где $(\gamma + 1)\frac{\partial^2 \xi}{\partial z \partial z^2}$ – квадратично-нелинейный член,

$\frac{1}{2}(\gamma + 1)(\gamma + 2)\left(\frac{\partial \xi}{\partial z}\right)^2 \frac{\partial^2 \xi}{\partial z^2}$ – кубично-нелинейный член.

Пользуясь методом Хохлова для медленно изменяющегося профиля, упростим уравнение (5) и выведем амплитуду для второй и третей гармоники.

Для этого введем малый параметр $\mu \sim (\gamma + 1)A\omega/c_0 \sim (\gamma+1)2\pi A/\lambda << 1$, считая, что амплитуда смещения частиц среды должна быть мала по сравнению с длиной волны.

Перейдем от начальных координат x и t к сопровождающим координатам z1 и $\tau = t - \frac{z}{c_0}$ в соответствии с $\xi = F(\tau = t - z/c_0, z_1 = \mu z)$.

Тогда

$$\frac{\partial^2\xi}{\partial\tau^2} = \frac{\partial^2\xi}{\partial\tau^2},$$

$$\frac{\partial\xi}{\partial z} = -\frac{1}{c_0}\frac{\partial\xi}{\partial\tau} + \mu\frac{\partial\xi}{\partial z_1},$$

$$\frac{\partial^2\xi}{\partial z^2} = \frac{1}{c_0^2}\frac{\partial^2\xi}{\partial\tau^2} - \frac{2\mu}{c_0}\frac{\partial^2\xi}{\partial z_1\partial\tau} + \mu^2\frac{\partial^2\xi}{\partial z_1^2},$$

Подставив производные в уравнение (5), получим

$$\mu^2\frac{\partial^2\xi}{\partial z_1^2} - \frac{2\mu}{c_0}\frac{\partial^2\xi}{\partial z_1\partial\tau} + \frac{1}{c_0^2}\frac{\partial^2\xi}{\partial\tau^2} - \frac{1}{c_0^2}\frac{\partial^2\xi}{\partial\tau^2}$$
$$= (\gamma + 1)\left(\mu\frac{\partial\xi}{\partial z_1} - \frac{1}{c_0}\frac{\partial\xi}{\partial\tau}\right)\left(\mu^2\frac{\partial^2\xi}{z_1^2} - \frac{1\mu}{c_0}\frac{\partial^2\xi}{\partial z_1\partial\tau} + \frac{1}{c_0^2}\frac{\partial^2\xi}{\partial\tau^2}\right)$$
$$+ \frac{1}{2}(\gamma + 1)(\gamma + 2)\left(\mu^2\frac{\partial^2\xi}{z_1^2} - \frac{1\mu}{c_0}\frac{\partial^2\xi}{\partial z_1\partial\tau} + \frac{1}{c_0^2}\frac{\partial^2\xi}{\partial\tau^2}\right)\left(\mu^2\frac{\partial^2\xi}{z_1^2} - \frac{1\mu}{c_0}\frac{\partial^2\xi}{\partial z_1\partial\tau} + \frac{1}{c_0^2}\frac{\partial^2\xi}{\partial\tau^2}\right),$$

В результате преобразования получим

$$\mu^2 \frac{\partial^2 \xi}{\partial z_1^2} - \frac{2\mu}{c_0} \frac{\partial^2 \xi}{\partial z_1 \partial \tau}$$

$$= (\gamma + 1)\left(\mu^3 \frac{\partial^3 \xi}{\partial z_1^3} - \frac{2\mu^2}{c_0} \frac{\partial^2 \xi}{\partial z_1^2 \partial \tau} + \frac{\mu^2}{c_0^2} \frac{\partial^3 \xi}{\partial z_1 \partial \tau^2} - \frac{\mu^2}{c_0^2} \frac{\partial^3 \xi}{\partial z_1 \partial \tau^2} + \frac{2\mu}{c_0^3} \frac{\partial^3 \xi}{\partial \tau^2} - \frac{1}{c_0^3} \frac{\partial^3 \xi}{\partial \tau^3}\right)$$

$$+ \frac{1}{2}(\gamma + 1)(\gamma + 2)\left(\mu^4 \frac{\partial^4 \xi}{\partial z_1^4} - \frac{2\mu^3}{c_0} \frac{\partial^4 \xi}{\partial z_1^3 \partial \tau} + \frac{\mu^2}{c_0^2} \frac{\partial^4 \xi}{\partial z_1^2 \partial \tau^2} - \frac{2\mu^3}{c_0} \frac{\partial^4 \xi}{\partial z_1^3 \partial \tau} - \frac{4\mu^2}{c_0^2} \frac{\partial^4 \xi}{\partial z_1^2 \partial \tau^2} - \frac{2\mu}{c_0^3} \frac{\partial^4 \xi}{\partial z_1 \partial \tau^3} + \frac{\mu^2}{c_0^2} \frac{\partial^4 \xi}{\partial z_1^2 \partial \tau^2} - \frac{2\mu}{c_0^3} \frac{\partial^4 \xi}{\partial z_1 \partial \tau^3} + \frac{1}{c_0^4} \frac{\partial^4 \xi}{\partial \tau^4}\right).$$

Пренебрежём всеми членами порядка μ^2 и выше в силу их малости

$$-\frac{2\mu}{c_0} \frac{\partial^2 \xi}{\partial z_1 \partial \tau} = (\gamma + 1)\left(\frac{3\mu}{c_0^2} \frac{\partial^3 \xi}{\partial z_1 \partial \tau^2} - \frac{1}{c_0^3} \frac{\partial^3 \xi}{\partial \tau^3}\right)$$

$$+ \frac{1}{2}(\gamma + 1)(\gamma + 2)\left(-\frac{\partial^4 \xi}{c_0^3 \partial z_1 \partial \tau^3} - \frac{1}{c_0^4} \frac{\partial^4 \xi}{\partial \tau^4}\right),$$

Здесь $\frac{\partial \xi}{\partial \tau} = -\frac{\partial \xi}{\partial t} = u$ – колебательная скорость частиц, $x = \mu \cdot x_1$,

$$-\frac{2}{c_0} \frac{\partial u}{\partial z_1} = (\gamma + 1)\left(\frac{3}{c_0^2} u \frac{\partial u}{\partial z} - \frac{1}{c_0^3} u \frac{\partial u}{\partial \tau}\right)$$

$$+ \frac{1}{2}(\gamma + 1)(\gamma + 2)\left(-\frac{u^2}{c_0^3} \frac{\partial u}{\partial z} + \frac{u^2}{c_0^4} \frac{\partial u}{\partial \tau}\right),$$

Принимая $\varepsilon = \frac{\gamma+1}{2}$ – квадратичный нелинейный параметр, $\zeta = \frac{(\gamma+1)(\gamma+2)}{6}$ – кубический нелинейный параметр, получаем

$$\frac{\partial u}{\partial z} = \frac{\varepsilon}{c_0^2} u \frac{\partial u}{\partial \tau} - \frac{\zeta}{c_0^3} u^2 \frac{\partial u}{\partial \tau}, \qquad (6)$$

Полученное выражение (6) проще уравнения (5), поэтому воспользуемся им для выведения решения для второй и третей гармоники.

В первом приближении уравнение бегущей волны имеет вид

$$u(x,t) = A\sin\left(\omega\left(t - \frac{x}{c_0}\right)\right), \qquad (7)$$

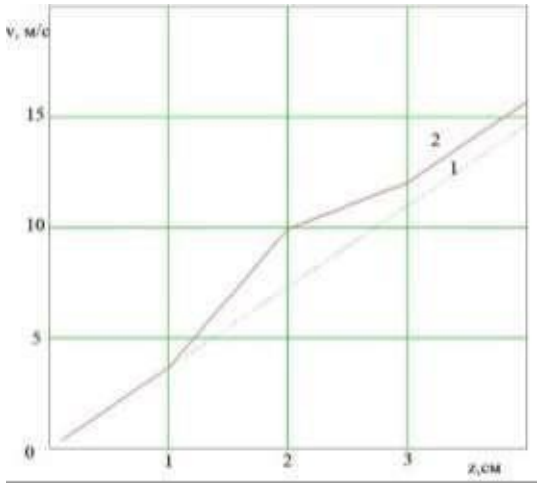


Рисунок 1 – Изменение амплитуды второй гармоники без учета затухания: 1 – распространяющаяся в однородной среде, 2 – в среде с изменяющимся нелинейным параметром

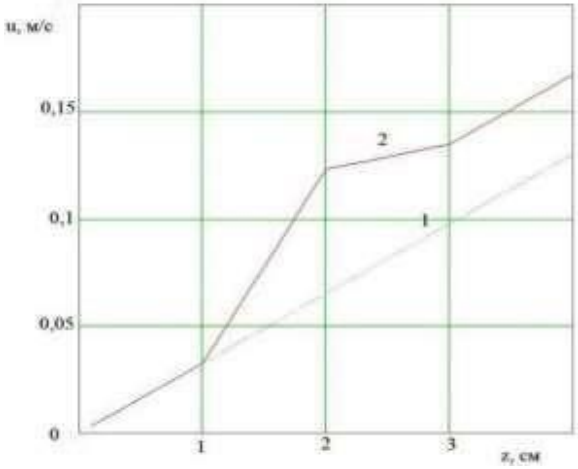


Рисунок 2 – Изменение амплитуды третей гармоники без учета затухания: 1 – распространяющиеся в однородной среде, 2 – в среде с изменяющимся нелинейным параметром

Пользуясь методом последовательных приближений, получаем решение уравнения для второй и третей гармоники

$$u_{2\omega} = \frac{\varepsilon \cdot \omega \cdot u^2 \cdot z}{2 \cdot c_0^2} \sin(2\omega\tau), \qquad (8)$$

$$u_{3\omega} = \frac{\zeta}{2 \cdot c_0^3} \sin(3\omega\tau), \qquad (9)$$

В проведенных нами расчетах нелинейный параметр изменялся при прохождении плоской волны следующим образом: на участке от 0,1 до 1 γ = 6, от 1,1 до 2 γ = 11, от 2,1 до 3 γ = 3, от 3,1 до 4 γ = 6. На рисунках 1, 2 представлены результаты расчета изменения амплитуды второй и третей гармоники.

На рисунках 3, 4 представлено изменение амплитуд высших гармониках при коэффициенте затухания α = 0, 58.

Изменение амплитуд высших гармоник с учетом затухания вычисляем с помощью следующих выражений

$$u_{2\omega} = \frac{\varepsilon}{2 \cdot c_0^2} (e^{-2\alpha z} - e^{-4\alpha z}) \sin(2\omega\tau), \qquad (10)$$

$$u_{3\omega} = \frac{\zeta}{2 \cdot c_0^3} (e^{-2\alpha z} - e^{-6\alpha z}) \sin(3\omega\tau), \qquad (11)$$

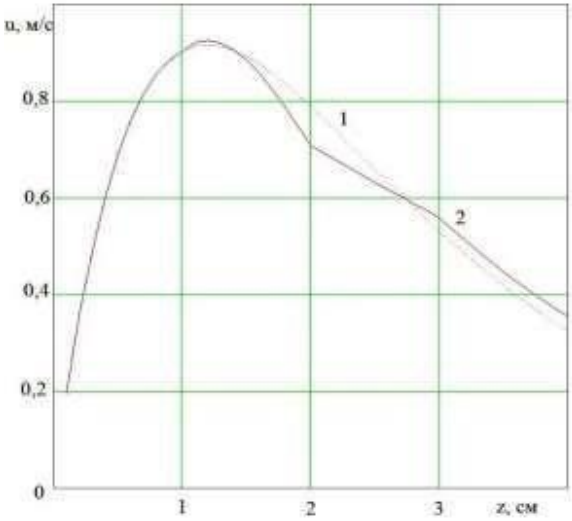


Рисунок 3 – Изменение амплитуды второй гармоники с учетом затухания: 1 – распространяющаяся в однородной среде, 2 – в среде с изменяющимся нелинейным параметром

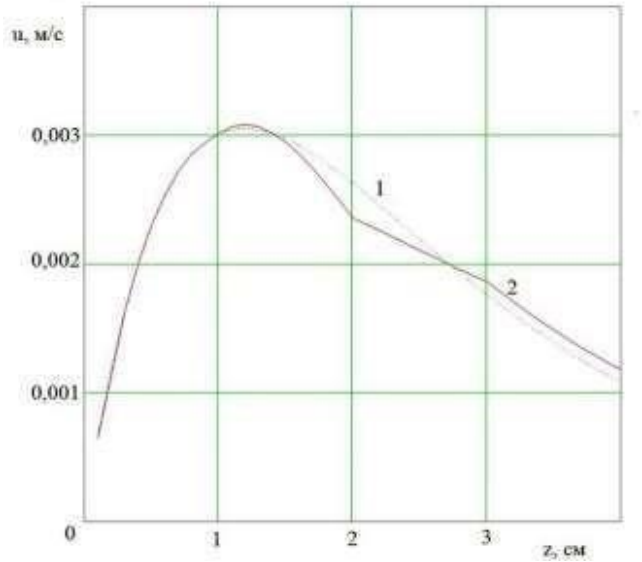


Рисунок 4 – Изменение амплитуды третей гармоники с учетом затухания: 1 – распространяющаяся в однородной среде, 2 – в среде с изменяющимся нелинейным параметром

Результаты проведенных расчетов распространения высших гармоник и учетом затухания и без показали, что Δγ на 10 наблюдается изменение отношения амплитуд второй гармоники в 1,5 раза, при этом отношение амплитуд третей гармоники меняется в 1,7 раза, что говорит о том, третья гармоника более чувствительна к изменению нелинейного параметра.

В случае двумерного акустического пучка, распространяющегося в биологических тканях, нас интересовало, в первую очередь, поперечное распределение отношения высших гармоник.

Примем, что наше неоднородное включение имеет эллипсовидную форму с гауссовым распределением нелинейного параметра

$$\gamma(r) = \gamma_0 + \Delta\gamma exp\left[-\sum_j \frac{(x_j - X_j)^2}{a_j^2}\right] \quad (12)$$

где γ_0 – нелинейный параметр однородной среды

$\Delta\gamma$ – максимальное отклонение нелинейного параметра неоднородного включения от однородной среды.

Распространение двумерного сфокусированного пучка рассматриваем относительно уравнения Хохлова-Заболотской-Кузнецова (ХЗК) [10,11]

$$\frac{\partial^2 p}{\partial\tau\partial z} - \frac{c}{2}\Delta_\perp p = \varepsilon(z)\frac{\partial^2 p^2}{\partial\tau^2}, \qquad (13)$$

Для второй гармоники

$$2i\omega\frac{\partial p^{2\omega}}{\partial z} - \frac{c}{2}\Delta_\perp p^{2\omega} = S_2(z, r_\perp), \qquad (14)$$

где $S_2(z, r_\perp) = -4\omega \cdot \varepsilon(r) \cdot p^{\omega}(z, r_\perp)$ – функция источников вторичного излучения

$$\varepsilon(z) = \frac{\gamma(r) + 1}{2}.$$

Для данной задачи

$$S_2 = -4\omega^2\varepsilon(z)p^{\omega},$$

$$p^{\omega}(z = 0, r_\perp) = \sum_n A_n \exp\left(-\frac{B_n r_\perp^2}{a^2}\right)$$

Изменение амплитуды второй гармоники волны, прошедшей через биоткань с однородным распределением нелинейного параметра

$$U_{2\omega 0} = 2i\frac{\omega^2}{c_0}\varepsilon_0 z\sum_n A_n e^{-(1-iG)\cdot\frac{r_\perp^2}{a^2}},$$

Изменение амплитуды второй гармоники волны, прошедшей через неоднородную биоткань

$$U_{2\omega} = U_{2\omega 0} + U_{2\omega}^{\varepsilon(r)},$$

$$U_{2\omega}^{\varepsilon(r)} = 2i\frac{\omega^2}{c_0}\varepsilon(z)z\sum_n A_n e^{-(1-iG)\cdot\frac{r_\perp^2}{a^2}},$$

Проведены расчеты для следующих параметров: $\omega/2\pi$ = 3.5 МГц; $\Delta\gamma = 4$; γ_0 = 6; x = 8 мм.

Результат моделирования изменения амплитуды второй гармоники вдоль оси x представлен на рисунке 6.

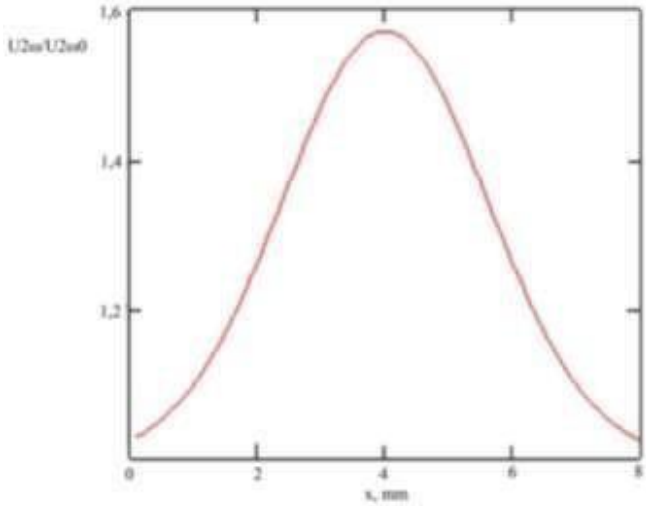


Рисунок 5 – Изменение амплитуды второй гармоники пучка вдоль поперечной оси x

Для третей гармоники

$$2i\omega\frac{\partial p^{3\omega}}{\partial z}-\frac{c}{2}\Delta_{\perp}p^{3\omega}=S_3(z,r_{\perp}),$$

где $s_3(z,r_{\perp})=-4\omega\cdot\varepsilon(r)\cdot p^{\omega}(z,r_{\perp})$ – функция источников вторичного излучения

$$\zeta(z)=\frac{(\gamma(r)+1)(\gamma(r)+2)}{6}.$$

Для данной задачи

$S_3=-8\omega^3\zeta(r)p^{\omega}$, (посмотреть для источника третьего порядка)

$$p^{\omega}(z=0,r_{\perp})=\sum_l A_l\exp\left(-\frac{Br_{\perp}^2}{a^2}\right).$$

Изменение амплитуды третей гармоники волны, прошедшей через биоткань с однородным распределением нелинейного параметра

$$U_{3\omega 0}=-2i\frac{\omega^3}{c_0^2}\zeta_0 z\sum_n A_n e^{-(1-iG)\frac{r_{\perp}^2}{a^2}},$$

Изменение амплитуды третей гармоники волны, прошедшей через неоднородную биоткань

$$U_{3\omega}=U_{3\omega 0}+U_{3\omega}^{\varepsilon(r)},$$

$$U_{3\omega}^{\zeta(r)} = \frac{\omega^3}{c_0^2}\zeta(z)z\sum_n A_n e^{-(1-iG)\cdot\frac{r_\perp^2}{a^2}},$$

Результат моделирования изменения амплитуды третей гармоники вдоль оси x представлен на рисунке 7.

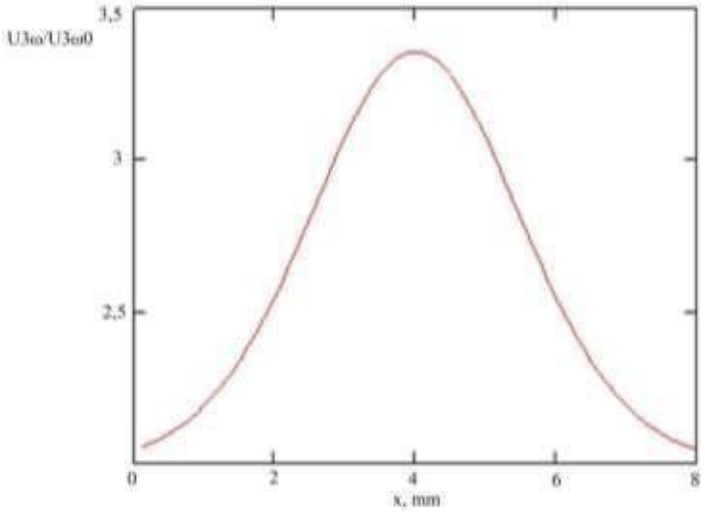


Рисунок 6 – Изменение амплитуды третей гармоники пучка вдоль поперечной оси x

Полученные результаты моделирования поперечного распределения второй гармоники при распространении двухмерного для двумерного акустического пучка через биологическую ткань с неоднородностью позволили воспроизвести распределение нелинейного параметра вдоль оси x. Проведенные расчеты показали, что третья гармоника более чувствительна к изменениям нелинейного параметра примерно в 2,2 раза.

Таким образом, регистрация изменения амплитуд высших гармоник позволяет определить изменения нелинейного параметра в биологических тканях.

Проведенные расчеты дают возможность для дальнейшего решения обратной задачи: нахождения распределения нелинейного

параметра в неоднородном паталогическом включении и последующей визуализации внутренних структур.

Путем математической обработки, имея известную зависимость между нелинейным параметром и амплитудой сигнала, возможно, проведение сканирование и его нахождение в каждой точке с последующим преобразованием в двумерное изображение сканируемой плоскости. Однако данные вопрос представляет собой самостоятельный круг обратных задач.

Исследование выполнено при финансовой поддержке РФФИ в рамках научного проекта № 16-07-00374/16.

1. Н.П. Заграй, А.В. Леонова, А.М. Гаврилов. Физика ультразвука и нелинейные явления. Учебное пособие. Таганрог: Изд-во ЮФУ. 2014. 130 с.

2. А.Ю. Вареникова. Применение динамической характеристики нелинейного взаимодействия акустических волн для визуализации биотканей. Сборник материалов Двадцать второй Всероссийской научной конференции студентов физиков и молодых ученых ВНКСФ-22. Ростов-на-Дону: Издательство Южного федерального университета, 2016. – С.337-338.

3. М.В. Лагута, Н.Н. Чернов. К вопросу о безопасности диагностического ультразвука для интроскопии. Научно-практическая конференция «Нелинейная акустика-50». Сборник трудов. Таганрог: Издательство Южного федерального университета, 2015. с. 162-166.

4. Xiufen Gong, Dong Zhang, Jiehui Liu, Huanlei Wang, Yongsheng Yan, and Xiaochen Xu. Study of acoustic nonlinearity parameter imaging methods in reflection mode for biological tissues. Acoustical Society of America. 2004. с. 1819–1825.

5. Н.П. Заграй. Нелинейные акустические параметры и динамика нелинейных процессов. Учебное пособие Минобразования РФ. Таганрог: Изд-во ТРТУ, 2002. 63с.

6. А.Ю. Вареникова, Н.Н. Чернов. Визуализация внутренних структур биообъектов на основе 2-й гармоники ультразвуковых волн. Научно-практическая конференция «Нелинейная акустика-50». Сборник трудов. Таганрог: Издательство Южного федерального университета, 2015. – С.166-170.

7. О.В. Руденко. Нелинейные волны: некоторые биомедицинские приложения // Успехи физических наук, 2007. т. 177, №4. с. 374-383.

8. О.В. Руденко, С.Н. Гурбатов, К.М. Хедберг. Нелинейная акустика в задачах и приемах. М: ФИЗМАТЛИТ. 2007. – 176с.

9. Л.К. Зарембо, В.И. Тимошенко. Нелинейная акустика. М: Изд-во Московского университета. 1984. – 104с.

10. С.В. Преображенский, В.Л. Преображенский, Ф. Пенро, О. Бу Матар. Диагностика неоднородности нелинейного параметра акустической среды с помощью обращения волнового фронта ультразвука // Акустический журнал. 2008. т. 54, № 1. с. 20-25.

11. О.В. Руденко, С.И. Солуян. Теоретические основы нелинейной акустики. М: Изд-во Наука.1975. – 288 с.

Лагута Маргарита Юрьевна, ФГАОУ ВО «Южный федеральный университет», Институт нанотехнологий, электроники и приборостроения, кафедра электрогидроакустической и медицинской техники; e-mail: margaritalaguta@mail.ru, 347928, г. Таганрог, пер. Некрасовский, 44, тел. 8 (8634) 37-17-95, аспирант.

Чернов Николай Николаевич, ФГАОУ ВО «Южный федеральный университет», Институт нанотехнологий, электроники и приборостроения (ИНЭП); e-mail: ega@tgn.sfedu.ru; 347928, г. Таганрог, пер. Некрасовский, 44, тел. 8 (8634) 37-17-95; кафедра электрогидроакустической и медицинской техники, д.т.н. профессор.

Рецензент д.т.н., профессор Воронин В.А.

УСТАНОВКИ ДЛЯ ИССЛЕДОВАНИЯ ПОПЕРЕЧНЫХ ВОЛН В БИОЛОГИЧЕСКИХ ТКАНЯХ

Михралиева А.И., Тишков Р.В., Гривцов В.В.
Южный федеральный университет
e-mail: gvv@sfedu.ru

Аннотация: Рассматривается способ возбуждения поперечной и продольной акустических волн в биологических тканях для целей визуализации подкожных структур периферической сосудистой системы. Раздельное исследование продольной и поперечной волн

осуществляется путем измерения скорости звука по времени распространения его в измерительной и эталонной линиях. Описывается лабораторная установка, собранная на базе ультразвукового измерителя скорости производства ЛЭТИ и методика проведения измерений характеристик распространения волн в биологических тканях.

Ключевые слова: поперечная и продольная волна, исследование, разработка, распространение звука, пьезопреобразователь, биологические ткани

PLANTS FOR RESEARCH TRANSVERSE WAVES IN BIOLOGICAL TISSUE

Mikhraliyeva A.I., Tishkov R.V., Grivtsov V.V.
Southern Federal University
e-mail: gvv@sfedu.ru

Annotation. The way of excitation of transverse and longitudinal acoustic waves in biological tissues for the purpose of visualization of subcutaneous structures of the peripheral vascular system. A separate study of longitudinal and transverse waves is done by measuring the time of sound propagation velocity in the measuring and reference lines. Describes laboratory setup, collected on the basis of the ultrasonic meter speed production LETI and Methods of measurement of characteristics of wave propagation in biological tissues.

Keywords*:* method, research, development, propagation of sound, piezoelectric transducer.

Возбуждение поперечных акустических волн в биологических тканях для целей визуализации подкожных структур периферической сосудистой системы и различных патологий в мягких тканях в настоящее время мало изучено из-за высокой скорости затухания таких волн. Однако их применение позволит повысить качество получаемого изображения и как следствие, раннюю и достоверную диагностику.

Для исследования возбуждения и распространения поперечных волн в биологических тканях была разработана лабораторная установка, с использованием ультразвукового измерителя скорости

(УЗИС) производства ЛЭТИ. Упрощенная блок-схема установки представлена на рисунке 1.

В генераторе ультразвукового измерителя скорости формируются электрические импульсы прямоугольной формы, передний фронт которых возбуждает в пьезопреобразователе ударный импульс затухающих колебаний. Установка имеет две акустические линии. Рабочие частоты УЗИС при продольных колебаниях 1,67 и 5 МГц, при поперечных 1,67 МГц. Вырабатываемый генератором высокочастотный импульс одновременно подается на пьезопреобразователи измерительной линии (ИЛ) и эталонной линии (ЭЛ).

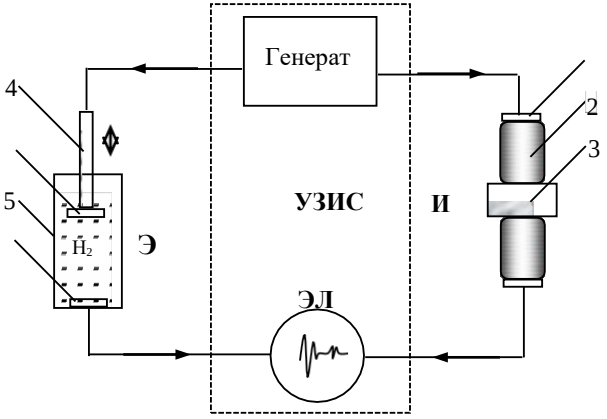


Рисунок 1 – Схема установки для исследования возбуждения и распространения поперечных волн в биологических тканях.
1 – преобразователи, 2 – буферные стальные звуководы, 3- образец биоткани, 4 – микрометрический винт, 5 – эталонная жидкость

В пьезопреобразователях электрические высокочастотные импульсы преобразуются в УЗ импульсы, которые распространяются в эталонной линии ЭЛ в жидкости 5, а в измерительной линии ИЛ проходят через буферные стальные звуководы 2 и образец биоткани 3. Пройдя через них, они вновь превращаются в электрические импульсы, которые после усиления подаются на электроннолучевую трубку

(ЭЛТ). Вращая микрометрический винт 4, изменяют расстояние между пьезопреобразователями 1 эталонной линии. При этом изменяется время прохождения УЗ импульса через ЭЛ, что на экране прибора наблюдается как смещение изображения радиоимпульса.

Электроакустическими преобразователями служат кварцевые пластины X-среза на продольные волны и Y-среза на поперечные. В первой ударный импульс затухающих колебаний проходит через образец биоткани на приемный пьезопреобразователь. Высота образцов биотканей равна 12 мм, диаметр не менее 15 мм. Второй такой же импульс проходит через слой жидкости (смесь дистиллированной воды и этилового спирта). Задний фронт прямоугольного импульса запускает следующую развертку электронно – лучевой трубки (ЭЛТ), что обеспечивает индикацию на экране ЭЛТ одновременно обеих последовательностей затухающих колебаний. С помощью микрометрического винта, изменяя толщину слоя жидкости, их можно совместить. Это соответствует равенству времен, затраченных на прохождение ультразвуковых волн толщины образца биоткани и слоя жидкости. Измерения проводятся: дважды сначала при отсутствии в измерительной линии образца определяют $П_1$, затем вводят образец и находят $П_2$. Если скорость волны в жидкости равна с, то искомую скорость упругой волны в исследуемом образце находят из соотношения

$$c = \left(\frac{1}{П_2} - П_1\right) c_ж .$$

При вращении микрометрического винта расстояние между пьезпреобразователями эталонной линии меняется и при минимальном расстоянии между преобразователями радиоимпульс находился в левой части экрана (рис.2а).

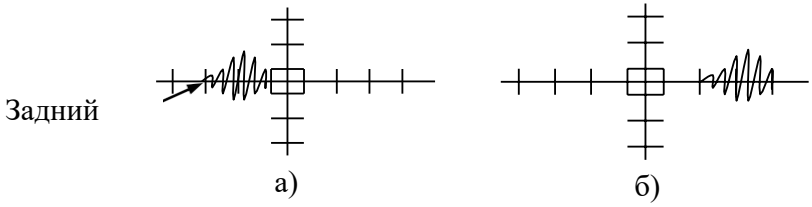


Рисунок 2 – Положение радиоимпульса на экране ЭЛТ

При увеличении расстояния между ними будет расти время прохождения радиоимпульса в эталонной жидкости, что на экране ЭЛТ будет отмечено как смещение синусоидального пакет (радиоимпульса) вправо на несколько делений (рис. 2б). Измерительная линия при этом должна быть отключена. Если при увеличении расстояния между пьезопреобразователями на $\ell_ж$ мм радиоимпульс сместился вправо на $\Delta n_ж$ делений, то можно легко рассчитать цену деления шкалы прибора τ в миллисекундах:

$$\tau = \frac{\ell_ж}{\Delta n_ж V_ж},$$

где $V_ж$ – скорость продольного звука в жидкости в м/с.

Теперь, если измерить количество делений Δn, на которое сместиться радиоимпульс от измерительной линии с образцом, то можно рассчитать скорость продольного звука в образце:

$$V_L = \frac{\ell}{\Delta n \tau},$$

где ℓ – длина образца в мм, V_L – скорость продольного звука в образце в м/с.

Для определения скорости звука в образце необходимо знать $V_ж$. В качестве эталонной жидкости используют различные вещества. Наиболее распространенной является вода, скорость распространения УЗ волны в которой значительно зависит от температуры. Для уменьшения температурной зависимости в воду добавляют этиловый спирт.

Погрешности акустического контакта, связаны с изменением времени прохождения импульса через слой контактной жидкости. Если это время включено в измеряемый интервал времени I, то измеряемая толщина завышается на величину

$$\Delta h_З = 2\Delta h_ж c_и / c_ж,$$

где $c_ж$ и $c_и$ — скорости звука в ОК (изделии) и жидкости, а $h_ж$ — толщина слоя жидкости. Соответствующую погрешность можно было бы учесть как систематическую, однако толщина слоя изменяется из-за разной шероховатости поверхности биоткани и степени прижатия преобразователя. В результате погрешность становится случайной.

Разработанная установка позволяет определить скорости продольной и поперечной волн с погрешностью не более 0,5...1,5 %.

1. Применение ультразвука в медицине. Под ред. К.Хилла Перевод с английского под редакцией Л.Р. Гаврилова, В.А. Хохловой, О.А. Сапожникова. – М.: – ФИЗМАТЛИТ, 2008

2. А.В. Осетров. Обработка и реконструкция изображений в акустической томографии. Учебное пособие. Санкт-Петербург: Изд-во СПбГЭТУ “ЛЭТИ”. 2001. – 72 с.

3. О. В. Руденко Нелинейные волны: некоторые биомедицинские приложения.// Успехи физических наук, том 177, № 4

4. Вареникова А.Ю., Чернов Н.Н. Визуализация внутренних структур биообъектов на основе 2-й гармоники ультразвуковых волн. Научно-практическая конференция «Нелинейная акустика-50». Сборник трудов. – Таганрог: Издательство Южного федерального университета,

5. Ландау Л.Д., Лифшиц И.И. Теория упругости. Т.2., – М.: Наука, 2000

Михралиева Амаля Исмиевна, ФГАОУ ВО «Южный федеральный университет», Институт нанотехнологий, электроники и приборостроения, кафедра электрогидроакустической и медицинской техники; e-mail: ega@tgn.sfedu.ru, 347928, г. Таганрог, пер. Некрасовский, 44, тел. 8 (8634) 37-17-95, аспирант.

Тишков Руслан Валерьевич, ФГАОУ ВО «Южный федеральный университет», Институт нанотехнологий, электроники и приборостроения, кафедра электрогидроакустической и медицинской техники; e-mail: ega@tgn.sfedu.ru, 347928, г. Таганрог, пер. Некрасовский, 44, тел. 8 (8634) 37-17-95, магистрант.

Гривцов Владимир Владиславович, Начальник учебного управления ЮФУ, ФГАОУ ВО «Южный федеральный университет»; e-mail: gvv@sfedu.ru; 347928, г. Таганрог, пер. Некрасовский, 44, тел. 8 (8634) 37-17-95

Рецензентд.т.н., профессор Воронин В.А.

КВАЗИСТАТИЧЕСКИЙ СЕНСОР МАГНИТНОГО ПОЛЯ ДЛЯ ДЕТЕКТИРОВАНИЯ МАЛЫХ МАГНИТНЫХ ПОЛЕЙ В БИОЛОГИИ И МЕДИЦИНЕ

Радченко Г.С.
Южный Федеральный Университет, НИИ Физики ЮФУ
e-mail: grig1980@mail.ru

Аннотация. В настоящей работе теоретически описан изгибный сенсор «магнит-металл-пьезоэлектрик» с наибольшим экспериментально определенным магнитоэлектрическим откликом. На основе резонансной модели поперечного изгиба строится частотная зависимость магнитоэлектрического коэффициента. Прогнозируется оптимальная толщина пьезокерамики для повышения выходного напряжения более чем в два раза. Впервые обнаружен эффект антирезонансного подавления колебаний в области третьего изгибного резонанса на частоте 95 Hz. Основные результаты работы сравниваются с экспериментом и демонстрируют с ним хорошее согласие.

Ключевые слова: сенсоры, магнитное поле, пьезокерамика, антирезонанс.

QUASI-STATIC MAGNETIC FIELD SENSOR FOR DETECTION OF SMALL MAGNETIC FIELDS IN BIOLOGY AND MEDICINE

Radchenko G.S.
Southern Federal University, Institute of Physics SFedU
e-mail: grig1980@mail.ru

Annotation. The present research is devoted to the theoretical description of bending sensor “magnet-metal-piezoelectric” with the greatest experimental determined magnetoelectric response. On the basic of the resonant bending model we determine the frequency dependence of the magnetoelectric coefficient. We predict the optimal thickness of the piezoelectric ceramic for the more than twice amplification of the output voltage. At the first time we observe the antiresonance effect of oscillation damping at the frequency of 95 Hz. The basic results of the present research are compared with the experiment and are in good agreement with it.

Keywords: sensors, magnetic field, piezoelectric ceramics, antiresonance.

В настоящее время развитие современной техники резонансных датчиков невозможно без физического моделирования их эффективного отклика. Это делает необходимым построение физических моделей, адекватно описывающих физические процессы в таких приборах. В настоящей работе рассматривается изгибный резонансный датчик магнитного поля, недавно созданный экспериментально в работе [1]. Авторами устройства [1] был достигнут наибольший из экспериментально полученных магнитоэлектрических (МЭ) коэффициентов, равный 16000 V/(cm·Oe). Отметим, что до сих пор рекордным значением МЭ коэффициента по напряжению в композитных материалах было значение 751 V/(cm·Oe) [2]. Экспериментальное получение столь колоссальных величин говорит о том, что описываемый прибор пригоден для практического применения в отсутствие подмагничивающего поля. Полное моделирование деформационных полей в изгибных пьезодатчиках на различных частотах содержится в монографии [3]. Однако до сих пор в литературе отсутствовали аналитические модели, описывающие работу МЭ датчиков [1] на основе [3, 4].

Рассмотрим сенсор [1] (рис. 1) в трехмерной системе координат. На правом краю пластины под действием приложенного магнитного поля возникает магнитомеханический (ММ) момент, что приводит к динамической деформации (колебаниям) структуры. Зажатый левый край прибора совместим с началом координат, ось x направим по длине прибора, ось y по ширине, а ось z по толщине структуры. Начало координат выберем в геометрическом центре зажатого левого края металлической пластины. Основным дифференциальным уравнением для меняющейся во времени изгибной деформации будет (1) [3, 4], записанное ниже:

$$\frac{\partial^4 z}{\partial x^4} + \frac{\rho^* F^*}{Y^* J_y^*} \frac{\partial^2 z}{\partial t^2} = 0$$

Здесь z – величина поперечного изгиба, t – время, ρ^*, F^*, Y^* и J_y^* – эффективные плотность, площадь, модуль Юнга и осевой момент инерции поперечного сечения структуры. Исходя из

геометрии сечения [1], эффективный осевой момент инерции сенсора будет равен $J_y^* = 2\left(\frac{h_p^3 w_p}{3} + \frac{h_m^2 w_p h_m}{2} + \frac{h_m^3 w_m}{12}\right)$. Здесь h_p и w_p есть толщины и ширины металлической пластины (нижний индекс m) и пьезоэлектрических слоев (нижний индекс p) соответственно. Эффективный модуль Юнга вычисляется методом усреднения по объему сечения сенсора.

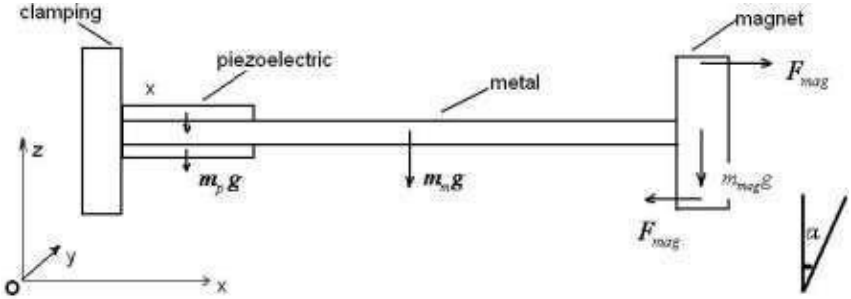


Рисунок 1 – Гибридная структура «магнит-металл-пьезоэлектрик» во внешнем магнитном поле

Решением уравнения (1) является функция (2) продольной координаты *x* и времени *t:*

$$z(x,t) = \left(A\cdot\sin(a\cdot x) + B\cdot\cos(a\cdot x) + C\cdot sh(a\cdot x) + D\cdot ch(a\cdot x)\right)\cdot\sin(\omega\cdot t)$$

Величина *a* равна $\left(\frac{\rho^* F^*}{Y^* J_y^*}\right)^{0.5}\cdot\omega$. Также в (2) A, B, C и D есть константы.

Исходя из геометрии [1], граничными условиями для (2) являются следующие соотношения:

1) при $x = 0$: $z_{x=0} = 0$; $\frac{dz}{dx}_{x=0} = 0$ (условие отсутствия изгибных деформации и углового отклонения зажатого края прибора)

2) при x = l_m (l_m есть длина металлической пластины) :

$\frac{d^2 z}{dx^2} = \frac{JVH}{Y^* J_y^*}$ (связь кривизны структуры с ММ моментом); $\frac{d^3 z}{dx^3} = 0$

(условие отсутствия поперечной силы из-за вертикального расположения прибора в [1])

Здесь J – намагниченность магнита, равная в [1] 1,1 Т, V – объем магнита, H = 0.05 Ое есть амплитуда величины приложенного магнитного поля.

Из граничных условий получается решение для функции $z(x, t)$. В полном соответствии с динамическими решениями [3 ,4] для зажатой с одного края структуры уравнение для частот будет выглядеть так (3)

$$ch\left(al_m\right)\cdot\cos\left(al_m\right) = -1$$

Наименьший корень данного уравнения $al_m = 1{,}875$ соответствует частоте основного тона, которая равна 5 Hz [1]. Отсюда определяем эффективную величину $\frac{\rho^* F^*}{Y^* J_y^*}$ всей структуры для дальнейших расчетов.

Основные уравнения пьезоэффекта могут быть записаны следующим образом (4)

$$S_1(x) = T_1(x) / Y^* + d_{31}E_3(x)$$

$$D_3(x) = d_{31}T_1(x) + \varepsilon_{33}E_3(x)$$

Здесь $S_1(x) = -Z\frac{d^2 z(x, t)}{dx^2}$ есть кривизна сенсора, функции $T_1(x),\ E_3(x)$ являются генерируемым продольным механическим напряжением и электрическим полем, d_{31} и ε_{33} – это пьезомодуль и диэлектрическая проницаемость пьезоэлектрика, Z – есть поперечная координата. Основным граничным условием [5] является равенство нулю электрической индукции на границе раздела «пьезоэлектрик-воздух» $D_3\big|_{z=h_p} = 0$ [5]. Подставляя в (4) выражение для деформации образца через найденную функцию $z(x,t)$ и усредняя по координате x, получаем итоговое выражение (5) для эффективного генерируемого напряжения:

$$U = -2\frac{d_{31}Y^*\left(h_p\right)^2}{l_p\varepsilon_{33}\left(1-k_{31}^2\right)}\int_{\left(l_p\right)} dx\ dz$$

Здесь $k_{31} = \left(\left| \frac{d^2 Y^*}{\varepsilon_{33}} \right| \right)^{0.5}$ есть коэффициент электромеханической связи структуры.

На рис.2 изображена расчетная зависимость МЭ коэффициента по напряжению от частоты приложенного магнитного поля согласно параметрам [1]. Видно, что в окрестности первого резонанса [1] результаты в 1.6 раза занижены по сравнению с экспериментом [1]. Это связано с тем, что в настоящей модели не учитываются магнитострикционная деформация магнита и его магнитная проницаемость как факторы, влияющие на величину ММ момента.

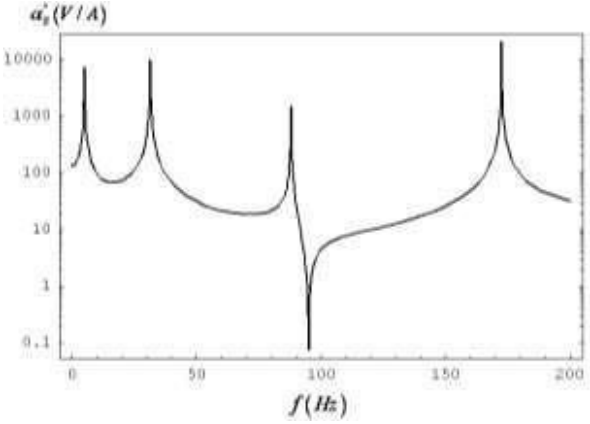


Рисунок 2 – Частотная зависимость расчетного МЭ коэффициента по напряжению МЭ сенсора из [1] при параметрах [1] в области частот, характерной для изгибных резонансов данной структуры

На рис. 3 изображена зависимость МЭ коэффициента (кривая 1) и генерируемого напряжения (кривая 2) от толщины пьезослоя. Из рис. 3 видно, что авторы [1] оптимально подобрали толщину пьезокерамики для получения наибольшего МЭ коэффициента по напряжению. Однако для получения наибольшего генерируемого напряжения толщина керамики должна быть повышена до $2.25 \cdot 10^{-4}$ m. Это обеспечит увеличение генерируемого напряжения более чем в два раза в режиме холостого хода. Как видно из рис. 3, оно может достигать 700-

800 V, что является достаточным для широкого практического применения данного сенсора.

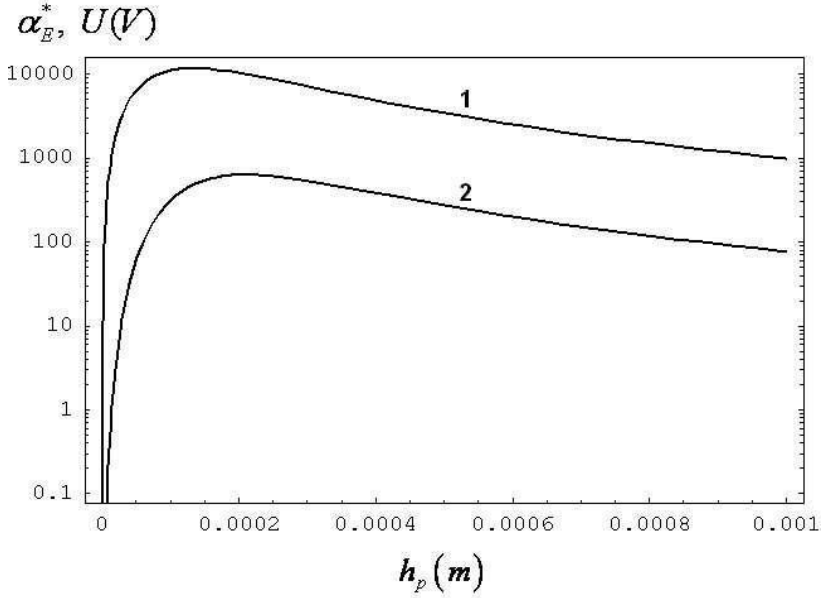


Рисунок 3 – Зависимость расчетного генерируемого МЭ коэффициента (кривая 1) и МЭ напряжения (кривая 2) сенсора магнитного поля [1] от толщины пьезоэлектрического слоя. Параметры для расчетов (кроме h_p) представлены в [1]

1. Liu G., Li X., Chen J et al. // Appl. Phys. Lett. 2012. V. 101. P. 142904 (1-4).

2. Patil D.R., Chai Y., Kambale R.S. et al. // Appl. Phys. Lett. 2013. V. 102. P. 062909 (1-4).

3. Ballas R.G. Piezoelectric Multilayer beam bending actuators. Berlin-Heidelberg. Springer Verlag,. 2007. 353 P.

4. Феодосьев В.И., Сопротивление материалов, М. Издательство «Наука», 1967. 552 с.

5. Wu N., Wang Q. and Quek S.T. // J. of Sound and Vibration. 2010. V. 329. P. 1126-1136.

Радченко Григорий Сергеевич, ФГАОУ ВО «Южный федеральный университет», НИИ Физики; e-mail: gsradchenko@sfedu.ru; ул. Большая Садовая, 105, г. Ростов-на-Дону, Российская Федерация.

Рецензент. Д.т.н., профессор заведующий кафедрой ЭГА и МТ ИНЭП ЮФУ Тарасов С.П.

СИСТЕМА РЕГИСТРАЦИИ ОПТИКО-АКУСТИЧЕСКОГО СИГНАЛА В ЖИДКОСТИ

Кравчук Д.А.
Южный федеральный университет
e-mail: kravchukda@sfedu.ru

Аннотация. В работе разработан виртуальный прибор для регистрации, записи и обработки акустического сигнала сформированного в результате генерации звука с помощью оптико-акустического эффекта в жидкости. Проведена подготовка к эксперименту при помощи моделирования акустических сигналов возбуждаемых лазером в жидкости. Разработанная система регистрации и обработки сигнала с помощью виртуального прибора на базе LabVieW полученного оптоакустического сигнала.

Ключевые слова: акустический сигнал, программа обработки и фильтрации.

REGISTRATION SYSTEM OPTICAL-ACOUSTIC SIGNAL IN LIQUID

Kravchuk D.A.
Southern Federal University
e-mail: kravchukda@sfedu.ru

Annotation. In the virtual device is designed for the registration, processing and recording of acoustic signals generated as a result of the generation of sound using the opto-acoustic effect in the liquid. Preparations for the experiment using simulation of acoustic signals in a

liquid. The developed system of registration and signal processing using a virtual appliance based LabVieW received photoacoustic signal.

Keywords: acoustic signal processing and filtering program.

Оптоакустический (ОА) эффект впервые наблюдал А. Белл в 1881 г., заметивший пульсации давления в замкнутом объеме газа, поглощавшего модулированное по интенсивности инфракрасное излучение. Белл предложил использовать этот эффект для исследования спектральной зависимости поглощения света газами и парами.

Оптоакустика – область научных знаний, охватывающая эффекты возбуждения звука лазерным импульсом или модулированным по интенсивности световым пучком. Методику с использованием оптоакустического (ОА) эффекта для исследования крови можно называть «оптоакустической цитометрией потока крови», потому что она позволяет подсчитывать и классифицировать клетки в кровотоке, подобно обычной цитометрии, основанной на флуоресцентном изучении потока крови, в которой клетки управляемо протекают через стеклянные капилляры.

Достоинства методов оптоакустики:

- в сравнении с диагностикой методами стандартной спектрофотометрии и когерентной оптической томографии, чувствительность фотоакустической (оптоакустической) спектроскопии оказывается выше
- при реализации оптоакустической томографии, достигается более высокая разрешающая способность по сравнению с чисто оптическими методами
- более перспективны в сравнении с методами чисто УЗИ

Принцип работы тепловых оптоакустических антенн основан на явлении теплового изменения объема воды, поглотившего энергию пучка электромагнитных волн. Модулированная по интенсивности электромагнитная волна (например, световая) падает из прозрачной среды (воздух) на границу раздела с поглощающей средой (вода). Эта волна теряет свою энергию в слое воды с характерной толщиной и вызывает попеременное во времени изменение ее температуры. Из-за нагревания происходит изменение объема слоя, который расширяясь,

возбуждает в воде звуковую волну подобно обычному электроакустическому преобразователю.

Возбуждение акустических волн при воздействии лазерного излучения на вещество происходит за счет следующих эффектов: электро- и магнитострикции, теплового эффекта, давления света, концентрационно-деформационного механизма. При этом колебания возбуждаются на частоте модуляции интенсивности света, попадающей в акустический диапазон [1, 3].

Тепловой механизм связан с неоднородным локальным нагревом и расширением среды при поглощении в ней лазерного излучения. В широком диапазоне значений коэффициентов поглощения света и частот модуляции интенсивности лазерного излучения тепловой механизм возбуждения звука является основным. Параметры возбуждаемого лазером акустического сигнала зависят от оптических, теплофизических и акустических параметров поглощающей среды. Поэтому термооптическое возбуждение звука широко применяется в задачах диагностики указанных параметров.

Система регистрации акустического сигнала представляет собой виртуальный прибор, созданный в программной среде LabVIEW. Данная среда включает в себя продукцию компании National Instruments, а именно, модульный измерительный комплекс NI PXI – 1042Q. Модульный измерительный комплекс NI PXI 1042Q предназначен удовлетворения потребностей широкого спектра испытаний. Измерительные модули, установленные в нем могут заменяться на другие в зависимости от поставленной задачи. Так же, для удобности в управлении PXI может быть оснащен модельным компьютером, что делает его удобным в использовании.

Установка для возбуждения оптоакустического сигнала в жидкости была построена с использованием лазера, модель LIMO 100-532/1064-U на основе Nd:YAG лазера с фиксированной длиной волны 1064 нм, длительностью импульса 84 нс. Акустический сигнал принимался пьезокерамическим преобразователем марки ЦТС-19. [1, 3, 4]

Для регистрации, записи и обработки акустического сигнала использовался PXI был 2-х канальный цифровой осциллограф NI PXI – 5152 и одноканальный генератор сигналов NI PXI – 5212. В данном виртуальном приборе нами созданы программные фильтры высоких

частот и низких частот. Частоту среза этих фильтров мы можем регулировать с помощью элементов управления в реальном времени. Просмотр исходного сигнала, отфильтрованного сигнала и спектра осуществляется с помощью графического изображения на лицевой стороне виртуального прибора.

Технические характеристики цифрового осциллографа:

– полоса пропускания – до 1 ГГц;
– входной импеданс – 1 МОм;
– максимальное напряжение – до 40 В;
– максимальная частота дискретизации в реальном времени – 2 ГГц;

На фронтальной стороне виртуального прибора на базе LabWiev располагается разработанная программа. Программа содержит фильтр высокой частоты (ФВЧ), полосовой фильтр (ПФ) с изменяемой полосой частот среза в реальном времени. После каждого из фильтров возможно построение частотного спектра сигнала и запись данных всех блоков схемы в файлы. Рабочие блоки программы представлены на рисунке 1.

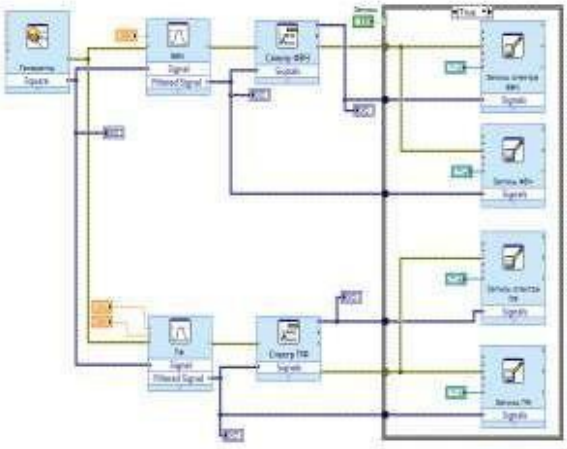


Рисунок 1 – Программная часть (Фронтальная панель)

Интерфейс программы содержит графики данных строящиеся в реальном времени, окно сигнала фильтра высоких частот с изменяемой частотой среза, график частотного спектра после фильтра

высокой частоты и файлы в которые происходит запись данных (рис.2). В качестве фильтра высоких частот был взят фильтр Баттерворта 2 порядка.

Рисунок 2 – Интерфейс программы LabWiev. Фильтр высоких частот с регулировкой частоты среза

С помощью встроенной функции постоения спектра сигнала после фильтра высоких частот и полосового фильтра в программу был добавлено быстрое преобразование Фурье для анализа высокачастотного сигнала в нужной полосе частот (рис.3).

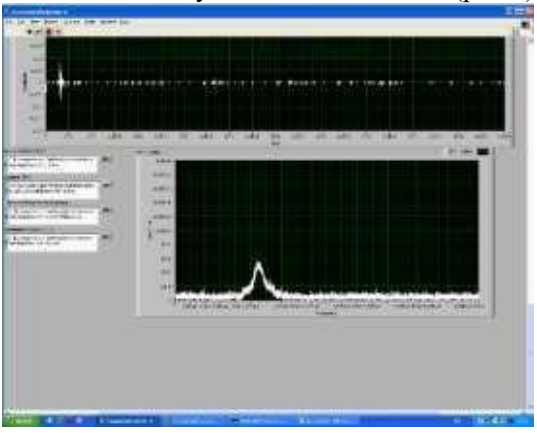


Рисунок 3 – Интерфейс программы LabWiev. Быстрое преобразование Фурье

Полученные экспериментальные данные по команде записываются в документ формата “.txt”, обработка полученных данных может быть осуществлена в самой программе LabVIEW или в программах, таких как Mathcad, Matlab, MC Office Excel. Запись может вестись от начала и до конца эксперимента, а так же выборочно в зависимости от решения. Можно выбирать удобный для себя формат записи данных в единой системе единиц СИ, выбор количества знаков после запятой.

1. Джуплина Г.Ю., Закарян В.А., Калашников Г.В., Саенко А.В., Старченко И.Б. Экспериментальные исследования оптоакустического эффекта в модельных суспензиях нанотрубок и нановолокон с использованием инфракрасного лазера // Известия ЮФУ. Технические науки. – №9. – 2011. – С.180-186.

2. Джуплина Г.Ю., Старченко И.Б. Теоретическая модель оптикоакустического эффекта в среде с наноразмерными рассеивателями // Известия ЮФУ. Технические науки. – Таганрог: Изд-во ТТИ ЮФУ. -2009. – № 10. – С.189-192.

3. Кравчук Д.А., Кириченко И.А., Орда-Жигулина Д.В. Обзор методов использования наноразмерных объектов в биомедицинских исследованиях. // Научные труды SWorld. 2015. Т. 5. № 4 (41). С. 24-27.4.

4. Kravchuk D.A., Kirichenko I.A., Orda-Ghigulina D.V. The review of methods of use of nanodimensional objects in biomedical researches. SWorldJournal. 2016. T. 10. № j116 (10). C. 45-48.

Кравчук Денис Александрович, ФГАОУ ВО «Южный федеральный университет», Институт нанотехнологий, электроники и приборостроения, кафедра электрогидроакустической и медицинской техники; e-mail: kravchukda@sfedu.ru, 347928, г. Таганрог, пер. Некрасовский, 44, тел. 8 (8634) 37-17-95, к.т.н., доцент.

Рецензент к.т.н., доцент Шаповалов Р.Г.

Секция 4. Биотехнологии, в т.ч. биомедицинские нанотехнологии

ПРОФИЛАКТИКА ЗАБОЛЕВАНИЙ ЧЕЛОВЕКА, ВОЗНИКАЮЩИХ ВСЛЕДСТВИЕ НЕГАТИВНОГО ВОЗДЕЙСТВИЯ ЗАГРЯЗНЕННЫХ ПРИРОДНЫХ ВОД

Вишневецкий В.Ю., Попружный В.М.
Южный федеральный университет, Институт нанотехнологий, электроники и приборостроения
e-mail: vuvishnevetsky@sfedu.ru

Аннотация: Рассматриваются статистические данные по смертности и первичной заболеваемости населения, устанавливается связь между качеством природной воды и сердечнососудистыми заболеваниями населения. Рассматривается влияние качества природной воды в районах водозаборов города Таганрога на статистику смертности и первичной заболеваемости сердечнососудистыми заболеваниями населения города Таганрога. Для оценки используется удельный комбинаторный индекс загрязнения вод, рассматривается динамика основных загрязняющих веществ, их влияние на сердечно-сосудистые заболевания населения.

Ключевые слова: Первичная заболеваемость, сердечнососудистые заболевания, ПДК, УКИЗВ, качество воды, критические показатели загрязнения воды, медь, марганец, система кровообращения.

HUMAN DISEASE PREVENTION, ARISING OUT NEGATIVE IMPACT OF CONTAMINATED NATURAL WATERS

Vishnevetskiy V.Yu., Popruzhny V.M.
Southern Federal University
e-mail: vuvishnevetsky@sfedu.ru

Abstract: The statistics on mortality and primary morbidity, established the connection between the quality of natural water and cardiovascular disease population. the impact of natural water quality is considered in the areas of water intakes of the city of Taganrog on the statistics of mortality and morbidity from cardiovascular disease the primary

city of Taganrog population. To estimate the proportion used combinatorial index of water pollution, consider the dynamics of the main pollutants and their impact on cardiovascular disease population.

Keywords: Primary morbidity, cardiovascular disease, MPC, UKIZV, water quality, critical indicators of water pollution, copper, manganese, the circulatory system.

Антропогенное воздействие на водную среду приводит к негативному воздействию на здоровье человека.

Считается, что организм человека на две трети состоит из воды. Воду содержит буквально каждый орган, так кровь состоит на 83% из воды, мозг, сердце, мышцы содержат порядка 76% и даже в костях содержится 15-20% воды.

Обезвоживание организма, может привести к тромбозу, стать причиной инсульта, инфаркта, внезапной остановки сердца. Один из факторов образования тромбоза — повышенная свёртываемость крови, которая провоцируется, в том числе и обезвоживанием организма. От недостатка жидкости страдает работа сердца [1].

По статистическим данным Росприроднадзора установлено, что наиболее частой причиной смерти являются сердечно-сосудистые заболевания, при этом в городе Таганроге зарегистрированы самые высокие показатели смертности от данных заболеваний на территории Ростовской области, уровень смертности превышает средне-областной в 1,2-1,3 раза [2]. Значение в процентах от общего числа умерших по причине болезней системы кровообращения в городе Таганроге составляет: среди мужчин – 53,5%-57,1%, среди женщин – 69,5%-71% [3]. Среди развитых стран Россия лидирует по данному показателю.

Таким образом, данные заболевания представляют наибольшую опасность для здоровья населения в Российской Федерации и снижают продолжительность жизни.

Рассмотрим динамику качества природных вод и сравним ее со статистикой смертности в результате сердечно-сосудистых заболеваний и динамикой первичной заболеваемости заболеваниями данного типа населения.

Наибольшее влияние на здоровье человека оказывает вода, непосредственно употребляемая человеком. Выявлено, что ***минимальное*** количество воды, которое необходимо употреблять, что

бы организм человека был здоров – ***1,5 литра в день***. Поэтому наиболее важно оценить качество природной воды в районе водозаборов. Для анализа возьмем статистику для города Таганрога – как по качеству природной воды, так и по динамике заболеваемости и смертности.

Таганрогский водоканал имеет два водозабора: основное место в районе х. Рогожкино в устье реки Дон (рукав Кутерьма); дополнительная точка водозабора в районе с. Троицкое на реке Миус.

Оценка качества природной воды в районах водозаборов города Таганрога приводится на основе данных, полученных в результате наблюдений за гидрохимическим состоянием водной среды Федеральным государственным бюджетным учреждением «Информационно-аналитический центр по водопользованию и мониторингу Азовского моря», динамика заболеваемости и смертности по причине сердечно-сосудистых заболеваний оценивается на основе статистических данных, содержащихся в государственных докладах федерального бюджетного учреждения здравоохранения «Центр гигиены и эпидемиологии в Ростовской области» «О санитарно-эпидемиологическом благополучии населения» города Таганрога и Ростовской области.

В качестве критерия оценочного показателя качества речных вод на данный момент в Российской Федерации используется удельный комбинаторный индекс загрязненности воды (УКИЗВ).

Классификация качества воды по УКИЗВ, позволяет разделять поверхностные воды на 5 классов в зависимости от степени их загрязненности. Большей степени загрязненности воды комплексом загрязняющих веществ соответствует больший номер класса.

Для наглядности совместим графики динамики качества природной воды в районах водозаборов города и графики, отображающие динамику смертности и первичной заболеваемости сердечнососудистой системы (рисунок 1).

Из диаграммы распределения значений индекса УКИЗВ видно, что в большинстве случаев качество воды в районе водозаборов города Таганрога находится в диапазоне значений, соответствующих классу качества воды IVa – «грязная» (диапазон значений от 4 до 6).

Также отмечены «критические показатели» качества воды, наиболее часто ими становились тяжелые металлы – медь и марганец.

Теперь рассмотрим динамику заболеваемости системы кровообращения населения.

В рассматриваемый период в городе Таганроге сформировалась тенденция к росту первичной заболеваемости болезнями системы кровообращения (при среднегодовом темпе прироста +24,57 %), в 2013 году по сравнению с предыдущим годом увеличилась частота регистрируемых случаев анемии на 2,06 % [4, 5].

В 2013 году уровни первичной заболеваемости болезнями системы кровообращения выросли на 35,4%, рост заболеваемости системы кровообращения у детей на 2013 год составил 14,19%, что на фоне динамики по другим заболеваниям является существенным скачком. Также из диаграммы видно, что в 2014 году зарегистрировано снижение данного показателя [2].

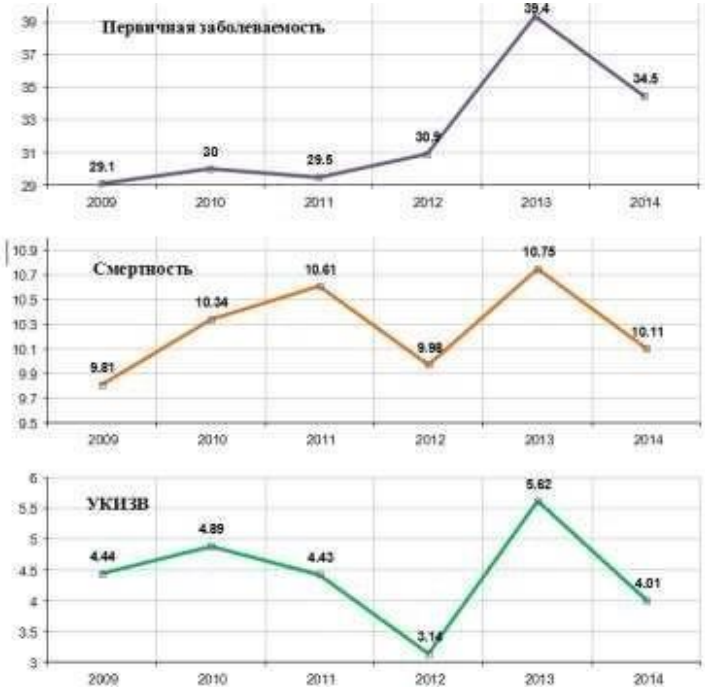


Рисунок 1 – Динамика показателей первичной заболеваемости, смертности от болезней системы кровообращения населения и УКИЗВ за период 2009-2014 годы

На рис. 1 динамика статистки первичной заболеваемости и смертности приведены в среднем для мужчин и женщин в значениях по количеству на 1000 человек для города Таганрога, динамика УКИЗВ также усреднена по данным гидрохимических анализов проб природной воды в районах обоих водозаборов города Таганрога.

Из совмещения графиков очевидно:

1) В период с 2009 на 2010 год наблюдается ухудшение качества природной воды, что приводит к увеличению первичной заболеваемости и смертности.

2) В период с 2010 на 2011 год наблюдается улучшение качества природной воды, что приводит к снижению первичной заболеваемости населения.

3) В период с 2011 на 2012 год наблюдается улучшение качества природной воды, что приводит к снижению смертности от болезней сердечнососудистой системы населения.

4) В период с 2012 на 2013 год наблюдается резкое ухудшение качества природной воды, что приводит к столь же резкому увеличению первичной заболеваемости и смертности от болезней сердечнососудистой системы населения.

5) В период с 2013 на 2014 год, наоборот, наблюдается резкое улучшение качества природной воды, что приводит к столь же резкому снижению первичной заболеваемости и смертности от болезней сердечнососудистой системы населения.

Рассмотрим динамику загрязнений речной воды по критическим показателям загрязненности, наиболее существенно влияющим на состояние сердечно-сосудистой системы человека.

Марганец

Марганец оказывает действие на всю жизнедеятельность организма, т.к. содержится в клетках головного мозга, поджелудочной железы, почках, печени и костях. Марганец оказывает профилактическое и даже лечебное влияние на сердечнососудистые заболевания.

Для полноценной деятельности организма человеку необходимо в сутки 1-2 мг марганца, но из-за того, что не весь поступающий объем марганца в организм человека усваивается, в организм должно поступать около 5-10 мг марганца.

Однако гораздо более существенным фактором является переизбыток марганца в организме, оказывающим негативное воздействие на здоровье человека [6]. Марганец относится к тяжелым металлам, оказывающим ядовитое действие на организм и вызывающим неприятные изменения. Поступление свыше 11 мг марганца в сутки считается вредным для здоровья. При систематическом и длительном отравлении марганцем могут иметь место серьезные последствия, проявляющие себя значительным ухудшением здоровья [7].

В большинстве продуктов питания содержание марганца не высокое. Наибольшее количество марганца содержится в печени, мясе, молочных продуктах, крупах, шиповнике, бобовых, черной смородине, ананасах, некоторых сортах чая. Марганец содержат и многие другие продукты питания растительного происхождения, морепродукты [8]. Наибольшее количество марганца поступает в организм человека с питьевой водой, которая не соответствует нормам [9].

На диаграмме (рис. 2) приведена динамика концентраций марганца, содержащегося в природной воде в районе городских водозаборов в сравнении с ПДК для речных водоемов.

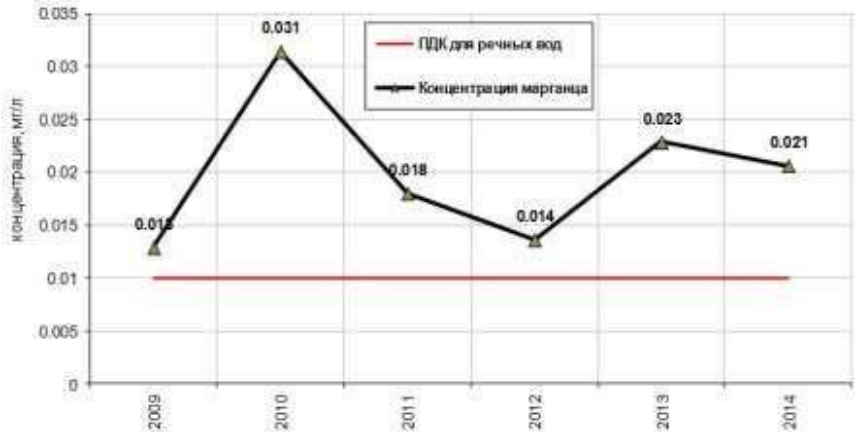


Рисунок 2 – Динамика концентрации марганца за период 2009-2014 годы в районе водозаборов г. Таганрога

Как видно из данной диаграммы, среднегодовые концентрации марганца в природной воде в районах водозаборов ежегодно превышают установленные предельно допустимые концентрации. В общей динамике также наблюдается зависимость – при резком росте концентрации марганца в период с 2009 на 2010 год и в период с 2012 на 2013 год наблюдается рост статистики по первичной заболеваемости и смертности по причине болезней сердечнососудистой системы (Рис. 1).

Медь

Медь оказывает существенное влияние на организм человека, как положительное, так и отрицательное. Медь в организме человека влияет на функционирование кровеносных сосудов, контролирует кровяное давление за счет синтеза фермента простагландина [10].

В организме человека содержится всего 75-150 мг элемента. Более половины всего вещества концентрируется в мозге и печени и чуть менее 50% распространены по всем мышцам и костному скелету.

В организм медь поступает в основном с пищей. Много меди содержится в бобовых, капусте, картофеле, крапиве, кукурузе, моркови, шпинате, яблоках, какао-бобах, однако более всего богаты медью морепродукты (моллюски, рыба).

Нехватка меди способна вызвать серьезные нарушения в работе всего организма и, прежде всего сердечнососудистой системы. Причины заключаются в ухудшении усвояемости железа, которое приводит к нарушениям в составе крови.

Однако, считаем, что наиболее опасным фактором для здоровья человека может стать переизбыток меди в организме. К этому может привести употребление загрязненной воды и пищи с высоким содержанием меди. Наиболее опасным это может быть при нарушении обмена элемента в организме.

При отравлении большим количеством меди рекомендуется принимать молочные продукты, которые сами по себе очень бедны медью и способны ее выводить из организма [10]. Также используют диетотерапию, гепатопротекторы, желчегонные средства, БАДы и препараты, содержащие цинк, бор, молибден. В случаях выраженной интоксикации применяют комплексообразователи (D-пеницилламин, купренил, металкоптаза и др.).

Сравнение концентраций меди осуществляется с установленными в Российской Федерации ПДК для поверхностных (речных вод) – составляет 0,001 мг/дм^3.

Рассмотрим динамику изменения концентраций меди в районе городских водозаборов города Таганрога.

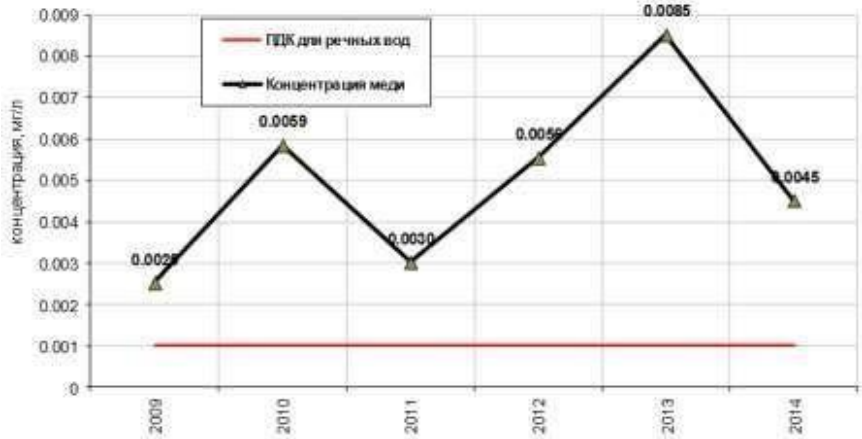


Рисунок 3 – Динамика концентрации марганца за период 2009-2014 годы в районе водозаборов г. Таганрога

Также, как и в случае с марганцем, среднегодовые концентрации меди в природной воде в районах водозаборов ежегодно превышают установленные предельно допустимые концентрации. Также в рассматриваемом периоде существуют два «пика», когда концентрации элемента в наибольшей степени превышали ПДК, сохраняется зависимость – при резком росте концентрации меди в период с 2009 на 2010 год и в период с 2012 на 2013 год наблюдается рост статистики по первичной заболеваемости и смертности по причине болезней сердечнососудистой системы (Рис. 1). Среднегодовые концентрации ежегодно превышают установленные предельно допустимые концентрации [11].

Таким образом, можно утверждать о наличии прямой связи между качеством природной воды, содержанием в ней в районе городских водозаборов таких тяжелых металлов как медь и марганец и количеством сердечнососудистых заболеваний населения.

При рассмотрении проблемы влияния загрязняющих веществ и в частности тяжелых металлов, содержащихся в природной воде на здоровье человека также нельзя забывать, что тяжелые металлы крайне медленно выводятся из организма, служат предпосылкой так называемого «кумулятивного» эффекта пищевой цепи – нарастания концентрации в организмах последующих трофических уровней. Из водной среды попадают в существующую водную флору, которая используются для питания ихтиофауной. Наличие высоких концентраций тяжелых металлов в водоеме приводит к ее активному поглощению биологической средой, что в свою очередь может привести к заболеваниям, как самой рыбы, так и потребляющих ее в пищу людей. По отношению к городу Таганрогу этот фактор является весьма существенным ввиду уникальности Таганрогского залива как водного объекта имеющего рыбохозяйственное значение. Благодаря мелководности и распреснённости морской воды, особенно это касается восточной части залива за счет приноса пресной воды из реки Дон, он является домом для более чем 100 видов различных рыб, которые, в свою очередь активно употребляются в пищу человеком.

Таким образом, поступающие в организм человека концентрации тяжелых металлов при принятии рыбы в качестве пищи могут превышать концентрации металлов в воде в десятки раз [10]. В аспекте данной проблемы также очень важно, чтобы употребляемая в пищу рыба не имела высокого содержания тяжелых металлов, поскольку для профилактики сердечнососудистых заболеваний врачи рекомендуют 2-3 раза в неделю употреблять в пищу рыбу.

Выявленная связь между статистикой заболеваемости сердечнососудистой системы и качеством природной воды в районах водозаборов позволяет сделать следующие выводы:

– В целях профилактики заболеваний в качестве питьевой воды следует использовать воду, концентрация тяжелых металлов в которой соответствует санитарным нормам.

– Не допускать передозировки организма человека тяжелыми металлами.

– Для профилактики сердечнососудистых заболеваний необходимо употреблять в пищу рыбу, содержащую уровень тяжелых металлов, соответствующий нормам. Также необходимо употреблять в пищу еду, насыщенную белком и клетчаткой с уменьшенным

количеством углеводов и жиров, так как белки выступают в качестве строительного материала, который помогает укреплять стенки сосудов. Также очень важно стараться вести здоровый образ жизни, заниматься физкультурой.

– В целях вывода вредных излишков тяжелых металлов из организма необходимо периодически употреблять в пищу молоко и молочные продукты.

– Способствовать снижению антропогенной нагрузки на водные объекты, что в свою очередь, приведет к улучшению качества природной воды, снижению концентраций загрязняющих веществ как в природной и питьевой воде, так и в употребляемой населением в пищу рыбе.

– Контролировать соответствие качества сбрасываемых в водные объекты сточных вод промышленными предприятиями нормативам допустимых сбросов, стремиться к установлению более строгих нормативов допустимых сбросов.

– Предпринимать меры по соблюдению как населением, так и организациями, установленных законодательством Российской Федерации режимов водоохранных зон на водных объектах.

1. Рахманин Ю.А., Михайлова Р.И. Питьевая вода и здоровье человека: проблемы, направления и методика исследования. Мелиорация и водное хозяйство. 1998. – № 3. – с. 58-60.

2. Доклад о состоянии санитарно-эпидемиологического благополучия населения за 2014 гг. Федеральная служба по надзору в сфере защиты прав потребителей и благополучия населения, Управление федеральной службы по надзору в сфере защиты прав потребителей и благополучия человека, Федеральное бюджетное учреждение здравоохранения «Центр гигиены и эпидемиологии в Ростовской области».

3. Государственный доклад «О санитарно-эпидемиологическом благополучии населения города Таганрога в 2015 году» филиал федерального бюджетного учреждения здравоохранения «Центр гигиены и эпидемиологии в Ростовской области» в городе Таганроге.

4. Государственный доклад «О санитарно-эпидемиологическом благополучии населения города Таганрога в 2014 году» филиал

федерального бюджетного учреждения здравоохранения «Центр гигиены и эпидемиологии в Ростовской области» в городе Таганроге.

5. Доклад о состоянии санитарно-эпидемиологического благополучия населения за 2015 гг. Федеральная служба по надзору в сфере защиты прав потребителей и благополучия населения, Управление федеральной службы по надзору в сфере защиты прав потребителей и благополучия человека, Федеральное бюджетное учреждение здравоохранения «Центр гигиены и эпидемиологии в Ростовской области».

6. Климов С.В., Жукова А.Г. Влияние марганца на организм человека и животных В сборнике: Материалы XLVIII научно-практической конференции с международным участием "Гигиена, организация здравоохранения и профпатология" и семинара "Актуальные вопросы современной профпатологии" 2013. С. 33-36

7. Ширина Л.И., Мазо В.К. Минеральные вещества в питании человека. Марганец: всасывание и биодоступность. Вопросы питания. 2006. Т. 75. № 5. С. 4-14.

8. Нестерова А.В. Лечебное питание при сердечно-сосудистых заболеваниях, 2008 г., 190 стр.

9. Вишневецкий В.Ю., Попружный В.М. Оценка влияния содержания марганца в природной в природной воде на здоровье человека в районах водозаборов города Таганрога. Электронный научный журнал «Инженерный вестник Дона», 2015, №4. 15 с. http://ivdon.ru/ru/magazine/archive/n4p2y2015/3474

10. Вишневецкий В.Ю., Попружный В.М. Оценка содержания меди в воде и донных отложениях Азовского моря // Известия ЮФУ. Технические науки. – Таганрог: Изд-во ТТИ ЮФУ, 2010. – №9 (110). – С. 117-122.

11. Вишневецкий В.Ю., Попружный В.М. Оценка качества воды в районах водозаборов города Таганрога по гидрохимическим показателям. Инженерный вестник Дона. 2014. Т. 32. № 4-2. 16 с. http://ivdon.ru/ru/magazine/archive/n4p2y2014/2641

Вишневецкий Вячеслав Юрьевич, ФГАОУ ВО «Южный федеральный университет», Институт нанотехнологий, электроники и приборостроения, кафедра электрогидроакустической и медицинской

техники; e-mail: vuvishnevetsky@sfedu.ru, 347928, г. Таганрог, пер. Некрасовский, 44, тел. 8 (8634) 37-17-95, к.т.н., доцент.

Попружный Владислав Михайлович, ФГАОУ ВО «Южный федеральный университет», Институт нанотехнологий, электроники и приборостроения, кафедра электрогидроакустической и медицинской техники; e-mail: ega@tgn.sfedu.ru, 347928, г. Таганрог, пер. Некрасовский, 44, тел. 8 (8634) 37-17-95, аспирант.

Рецензент д.т.н., профессор Черный К.А.

АКТУАЛЬНОСТЬ И НАУЧНОЕ ОБОСНОВАНИЕ РАСПОЗНАВАНИЯ ЭЛЕКТРООПТИЧЕСКИХ ИЗОБРАЖЕНИЙ

Камалова Ю.Б.
ИжГТУ имени М.Т. Калашникова
e-mail: pmkk@istu.ru

Аннотация. В течение достаточно продолжительного времени проблема распознавания образов привлекает внимание специалистов в области прикладной математики и информатики. В частности, можно отметить работы Г. Фишера, выполненные в 20-х годах XX века и приведшие к формированию дискриминантного анализа как одного из разделов теории и практики распознавания образов. В 40-х годах. Н. Колмогоровым и А.Я. Хинчиным поставлена задача о разделении смеси двух распределений. Наибольшее количество результатов было достигнуто в 50-70 годах XX века. В это время появилась теория статистических решений. В результате этого были разработаны алгоритмы, обеспечивающие отнесение нового объекта к одному из заданных классов, что явилось началом планомерного научного поиска и практических разработок.

Ключевые слова: кибернетика, распознавание образов, компьютерное зрение.

RELEVANCE AND SCIENTIFIC BASIS OF RECOGNITION OF ELECTRO-OPTICAL IMAGE

Kamalova U.B.
Izhevsk State Technical University named after MT Kalashnikov
e-mail: pmkk@istu.ru

Annotation. For quite a long time pattern recognition problem has attracted the attention of specialists in the field of applied mathematics and computer science. In particular, we note the work of G. Fischer, made in the 20s of XX century and led to the formation of discriminant analysis as one of the branches of the theory and practice of pattern recognition. In 40-ies. Kolmogorov and AY Khinchin tasked the division of a mixture of two distributions. The greatest number of results have been achieved in 50-70 years of XX century. At this time, there was a statistical decision theory. As a result, algorithms providing assignment of the new object to one of the specified classes, which was the beginning of systematic scientific research and practical developments have been developed.

Keywords: cybernetics, pattern recognition, computer vision.

В кибернетике начало формироваться новое научное направление, связанное с разработкой теоретических основ и практической реализации устройств и систем, предназначенных для распознавания объектов, явлений, процессов. Появилась новая научная дисциплина, которая получила название «Распознавание образов».

С 70-х годов теория распознавания образов окончательно определилась как самостоятельное научное направление; пришло ее бурное развитие, связанное, в первую очередь, с развитием вычислительной техники. Однако, с учетом сложности проблемы распознавания образов, основные исследования были сосредоточены на решении конкретных задач, таких как распознавание изображений. Несмотря на многолетние усилия исследователей, задача распознавания изображений остается не решенной в полной мере до этого времени.

Основными операциями в распознавании образов с помощью экстенциональных методов являются операции определения сходства и различия объектов. Объекты в указанной группе методов играют роль диагностических прецедентов. При этом, в зависимости от условий задачи, роль отдельного прецедента может меняться в очень широких пределах от главной к весьма косвенного участия в процессе распознавания. В свою очередь, условия задачи для ее успешного решения могут требовать участия различного количества диагностических прецедентов: от друга в каждом классе, что распознается, до полного объема выборки, а также различных способов

вычисления мер сходства и различия объектов. Этими требованиями объясняется дальнейшее разделение экстенциональных методов на подклассы. В этих подклассах очень важным является выбор метрики, который достигается с помощью специальных алгоритмов преобразования исходного пространства признаков. От выбора метрики зависит окончательный вариант разбиения объектов на группы при заданном алгоритме разбиения. В работе предложен алгоритм распознавания объектов, который основан на новой метрике, построенная на основе векторного критерия близости объектов. В качестве системы классификации объектов этот алгоритм использует нейронную сеть.

Интеллектуальная система, использующего в основе своей работы систему знаний эксперта, комбинацию искусственной нейронной сети и системы нечетких правил, называется нейро-нечеткой системой. Хронология развития таких систем показана в работах Ю.П. Зайченко.

Нечеткая составляющая системы позволяет получать и обрабатывать сложные логические лингвистические высказывания – знания для манипуляции правилами и вывода конечного результата. Сформулированные в лингвистической форме знания используются для интерфейса, или, другими словами, для обмена информацией между системой и человеком. Нейронная составляющая позволяет обучать систему и генерировать новые знания или получать знания на основе опыта. Такие комбинированные системы могут быть использованы, например, при создании системы классификации объектов на мультиспектральных снимках поверхности океана. Аппарат нечетких множеств и нечеткой логики в течение значительного времени успешно применяется для решения задач, в которых исходные данные являются ненадежными или слабо формализованными. Определим преимущества такого подхода:

–существует возможность оперировать входными данными, которые заданы нечетко: данные, которые непрерывно изменяются во времени (динамические задачи), значения, которые невозможно задать однозначно (результаты статистических параметров изображения и т.д.);

–существует возможность проведения качественных оценок как входных данных, так и полученных результатов. Можно оперировать

не только значениями данных, но и их степенью достоверности и распределением;

–существует возможность проведения быстрого моделирования сложных динамических систем и их сравнительный анализ с заданной степенью точности: оперируя принципами поведения системы, описанными нечеткими методами, пользователь не тратит много времени на выяснение точных значений переменных и составление уравнений, которые их описывают;

–есть возможность описания условий и метода решения задачи на языке, близком к естественному;

–универсальность: согласно теореме FAT (Fuzzy Approximation Theorem), которую было бы доказано. Коско в 1994 году;

–эффективность (связана с универсальностью), что подтверждается рядом теорем, аналогичных теоремам о полноте для искусственных нейронных сетей.

Вместе с тем, для нечетких систем характерны и определенные недостатки:

– исходный набор нечетких правил формулируется экспертом и может оказаться неполным или противоречивым;

–вид и параметры функций принадлежности, описывающих входные и выходные переменные системы, выбираются субъективно и могут оказаться такими, что не соответствуют реальной действительности.

Для устранения, по крайней мере, частично указанных недостатков было предложено создавать адаптивные нечеткие системы, корректируя в процессе их работы правила и параметры функций принадлежности. Одними из наиболее удачных примеров таких систем являются нечеткие нейронные сети. Нечеткая нейронная сеть формально по структуре идентична многослойной нейронной сети с обучением, например, по алгоритму обратного распространения ошибки, но слои, скрытые в ней, соответствуют по этапам функционирования нечеткой системы. Нейронная составляющая позволяет обучать систему и генерировать новые знания или получать знания на основе опыта. Такие комбинированные системы могут использоваться, например, при создании системы классификации объектов, которые изображены на мультиспектральных снимках поверхности океана.

В настоящее время дистанционное зондирование включает разнообразные методы получения изображений во всех диапазонах электромагнитного спектра, от инфракрасного до ультрафиолетового. Исходя из тенденций и истории развития дистанционного зондирования, актуальными и очень необходимыми в практическом применении является разработка и исследование алгоритмов классификации электрооптических изображений, их программная реализация и сравнение с другими известными методами исследования. В данной работе рассматривается процесс распознавания объектов изображений. Для более эффективного построения системы классификации в ней необходимо обеспечить как минимум три основных этапа:

1. Улучшить качество изображения, определить количество классов объектов, которые необходимо классифицировать.
2. Определить количество и параметры признаков электрооптических изображений.
3. Разработать алгоритм процесса классификации.

Таким образом, одним из важнейших этапов разработки нейро-нечеткого классификатора изображений является этап определения набора входных данных для процесса классификации. В настоящее время обычно используется лишь одномерный скалярный критерий: среднеквадратичная погрешность или абсолютная процентная погрешность. Вместе с тем актуальной является разработка многомерного (векторного) критерия, который может повысить точность систем распознавания и, таким образом, повысить ее качество. В работе предложен такой метод перехода из пространства признаков образов в пространство погрешностей распознавания образов, который характеризуется простотой вычислительной процедуры и обеспечивает высокую точность распознавания образов.

1. John von Neumann. First Draft of a Report on the EDVAC. University of Pennsylvania (30 июня 1945).
2. Дуда Р., Харт П. Распознавание образов и анализ сцен. Перевод с английского Г. Г. Вайештейнв и А. М. Васьковского, под редакцией В. Л. Стефанюка, Издательство «МИР», Москва 1976. С. 47
3. Саати Т. Принятие решений. Метод анализа иерархий. М.: Радио и связь. – 1993. – 278 с.

4. Лепский А.Е., Броневич А.Г. Математические методы распознавания образов: Курс лекций. – Таганрог: Изд-во ТТИ ЮФУ, 2009. С. 30.

5. FAT (Fuzzy Approximation Theorem), которую было бы доказано. Коско в 1994 году.

Камалова Юлия Борисовна, аспирант 3 года обучения, ИжГТУ имени М.Т. Калашникова, г. Ижевск, ул. Студенческая ,7, e-mail – pmkk@istu.ru, +79097138154

Рецензент дт.н., профессор Муравьев В.В.

ДИФФУЗИОННОЕ ОСАЖДЕНИЕ НАНО- И СУБМИКРОННЫХ АЭРОЗОЛЕЙ В ГИДРОДИНАМИЧЕСКОМ ПОГРАНИЧНОМ СЛОЕ

Лупандина М.А., Пятакова О.Л.
Южный федеральный университет
e-mail: ol_indt@mail.ru

Аннотация. Целью работы, является теоретическое и экспериментальное исследование осаждения нано- и субмикронных аэрозольных частиц в гидродинамическом пограничном слое применительно к проблеме выбора параметров оборудования для интенсификации технологических процессов. Задачи исследования включают в себя: разработку математической модели и проведение теоретического исследования изменения диффузионного потока нано- и субмикронных частиц промышленных аэрозолей через гидродинамический пограничный слой при изменении параметров потока, среды и аэрозоля в пределах значений, характерных для наиболее распространенных технологических процессов; создание лабораторной установки и проведение экспериментальных исследований диффузионного осаждения различных нано- и субмикронных аэрозолей через гидродинамический пограничный слой в потоке; сравнение теории с экспериментом.

Математическая модель показывает зависимость потока высокоадгезионного аэрозоля через гидродинамический пограничный

слой от различных параметров, что необходимо при проектировании технологических установок.

Рассчитаны, представлены в виде графиков и проанализированы зависимости относительного изменения диффузионного потока нано- и субмикронных частиц промышленных аэрозолей через гидродинамический пограничный слой при варьировании в различных сочетаниях размеров частиц, расстояния в канале, плотности и температуры, вязкости, начальной скорости в канале. Таким образом, разработанная в рамках данной работы математическая модель позволяет анализировать процесс осаждения тонкодисперсионных промышленных аэрозолей через гидродинамический пограничный слой при варьировании параметров среды, аэрозоля и скорости течения.

Исследование было выполнено по гранту Российского фонда фундаментальных исследований, НИР 2.10.138, научный проект № 16-32-50002 по теме исследования: «Осаждение и диффузия субмикронных и нано частиц промышленных аэрозолей через гидродинамический пограничный слой для интенсификации технологических процессов».

Ключевые слова. Диффузионное осаждение, наночастицы, сигаретный дым, пограничный слой, измерения, газы, промышленные аэрозоли.

DIFFUSION AND PRECIPITATION OF NANO SUBMICRON AEROSOL IN THE HYDRODYNAMIC BOUNDARY LAYER

Lupandina M.A., Pyatakova O.L.
Southern Federal University
e-mail: ol_indt@mail.ru

Annotation. The aim of the research is theoretical and experimental study of the deposition of nano and submicron aerosol particles in the hydrodynamic boundary layer is applied to the problem of choosing the parameters of the equipment for an intensification of technological processes. Research objectives include: development of mathematical models and conduct theoretical research changes the diffusion flux of nano and submicron particles of industrial aerosols through a hydrodynamic boundary layer when changing flow conditions, the environment and the

aerosol within the range typical for the most common processes; the creation of the laboratory setup and experimental studies of diffusion and deposition of various nano-submicron aerosol through a hydrodynamic boundary layer in the flow; a comparison between theory and experiment.

The mathematical model shows the relationship has high aerosol flow through the hydrodynamic boundary layer on different parameters that must be in the design of process plants.

Calculated, it is shown in graphs and analyzed according to the relative change in the diffusion flow nano and submicron particles of industrial aerosols through hydrodynamic boundary layer by varying various combinations of particle sizes in the channel distance, density and temperature, the viscosity, the initial speed in the channel. Thus developed in this paper a mathematical model allows us to analyze the process of precipitation of industrial microfine aerosols through hydrodynamic boundary layer by varying the parameters of the medium, and the flow rate of the aerosol.

The study was carried out by the grant of the Russian Foundation for Basic Research, scientific project № 16-32-50002 Related research: "The deposition and diffusion of sub-micron and nano-particles of industrial aerosols through a hydrodynamic boundary layer for an intensification of technological processes"

Keywords. Diffusion deposition, nanoparticles, cigarette smoke, a boundary layer measuring gases, industrial aerosols.

Во многих технологических процессах осуществляется осаждение нано- и субмикронных частиц на поверхности из потока тонкодисперсного аэрозольного вещества. Перечислим лишь некоторые из них.

При очистке промышленных выбросов в атмосферу осуществляется осаждение мелких взвешенных частиц на поверхности деталей очистных установок. Диффузионный метод создания проводящих поверхностей микросхем осуществляется по такому же физическому принципу. Также, нанесение различных защитных покрытий на поверхности деталей чаще всего осуществляется осаждением из распыленного потока. Во время полетов летательных аппаратов (особенно в районах извержений вулканов), а также во время движения на больших скоростях поездов и автомобилей их корпуса,

лопатки турбин и др. испытывают одновременно аэродинамическое (от полета) и акустическое (от рева двигателей) воздействие. Под влиянием гидродинамических и диффузионных на поверхности осаждаются аэрозоли (пыли, дымы, туманы из атмосферы).

Исходя из того, что явление осаждения из потока аэрозольных частиц имеет место во многих природных и технологических процессах, следует разработать адекватную математическую модель для оценки влияния различных факторов.

Теоретический анализ осаждения диффузионного потока через гидродинамический пограничный слой будем проводить на основе уравнения массопереноса с учетом специфики изменения коэффициента диффузии для нано- и субмикронных частиц в потоке.

Поскольку все технологические процессы осуществляются в замкнутом пространстве, сформулируем задачу движения аэрозольного потока внутри канала. Вдоль канала проведем ось x (рис. 1). Аэрозольный поток ($П_x$) при этом движется вдоль оси x. Из потока частиц $П_x$, вследствие диффузии, происходит отделение частиц в направлении, перпендикулярном оси x. Число частиц, осевших за единицу времени на единицу поверхности, есть искомый диффузионный поток $П_y(x)$, $1/м^2с$.

Отделившиеся из потока $П_x$ аэрозольные частицы проходят через гидродинамический пограничный слой $\delta = \sqrt{\frac{l^2}{\mathrm{Re}}} = \sqrt{\frac{\nu}{l}} = \sqrt{\frac{\eta l}{\rho v_0}}$, где $\nu = \frac{\eta}{\rho}$ – кинематическая вязкость среды, ρ – ее плотность, η – сдвиговая вязкость среды, v_o – начальная скорость потока вне пограничного слоя, Re – гидродинамическое число Рейнольдса, равное отношению инерциального и вязкого членов в гидродинамическом уравнении Навье-Стокса, *l*–характерный размер течения).

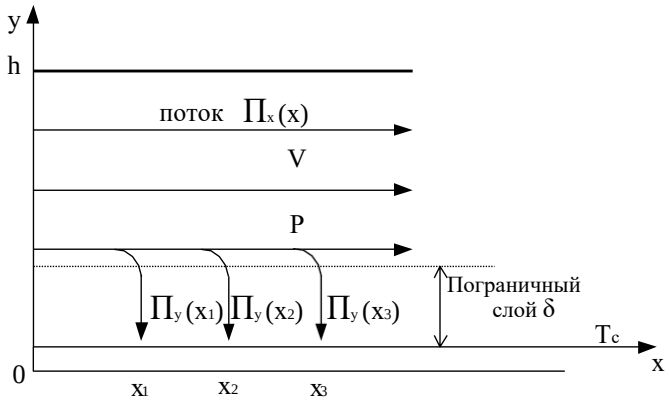


Рисунок 1 – Ответвление диффузионного потока через пограничный слой

Запишем уравнение непрерывности, при этом считаем, что поток $П_x$ во времени не изменяется ($\frac{\partial Пx}{\partial t} = 0$):

$$\frac{\partial П_x(x)}{\partial x} - \frac{\partial П_y(x, y)}{\partial y} = 0, \qquad (1)$$

Диффузионный поток $П_y(x)$ через пограничный слой на стенку, зависящий, по закону Фика, от градиента концентрации и коэффициента диффузии, равен:

$$П_y(x) = -D\frac{\partial n(x, y)}{\partial y}, \qquad (2)$$

где D – коэффициент диффузии нано- и субмикронных аэрозольных частиц, $м^2/с$,

n – счетная концентрация, $1/м^3$.

Для вывода уравнения потока через пограничный слой учтем связь между числом частиц, температурой среды и давлением, воспользовавшись для этого уравнением состояния идеального газа:

$$pV = NkT, \quad p = \frac{N}{V}kT = nkT, \qquad (3)$$

где p – давление газа, Па;

V – объем, м^3;

N – число частиц в системе;

k – постоянная Больцмана, Н·м/К;

T – температура, К;

n – счетная концентрация частиц, 1/м^3.

Тогда уравнение (2) принимает вид:

$$\Pi_y(x) = -D\frac{d}{dy}\left(\frac{p}{kT}\right). \qquad (4)$$

Поскольку температура потока близка к нормальной, изменением коэффициента диффузии в зависимости от изменения температуры потока пренебрегаем. Тогда уравнение (2) запишем в виде:

$$\Pi_y(x) = -D\frac{d\left(\frac{p}{kT}\right)}{dy}\frac{dT}{dT} = -D\frac{1}{k}\frac{d\left(\frac{p}{T}\right)}{dT}\frac{dT}{dy}; \qquad (5)$$

$$\Pi_y(x)\cdot\frac{\delta k}{D\,\Delta T_П} = -\frac{d(p/T)}{dT}. \qquad (6)$$

В уравнении (5) $\frac{dT}{dy} = \frac{\Delta T_П}{\delta}$ – значение градиента температуры в пограничном слое, $\Delta T_П = T_c - T_П$ – разность между температурой стенки и температурой потока.

Запишем граничные условия:

$$\begin{aligned} &p=p(x) \text{ при } y=h-\delta;\\ &p=0 \text{ при } y=h;\\ &T=T_n \text{ при } y=h-\delta;\\ &T=T_c \text{ при } y=h. \end{aligned} \qquad (7)$$

Проинтегрируем правую часть уравнения (6) $Y = -\frac{d(p/T)}{dT}$ с учетом граничных условий (7):

$$Y = -\frac{\int_{p(x)}^{0} d\left(\frac{p}{T}\right)}{\int_{T_n}^{T_c} dT} = -\frac{\left.\frac{p}{T}\right|_{p(x)}^{0}}{\left.T\right|_{T_n}^{T_c}} = -\frac{\frac{p(x)}{T_n}}{T_c - T_П} = -\frac{p(x)}{T_П(T_c - T_П)}. \qquad (8)$$

Подставим результат (8) в правую часть (6):

$$\Pi_y(x)\cdot\frac{\delta k}{D(T_c-T_\Pi)}=-\frac{p(x)}{T_\Pi(T_c-T_\Pi)}. \qquad (9)$$

Отсюда получаем выражение для потока аэрозольных частиц через пограничный слой:

$$\Pi_y(x)=-D\frac{p(x)}{\delta k T_\Pi}. \qquad (10)$$

Из уравнения (1) получим $\Pi_y(x)$ интегрированием в пределах толщины пограничного слоя:

$$\frac{\partial \Pi_y(x,y)}{\partial y}=\frac{\partial \Pi_x(x)}{\partial x} \qquad (11)$$

$$\Pi_y(x,y)=\int_0^{h-\delta}\frac{\partial \Pi_x(x)}{\partial x}dy=\frac{\partial \Pi_x(x)}{\partial x}\int_0^{h-\delta}dy=\frac{\partial \Pi_x(x)}{\partial x}(h-\delta) \qquad (12)$$

Из уравнения (3) следует, что $n=\frac{p}{kT}$. При этом, по определению, потокчастиц $\Pi_x(x)$ равен скорости v аэрозоля в канале, умноженной на счетную концентрацию аэрозоля n(x,y) ($\Pi_x(x)=\frac{м}{с}\cdot\frac{1}{м^3}=\frac{1}{м^2 с}$):

$$\Pi_x(x)=v\cdot n(x,y) \qquad (13)$$

$$\Pi_x(x)=v\cdot\frac{p}{kT} \qquad (14)$$

Подставив (14) в (12), получим:

$$\Pi_y(x,y)=\frac{\partial\left(v\cdot\frac{p}{kT}\right)}{\partial x}(h-\delta)=\frac{(h-\delta)v}{kT_\Pi}\frac{\partial p(x)}{\partial x} \qquad (15)$$

Из (9) и (15):

$$\frac{dp(x)}{dx}=-\frac{d\Pi_y(x)}{dx}\frac{k\delta T_\Pi}{D} \qquad (16)$$

$$\frac{dp(x)}{dx}=\frac{kT_\Pi\Pi_y(x)}{(h-\delta)v} \qquad (17)$$

Приравняем уравнения (16) и (17) и разделим обе части на коэффициент при $\frac{d\Pi_y(x)}{dx}$:

$$-\frac{d\Pi_y(x)}{dx}\frac{k\delta T_\Pi}{D}=\frac{kT_\Pi\Pi_y(x)}{(h-\delta)v}\quad\Big|\cdot-\frac{D}{k\delta T_\Pi} \qquad (18)$$

Получаем обыкновенное дифференциальное уравнение для диффузионного потока субмикронных частиц через гидродинамический пограничный слой:

$$-\frac{d\Pi_y(x)}{dx}-\Pi_y(x)\frac{D}{\delta(h-\delta)v}=0 \qquad (19)$$

Разделяем переменные:

$$-\frac{d\Pi_y(x)}{dx} = \Pi_y(x)\frac{D}{\delta(h-\delta)v} \qquad (20)$$

$$-\frac{d\Pi_y(x)}{\Pi_y(x)} = \frac{D}{\delta(h-\delta)v}dx \qquad (21)$$

Затем интегрируем:

$$-\int_{\Pi_y(0)}^{\Pi_y(x)}\frac{d\Pi_y(x)}{\Pi_y(x)} = \int_0^{x}\frac{D}{\delta(h-\delta)v}dx \qquad (22)$$

Интегрирование дает:

$$-ln\Pi_y(x)\Big|_{\Pi_y(0)}^{\Pi_y(x)} = \frac{Dx}{\delta(h-\delta)v}\Big|_0 \qquad (23)$$

После подстановки пределов, получаем:

$$-ln\Pi_y(x) + ln\Pi_y(0) = \frac{Dx}{\delta(h-\delta)v} \qquad (24)$$

Потенцируем:

$$ln\frac{\Pi_y(0)}{\Pi_y(x)} = ln\exp\left(\frac{Dx}{\delta(h-\delta)v}\right) \qquad (25)$$

После потенцирования, имеем:

$$\Pi_y(x) = \Pi_y(0) \times \exp\left(-\frac{Dx}{\delta(h-\delta)v}\right) \qquad (26)$$

Величину $\Pi_y(0)$ найдем из уравнения (10) при x=0.

В итоге получаем конечное выражение для расчета диффузионного потока нано- и субмикронных аэрозольных частиц через гидродинамический пограничный слой:

$$\Pi_y(x) = -\frac{p_0 D}{T_\Pi k\delta}\cdot\exp\left(-\frac{Dx}{\delta(h-\delta)v}\right) \qquad (27)$$

Из (3) следует, что $p_0 = n_0 kT_0$, $T_0 = T_\Pi$ – температура потока, тогда формула (27) принимает вид:

$$\Pi_y(x) = -\frac{n_0 D}{\delta}\cdot\exp\left(-\frac{Dx}{\delta(h-\delta)v}\right) \qquad (28)$$

Выражение (28) показывает, что поток частиц на поверхность можно прямо измерить, если известна счетная концентрация, которая также определяется экспериментально.

Следует учесть специфику влияния на коэффициент диффузии нано и субмикронных частиц прерывистости среды. Эйнштейн рассчитал коэффициент диффузии частиц как произведение подвижности на kT. Подвижность частиц он определил как отношение скорости частицы и действующей на нее силы [1].

На аэрозольные частицы в вязких средах действует сила сопротивления Стокса:

$$\vec{F} = 6\pi\eta R\vec{U},$$

где U – стационарная скорость движения в вязкой жидкости твердого шара радиуса R.

Тогда для аэрозольных частиц, находящихся в вязких средах (жидких или газообразных) эйнштейновский коэффициент диффузии равен:

$$D_Э = \frac{kT}{6\pi\eta R},$$

где η – коэффициент сдвиговой вязкости среды;

R – радиус частиц [1].

Для нано и субмикронных частиц, осаждаемых в гидродинамическом потоке, коэффициент диффузии, с учетом изменения подвижности частиц вследствие влияния прерывистости среды, принимает вид:

$$D = \frac{kT(1+\alpha)}{6\pi\eta R}, \qquad (31)$$

где (1+α) – поправка Милликена, учитывающая изменение подвижности мельчайших частиц из-за влияния прерывистости среды:

$$1 + \alpha = 1 + A_м\left(\frac{l}{R}\right) + Q_м\left(\frac{l}{R}\right)\exp\left(-\frac{b_м R}{l}\right)$$

здесь *Ам, Qм, bм* – константы, равные *Ам*=1,246; *Qм*=0,42; *bм*=0,87; *l* – длина свободного пробега молекул среды [2].

Исходную счетную концентрацию n_0 тонкодисперсных аэрозольных частиц представим в виде исходного потока нано- и субмикронных частиц на поперечную поверхность:

$$n_0 = \frac{\Pi_0}{v_0}. \qquad (33)$$

Следует учесть, что в термодинамике при изменении состояния газов в формуле (3) величина $\frac{N}{V}k = nk$ должна быть равна универсальной газовой постоянной $R_п$. При этом, k и $R_п$ связаны соотношением удельного числа молекул, равным $n_{мол}$ =6,02365·10^{23} штук на *г·моль* [3]. В данной работе n – это счетная концентрация наночастиц (их число в $м^3$). Тогда для соответствия формулы (3) уравнению Клапейрона – Менделеева необходимо ввести поправочный

коэффициент β, равный отношению $\beta = \frac{n_{мол}}{n}$. Если размеры наночастиц близки к размерам молекул, то разработанная математическая модель строго соответствует классической теории термодинамических процессов в газах. По мере увеличения размеров частиц аэрозолея в газе коэффициент β будет меняться. Коэффициент β будет выбираться из экспериментальных результатов измерений.

Подставим в (28) формулы для коэффициента диффузии и гидродинамического пограничного слоя, а также исходной счетной концентрации, и получим итоговое расчетное выражение для диффузионного потока нано и субмикронных частиц:

$$\Pi_y(x) = -\frac{n_0 kT\beta(1+\alpha)}{v\sqrt{\frac{\eta}{\rho v}}6\pi\eta R} \cdot \exp\left(-\frac{kT\beta(1+\alpha)x}{6\pi\eta R\sqrt{\frac{\eta}{\rho v}}\left(h-\sqrt{\frac{\eta L}{\rho v}}\right)v}\right). \qquad (34)$$

Из выражения (34) видно, что диффузионный поток нано и субмикронных частиц через гидродинамический пограничный слой зависит от параметров аэрозоля (счетной концентрации n_0 и медианного размера R частиц), скорости потока v и среды (плотности ρ, температуры T), а также от места отбора проб (координата x).

Исследования нано аэрозолей стали возможны лишь в последние годы, благодаря появлению атомно-силовой микроскопии, и ранее не проводились, поскольку размеры частиц меньше длины волны красного света, и они не видимы для оптического и электронного микроскопа.

Наши экспериментальные исследования наноразмерных аэрозолей являются первыми. По крайней мере, мы не нашли в источниках литературы других, кроме собственных, публикаций.

Осаждение частиц осуществляется на подложки из ситалла, предварительно очищенные, которые, в последствии, просматриваются под наномикроскопом, размеры подложек составляют 0.5×0.5 см.

Исследуемые аэрозольные наночастицы обладают малой механической жесткостью (из-за смол, входящих в состав сигаретного дыма), поэтому следует применять бесконтактные колебательные методики атомно-силовой микроскопии, основанные на регистрации параметров взаимодействия колеблющегося кантилевера с поверхностью. В бесконтактном режиме исследуют образцы биологических объектов и органических структур, при этом

исключается повреждение зонда и поверхности исследуемого объекта в процессе сканирования.

На рисунке 1 представлен рассчитанный по итоговому выражению (34) график распределения гидродинамического потока частиц сигаретного дыма. Как видно, поток экспоненциально убывает с расстоянием от источника аэрозоля.

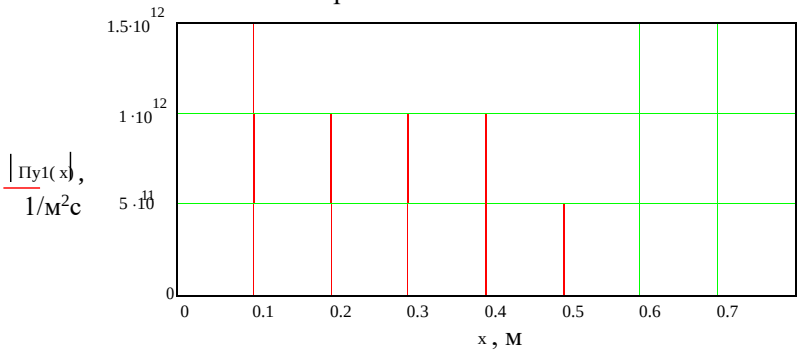


Рисунок 1 – Распределение гидродинамического потока частиц сигаретного дыма. Образец 1

Одним из основных параметров аэрозолей, который можно прямо определить при помощи измерений является дисперсный состав, который характеризует распределение частиц по размерам и медианный диаметр. Медианный диаметр – это размер гипотетической частицы, являющейся представителем всех частиц в пробе.

Дисперсное распределение исследуемых аэрозолей подчиняется нормально-логарифмическому закону, поэтому по вертикальной оси откладываем процентное содержание частиц, а по горизонтальной оси $\log R$.При этом, в такой вероятностно-логарифмической сетке распределение аэрозольных частиц по размерам имеет форму прямых линий. Подобное явление наблюдается у многих видов аэрозолей (промышленных дымов, природных туманов, смогов), что говорит о правильности выбранной теории [4].

Подсчитав на полученных при помощи атомно-силовой микроскопии сканах осевшие частицы и измерив их размеры, построим дисперсное распределение.

На рисунке 2 представлено дисперсное распределение образца №1. По оси *y* отложено процентное содержание частиц, а по оси *x* – размеры частиц в мкм. Медианный размер частиц образца №1 составляет 0.55 микрон. Из графика видно, что аэрозоль имеет широкий разброс по размерам.

В данном исследовании мы имеем возможность напрямую определить поток аэрозоля, посчитав число частиц, осевших на подложку за единицу времени и сравнить полученные результаты с разработанной математической моделью.

На рис. 3 представлен график экспериментально полученных значений потока аэрозольных частиц сигаретного дыма, осажденных в гидродинамическом потоке при параметрах, указанных выше.

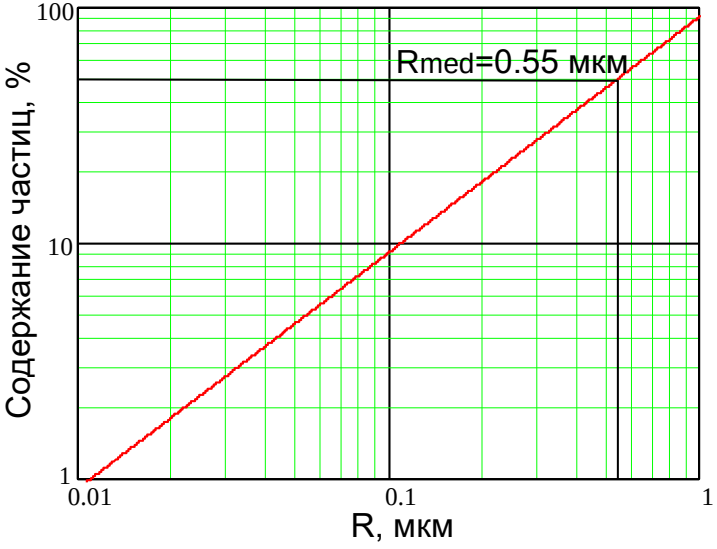


Рисунок 2 – Дисперсное распределение частиц сигаретного дыма, осажденных в гидродинамическом потоке. Образец №1

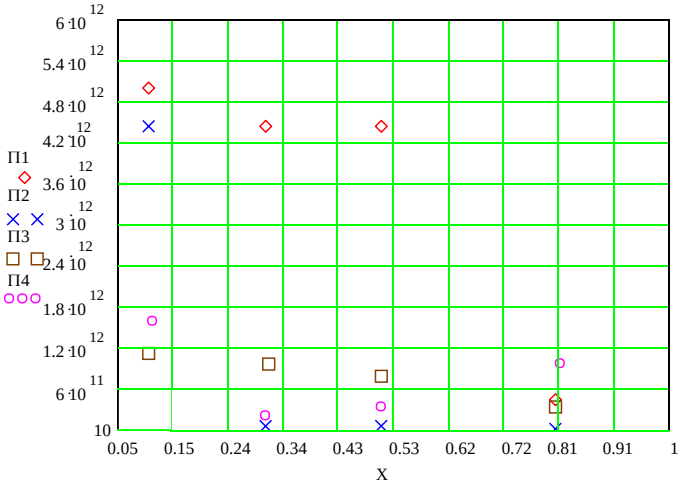


Рисунок 3 – Экспериментально полученных значений потока аэрозольных частиц сигаретного дыма, осажденных в гидродинамическом потоке. Подложки устанавливались горизонтально, вдоль оси *x*. Время экспозиции – одна секунда. Скорость протяжки воздуха в трубе – 0.8 м/с.

Полученные экспериментальные зависимости хорошо коррелируют с теоретическими. Как видно из графиков, поток аэрозольных частиц на поверхность уменьшается с расстоянием от источника.

Подводя общие итоги работы, можно сделать следующие выводы и заключения.

Теоретически и экспериментально исследована диффузия нано- и субмикронных частиц промышленных аэрозолей через гидродинамический пограничный слой.

Теоретически решается задача о диффузионном ответвлении от осевого потока в перпендикулярном от него направлении и прохождении через гидродинамический слой потока (число частиц в единицу времени через единицу площади) нано- и субмикронных частиц промышленного аэрозоля.

Из уравнения непрерывности найдено уравнение для диффузионного потока нано- и субмикронных частиц через пограничный слой с учетом граничных условий.

Математическая модель позволяет рассчитать для технологических аппаратов диффузионный поток нано- и субмикронных частиц на осаждаемую поверхность при варьировании параметров аэрозоля (размеров частиц, коэффициента диффузии, скорости потока), среды (вязкости, плотности, температуры) и размеров канала.

Для проектирования технологических установок надо знать зависимость потока высокоадгезионного аэрозоля через гидродинамический пограничный слой от различных параметров. Математическая модель позволяет это сделать.

Рассчитаны, представлены в виде графиков и проанализированы зависимости относительного изменения диффузионного потока нано- и субмикронных частиц промышленных аэрозолей через гидродинамический пограничный слой при варьировании в различных сочетаниях размеров частиц, расстояния в канале, вязкости, плотности и температуры, начальной скорости в канале. Таким образом, созданная математическая модель позволила проанализировать процесс осаждения тонкодисперсионных промышленных аэрозолей через гидродинамический пограничный слой при варьировании параметров среды, аэрозоля и скорости течения.

С увеличением расстояния диффузионный поток через гидродинамический пограничный слой спадает экспоненциально.

С ростом размера частиц падает диффузионный поток через гидродинамический пограничный слой, что связано с уменьшением подвижности субмикронных частиц по сравнению с наночастицами.

Высокая подвижность и адгезионная способность аэрозоля позволили подсчитать на сканах общее число частиц, осажденных на специальные ситаловые подложки в единицу времени на единицу площади (т.е. диффузионный поток).

По результатам экспериментов построены графики изменения течения диффузионного потока через гидродинамический слой на разных расстояниях от источника 4-х типов аэрозоля.

Эксперименты с разными медианными размерами частиц сигаретного дыма подтвердили выводы, сделанные из математической

модели об уменьшении осажденного диффузионного потока через гидродинамический пограничный слой при увеличении от нано- к субмикронным размерам частиц.

Предложенная математическая модель диффузионного потока нано- и субмикронных частиц через гидродинамический пограничный слой позволяет оценивать влияние параметров среды, аэрозоля и поля в технологических установках по осаждению тонкодисперсных аэрозолей.

Исследование было выполнено по гранту Российского фонда фундаментальных исследований, НИР 2.10.138, научный проект № 16-32-50002 по теме исследования: «Осаждение и диффузия субмикронных и нано частиц промышленных аэрозолей через гидродинамический пограничный слой для интенсификации технологических процессов»

1. Ландау Л. Д., Лифшиц Е. М. Механика сплошных сред. М. – Л., 1944. – 244 с.

2. Фукс Н. А. Механика аэрозолей. – Москва: Издательство Академии Наук, 1955. – 351 с.

3. Эберт Г. Справочник по физике. М.: физ.-мат.-лит., 1963 – 522 с.

4. Тимошенко В.И., Чернов Н.Н. Взаимодействие и диффузия частиц в звуковом поле. – Ростов-на-Дону: ООО «Ростиздат», 2003. – 304 с.

Лупандина Мария Алексеевна, e-mail: timoshenkomaria@mail.ru, г. Армавир, Краснодарского края, ул. 2-я Урицкого 19, 2, тел.: 8(86137)71918, к.т.н.

Пятакова Ольга Людвиговна, ФГАОУ ВО «Южный федеральный университет», Институт нанотехнологий, электроники и приборостроения, кафедра электрогидроакустической и медицинской техники; e-mail: ol_indt@mail.ru, 347928, г. Таганрог, пер. Некрасовский, 44, тел. 8 (8634) 37-17-95, аспирант.

Рецензент д.т.н., профессор Воронин В.А.

К ВОПРОСУ О ВЫБОРЕ МЕТОДА БИОТЕСТИРОВАНИЯ ДЛЯ ИССЛЕДОВАНИЯ ВЛИЯНИЯ ВОДЫ НА КОМФОРТНОСТЬ ЖИЗНИ

Вишневецкий В.Ю., Шавшина А.В.
Южный федеральный университет, Институт нанотехнологий, электроники и приборостроения
e-mail: vuvishnevetsky@sfedu.ru, lampochka3d@rambler.ru

Качество жизни человека складывается из многих параметров, например, физических, психологических, уровня независимости, общественной жизни и окружающей среды. Последний в свою очередь включает безопасность, экологию, обеспеченность, доступность и качество медицинской помощи, информацию, возможность обучения, быт. Акцентируем внимание именно на влиянии экологических параметров, в частности, качества воды на комфортность жизни человека.

Вода является источником жизни любого биологического объекта. Она находится как внутри, так называемая внутриклеточная вода, так и вне клеток – внеклеточная вода, и является основным растворителем. Именно в водной среде протекают многие химические реакции, связанные с превращениями различных биомолекул. Говорить о ее пользе и роли в организме можно бесконечно. Однако не всякая вода полезна, а некоторая даже губительна. Так водные загрязнения способны вызывать генетические нарушения, заболеваемость, снижать уровень рождаемости, среднюю продолжительность жизни и повышать уровень смертности. Именно поэтому необходимо решать проблему оперативного определения токсичности водных ресурсов для проведения своевременных мероприятий по ее очистке.

В настоящее время наиболее распространенными методами определения качества воды являются химический анализ, атомно-абсорбционный, биосенсорный методы, а также биоиндикация и биотестирование. Рассмотрим каждый из них.

Химический анализ – это совокупность методов качественных и количественных анализов веществ, основанных на применении химических реакций. Необходимым элементом в технологии проведения данного метода является приготовление растворов

химических веществ. Например, используются различные растворенные вещества (реагенты, буферные смеси, фиксирующие агенты, консерванты и т.п.) и растворители (этанол и водно-спиртовые смеси). Характеристики образцов воды могут определяться непосредственно в отобранных пробах различными методами, например, визуальным, визуально-колориметрическим, титриметрическим, органолептическим, турбидиметрическим и расчетным. Химические методы анализа характеризуются высокой точностью (погрешность анализа обычно составляет десятые доли процента). Но иногда невозможно получить достоверные данные о составе воды, так как концентрация некоторых поллютантов в ней может быть очень мала. В этом случае прибегают к помощи других, более точных методов, например, атомно-абсорбционного или биосенсерного.

Атомно-абсорбционной метод позволяет провести количественный элементный анализ пробы по атомным спектрам поглощения для определения содержания металлов в растворах их солей в природных и сточных водах. Он обладает высокой экспрессностью, чувствительностью (десятые доли *мкг/л*) и хорошей точностью (относительная погрешность не хуже *±2%*). Преимущество метода состоит в его высокой селективности, низких пределах обнаружения элементов, в простоте подготовки проб к анализу, возможности определения нескольких элементов-примесей из одного раствора по единой методике с получением конечных результатов в единицах концентрации [1]. Однако методу присущи и недостатки. Так, он рассчитан лишь на последовательное определение отдельных элементов и ограничен пределами спектрального диапазона современных спектрометров, составляющего для большинства приборов *190 – 900 нм*.

Биосенсорный метод предполагает использование биосенсоров – аналитических приборов, использующих для определения химического состава исследуемой пробы иммунохимические реакции, реакции, проходящие в органеллах, клетках или тканях, а так же реакции химических соединений, катализируемых ферментами. Биологический компонент такого сенсора находится в тесной связи с физико-химическим преобразователем. Ферментативные реакции биохимической природы по своей скорости на *9-12* порядков

превосходят аналогичные химические реакции. Отличительная особенность биосенсоров – исключительная селективность при определении отдельных органических веществ, в том числе пестицидов [2].

Рассмотренные методы отличаются высокой точностью определения качества воды, однако они требуют значительных материальных затрат на проведение исследования. Поэтому целесообразно перед осуществлением данных анализов подтвердить наличие токсичности водной пробы, а далее уже выявлять характер и концентрации загрязняющих веществ. Необходимую информацию можно получить при проведении методов биоиндикации и биотестирования.

Биоиндикация – обнаружение и определение экологически значимых природных и антропогенных нагрузок на основе реакций на них живых организмов непосредственно в среде их обитания [3]. Эти организмы используются для оценки состояния среды и называются биоиндикаторами. Регистрируемыми параметрами необходимыми для дальнейшего определения качества воды могут выступать изменения физиологических, биохимических, генетических, морфологических или иммунных систем биологических объектов. Преимуществом данного метода является большая надежность и объективность, так как состояние организма напрямую зависит от среды его обитания и изменяется при возникновении негативного воздействия любого происхождения [5]. Трудности вызывает регистрация биологических параметров и то, что численность большинства биоиндикаторов зависит от погодных условий и имеет четко-выраженную сезонность. В этом плане метод биотестирования превосходит метод биоиндикации. Рассмотрим подробнее.

Биотестирование – это экспресс-метод установления токсичности вод в лабораторных условиях с помощью специально выращенных или отобранных тест-организмов, по поведению которых можно судить о состоянии тестируемой среды. В качестве тест-объектов часто используются простейшие организмы, например, инфузории. Данный метод отличается простой аппаратной реализацией и быстротой определения токсичности воды, что дает ему весомое преимущество по сравнению с методом биоиндикации. Биотестирование позволяет не только достоверно получить

информацию о количественном загрязнении, но и дает представление о его последствии, так, например, если вода сильно токсична, тест-объекты погибают.

В настоящее время в России широко распространены приборы для проведения биотестирования основанные на регистрации реакции:

– гальванотаксиса – явления отклика тестируемых организмов на раздражение, вызываемое пропусканием гальванического тока через исследуемую пробу. Это сказывается в изменении характера движения или направления роста (у растений);

– биолюминесценции – явления изменения интенсивности свечения бактерий в зависимости от качеств водной пробы;

– хемотаксиса – реакции тест-объекта на присутствие химического раздражителя, выраженной в избегании веществ, способных навредить их физиологическому состоянию.

Приборы такого рода за счет несложной конструкции для регистрации информационного сигнала имеют низкую стоимость, легки в управлении, но в то же время обеспечивают достаточную точность определения токсичности воды, так как в качестве индикаторов загрязнения выступают изменения параметров и поведения биологического объекта.

Таким образом, определение качества воды целесообразно начинать именно с проведения биотестирования, так как данный метод отличается экспрессностью, высокой точностью, малыми затратами на проведение анализа. Так же по данным, полученным в ходе исследования можно судить о качестве жизни, как о степень комфортности, то есть о состоянии удовлетворения источниками водных ресурсов. Чем выше уровень токсичности воды, тем меньше уровень комфортности жизни.

1. Карякин А.В. Грибовская И.Ф. Методы оптической спектроскопии и люминесценции в анализе природных и сточных вод. – М.: Химия, 1987. – 304 с.

2. Аппаратный гидромониторинг. Скоро мы сможем пить и воду! / И. Олихов [и др.] // Электроника НТБ. – 2000. – №4. – с. 54-57.

3. Биологический контроль окружающей среды: биоиндикация и биотестирование: учеб. пособие для студ. высш. учеб. заведений / О. П. Мелехова, Е. И. Егорова, Т. И. Евсеева и др.; под ред. О. П. Мелеховой

и Е. И. Егоровой. – М . : Издательский центр «Академия», 2007. – 288 с.

4. Вишневецкий В.Ю. Возможности аппаратурной реализации биотестера для определения токсичности водной среды [Текст] / В.Ю. Вишневецкий, Н.Г. Булавкова // Известия Южного федерального университета. Технические науки. – 2010. – № 9 – С. 113-117.

5. Шавшина А.В., Вишневецкий В.Ю. Методы биомониторинга. Биотестирование токсичности вод при помощи приборов серии «Биотест» [Текст] / А.В. Шавшина, В.Ю. Вишневецкий // Экология, проблемы приморских территорий: сб. трудов. – Таганрог, 2015. – С. 207-210.

Вишневецкий Вячеслав Юрьевич, ФГАОУ ВО «Южный федеральный университет», Институт нанотехнологий, электроники и приборостроения, кафедра электрогидроакустической и медицинской техники; e-mail: vuvishnevetsky@sfedu.ru, 347928, г. Таганрог, пер. Некрасовский, 44, тел. 8 (8634) 37-17-95, к.т.н., доцент.

Шавшина Алена Владимировна, ФГАОУ ВО «Южный федеральный университет», Институт нанотехнологий, электроники и приборостроения, кафедра электрогидроакустической и медицинской техники; e-mail: lampochka3d@rambler.ru, 347928, г. Таганрог, пер. Некрасовский, 44, тел. 8 (8634) 37-17-95, магистрант.

Рецензент д.т.н., профессор Тарасов С.П.

Секция 5. Технологии и базовые элементы медицинской робототехники

РАЗРАБОТКА АЛГОРИТМА БИОМЕХАНИЧЕСКОГО ИССЛЕДОВАНИЯ СОСТОЯНИЯ СТРУКТУР ДИСТАЛЬНОЙ ЧАСТИ БЕДРЕННОЙ КОСТИ ПРИ ТОТАЛЬНОМ ЭНДОПРОТЕЗИРОВАНИИ

Бабчина П.И., Дмитриева Е.И., Квиндт П.А., Петрова Е.М., Фогт Е.В.
Санкт-Петербургский государственный электротехнический университет «ЛЭТИ» им. Ульянова (Ленина)
e-mail: ekaterinamihpet@gmail.com

Аннотация: Целью исследования является разработка алгоритма исследования состояния структур бедренной кости при полном эндопротезировании, для дальнейшего использования алгоритма в прогнозировании результатов операций.

Задачи:

- Изучение существующей литературы по проблемме;
- Подбор и анализ подходящих для данного исследования снимков с компьютерного томмографа;
- Разработка алгоритма создания конечно-элементной модели;
- Создание конечно-элементной модели;
- Моделирование бедренного компонента эндопротеза, непосредственно в программе SolidWorks (в разработке)
- Приложение к системе бедренная кость-бедренный компонет эндопротеза динамических нагрузок (в разработке)
- Получение и анализ результатов отклика на нагружения. (в разработке)

Выводы:

В данной статье приведены результаты работы, позволяющие визуализировать и применить на практике операцию по тотальному эндопротезированию коленного сустава (исследование для большой берцовой кости с соответствующим компонентом эндопротеза проводится аналогично). С помощью таких программ как DICOM Viewer, MeshLab, Mimics, SolidWorks и данного алгоритма, в будущем,

есть возможность прогнозирования результатов операции и значительного сокращения числа операций по реэндопротезированию коленного сустава. Алгоритм достаточно прост, исходя из этого можно предположить, что он может использоваться не только техническими сотрудниками и инженерами, но и медицинскими работниками, занимающимися подобными операциями и заинтересованными в оказании качественной медицинской помощи населению. В дальнейшем, планируется создание автоматического интерфейса прогнозирования результатов операции при эндопротезировании коленного сустава, на основе снимков компьютерной томограммы.

Ключевые слова: биотехнологии, протезирование, алгоритмизация, реэндопротезирование.

DEVELOPMENT OF ALGORITHMS BIOMECHANICAL STUDY OF THE STRUCTURE OF STATES DISTAL FEMUR IN TOTAL ENDOPROSTHESIS REPLACEMENT

Babchina P.I., Dmitriyeva E.I., Kvindt P.A.,
Petrova E.M., Fogt E.V.
Saint Petersburg State Electrotechnical University «LETI»
e-mail: ekaterinamihpet@gmail.com

Annotation:

The aim of this study is to develop an algorithm studies the state structures of the hip endoprosthesis in its entirety, for further use of the algorithm of forecasting results of operations.

Tasks:

• Study of the existing literature on problemme;

• Selection and analysis for the study of images tommografa computer;

• Development of an algorithm of creating the finite element model;

• Create a finite element model;

• Modeling of the femoral component of the endoprosthesis, directly in SolidWorks (in development)

• Annex to the system of the femur, Hip Comp dynamic loads (in development)

• Preparation and analysis of the results of the reaction to the load. (In development)

Conclusions:

This article presents the results of work that allows you to visualize and to practice surgery in knee arthroplasty (research for the tibial component with the appropriate prosthesis is similar). With the help of programs such as DICOM Viewer, MeshLab, facial expressions, in the SolidWorks, and this algorithm, in the future, we can predict the results of operations, and a strong reduction in the number of re-replacement in joint operations of the knee joint. The algorithm is simple enough, on this basis, we can assume that it can be used not only technicians and engineers, as well as health care professionals involved in such transactions and are interested in providing quality health care to the population. In the future it is planned to provide an automatic interface with the prediction of the results of joint replacement of the knee joint operations based on CT scan images.

Keywords: biotechnology, prosthetics, algorithmization, re-replacement.

Из всех суставных заболеваний остеоартроз является самым распространенным, от которого по статистике страдает от 10 до 16% населения Земного шара. А по достижении 60-70 лет артроз диагностируется у 60-70% людей. При неэффективном медикаментозном лечении применяют оперативный подход тотального эндопротезирования. Операция достаточно травматична и сопровождается значительной кровопотерей. Чаще всего осложнения обусловлены обострением хронических заболеваний в послеоперационном периоде, особенно у лиц пожилого возраста. У 85-90% пациентов эндопротез коленного сустава нормально функционирует в течение 10-12 лет. Далее имплантаты, как правило, расшатываются в связи с постепенным разрушением костного цемента или резорбцией кости, к которой зафиксирован эндопротез, и примерно 20 % пациентов необходимо выполнение реэндопротезирования (замены искусственного сустава) вследствие неправильной его установки.

Компьютерно-навигационная система позволяет врачам делать выбор необходимого типа эндопротеза, основываясь на физиологических особенностях, медицинских показаниях, а также с учётом веса, степени физической активности пациента и индивидуальных предпочтений хирурга и пациента. Но визуализация костей сустава пациента, проводимая с помощью навигационных

систем и специализированного программного обеспечения на основе компьютерных томограмм, никак не ориентирована на биомеханические характеристики материалов компонентов эндопротеза и костной ткани пациента, что в свою очередь не позволяет оценить напряженно-деформированное состояние структур до и после операции. Поэтому необходимо создать методику, позволяющую определить состояние структур костной ткани, спроектировать твердотельные модели костей и компонентов протеза, осуществить установку, оценить адекватность выбранного эндопротеза и спрогнозировать результаты операции.

По данным РНИТО им. Вредена: С 1998 по 2011 в отделении выполнено 3670 первичных тотальных эндопротезирований коленного сустава. Наиболее часто использовались следующие импланты производства Biomet (более 1650), LCS производства De Puy Johnson and Johnson (около 450), Sigma производства De Puy Johnson and Johnson (более 750) и Nex Gen производства Zimmer (более 750)

Необходимость в ревизионных вмешательствах после установки вышеперечисленных конструкций эндопротезов возникла у 92 (2,5%)причинами явились:

- Развитие хирургической инфекции – 37 (1%)
-Асептическое расшатывание компонентов -12(0,35%)
- Нестабильность коленного сустава- 11(0,3%)
- Нарушение функции бедренно-надколенникового сустава- 12(0,35%)
-Нарушение пространственной ориентации компонентов эндопротеза- 9 (0,25%)
-Околопротезные переломы – 7 (0,2%)
-Разгибательная контрактура (ограничение движения) коленного сустава- 3 (0,15%)
-Асептический некроз надколенника – 1 (0,05) [1]

Из приведенной выше статистики видно, что 0,95% составляют проблемы, вследствие которых требуется повторное хирургическое вмешательство и имеют вполне понятные причины. Например, неправильный подбор травмотологом-ортопедом типа эндопротеза, вида крепления, неправильная установка эндопротеза и т.д.

Следовательно, в дальнейшем методика может быть направлена на помощь хирургу при выборе модели и материала протеза соответственно нуждам пациента.

Биомеханические исследования бедренной кости при динамических нагрузках, прежде всего, необходимы для:

- анализа состояния коленного сустава в норме, при нестандартных нагрузках и патологических изменениях;
- выбора типа фиксации (с цементом или без) компонентов эндопротеза (в соответствии с состоянием костной ткани);
- разработки новых методов анализа состояния коленного сустава с применением возможностей прикладных программ для трёхмерного моделирования и оценки напряженно-деформированного состояния;
- биомеханическое исследование поведения структур коленного сустава при динамических нагрузках может помочь при выборе нагрузок на сустав с протезом в течение периода реабилитации пациента. [2]

Цель

Оценка влияния динамических нагрузок на изменение в структурах бедренной кости при полном эндопротезировании.

Материалы и методы

Выработан алгоритм исследования:

1. Ознакомиться со снимком коленного сустава, полученным при помощи компьютерной томографии.
2. Построить 3D-контур бедренной кости в программе Mimics, либо построить 3D-контур бедренной кости в программе DICOM Viwer от компании Inobitec.
3. Для получения твердотельной геометрической модели бедренной кости конвертировать 3D-оболочку, созданную в Mimics или в DICOM, в программный комплекс SolidWorks.
4. Построить модель бедренного компонента протеза, подходящего по характеристикам к данному состоянию структур данного коленного сустава SolidWorks.
5. Совместить (по принципу полного эндопротезирования) соответствующие части протеза и кости в компьютерной среде SolidWorks

6. Построить компьютерную модель, учитывающую характер внешнего воздействия, граничные условия, и механические свойства структур сустава.

7. Провести вычисления напряжений, перемещений и деформаций (в динамике) в структурах сустава, используя пакет Simulation. [3]

8. Проанализировать полученные результаты.

Некоторые допущения при выполнении алгоритма:

a. Исследуем кости коленного сустава с соответствующими элементами протеза по-отдельности в SolidWorks (используя крепление типа «заделка» в свободной части кости и прикладывая давление к определенным частям протезированного края кости). [7]

b. Для более точного результата имеет смысл обратиться к исследованию поведения связок коленного сустава. [7]

c. Принимаем материал смоделированной кости и компонента эндопротеза однородным и анизотропным. [7]

Результаты

Предварительными результатами данной работы можно считать, полученную конечно-элементную модель бедренной кости. Данная модель переведена в программную среду SolidWorks, где для нее заданы физические параметры (материал, толщина). На данном этапе мы имеем содержательную модель бедренной кости, пригодную для проведения исследования (приложения нагрузок, построяния эпюр деформации, перемещения, напряжения) в SolidWorks Simulation.

Выводы

Изучены строение коленного сустава, патологии в коленном суставе, строение составляющих протеза коленного сустава.

Освоены программные пакты Mimics и SolidWorks, DICOM Viewer «Просмотрщик» Inobitec, MeshLab [4,3,5,6].

Получена твердотельная модель бедренной кости виде конечно-элементной параметризированной твердой модели кости

Изучены статьи по установке протеза коленного сустава, включая выверку относительно биомехнической и анатомической осей.

Ведется работа над моделированием бедренного компонента эндопротеза в программной среде SolidWorks.

1. Т.А Куляба Н.Н. Корнилов Первичная артропластика коленного сустава 328 стр.// НИИ Ортопедии и Травматологии В.В Вредена 2016 г. – С.238-240.

2. Воронов А.В. Анатомическое строение и биомеханические характеристики мышц и суставов нижней конечности. – М.: Физкультура, образование и наука, 2003. – 203 с.

3. Руководство для учащихся по изучению программного обеспечения SolidWorks 2013 г.

4. Книга для изучения Mimics 2012 г.

5. Руководство пользователя Inobitec DICOM Viewer 1.8 2015 г.

6. Руководство пользователя MeshLab 2014 г.

7. Бегун П.И. Биомеханическое моделирование объектов протезирования // СПб.: Политехника, 2011. – 257 с.

Петрова Екатерина Михайловна, Санкт-Петербургский государственный электротехнический университет «ЛЭТИ» им.В.И. Ульянова (Ленина); e-mail: ekaterinamihpet@gmail.com; 194100, ул. 1й Муринский проспект, д. 1, к. 1, к. 56, Санкт-Петербург; 8-981-846-44-50; кафедра биотехнических систем; студентка

Дмитриева Евгения Игоревна, Санкт-Петербургский государственный электротехнический университет «ЛЭТИ» им. Ульянова (Ленина); e-mail: zhena1411@mail.ru; 194100 1-й Муринский проспект, д. 1, к. 1, кв. 113, Санкт-Петербург; 8-981-856-43-87; кафедра биотехнических систем; студент.

Квиндт Павел Александрович, Санкт-Петербургский государственный электротехнический университет «ЛЭТИ» им. Ульянова (Ленина); e-mail: Quindt007@gmail.com; 194100 1-й Муринский проспект, д. 1, к. 1, кв. 15, Санкт-Петербург; 8-921-358-95-58; кафедра биотехнических систем; студент.

Фогт Елизавета Владимировна, Санкт-Петербургский государственный электротехнический университет «ЛЭТИ» им.В.И. Ульянова (Ленина); e-mail: alis9511@gmail.com; 195256, ул. Софьи Ковалевской, д. 14, к. 3, кв. 47, Санкт-Петербург; 8-911-102-96-41; кафедра биотехнических систем; студентка.

Бабчина Полина Ильинична, Санкт-Петербургский государственный электротехнический университет «ЛЭТИ» им. Ульянова (Ленина); e-mail: babchina.polina@yandex.ru; 192241 ул. Белы

Куна, д. 22, к. 1, кв. 221, Санкт-Петербург; +7(904)5117638; кафедра Биотехнических систем; студент.

Рецензент д.т.н., профессор Бегун П.И.

ИССЛЕДОВАНИЕ МИКРОМЕХАНИЧЕСКИХ СЕНСОРОВ ЛИНЕЙНЫХ УСКОРЕНИЙ

Ежова О.А., Лысенко И.Е.
Южный федеральный университет
e-mail: ielysenko@sfedu.ru

Аннотация. Спрос на МЭМС-устройства постоянно растет, так как МЭМС-устройства применяются практически повсюду. Это могут быть миниатюрные детали, такие как гидравлические и пневмоклапаны, пружины для подвески головки винчестера, микророботы, микродатчики и исполнительные устройства, аналитические микролаборатории на одном кристалле.

В медицине МЭМС-устройства нашли широкое применение, например, микроинструменты: скальпели и пинцеты для работы с объектами микронных размеров, имплантируемые биоМЭМС, предназначенные для слежения за параметрами внутренней среды организма с помощью биосенсоров. Подобные биоМЭМС могут дозированно высвобождать лекарственные вещества или гормоны, например, инсулин. Имплантируемые биоМЭМС могут быть оснащены системой беспроводной связи с другими устройствами.

Ключевые слова: сенсоры, микророботы, микродатчики, кристаллы.

STUDY OF SENSORS MICROMECHANICAL LINEAR ACCELERATION

Yezhova O.A., Lysenko I.E.
Southern Federal University
e-mail: ielysenko@sfedu.ru

Annotation. Demand for MEMS devices is constantly growing, as MEMS devices are used almost everywhere. It may be tiny details, such as

hydraulic and pneumatic valves, springs for the suspension of the head of the hard drive, micro-robots, microsensors and actuators, analytical microlaboratory on a single chip.

In medicine, MEMS devices are widely used, for example, micro tools: scalpels and tweezers for working with micron-sized objects, implantable bioMEMS designed to monitor the parameters of the internal environment of the body by means of biosensors. Such may bioMEMS metered release drugs or hormones, such as insulin. Implantable bioMEMS can be equipped with a wireless communication system with other devices.

Keywords: sensors, micro-robots, microsensors, crystals.

Существуют устройства на основе МЕМС с интегрированной оптической системой, такие как видео таблетка (video pill), способная передавать изображения желудочно-кишечного тракта в реальном времени, делать биопсию ткани и высвобождать лекарственные вещества в ответ на радиосигнал. Областью применения биоМЭМС является молекулярная диагностика и лечение заболеваний, протезирование, мониторинг окружающей среды. Чипы МЭМС могут имитировать органы чувств, а так же использоваться как их протезы [1].

Основу элементной базы МЭМС-датчиков составляют микромеханические сенсоры. Данный класс сенсоров включает в себя микромеханические гироскопы и акселерометры. Известные на сегодняшний день микромеханические сенсоры позволяют измерять линейные ускорения и угловые скорости по одной или двум осям. Производятся данные устройства в виде гибридных или интегральных микросистем. Изготовление двухосных и одноосных сенсоров на одной подложке, расположенных по трем взаимно ортогональным осям чувствительности, приводит к увеличению занимаемой ими площади подложки. Решить данную проблему –улучшить массогабаритные и энергетические характеристики микросистем, обеспечить возможность регистрации параметров движения подвижного объекта по трем осям чувствительности одним сенсорным элементом можно применением интегральных многоосевых сенсоров [2].

В данной работе исследуется конструкция сенсора линейных ускорений с тремя осями чувствительности. Разработанный микромеханический сенсор содержит инерционную массу, подвес чувствительного элемента, емкостные преобразователи перемещений,

электростатические приводы. Достоинство рассматриваемой конструкции микромеханического сенсора заключается в возможности его работы как акселерометра прямого преобразования, так и компенсационного [3] [4].

В ходе исследований были рассчитаны собственные формы и частоты колебаний разработанной конструкции, проведено моделирование работы микромеханического многоосевого сенсора под действием линейных ускорений, рассмотрено влияние элементов подвесов конструкции на изменение собственной частоты чувствительных элементов, выявлены типы подвесов, в наибольшей и наименьшей степени влияющие на жесткость конструкции сенсора. Так же были созданы экспериментальные образцы [5].

В результате исследований выявлено, что конструкция упругого подвеса чувствительного элемента микромеханического акселерометра обеспечивает равенство частот по двум осям чувствительности, были подтверждены параметры микромеханического акселерометра, заложенные на этапе проектирования: количество осей чувствительности – 3; диапазон измеряемых ускорений – ±10 g; уровень подавления перекрестных помех – не менее 50 дБ; чувствительность емкостного микромеханического преобразователя – не менее 0,5 фФ/g, свыше 800 кГц/фФ при использовании разработанных устройств первичной обработки сигналов емкостных микромеханических преобразователей на основе разностного принципа формирования выходного сигнала.

Список литературы

1. Распопов, В.Я. Микромеханические приборы: учебное пособие. Тула: Тульский государственный университет, 2007, 400 с.
2. Ширинский В. П. – Биомедицинские микроэлектромеханические системы.
3. Ramadoss, R., 2013. MEMS devices for biomedical applications // Solid State Technology, no.10: pp.10-13.
4. Аравин В.В., Вернер В.Д., Сауров А.Н., Мальцев П.П. МЭМС высокого уровня – возможный путь развития МЭМС в России // Нано- и микросистемная техника. 2011, №6, С. 28-31.
5. Тимошенков С.П. , Калугин В.В. , Кочурина Е.С. , Анчутин С.А. , Калинин В.А. , Строганов К.А. . Микроакселерометры на

различные диапазоны измерения линейных ускорений для систем инерциальной навигации // Нано- и микросистемная техника, 2012, №8, С. 32-35.

6. Прокофьев И.В., Тихонов Р.Д. Нано- и микросистемы для мониторинга параметров движения транспортных средств // Нано- и микросистемная техника. 2011, №12. С. 48-50.

7. Лысенко И.Е., Ежова О.А. Исследование влияния параметров элементов подвесов на собственную частоту конструкции микромеханического сенсора линейных ускорений // Нано- и микросистемная техника, 2016, №6, С. 386-390.

8. Лысенко И.Е. Интегральные микромеханические сенсоры угловых скоростей и линейных ускорений. Таганрог: Изд-во ЮФУ, 2013, 180 с.

Ежова Ольга Александровна, ФГАОУ ВО «Южный федеральный университет», Институт нанотехнологий, электроники и приборостроения, Кафедра конструирования электронных средств; e-mail: ol_indt@mail.ru, 347928, г. Таганрог, ул. Шевченко, 2, тел. 89085037603.

Лысенко Игорь Евгеньевич, ФГАОУ ВО «Южный федеральный университет», Институт нанотехнологий, электроники и приборостроения, Кафедра конструирования электронных средств; e-mail: ielysenko@sfedu.ru, 347928, г. Таганрог, ул. Шевченко, 2, тел. +7(8634)311-584.

Рецензент д.т.н., профессор Рындин Е.А.

ЭФФЕКТ ПОВТОРЕНИЯ ТОЛКАЮЩЕГО ВОЗДЕЙСТВИЯ НА ВОССТАНОВЛЕНИЕ ВЕРТИКАЛЬНОЙ ПОЗЫ У БОРЦОВ

[1]Мельников А.А., [2]Николаев Р.Ю., [2]Абрамова С.В.
[1]Ярославский государственный педагогический университет им. К.Д. Ушинского
[2]Рыбинский государственный авиационный технический университет имени П.А. Соловьёва
e-mail: meln1974@yandex.ru, Nikolaev.R.U@yandex.ru, asvr@mail.ru

Целью работы было исследовать динамику восстановления вертикальной позы в результате трехкратного повторения толкающего воздействия у дзюдоистов и не спортсменов. Так как устойчивость позы повышается в результате повторений постуральных заданий, мы предположили, что степень отклонения тела и время восстановления исходного положения после толкающего нарушения вертикальной позы будет снижено в третьей попытке по сравнению с первой. Эти особенности «постурального обучения» будут более выражены у спортсменов как результат систематической тренировки физическим упражнениям.

Методы. Обследованы 10 молодых не спортсменов и 9 дзюдоистов одинакового возраста и антропометрических данных. Амплитуда отклонения (Амп) общего центра давления (ОЦД), время стабилизации ОЦД (ВРст), скорость восстановления ОЦД по сагиттали (Vсаг) и по фронтали (Vфр) во время реакции на толчок, а также классические показатели устойчивости вертикальной позы до и после толкающего воздействия определяли с помощью стабилографии. Небольшое (10±2 N) назад направленное толкающее воздействие выполнялось на вытянутые вперед прямые руки с помощью маятника в количестве трех раз в условиях открытые (ОГ) и закрытые глаза (ЗГ).

Результаты. *Различия между группами.* Дзюдоисты не отличались от контроля по устойчивости позы до и после толчка. Однако средние Амп (при ОГ: p=0,017, при ЗГ: p=0,047), ВРст (при ОГ: p=0,026, при ЗГ: p=0,049) и Vфр (при ОГ: 0,003) были существенно меньше у борцов. Однако Vсаг не отличалась между группами.

Эффект повторения. Повторение три раза толкающего воздействия не оказывало значительно эффекта на показатели восстановления позы в ответ на толчок в общей группе испытуемых при ОГ. При ЗГ однофакторный анализ для повторных измерений показал снижение ВРст (p=0,031), Vap (p=0,031) и Vфр (h=0.022) в третьей попытке относительно первой. Однако эффект повторения не различался между группами.

Заключение. Троекратное повторение нарушения позы с помощью небольшого толчка не изменяет постуральную реакцию в условиях ОГ, но снижает скорость восстановления по сагиттали и фронтали при ЗГ к третьей попытке. Хотя у дзюдоистов восстановление вертикальной позы после толчка происходило в среднем с меньшим отклонением и быстрее, однако способность к постуральному обучению в результате повторения теста не отличалось от контроля.

Ключевые слова: постуральный баланс, стабилография, толчок, борцы.

THE INFLUENCE OF THE TRIPLE REPETITIONS OF PUSHING POSTURAL PERTURBATIONS ON THE RECOVERY OF VERTICAL POSTURE IN WRESTLERS

[1]Melnikov A.A., [2]Nikolaev R.Y., [2]Abramova S.V.
[1]Yaroslavl State Pedagogical University
[2]Ribinsk State Institute of Technology
e-mail: meln1974@yandex.ru, Nikolaev.R.U@yandex.ru, asvr@mail.ru

The paper investigated the effects of the triple repetitions of pushing postural perturbations on the recovery of the vertical posture in judoists. Since stance stability improves with the repetition of the postural tasks, we hypothesized that the degree of body tilt and the recovery time of initial position after perturbation will decrease from the first to the third attempt. These features of "postural learning" because of the trial repetition will be more pronounced in athletes.

Methods. 10 non-athletes and 9 judoists having a similar age, weight and height participated in the study. The amplitude of center of foot pressure (CFP) deviation (Amp), CFP stabilization time (ST), the CFP velocity in the

anteroposterior (RVap) and the mediolateral (RVml) directions during the postural reaction and body sway indexes before and after the impact were determined by stabilography. The small (10 ± 2 N) posteriorly-directed pushing impact applied to both the subjects' extended hands performed three times using the pendulum in position with open (OE) and closed eyes (CE).

Results. *Judo vs control*. No body sway indexes during quiet standing with OE and CE before and after the push differed between groups. The mean values of AMP (OE: p = 0.017, CE: p = 0.047), ST (OE: p = 0.026, CE: p = 0.049) and RVml (EO: p = 0.003) were significantly less in athletes. However, RVap did not differ between groups. *Repetition effect*. The triple repetition of the postural task did not change postural responses to the push during OE. During CE ANOVA revealed decreases in ST (p = 0.031), RVap (p = 0.013) and RVml (p = 0.022) in the third attempt compared to the first. However, the repetition effect as indicated by two-way ANOVA did not differ between groups.

Conclusions. Triple repetition of postural perturbations did not alter postural reaction in position with open eyes, but it reduced the CFP recovery velocities in the sagittal and frontal planes during closed eyes. Although judoists had a better postural recovery during pushing perturbations but their ability to "postural learning" during the task repetition did not differ from controls.

Keywords: postural balance, stabilography, pushing, wrestlers.

Мельников Андрей Александрович, ФГБОУ ВО «Ярославский государственный педагогический университет им. К.Д. Ушинского». e-mail: meln1974@yandex.ru. 150000. г. Ярославль. ул. Республиканская, д. 108. Тел: 89610254836. Кафедра физического воспитания, заведующий кафедрой, доктор биологических наук, профессор.

Николаев Роман Юрьевич, ФГБОУ ВО «Рыбинский государственный авиационный технический университет имени П.А. Соловьёва»; e-mail: Nikolaev.R.U@yandex.ru; 152934, Ярославская обл., г. Рыбинск, ул. Пушкина, д.53, тел: 89806589176; кафедра физической культуры; заведующий кафедрой, кандидат биологических наук.

Абрамова Светлана Валерьевна, ФГБОУ ВО «Рыбинский государственный авиационный технический университет имени П.А. Соловьёва»; e-mail: asvr@mail.ru; 152934, Ярославская обл., г. Рыбинск, ул. Пушкина, д.53, тел: 89109707101; кафедра математического и

программного обеспечения электронно-вычислительных систем, старший преподаватель.

Научное издание

МЕДИЦИНСКИЕ ИНФОРМАЦИОННЫЕ СИСТЕМЫ

Сборник трудов

Ответственный за выпуск Вишневецкий В.Ю.

Подписано в печать 26.12.2016 г. Заказ № 5556.
Бумага офсетная. Формат 60×84 1/16.
Усл. печ. лист. 17,09. Уч. изд. л. 11,07. Тираж 150 экз.

Отпечатано в отделе полиграфической, корпоративной и сувенирной продукции
Издательско-полиграфического комплекса КИБИ МЕДИА ЦЕНТРА ЮФУ.
344090, г. Ростов-на-Дону, пр. Стачки, 200/1, тел (863) 247-80-51.