

ПЕРСПЕКТИВНОЕ НАПРАВЛЕНИЕ ФИЗИОТЕРАПИИ – БИОАДАПТИВНАЯ 3D-МАГНИТОТЕРАПИЯ

Н.С. Харламова

Рязанский государственный радиотехнический университет

Магнитное поле является естественным фактором среды, окружающей человека, при отличии его параметров от привычных оно оказывает выраженное влияние на организм человека. Магнитное поле по сравнению с другими физическими факторами нередко вызывает более благоприятное и устойчивое воздействие [1]. Вариации действия магнитного поля (МП) полностью зависимы от его биотропных параметров: индукции, градиента, вектора, частоты, формы импульса, экспозиции, локализации и др. Эффект действия МП возрастает при варьировании биотропных параметров во время процедуры. Это положение пока еще не всегда учитывается физиотерапевтами, хотя и является серьезным резервом повышения эффективности магнитотерапии [2].

Исследователи-медики связывают низкую эффективность некоторых методов магнитотерапии с воздействием на организм «плохим» вектором МП, что происходит из-за недостаточного учета всех факторов связывающих пространство организма и органов-мишеней с необходимой оптимальной конфигурацией воздействующего вектора МП [3]. В [4, 5] авторы утверждают, что если среди множества биотропных параметров электромагнитного поля встречаются параметры, напоминающие или приближающиеся к параметрам управления жизнедеятельностью живых организмов, то следует ожидать серьезного результата воздействия, как положительного, так и отрицательного. Для положительного результата требуется дозированная и тонкая настройка параметров формируемого магнитотерапевтического воздействия.

Поэтому с учетом вышеуказанных проблем, препятствующих повышению эффективности магнитотерапии, актуальными являются задачи по разработке способов и технических средств, позволяющих формировать векторно-управляемое магнитотерапевтическое воздействие, пространственные и временные характеристики которого связаны с пространством состояния биообъекта.

Значительно повысить эффективность лечения позволит применение биоадаптивной 3D-магнитотерапии, которая нацелена на достижение ответной реакции соответствующих органов и систем и заключается в воздействии на биообъект МП, параметры которого согласованы с законами и направлениями протекания различных процессов, с

индивидуальными особенностями и параметрами функционирования организма во времени и пространстве. Согласование вектора МИ по интенсивности и направлению в пространстве и времени может осуществляться в соответствии с направлением электрических, механических процессов, химических и др., а также с геометрией органов относительно тела человека.

Примером биоадаптивного воздействия является хрономагнитотерапия, учитывающая времячастотные параметры биообъекта. Основные принципы хрономагнитотерапии реализованы в комплексе «Мультимаг», который позволяет осуществлять точное дозирование биотропных параметров МП с учетом физиологических параметров пациента, синхронизацию динамики и формы МП с основными биоритмами пациента [5].

Ограничением данного вида физиотерапии является невозможность формирования физиотерапевтического воздействия в заданной локальной области, согласованного по форме и **направлению** с координатами вектора состояния биообъекта. Таким образом, в большинстве МТА, реализующих биоадаптивную магнитотерапию, формируют МП, синхронизированное с пульсом и другими параметрами кровотока, и не осуществляют согласование с электрическими, магнитными сигналами функционирования организма. Данные технические средства ограничены по возможностям формирования биоадаптивного магнитотерапевтического воздействия, согласованного по направлению в трехмерном пространстве с физиологическими процессами.

С целью расширения возможностей биологического действия МП в [6] был разработан способ формирования 3D-магнитотерапевтического воздействия и устройство для его реализации. Данное техническое средство позволяет реализовывать различные терапевтические методики за счет того, что МП формируется системой, состоящей из трех ортогональных индукторов, которую в [7] предложено называть 3D-формирователем МП, а создаваемое ей магнитное поле для воздействия биологические объекты в терапевтических целях - 3D-магнитотерапией.

Отличительной особенностью способа является возможность формирования МП, вектор магнитной индукции (МИ) которого изменяется по модулю и направлению в пространстве и времени, а также имеется возможность полноступенчатого управления его параметрами. Для описания и визуализации 3D-магнитотерапевтического воздействия было предложено использовать интегративный биотропный параметр – годограф вектора магнитной индукции. Достоинством такого подхода к описанию МП является возможность учитывать максималь-

но возможное количество факторов связывающих пространство организма, его органов и систем, с необходимой конфигурацией вектора МИ [7, 8].

На основе разработанного способа [6] доступно формирование МП, вектор МИ которого в заданной локальной области воспроизводит различные траектории движения, например, пространственную траекторию движения вектора электрического возбуждения сердца [7, 9]. Биофизические основы способа заключаются в том, что различные формы электрокардиографической кривой, получаемые при использовании стандартных отведений от конечностей и грудной клетки, представляют собой проекции трехмерной векторной петли на оси этих отведений [10]. Поэтому, если подать на три обмотки 3D-формирователя МП токи, форма которых воспроизводит во времени сигналы с соответствующих отведений электрокардиограммы (ЭКГ), несущих информацию о трех проекциях векторной петли, то в локальной области воздействия будет формироваться 3D-магнитотерапевтическое воздействие, вектор МИ которого воспроизводит векторную петлю сердца. Для этого достаточно использовать три ЭКГ отведения (aVF, V2, V6), оси которых не лежат в одной плоскости и расположены в пространстве под углом друг к другу: ось отведения aVF лежит на пересечении фронтальной и сагиттальной плоскостей, V6 – на пересечении фронтальной и горизонтальной плоскостей, V2 - сагиттальной и горизонтальной плоскостей.

Предложено, согласно физиологическому смыслу данную группу физиотерапевтических методик называть кардио-3D-магнитотерапевтическим воздействием. Разработаны группы методик кардио-3D-магнитотерапевтического воздействия и осуществлена их классификация. Показаны возможности по применению предложенных методов в лечении патологий сердца. Описаны математические методы, позволяющие согласовывать координаты вектора МИ с вектором сердца для каждой из предложенных методик.

Достоинством предложенного способа бесконтактного воздействия на сердце биоадаптивным 3D-магнитотерапевтическим воздействием с годографом в виде векторной петли сердца является повышение эффективности формирования магнитотерапевтического воздействия для лечения различных заболеваний сердца за счет следующего:

- 1) задавая различные параметры годографа в виде векторной петли (положение в пространстве, амплитудные и частотные характеристики зубцов, их фазовый сдвиг относительно сердечного цикла), появиться возможность осуществлять коррекцию различных патологий проводящей системы сердца, нарушений возбуждения сердца, на-

пример, гипертрофии одного из отделов сердца, блокады ножки пучка Гиса и т.д.;

2) улучшение коронарного кровотока, снятие спазма коронарных артерий, развитие коллатерального кровообращения сердечной мышцы, что может оказать профилактическое действие при лечении ишемической болезни сердца и ее грозного осложнения – инфаркта миокарда;

3) влияние на проводящую систему сердца и на процессы реполяризации в миокарде за счет улучшения микроциркуляции, изменения проницаемости клеточных мембран;

4) омагничивание большого объема крови проходящего через сердце, и как следствие улучшение общего состояния организма, ускорение кровотока за счет влияния МП на реологические свойства крови.

Таким образом, кардио-3D-магнитотерапия является наглядной иллюстрацией огромных возможностей применения разработанного способа формирования магнитного поля. Предложенный способ формирования 3D-магнитотерапевтического воздействия даст возможность осуществлять сложное терапевтическое воздействие с управляемой траекторией движения вектора магнитной индукции. Использование предложенного подхода позволит формировать поля с годографами вектора магнитной индукции, заданными не только математическими законами, но и которые воспроизводят законы функционирования органов и систем живого организма.

Библиографический список

1. Демецкий А.М., Алексеев А.Г. Искусственные магнитные поля в медицине. Мн.: Беларусь, 1981. 94 с.
2. Сердюк В.В. Магнитотерапия: Прошлое, настоящее, будущее. Справочное пособие. Киев: Азимут-Украина, 2004. 536 с.
3. Импульсное бегущее магнитное поле в лечении дисциркуляторной энцефалопатии / В.И. Шумский [и др.]. Учебное пособие. Москва, 2005.
4. Методы комплексного формирования биоэффективных частот и пространственно-скоростных параметров магнитотерапевтического воздействия / С.Г. Гуржин [и др.]. // Биомедицинские технологии и радиоэлектроника – 2003. - № 7. - С. 14-24.
5. Методические рекомендации по использованию систем комплексной многопараметрической магнитотерапии с биоадекватной обратной связью на основе методов хронодиагностики «Мультимаг». / Г.П. Ступаков [и др.]. М.: Горизонт, 2002. 44 с.

6. Пат. 2322273 Российская Федерация, МКИ А 61N 2100. Способ формирования магнитотерапевтического воздействия и устройства для его осуществления / Григорьев Е.М., Жулев В.И., Прошин Е.М., Харламова Н.С. Оpubл. 20.04.08, Бюл. № 11.
7. Прошин Е.М., Харламова Н.С. Реализация биоадекватной 3D-магнитотерапии // Биомедицинские технологии и радиоэлектроника – 2011. - №7. - С. 25-30.
8. Харламова Н.С. Математическое описание 3D-магнитного поля применительно к физиотерапии // Биомедицинские технологии и радиоэлектроника – 2011. - №9. - С. 72-79.
9. Харламова Н.С. 3D-магнитотерапевтическое воздействие, согласованное с вектором электрического возбуждения сердца // Медицинские приборы и технологии: Международный сборник научных статей. Тула: ТулГУ, 2011. С.252-255.
10. Физиология человека. В 3-х томах. Т. 2. Пер. с англ. / Под ред. Р. Шмидта и Г. Тевса. М.: Мир, 1996. 313 с.

ПРОЕКТ ТЕЛЕМЕДИЦИНСКОЙ СИСТЕМЫ АМБУЛАТОРНОГО СОПРОВОЖДЕНИЯ БЕРЕМЕННОСТИ НА ОСНОВЕ ИСКУССТВЕННОГО ИНТЕЛЛЕКТА

А.П. Казанцев

Институт биологического приборостроения РАН, г. Пущино

Актуальные проблемы биоинформатики в свете конференции ВНИ 2012

Международная конференция по биомедицинской информатике (ВНИ 2012), организованная медико-биологическим обществом (EMBS) Института инженеров электротехники и электроники (IEEE), проходила в Китае (2-7 января, Гонконг-Шенжень). На конференции было представлено более двухсот пятидесяти докладов по разнообразной инновационной тематике. Актуальные для организаторов проблемы биомедицинской инженерии, которые могут быть интересны для участников нашей конференции, освещались в двух пленарных докладах.

В первом генеральный директор департамента фундаментальных исследований Министерства науки и технологий КНР «Разработка медицинских приборов: Перспективы Китая» представил научно-техническую политику своей страны в этой сфере. Производство медицинских приборов рассматривается как интегрированная в мировой рынок новая стратегическая индустрия, и акцентируется ее инновационный и междисциплинарный характер. На долю Китая сегодня приходится лишь 3% мирового рынка медицинских приборов. 1,37 млрд. населения, более чем 300 тысяч медицинских учреждений делают Китай третьим по величине рынком медицинских приборов после США и Европы. Социально-политическая стратегия, успехи экономики и реформа здравоохранения способствуют самостоятельному освоению этого огромного рынка. Избран подход к решению данной стратегической задачи с позиций «ранней медицины». Это философия диагностики и лечения болезней на ранних стадиях, которая дает импульс развитию таких сложных технологий, как медицинская визуализация, неинвазивная диагностика, анализ сигналов мозга, интервенционная терапия, создание новых медицинских датчиков, биосенсоров и биочипов, геномика и протеомика, а также другие ключевые технологии.

Укрепление системы первичной медицинской помощи является одним из приоритетов реформы здравоохранения Китая. Сельская, муниципальная и семейная медицина нуждаются в огромном количе-

стве оборудования, от которого требуется высокая производительность, низкая стоимость, искусственный интеллект, портативность и простота операций. Также важны многофункциональные и мобильные медицинские платформы. Обращается внимание, что эти требования открывают новые возможности и порождают новые проблемы, и что реальный успех будет зависеть от широкого круга клинических исследований. Достижимость поставленной цели связывается с разработками в междисциплинарных областях, таких как нанотехнологии, фотоника и микроэлектроника, материаловедение, визуализация высокого разрешения, телемедицинские технологии, биоинформатика и др.

В другом докладе президент американской компании Fairway Medical Technologies рассказал о стратегическом проекте искоренения инфарктов посредством диспансеризации населения для ранней диагностики и лечения бессимптомного атеросклероза. Эта программа получила законодательную поддержку штата Техас. Суть в том, что большая часть быстро растущих затрат на медицинскую помощь расходуется не на здравоохранение, а на «болезнеохранение», т.е. лечение последних стадий симптоматических заболеваний, которые могли бы быть обнаружены и вылечены раньше. За прошедшие 30 лет, когда большинство разработок предназначалось для лечения инфарктов и инсультов, очень мало было сделано для их предотвращения на начальной стадии заболевания. Действительно, после первой волны озабоченности «факторами риска» в 70-х (холестерол, давление, курение и т.п.), а также появления статинов в 80-х, не было прорывных достижений в области раннего предупреждения сердечно-сосудистых заболеваний (ССЗ). Сейчас появляются новые возможности. Ранняя диагностика бессимптомного атеросклероза с помощью новых неинвазивных инструментов, таких как коронарная компьютерная томография и УЗИ сонных артерий, а также интенсивное лечение больных с высоким фактором риска дают возможность предупреждения ССЗ и искоренения инфарктов. В докладе приводится ряд мер законодательного характера, направленных на ликвидацию «убийцы №1»: компенсация затрат на разработку превентивных технологий; поощрение и поддержка врачей, применяющих эти технологии; приоритетное государственное финансирование разработок, нацеленных на предупреждение заболеваний; перенос превентивной медицины из больниц и поликлиник к пациентам на дом и на работу; поощрение компаний, обеспечивающих мониторинг на дому; устранение юридических препятствий для массового применения телемедицины и др.

Наш доклад, посвященный проблеме ранней диагностике осложнений и патологий беременности, представленный на конференции

в Китае, вместе с другими отвечает на глобальный вызов: «Предупредить болезни и начинать лечение заблаговременно!».

Введение в проблему телемедицинского сопровождения беременности

Проблема материнской и детской смертности – одна из самых главных во всем мире. Для ее решения срочно необходимы технологии ранней диагностики патологий беременности. Специалисты указывают, что хотя проблема и должна решаться комплексно, она все-таки в первую очередь связана с недостаточным приборным оснащением. Приборы для наблюдения за развитием плода появились еще 50 лет назад. Наибольшее признание получила кардиоотокография – синхронная запись частоты сердечных сокращений плода (ЧССП) и сокращений матки с последующим анализом и интерпретацией. Это наиболее эффективный и универсальный метод диагностики, как во время беременности, так и в родах.

Однако клиническая практика постоянно сталкивается с ошибочной интерпретацией кардиоотокограмм (КТГ). Значительный прогресс ожидается от применения технологий искусственного интеллекта для компьютерного распознавания опасных состояний и ранней диагностики заболеваний. Полного успеха можно добиться внедрением домашних персональных интеллектуальных мониторов вместе с развитием телемедицинского сопровождения беременности в амбулаторных условиях.

Существуют различные подходы к мониторингованию беременности [1, 2], однако мы выбрали свой, который получил признание на конференции ВНИ 2012.

Подход к созданию системы сопровождения беременности

Когда осложнения беременности оказываются незамеченными на ранних стадиях их проявления, это может иметь тяжелые последствия. Существует робастное информационно-технологическое решение проблемы, основанное на кардиоотокографии. КТГ весьма информативны и обеспечивают диагностику самых распространенных заболеваний. Совокупность КТГ родового периода, по сути, включает в себе всю информацию о ходе беременности, и дает акушерам-гинекологам объективную клиническую картину, необходимую для принятия правильных решений во время родов.

Однако для интерпретации КТГ требуется высокая квалификация, и недостаток специалистов возвращает ситуацию к изначальной проблеме недостаточности врачебного контроля пациенток. Выходом

из этой ситуации является автоматическая программная интерпретация КТГ, которая уже реализуется в современных кардиотокографах. Этот метод хорошо служит врачам в больничном стационаре, но все-таки недоступен большинству гинекологов на приеме в поликлинике.

Необходима разработка методов интеллектуального анализа КТГ, которые должны превратиться в автоматическую диагностику. Кардиотокографические симптомы вместе с данными истории болезни и дневника самонаблюдения пациентки, составляют клиническую картину. На ее основании происходит распознавание синдромов заболеваний, по которым и осуществляется диагностика. У нас начинается разработка нейросетевых алгоритмов распознавания, которая должна обеспечить эффективное решение задачи построения синдромального автомата. Синдромальные заключения легко интерпретируются врачами, в отличие от КТГ. Таким образом, окончательно преодолеваются трудности с интерпретацией КТГ.

Распространение персональных компьютеров и Интернета привело к развитию амбулаторной, в том числе и домашней, телемедицины. Также стали популярными дешевые ультразвуковые доплеровские сонары, называемые фетальными доплерами, которые применяются для выслушивания сердцебиения плода. Такой сонар может служить первичным датчиком в канале ЧССП виртуального измерительного прибора с персональным компьютером. Для домашнего сопровождения беременности от виртуального прибора требуется робастная запись ЧССП с ее обработкой в необходимой степени. Наиболее эффективным будет использование такого прибора при подключении его к телемедицинской сети.

На этой основе нами разрабатывается домашний комплекс для дистанционного сопровождения беременности. Он имеет развиваемую архитектуру и становится интеллектуальным. Он сможет обеспечить необходимую частоту обследований и получение квалифицированных заключений любых специалистов, что гарантирует самую раннюю диагностику или даже предупреждение заболеваний. Комплекс должен быть портативным. Он ориентирован на работу в телемедицинской сети и будет адаптироваться к любой телекоммуникационной инфраструктуре. Главное, он станет экономически доступным для любой семьи.

Архитектурные факторы системы сопровождения беременности

Простота использования и экономическая доступность при обязательном соответствии медицинским стандартам и соблюдении требований робастности являются главными архитектурными факторами

системы амбулаторного сопровождения беременности. Поэтому ключевыми элементами стали фетальные доплеры и программное обеспечение персональных компьютеров, коммуникаторов и планшетных ПК. В пилотном варианте системы, предназначенном для клинических исследований, используются фетальные доплеры серии L6 китайской компании Shenzhen Lucksome Technology и программное обеспечение персональных компьютеров и ноутбуков платформы Windows, разработанное в Институте биологического приборостроения РАН [3] (в настоящее время разрабатывается также ПО для платформы Android).

Разработанные для амбулаторного применения фетальные доплеры L6 очень хорошо вписываются в архитектуру домашнего комплекса. Это ручной импульсный доплеровский сонар с цифровой обработкой сигналов и индикацией ЧССП. У него имеется аналоговый выход, на который выводится звуковой сигнал в полосе до 1 кГц от детектора доплеровского сдвига, который и вводится в ПК или ноутбук, в коммуникатор или в панельный ПК. Регистрируемый в цифровой форме сигнал можно обрабатывать для получения ритмограмм сердцебиения плода в любом формате. Они необходимы для анализа вариабельности сердечных ритмов плода, на основании которого проводится диагностика.

Робастность является важной характеристикой телемедицинской системы амбулаторного сопровождения беременности. Ритмограммы могут искажаться при движениях плода, а также при ослаблении или потере сигнала. При этом появляются ложные эпизоды ускорения и замедления ЧССП, что приводит к искажению клинической картины, а затем и к неправильному диагнозу.

Пример ритмограммы на рис. 1 иллюстрирует тревожную ситуацию. После очень большого и длительного ускорения ритма следует опасное по виду замедление, длящееся почти 1 мин. Однако причиной этих значительных вариаций ритма были, оказывается, интенсивные движения плода. Ритмограмма на рис. 1 с помощью искусственно интеллекта домашнего комплекса приводится к виду, представленному на рис. 2, удалением фрагментов неопределенного происхождения. Неопределенность здесь отмечена маркерами вверху ритмограммы, которые сливаются в участки сплошной неопределенности. Отмеченные (подозрительные) фрагменты ритмограммы скрыты, и таким образом ложные вариации ритма исключаются из анализа. Десятиминутный отрезок ритмограммы, начинающийся с 19-й минуты, представляет собой нормальный ритм без патологических симптомов и в достаточной мере свидетельствует об отсутствии каких-либо осложнений.

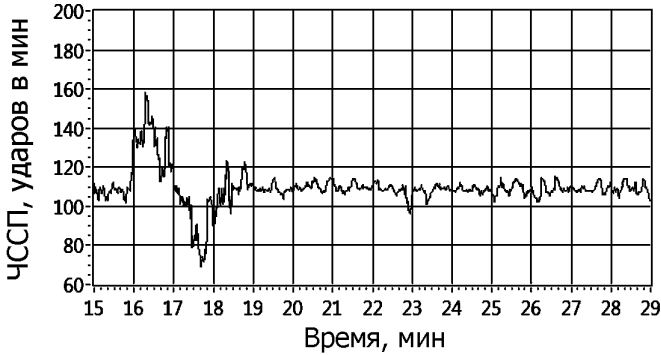


Рис. 1 – Ритмограмма сердцебиения плода. Ложное ускорение ритма и следующее за ним ложное замедление вызваны движениями плода

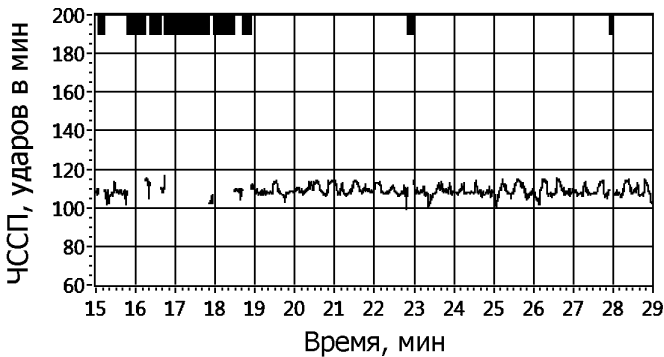


Рис. 2 – Ложное ускорение и ложное замедление ритма отмечены как фрагменты неопределенного происхождения. Вывод ритмограммы блокируется, когда наступает неопределённость, и ложные вариации ритма исключаются из анализа

В приведенном примере детектирование ситуации неопределённости осуществляется с помощью специально разработанного нейрoалгоритма предобработки, который не только улучшает читаемость ритмограмм для человека, но и ускоряет обучение нейросети, реализующей методы искусственного интеллекта для автоматической диагностики.

Клинические испытания

Апробация предложенной технологии амбулаторного сопровождения беременности проводилась на клинической базе кафедры акушерства и гинекологии Московского государственного медико-

стоматологического университета. Ниже представлен результат амбулаторного сопровождения, который демонстрирует медицинскую эффективность технологии.

28-летняя пациентка с незначительными жалобами начала наблюдаться с помощью системы сопровождения на 33-й неделе своей второй беременности. Осложнения были обнаружены через несколько дней после ряда сеансов обследования с помощью домашнего комплекса при дистанционных консультациях с перинатологом. На 34-й неделе после необходимых исследований в клинике, включающих и УЗИ, гинекологом был поставлен диагноз «Плацентарная недостаточность» и назначено амбулаторное лечение. Улучшение после проведенного курса не наступило, о чем свидетельствовали и данные домашних наблюдений, подтвердившиеся после повторного обследования в клинике. Угроза преждевременных родов была очевидна, и было принято решение о срочной госпитализации. Своевременная госпитализация и стационарное лечение в течение 35-й и 36-й недель принесли улучшение. Инструментальное сопровождение на дому продолжалось для контроля и после выписки из больницы. На 38-й неделе в результате естественных родов родился здоровый ребенок – масса 2860 г, рост 50 см. Состояние здоровья матери стабильно хорошее.

Заключение

Разработка и исследование телемедицинской системы амбулаторного сопровождения беременности продолжается по следующим темам, имеющим приоритетное значение:

- анализ варибельности периодов сердечных сокращений плода с распознаванием паттернов доплеровского сигнала;
- автоматическая интерпретация ритмограммы и периодограммы сердцебиения плода с выдачей предварительного синдромального заключения;
- генерация предупреждений, тревожных сигналов, сообщений и оповещений, адресуемых самой пациентке, ее близким, лечащему врачу, акушерской бригаде и пр.

Библиографический список

1. Roj D., Horoba K., Wrobel J., Kotas M., Jezewski J., Przybyła T. Telemedical application for centralized home care of high-risk pregnancy based on control sharing approach. // IFMBE Proc. – 2009, vol. 25, no. 5. – P. 59-62.

2. Киселева Е.Ю., Толмачев И.В. Система мониторинга матери и плода. // Материалы конференции «Биомедсистемы-2010». – Рязань, 2010. – С. 15-21.
3. Kazantsev A., Ponomareva J., Kazantsev P., Digilov R., Huang P. Development of e-health network for in-home pregnancy surveillance based on artificial intelligence. // Proc. of the IEEE-EMBS Int. Conf. on Biomedical and Health Informatics (BHI 2012). – Hong Kong and Shenzhen, China, 2012. – P. 82-84.

СЕКЦИЯ 1. ЭКОЛОГИЧЕСКИЕ И МЕДИЦИНСКИЕ СИСТЕМЫ И КОМПЛЕКСЫ

ПРИМЕНЕНИЕ МЕТОДА КОРРЕЛЯЦИОННОЙ ФЛУОРЕСЦЕНТНОЙ СПЕКТРОСКОПИИ ДЛЯ НЕРАЗРУШАЮЩЕГО КОНТРОЛЯ БИОАКТИВНЫХ ПРЕПАРАТОВ

М.Е. Юрин

Научный руководитель – Умаров М.Ф., д-р физ.-мат. наук, профессор
Вологодский государственный технический университет

Биоактивные препараты включают в себя большой класс веществ, оказывающих сильное воздействие на молекулярном уровне на биологические структуры и живые организмы. К ним относятся, в частности, различные фармацевтические препараты, стимуляторы процессов жизнедеятельности, аминокислоты, токсические вещества и др. Для эффективного использования биоактивных препаратов необходимо обеспечение соответствия их молекулярной структуры и состава номинальным препаратам, воздействие которых на биологические структуры и живые организмы надёжно установлено.

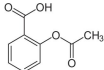
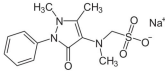
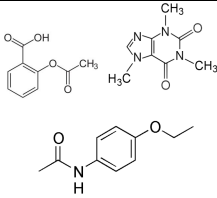
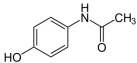
В связи с этим возникает задача установления на количественном уровне степени соответствия молекулярной структуры и состава реальных образцов, используемых в медицине, пищевой промышленности, сельском хозяйстве и других областях, с номинальными биоактивными препаратами, характеристики которых известны и введены в базу данных. Для решения такой задачи могут быть использованы спектроскопические методы, включая флуоресцентную спектроскопию, метод комбинационного рассеяния света, нелинейно-оптической спектроскопии и т.д. Для однозначного ответа на вопрос о степени соответствия молекулярной структуры и состава анализируемого реального объекта номиналу, характеристики которого присутствуют в базе данных, необходимо провести на количественном уровне сравнение спектров анализируемого и номинального объекта.

В данной работе ставилась задача сравнения спектров анализируемых и номинальных биоактивных препаратов на примере коммерческих фармацевтических препаратов. Задача решалась на основе использования метода корреляционной флуоресцентной спектроскопии.

В качестве объектов исследования нами были выбраны типичные фармацевтические препараты (цитрамон, анальгин, аспирин и парацетамол). В табл.1. приведены химические и структурные формулы

исследованных фармацевтических препаратов. Как видно из этой таблицы, в структуре всех исследованных веществ присутствуют ароматические кольца, что приводит к фундаментальному электронному поглощению этих соединений в среднем ультрафиолетовом диапазоне. Соответственно в этих веществах наблюдается флуоресценция в фиолетово-красном диапазоне при возбуждении флуоресценции коротковолновым (266 нм) электромагнитным излучением. Для возбуждения и регистрации спектров флуоресценции использовалась волоконно-оптическая методика. Регистрацию спектров флуоресценции исследуемых таблеток осуществляли в диапазоне 200 – 1200 нм при экспозициях 0,01-0,1 с. После компьютерной обработки результатов нами были построены нормированные спектры флуоресценции фармацевтических препаратов. На рис.1 представлен вид спектров флуоресценции таблетки цитрамона от нескольких точек на поверхности образца, отстоящих друг от друга на расстоянии 3-4 мм. Как видно из этого рисунка, молекулярный состав анализируемой таблетки цитрамона оказывается различным для областей поверхности, расположенных на расстоянии несколько миллиметров друг от друга. Это свидетельствует о неоднородности молекулярного состава анализируемой пробы.

Табл. 1
Химические формулы исследованных фармацевтических препаратов

Фармацевтический препарат	Химическая формула	Структурная формула
Аспирин	$C_9H_8O_4$	
Анальгин	$C_{13}H_{16}N_3NaO_4S$	
Цитрамон (аспирин, кофеин, фенацетин)	$C_9H_8O_4 + C_8H_{10}N_4O_2 + C_{10}H_{13}NO_2$	
Парацетамол	$C_8H_9NO_2$	

На рис.2 приводятся для сравнения спектры флуоресценции всех четырёх изучаемых препаратов. Очевидно, что для всех анализируемых фармацевтических препаратов наблюдаются структурированные полосы флуоресценции в фиолетово-красной области спектра, форма которых несущественно отличается, по крайней мере, для цитрамона и аспирина, а также для анальгина и парацетамола.

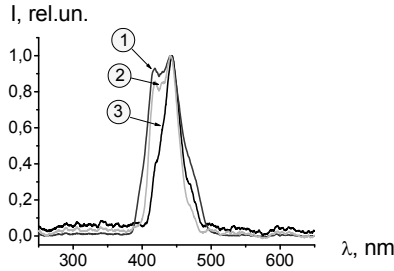


Рис. 1 - Вид спектров флуоресценции от нескольких участков (кривые 1-3) анализируемой таблетки цитрамона при возбуждении ультрафиолетовым излучением

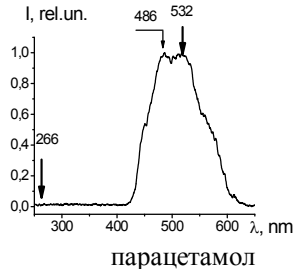
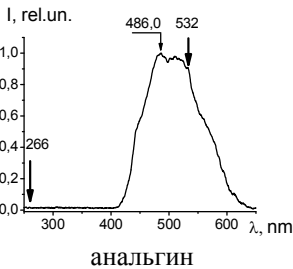
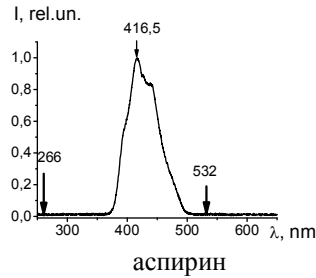
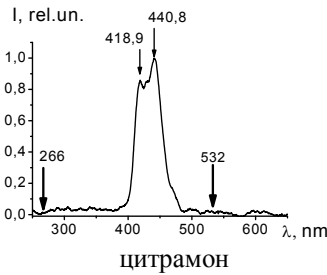


Рис. 2 - Нормированные спектры флуоресценции исследуемых препаратов, полученные при возбуждении ультрафиолетовым излучением

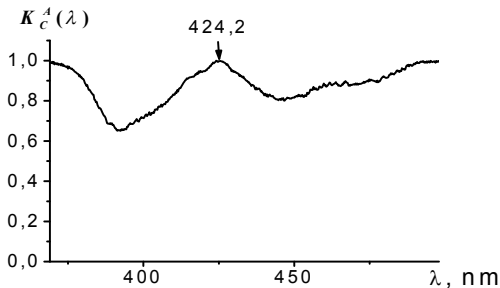
Для установления количественного отличия спектров, полученных от различных фармацевтических препаратов, нами были построены корреляционные функции, представленные на Рис.3, с использованием следующего соотношения:

$$K_X^A(\lambda) = 1 - |i_X(\lambda) - i_A(\lambda)|. \quad (1)$$

Здесь $i_X(\lambda)$, $i_A(\lambda)$ - нормированные спектры флуоресценции анализируемого препарата (X) и аспирина (A). Соответствующие спектры приведены на рис.3. Корреляционные спектры строились в диапазоне длин волн $\Delta\lambda = 369 - 468$ нм с интервалом разбиения $\Delta\lambda_i = 0,26$ нм. Кроме того, были вычислены соответствующие коэффициенты корреляции (приведены на Рис.3) анализируемых препаратов по отношению к аспирину по формуле:

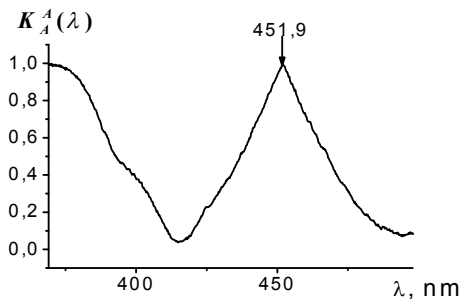
$$K_X^A = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^{i=N} K_X^A(\lambda_i) \quad (2)$$

Близость вида спектров флуоресценции цитрамона и аспирина обусловлена присутствием в них одного и того же компонента. В то же время различия в спектрах флуоресценции от различных областей поверхности цитрамона обусловлены неравномерным распределением в нём (см. табл. 1) компонентов (кофеина и фенацетина). Уширение полосы флуоресценции аналгина по сравнению со спектром парацетамола можно объяснить более сложной молекулярной структурой аналгина.



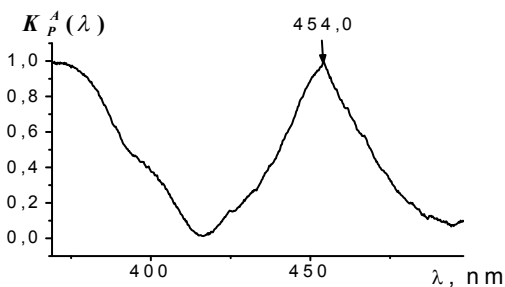
$$K_C^A = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^{i=N} K_C^A(\lambda_i) = 0,87;$$

цитрамон



$$K_A^A = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^{i=N} K_C^A(\lambda_i) = 0,47;$$

анальгин



$$K_P^A = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^{i=N} K_P^A(\lambda_i) = 0,45;$$

парацетамол

Рис. 3 - Корреляционные спектры анализируемых фармацевтических препаратов при их сравнении со спектром флуоресценции аспирина

Таким образом, в данной работе на примере близких по структуре фармацевтических препаратов (цитрамона, аспирина, анальгина и парацетамола) показано, что для количественного неразрушающего контроля молекулярного состава и структуры биоактивных препаратов, содержащих ароматические кольца, может быть эффективно использован метод флуоресцентного анализа, дополненный построением соответствующих корреляционных функций. Разработанная методика обеспечивает получение информации от небольшого количества анализируемой пробы с высоким пространственным разрешением по поверхности образца 0,1мм при времени экспозиции, равном 0,01-0,1 с.

БИОИМПЕДАНСНЫЙ АНАЛИЗАТОР НОВОГО ПОКОЛЕНИЯ

А.Ю. Архипова

Научный руководитель - Демин А.Ю., канд. техн. наук, доцент
Уфимский государственный авиационный технический университет

Актуальной задачей настоящего времени является разработка прибора, производящего точные измерения электрических параметров локальных зон кожного покрова человека, по показаниям которого возможна оценка психофизического состояния человека. Измерения электрического сопротивления кожного покрова, проводящиеся с помощью накладных электродов, а также измерения потенциалов отдельных зон, позволяют извлечь важную информацию о гомеостазе биологического организма.

Основными проводниками электрического тока в организме человека являются ткани с высоким содержанием воды и растворенными в ней электролитами. Удельная проводимость и относительная диэлектрическая проницаемость биологических тканей зависит от частоты тока. Под влиянием физиологических факторов эти параметры, определяемые для заданной частоты тока, могут существенно изменяться. Например, кровь и лимфа изменяют электропроводность при изменении концентрации белков и электролитов, а очаги повреждения (по сравнению с нормальной тканью) – в результате отеков или ишемий различной природы, опухолей и других причин. Такие зависимости позволяют использовать биоимпедансометрию для количественной оценки состояния органов и систем организма при различных заболеваниях, а также для выявления изменений в тканях, вызываемых лекарственными, ортостатическими, физическими и другими нагрузками. Активное сопротивление характеризует способность тканей к тепловому рассеиванию электрического тока. Реактивное сопротивление характеризуется смещением фазы тока относительно напряжения за счет емкостных свойств клеточных мембран, способных накапливать электрический заряд на своей поверхности.

Разновидности биоимпедансного анализа классифицируются по трем признакам: 1) по частоте зондирующего тока – одночастотные, двухчастотные, многочастотные; 2) по объекту измерений – интегральные, локальные, полисегментные; 3) по тактике измерений – одноразовые, эпизодические, мониторные [1]. В настоящее время выпускается большое количество различной аппаратуры для биоимпедансометрии. Недорогие одночастотные анализаторы применяются в спортивно-оздоровительной медицине для контроля жировой и скелетно-

мышечной массы тела. Двухчастотные и многочастотные биоимпедансные анализаторы применяются в основном в клинической медицине и научных исследованиях. Устройства различаются по используемой частоте переменного тока, по измеряемым показателям, рекомендуемым схемам наложения электродов и встроенным формулам для определения состава тела. Биоимпедансные анализаторы могут быть использованы в диетологии, спортивной медицине, реаниматологии, интенсивной терапии, нефрологии, эндокринологии и других областях медицины. С их помощью возможны: оценка жизнеспособности тканей при трансплантации; анализ и динамический контроль жировой, безжировой и мышечной массы тела, общей воды организма, для оценки и прогноза развития метаболического синдрома, определения режима питания и оценки эффективности процедур коррекции фигуры, а также для мониторинга состояния спортсменов; определение наличия отеков или новообразований; оценка состояния водного обмена при акклиматизации в горном и сухом жарком климате; контроль состояния кожи; анализ внутричерепной гидратации; мониторинг процессов восстановления при травмах, ранениях и лечении заболеваний, связанных с отёками конечностей; анализ и динамический контроль водных секторов организма; оценка межрегионального перераспределения внеклеточной жидкости при физиотерапевтических воздействиях и многое другое [1].

В области измерений электрических параметров кожного покрова существует ряд проблем, таких как: неудовлетворительная воспроизводимость получаемых результатов измерений; отсутствие эффективных устройств, обеспечивающих контактные измерения электрических параметров локальных зон кожного покрова; помехи, сравнимые с уровнем полезного сигнала; зависимость результатов от психофизических воздействий и параметров окружающей среды.

Предлагается новое устройство – биоимпедансный анализатор нового поколения (структура изображена на рисунке 1), который позволяет измерять электрические параметры локальных зон кожного покрова. При измерениях данным анализатором в объект измерения будет вноситься постоянное энергетическое возмущение, независимое от состояния самого объекта, что позволит получать результаты, воспроизводимые при повторных измерениях. В то время как существующие в настоящий момент приборы, предназначенные для измерения электрических параметров в локальных зонах кожного покрова, работают либо в режиме заданного тока, либо в режиме заданного напряжения. В итоге результаты измерений такими приборами имеют низкую достоверность, сравнительно плохую повторяемость, так как

вносимое энергетическое возмущение не является постоянным и зависит от состояния объекта.

Кожа человека представляет собой трехкомпонентную структуру, образованную эпидермисом, дермой и подкожной жировой клетчаткой, которые находятся в функциональном единстве [2]. В эпидермисе находятся акупунктурные точки - биологически активные точки поверхности тела, воздействие на которые обуславливает рефлекторные реакции различных органов и систем организма. Изменяя параметры кожного покрова в биологически активных точках, возможно проводить экспресс-диагностику состояния человека. Колебания этих параметров характеризуют реакцию организма на психическое или физическое воздействие, что дает возможность исследования прибором психоэмоционального состояния людей перед ответственными длительными испытаниями (исследование состояния космонавтов перед полетом в космос, операторов ракетных установок, операторов атомно-энергетических установок) [1].

Существующие в настоящее время биоимпедансные анализаторы специализируются на измерении импеданса клеток и тканей организма. В отличие от них биоимпедансный анализатор нового поколения измеряет сразу три электрических параметра кожного покрова – сопротивление кожного покрова, падение напряжения между зонами кожного покрова, а также значение тока, отдаваемого локальной зоной кожного покрова при замыкании на измерительный преобразователь с малым входным сопротивлением. Для измерения напряжения холостого хода используется блок измерения напряжения – БИН (рис. 1) [3]. При помощи преобразователя ток-напряжение (ПТН) снимается ток короткозамкнутых электродов. Блок УИН-ПТН служит для воздействия в режиме заданной мощности (для измерения электрического сопротивления) [4]. УИН-ПТН - это совмещенный управляемый источник напряжения и преобразователь ток-напряжение. При работе анализатора используются два электрода – условно называемые пассивным и активным, которые при помощи блока коммутации (БК) подсоединяются к одному из трех вышеописанных блоков, а именно к БИН, ПТН и УИН-ПТН. Пассивный электрод большой площади (десятки см²) постоянно находится в руке человека, а активный электрод площадью около 3 мм² перемещается по точкам, в которых производятся измерения. Для обработки результатов измерения используется микроконтроллер (МК) со встроенными аналого-цифровым преобразователем (АЦП) и цифро-аналоговым преобразователем (ЦАП). Разрабатываемый биоимпедансный анализатор должен иметь возможность изменения режимов работы, а также иметь возможность отобра-

жения результатов измерения. Для этого предусматриваем блок клавиатуры и индикации (БКИД), а также интерфейс (И).

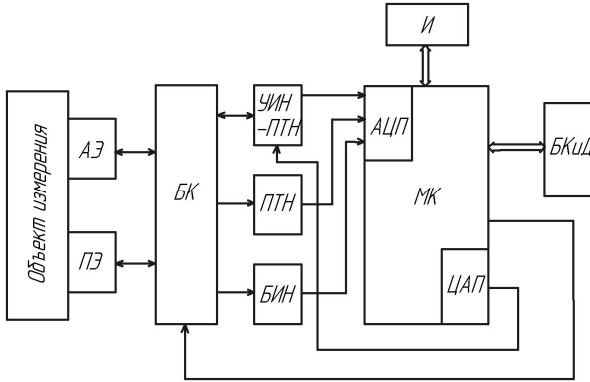


Рис. 1 - Структура биоимпедансного анализатора нового поколения

Биоимпедансный анализатор нового поколения позволит получать информацию о состоянии органов и тканей человека при помощи измерения электрических параметров локальных зон кожного покрова. К достоинствам данного прибора также можно отнести: относительно малые масса и габариты, электробезопасность системы, которая обеспечивается за счет аккумуляторного питания, а также повышенную достоверность результатов, обеспечивающуюся за счет внесения постоянного энергетического возмущения, независимого от состояния объекта. Создание подобных анализаторов является предпосылкой к появлению дешевых систем для диагностики населения при массовой диспансеризации.

Библиографический список

1. Мартиросов Э.Г. Технологии и методы определения состава тела человека / Мартиросов Э.Г., Николаев Д.В., Руднев С.Г. – М.: Наука, 2006. – 248 с.: ил.
2. Манойлов В.Е. Электричество и человек: 2-е изд., перераб. и доп.- Энергоиздат. Ленингр. отд-ние, 1982. – 152с.: ил.
3. Демин А.Ю. Измерительные генераторы заданной электрической мощности: Монография. - Уфа, Изд-во Уфимского гос. авиац. техн. ун-та, 2010. – 138с.: ил.
4. Демин А. Ю. Практическое применение измерительных генераторов заданной электрической мощности // Датчики и системы. – 2004. – №7. – С.8-40.

СПОСОБ ДИАГНОСТИКИ ВАРИКОЗНОГО РАСШИРЕНИЯ ВЕН ПИЩЕВОДА С ПОМОЩЬЮ МАГНИТНОГО МАРКИРОВАНИЯ КРОВИ

К.В. Семенова

Научный руководитель – Бердников А.В., канд. техн. наук, доцент
Казанский научно-исследовательский технический университет
им. А.Н. Туполева

В настоящее время очень широко распространена флебэктазия - варикозное расширение вен пищевода. Причин для ее развития становится все больше, так как отмечается рост таких заболеваний как гепатиты, желче-каменная болезнь, опухоли и др. Это становится важной социальной проблемой, т.к. влияет на трудоспособность населения, приводит к инвалидизации. Варикозное расширение вен пищевода опасно тем, что оно может не вызывать никаких симптомов до тех пор, пока не начнется угрожающее жизни кровотечение. Своевременная диагностика этого синдрома на ранних стадиях и своевременное лечение являются актуальными задачами современной медицины, позволяют предупредить опасные для жизни осложнения и большие материальные затраты на их ликвидацию.

Кровоснабжение пищевода осуществляется из нескольких источников, причем питающие его артерии образуют между собой обильные анастомозы. Шейная часть пищевода получает кровь от нижних щитовидных и частично подключичных артерий; грудная — через пищеводные ветви грудной аорты, брюшная — от левой желудочной артерии. Отток крови от пищевода происходит по венам, соответствующим артериям. В грудном отделе главными венозными магистральями являются непарная и полунепарная вены, в брюшной части — система воротной вены.

Варикозное расширение кровеносных сосудов может развиваться в пищеводе или желудке. В пищеводе этому заболеванию особенно подвержен нижний брюшной отдел. Анатомическое строение вен области пищеводно-желудочного перехода, через которые осуществляется связь между портальным и системным кровообращением, очень сложно.

Кровь перетекает в варикозно-расширенные вены пищевода в основном из левой желудочной вены [4]. Её задняя ветвь обычно впадает в систему непарной вены, а передняя сообщается с варикозно-расширенными венами непосредственно ниже места соединения пищевода с желудком, образуя в этом месте пучок тонких параллельно расположенных вен, которые переходят в крупные извитые вены в

нижней части пищевода. Вены пищевода располагаются в 4 слоя (рис. 2).

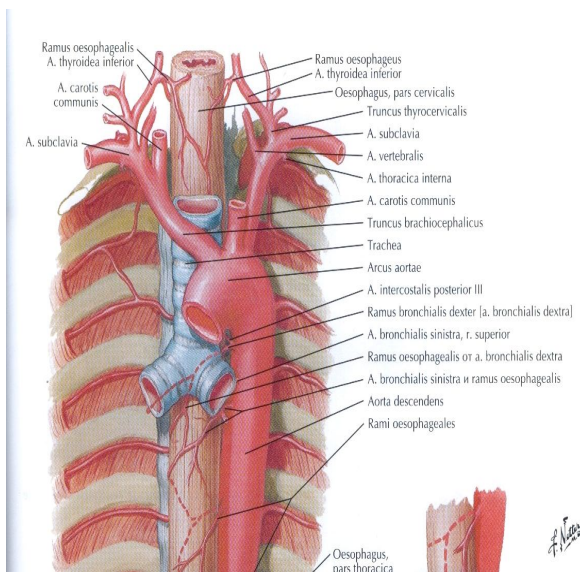


Рис. 1 - Кровоснабжение пищевода [9]

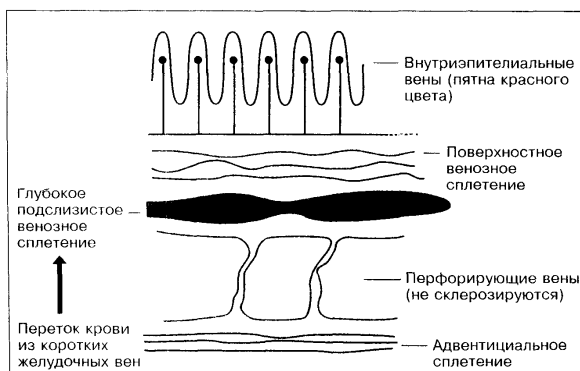


Рис. 2 - Анатомическое строение венозной системы пищевода

Внутриэпителиальные вены при портальной гипертензии эндоскопически могут иметь вид красных пятен, их наличие указывает на возможность разрыва варикозно-расширенных вен. Поверхностное венозное сплетение дренируется в более крупные глубокие вены подслизистого сплетения. Перфорирующие вены соединяют подслизистое

сплетение с четвертым слоем вен — адвентициальным сплетением. Обычно наиболее крупные из варикозно-расширенных вен относятся к глубокому подслизистому сплетению, которое соединяется с варикозно-расширенными венами желудка.

На рис. 3 представлена схема расположения вен стенки пищевода и их патологическая трансформация, возникающая при портальной гипертензии [4, 6].

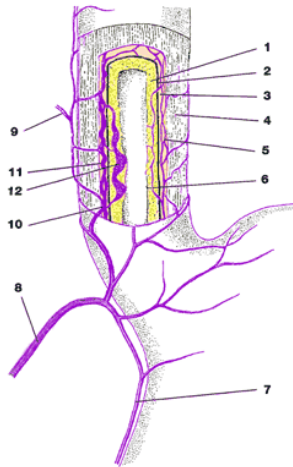


Рис. 3 - Схема расположения вен стенки пищевода и их патологическая трансформация, возникающая при портальной гипертензии

1 – Собственно слизистая оболочка, 2 – Мышечная пластинка слизистой оболочки, 3 – Подслизистая оболочка, 4 – Мышечная оболочка пищевода, 5 – Подслизистое венозное сплетение, 6 – Вены собственной слизистой оболочки, 7 – Правая желудочная вена (привратниковая), 8 – Левая желудочная вена (венечная), 9 – Пищеводные вены (впадающие в непарную вену), 10 – Место анастомозирования двух венозных систем (воротной вены и непарной вены), 11 – Вены подслизистой оболочки пищевода, варикозно –расширенные из-за портальной гипертензии, 12 – Варикозное расширение вен собственно слизистой оболочки при портальной гипертензии (нет поддержки ни одной из твердых оболочек пищевода)

По мере развития цирроза печени возникает все большее препятствие кровотоку через печеночную паренхиму, кровь воротной вены начинает «обрасываться» по венам подслизистого (11) и слизистого (12) слоя пищевода в непарную вену (9).

Варикозно-расширенные вены пищевода входят в состав так называемых портокавальных анастомозов, соединяющих две венозные системы – воротную вену и верхнюю полую вену через левую желудочную (венечную) №8 и правую желудочную (привратниковую) вену (9).

При развитии варикозно-расширенных вен скорость кровотока по сосудам пищевода уменьшается. В норме в венах пищевода скорость кровотока составляет, например, в воротной вене от 15 до 20 см/с [4, 6]. При развитии варикоза эти значения снижаются до 10-14 см/с. Таким образом, существует возможность диагностики развития варикозного расширения вен пищевода с помощью измерения скорости кровотока в его венах на начальных стадиях его появления.

В качестве способа измерения скорости кровотока в стенках пищевода предлагается способ «магнитного маркирования» крови в его сосудах. Известно, что магнитное поле оказывает влияние на многие параметры кровотока [5]. Кровь является магнитонасыщенной средой, так как атомы железа гемоглобина обладают магнитным моментом. В каждой красной клетке крови (эритроците) содержатся миллионы молекул гемоглобина, в центре которых находится атом железа. В гемоглобине крови сосредоточена основная масса железа человеческого организма (2,2 - 3 г, около 75 %). Как носители магнетизма, атомы железа, встроенные в сложные органические молекулы, могут обеспечивать запись, сохранение и передачу информации в виде сигналов по направлению магнитного поля и его интенсивности.

При наличии внешнего поля эритроциты ориентируются таким образом, чтобы плоскость их диска была параллельна направлению приложенного поля, то есть домены, состоящие из атомов железа, ориентируются вдоль поля, увеличивая намагниченность до определённого предела, а при снижении напряжённости поля намагниченность снижается по «кривой гистерезиса», то есть с остаточной намагниченностью.

Исходя из изложенного выше, можно предположить, что магнитный момент крови сохраняется на некоторый промежуток времени, что позволяет, используя магнитную метку, определить скорость кровотока. Данное предположение даёт право на жизнь способу измерения скорости кровотока в сосудах, построенному на принципе магнитного маркирования крови в сосудах.

Гибкий зонд, в который встроено устройство для измерения скорости кровотока, перорально вводится в пищевод пациента и фиксируется в нижней трети (брюшном отделе) пищевода. На зонде последовательно располагаются генератор магнитного поля,

измерительный и компенсационный датчики (рис.4). Система фильтрации, усиления и приведения сигнала к прямоугольному виду выведена наружу.

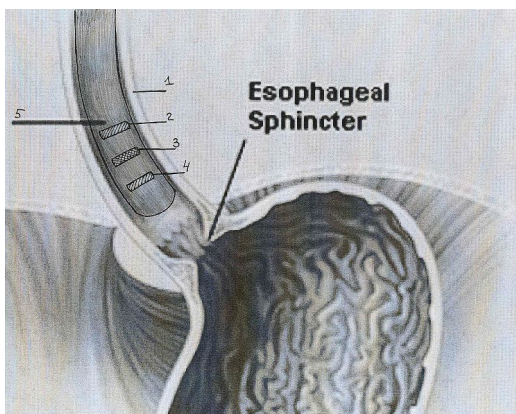


Рис. 4 - Расположение зонда с датчиками в пищеводе. 1 – стенка пищевода, 2 – измерительный датчик – датчик магнитной метки, 3 – генератор магнитной метки, 4- компенсационный датчик, 5 – гибкий зонд

Устройство работает следующим образом. Генератор магнитной метки излучает магнитный импульс, который оказывает влияние на пространственную ориентацию гемов крови, чей суммарный магнитный момент оказывает воздействие на измерительный датчик [8]. Второй датчик компенсирует сигналы неинформативного характера – помехи, шумы, наводки. Полученные с двух датчиков сигналы фильтруются и усиливаются, а затем вычитаются на дифференциальном усилителе, затем на сравнивающем устройстве получаем импульс, длительность которого пропорциональна временной задержке появления на приемнике метки, функционально связанной с перемещением массы крови [10].

Представленный способ измерения скорости кровотока в венах пищевода обладает высокой инновационностью: при внедрении данного устройства в производство результатом будет являться готовый конкурентоспособный инновационный продукт – устройство для измерения скорости кровотока в венах пищевода, принцип работы которого основан на магнитных свойствах крови, что ранее не использовалось для подобных измерений.

Внедрение этого способа в медицинскую практику перспективно по следующим причинам: скорость кровотока в венах пищевода

важно измерять для того, чтобы своевременно диагностировать и прогнозировать развитие такого синдрома как варикозное расширение вен пищевода при портальной гипертензии, которое может привести к возникновению кровотечений, угрожающих жизни человека. Скрытый характер развития варикозного расширения вен пищевода и большая опасность для жизни кровотечения из пищевода подтверждают важность и необходимость его своевременной диагностики на ранних стадиях.

Библиографический список

1. Афанасьев Ю.В., Студенцов Н.В., Щелкин А.П. Магнитометрические преобразователи, приборы, установки. Ленинград: «Энергия», 1972.
2. Бельский А. М., Дмитриев С. В. Расчет нестационарных тепловых процессов в устройствах с преобразователями Холла. Тезисы докладов II Всесоюзной конференции «Методы и средства измерения параметров магнитного поля», Ленинград, 1980.
3. Журнал «Измерительная техника», 1960 г., №7.
4. Захаров К.В. Вены желудка человека. Автореф. дисс. Куйбышев.
5. Магнитные поля. – Женева: Всемирная организация здравоохранения, 1992. 156 с.
6. Маркизов А.М. Венозная система пищеварительного тракта человека. Куйбышев, 1959. 247 с.
7. Фрайден, Дж. Современные датчики. Справочник. – М.: Техносфера, 2006. 592 с.
8. Чернышева К. В. Исследование топографии сложных магнитных полей с помощью преобразователя Холла. XVI Туполевские чтения: Труды конференции. Том VI. – Казань: Изд-во Казан. гос. техн. ун-та, 2008.
9. Toldt Carl. Анатомический атлас для студентов и врачей. 7-е издание. 1913. С.-ПЕТЕРБУРГЪ: Издательство «Практическая Медицина» Выпуск V - Angiologia, Учение о сосудах с.685.
10. Бельский А.М., Бердников А.В., Семенова В.Е., Семенова К.В. Патент на полезную модель № 102481 от 10.03.2011. Устройство для измерения скорости кровотока.

ПРИМЕНЕНИЕ НЕЙРОПОДОБНЫХ СЕТЕВЫХ СТРУКТУР В ЗАДАЧАХ КЛАССИФИКАЦИИ ДЫХАТЕЛЬНЫХ ШУМОВ

Д.М. Ханеев

Научный руководитель – Филатова Н.Н., д-р техн. наук, профессор
Тверской государственной технической университет

Нейронные и нейроподобные сетевые структуры нашли широкое применение в задачах распознавании паттернов, к множеству подобных задач относится классификация образцов дыхательных шумов (ДШ).

Одной из перспективных сетевых структур для классификации является растущая пирамидальная сеть [1]. Пирамидальная сеть представляет собой ориентированный ациклический граф, все вершины которого имеют более чем одно заходящее ребро. Нижний слой сети представлен рецепторами – вершинами, не имеющими заходящих рёбер, на которые подаются возбуждающие сигналы.

В пирамидальной сети информация хранится путем ее отображения в структуре сети, информация об объектах и классах представлена ансамблями вершин (пирамидами), распределенными по всей сети. При внесении новой информации изменяется структура сети. В процессе построения сети формируются конъюнктивные классы объектов.

Структура сети формируется в процессе добавления в нее объектов из обучающей выборки. Первоначально сеть состоит из вершин без заходящих ребер (входные рецепторы). Сеть имеет иерархическую структуру, каждая вершина принадлежит определенному уровню (ярусу), входные рецепторы относятся к нулевому уровню.

Для тренировки сети используется обучение на примерах (Learning from Examples), у каждого объекта в обучающей выборке определяется принадлежность к классу нормы или патологии. В процессе обучения в структуре сети выделяются контрольные вершины классов, по совокупности которых в дальнейшем возможна классификация объектов тестовой или рабочей выборки.

Построение и обучение сети

В качестве признаков выбраны спектральные характеристики образцов ДШ, рассчитанные с помощью быстрого преобразования Фурье. Частота дискретизации записей ДШ f_x установлена в 11025 Гц, использовано окно преобразования Хемминга ($FW = 1024$), границы

частотного диапазона от 0 до 1000 Гц. Все объекты выборки нормализованы.

После нормализации производится фазификация объектов обучающей выборки по каждому признаку, функция принадлежности треугольная, количество термов 3. В результате каждый признак принимает одно из 3-х возможных значений (низкий/средний/высокий). Таким образом, каждый объект выборки представлен одномерным вектором (Входной вектор), состоящим из разложенных на термы признаков, размерность вектора определяется как $l = N * T$, где N - кол-во признаков, T - кол-во термов. Каждый элемент вектора принимает значение 1 или 0, т.е. его элементы является булевым типом.

Входные вектора всех объектов выборки последовательно подаются на рецепторы сети. Если на рецептор подан 1, он переходит в состояние возбуждения, 0 – неактивное состояние. После подачи на рецепторы сети каждого объекта обучающей выборки производится достройка сети, последовательно выполняются алгоритмы распространения возбуждения, алгоритм ввода новых вершин сети и алгоритм выделения контрольных вершин классов [2].

Классификация объектов

На вход сети подаются объекты из тестовой выборки в таком же виде как и на этапе построения сети, после чего выполняется алгоритм распространения возбуждения по сети и алгоритм подсчета количества возбужденных контрольных вершин классов, на основании чего делается вывод об отнесении объекта к классу, количество возбужденных контрольных вершин которого максимально среди других классов.

Результаты работы классификатора

Для обучения классификатора использовалась обучающая выборка, содержащая 161 образец, из которых 131 относятся к норме, а 23 к патологии.

Тестовые выборки представлены в табл. 1.

Табл. 1.

Распознавание классификатором тестовых выборок

Выборка	Кол-во объектов (норма/ патология)	Кол-во ошибок	Успешность распознавая, %
Тестовая выборка 1	16 (13/3)	2	87
Тестовая выборка 2	32 (25/7)	10	68

Из результатов работы сети видно, что успешность классификации сильно варьируется, но всё же остается довольно высокой, что говорит об адекватности применения рассмотренного типа нейронных сетей в задачах распознавания образцов ДШ.

Библиографический список

1. Гладун В.П. Партнерство с компьютером // Port-Royal. Киев. 2000.
2. Гладун В.П. Растущие пирамидальные сети // Новости искусственного интеллекта. №1. 2004.

**ИНФОРМАЦИОННАЯ ТЕХНОЛОГИЯ ОПРЕДЕЛЕНИЯ
ВЛИЯНИЯ ПОЧВ НА СОДЕРЖАНИЕ ТЯЖЕЛЫХ
МЕТАЛЛОВ В ПРОДУКТАХ ПИТАНИЯ**

А.П. Порван, А.Л. Петухова, Е.В. Высоцкая
Научный руководитель – А.И. Бых, д-р физ.-мат. наук, профессор
Харьковский национальный университет радиоэлектроники

В современном мире проблема накопления тяжелых металлов в продуктах питания, как результат экологического не благополучия развитых и развивающихся стран, является одной из основных. Тяжелые металлы опасны тем, что способны накапливаться в организме и образовывать высокотоксичные металлосодержащие соединения, вызывая у человека и животных ряд тяжелых и, порой, неизлечимых заболеваний. Учеными также установлен факт влияния на накопление металлов в растительной продукции природных и социально-экономических условий. При этом основным источником и, соответственно, фактором, обуславливающим накопление металлов, являются почвы, на которых произрастают растительные продукты питания. В свою очередь, информатизация современного общества требует разработки специализированных технологий и средств автоматизации, направленных на определение влияния природных, экологических и социально-экономических факторов на содержание тяжелых металлов в растительной пище.

Целью работы является разработка информационной технологии определения влияния почв на содержание тяжелых металлов в продуктах питания.

Предлагаемая информационная технология реализует методику определения влияния почв (фактор «Почвы») на содержание тяжелых метал-

лов в продуктах питания (отклик на фактор) с использованием методов математической статистики. Сначала происходит сбор информации о концентрации металлов (Fe, Mn, Zn, Cu, Ni, Pb, Al, Co, Cr, Cd) с учетом наиболее распространенных зональных грунтов. Для лесной зоны это дерново-подзолистые почвы, лесостепной – черноземы оподзоленные и типовые, степной – черноземы обычные, зоны Украинских Карпат – буроземы, степного Крыма – коричневые почвы. Всего было отобрано около 2000 проб из них больше 700 проб грунта и 1300 проб овощей, фруктов, лекарственных растений. Затем информация, измеренная в номинальных и порядковых шкалах, заносится в электронную таблицу. Далее проводится проверка гипотезы о гомогенности дисперсий статистических популяций с использованием теста Левине. Одним из преимуществ данного теста является то, что он не требует нормальности распределения отобранной статистической популяции. Результат теста показал не значимое отличие дисперсий. Исключение составляет один показатель – Pb, для которого $p < 0,05$. Далее провели дисперсионный анализ. В результате определили значимое влияние фактора «Почвы» на содержание металлов Fe, Mn, Zn, Ni, Al, Cr, Cd. К сожалению, не было выявлено значимого влияния фактора «Почвы» на содержание Co, Pb, Cu в продуктах питания.

Таким образом, разработанная информационная технология позволяет автоматизировать процесс выявления влияния почв на концентрацию тяжелых металлов в продуктах питания и принять оптимальное решение при выборе места расположения земельных наделов по выращиванию сельскохозяйственной продукции.

АППАРАТ ДЛЯ ЛЕЧЕБНОГО ВОЗДЕЙСТВИЯ ДИНАМИЧЕСКИМИ ТОКАМИ

Д.Д. Монашева

Научный руководитель – Мирина Т.В., канд. техн. наук, доцент
Уфимский государственный авиационный технический университет

Главной задачей медицины во все времена являлось улучшение здоровья, и человечество всегда стремилось найти что-то новое в методах лечения. К таким методам можно отнести лечение с помощью природных и физических факторов, более известных нам под названием физиотерапия. Сейчас невозможно представить себе больницу или поликлинику без отделения физиотерапии, в котором используются лечебные свойства магнитного или электрического поля, света, звука, теплового воздействия. Физиотерапия является одним из самых безо-

пасных методов лечения на сегодняшний день. Она не только не требует приема лекарственных препаратов, но и позволяет сократить прием лекарств в разы. Широкое распространение в настоящее время получил метод воздействия электрическим током, а именно диадинамотерапия. При этом на организм человека воздействуют низкочастотным импульсным током полусинусоидальной формы.

Повсеместное использование диадинамического тока в настоящее время обуславливается его ярко выраженным обезболивающим эффектом, а также заметно улучшается кровообращение и трофика тканей. Это связано с тем, что импульсный ток ритмически раздражает периферические нервные рецепторы, и наступает торможение болевой импульсации, идущей от патологического очага в центральную нервную систему. В результате действия импульсов тока на мышечную систему, мышечные волокна ритмически сокращаются, что улучшает циркуляцию крови, стимулирует лимфообращение, рассасываются перинервальные отеки. Даже после однократного воздействия диадинамическим током обезболивающее действие удерживается в течение четырех часов, а после проведения курсового лечения может быть полностью ликвидирован источник болевой импульсации. Однако в этом случае следует обратить внимание на то, что в ответ на действие импульсным током в тканях быстро развивается привыкание к нему. Для уменьшения этого эффекта следует во время процедуры производить чередование частот и видов тока в различных сочетаниях [1].

Таким образом, в процессе проведения процедур диадинамотерапии происходит рассасывание отеков, нормализация трофических процессов, улучшение кровообращения, а также увеличивается содержание кислорода в тканях организма. Диадинамические токи положительно влияют на кровоснабжение тканей, что способствует заживлению гнойных ран, язв и пролежней. При диадинамотерапии мышцы подвергаются сокращению и расслаблению, это способствует восстановлению ее функции. Эти положительные эффекты делают диадинамотерапию незаменимой для использования в современной физиотерапии.

Еще одним несомненным плюсом является относительная простота реализации прибора для диадинамотерапии, отсутствие сложных и громоздких блоков и легкость в управлении, так как оно заключается только в выборе вида тока и частоты.

Аппарат для лечения ДДТ предназначен для терапии различных болевых синдромов в физиотерапевтических кабинетах больниц, поликлиник, лечебно-профилактических учреждений и на дому.

Аппарат дает четыре вида тока:

1) Однополупериодный непрерывный (ОН) – импульсы тока синусоидальной формы с экспоненциальным срезом частотой 50Гц (рис.1).

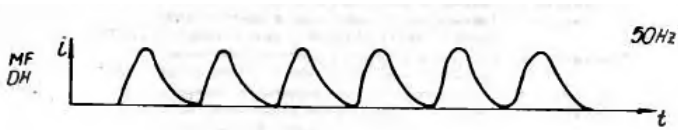


Рис. 1 - Однополупериодный непрерывный ток

2) Двухполупериодный непрерывный (ДН) – импульсы тока синусоидальной формы с экспоненциальным срезом частотой 100Гц (рис.2).

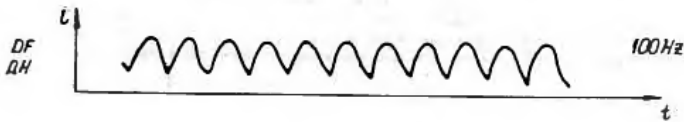


Рис. 2 - Двухполупериодный непрерывный ток

3) Однополупериодный волновой (ОВ) – серии импульсов тока вида ОН, огибающая которых нарастает от нуля до максимального значения, выдерживает это значение и спадает до нуля (рис.3).

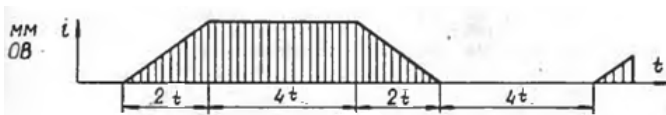


Рис. 3 - Однополупериодный волновой ток

4) Двухполупериодный волновой (ДВ) – серии импульсов тока вида ДН, огибающая которых нарастает от нуля до максимального значения, выдерживает это значение, а затем спадает до нуля (рис.4).

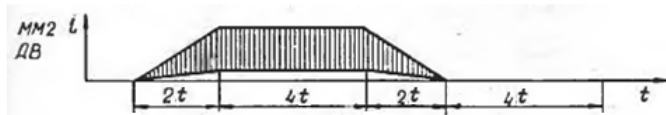


Рис. 4 - Двухполупериодный волновой ток

Структурная схема аппарата представлена на рис.5.

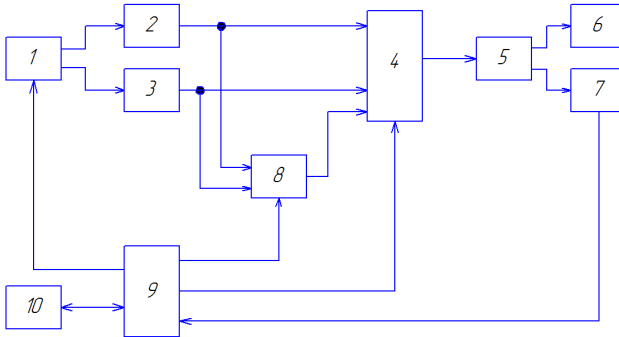


Рис. 5 - Схема структурная аппарата для лечебного воздействия диадинамическими токами

- 1 – генератор синусоидального сигнала;
- 2 – схема формирования однополупериодного сигнала;
- 3 – схема формирования двухполупериодного сигнала;
- 4 – ключ;
- 5 – преобразователь напряжение-ток;
- 6 – электроды;
- 7 – схема защиты;
- 8 – схема формирования трапециидального сигнала;
- 9 – блок управления и индикации;
- 10 – клавиатура.

Сигнал с генератора синусоиды 1 поступает на схему формирования однополупериодного сигнала 2 с интегратором или на схему формирования двухполупериодного сигнала 3 с интегратором. Схемой формирования трапециидального сигнала 8 является умножающий ЦАП, опорным напряжением которого может быть как однополупериодный сигнал так и двухполупериодный сигнал. Выбор вида воздействующего тока осуществляется ключом 4. Далее сигнал после преобразователя напряжение-ток поступает на электроды 6 и на схему защиты 7. При превышении током заданного значения, данные со схемы защиты поступают на блок управления и индикации 9, который управляет работой всей схемы. В качестве блока управления и индикации используется микропроцессор с подключенным к нему дисплеем. Выбранный режим вводится в микропроцессор с помощью клавиатуры 10.

Преимуществом данной схемы аппарата является портативность конструкции. А введение в структуру микропроцессора обеспечивает плавное задание любой необходимой частоты и времени воздействия

посредством клавиатуры, что значительно упрощает работу с аппаратом и повышает эффективность проведения процедур.

Библиографический список

1. Боголюбов В.М., Пономаренко Г.Н. Общая физиотерапия. М.: Медицина, 2003. 480 с.
2. Гусев В.Г. Получение информации о параметрах и характеристиках организма и физические методы воздействия на него. М.: Машиностроение, 2004. 597 с.

**ОЦЕНКА ЭЛЕКТРОЭФФЕКТИВНОСТИ АРХИТЕКТУРЫ
ТРЕХФАЗНЫХ ЭЛЕКТРИЧЕСКИХ СЕТЕЙ С
НЕЛИНЕЙНЫМИ НАГРУЗКАМИ КОМПЬЮТЕРНОГО
ТИПА В МЕДИЦИНСКИХ УЧРЕЖДЕНИЯХ**

В.А. Линьков, П.В. Линьков, Ю.В. Линьков, Н.В. Вишняков,
С.Н. Вишнякова, А.К. Мусолин
Рязанский государственный радиотехнический университет

При возрастающих с каждым годом тарифах на электроэнергию становится актуальной проблема минимизации потребления медицинскими учреждениями электроэнергии. Для выявления скрытых резервов минимизации электропотребления и отработки новых методик снижения потерь, авторами был произведен контроль качества электроэнергии на территории медицинского учреждения. Испытания проведены в соответствии с ГОСТ Р 53333-2008 аттестованным приборам для измерения качества электроэнергии «Прорыв КЭ» в течение 3 месяцев, круглосуточно в рабочие и выходные дни. Анализ результатов показал несоответствие по некоторым пунктам ГОСТ-Р 53333-2008 [1], а именно по коэффициенту n -ой гармонической составляющей напряжения (превышение уровня тех или иных гармоник) и по коэффициенту несимметрии напряжений по нулевой последовательности (разбалансировка величин мощностей по фазам А, В, С от хаотичного времени включения и выключения нагрузок).

Коэффициент несимметрии напряжения по нулевой последовательности K_{0U_i} в процентах определялся, как результат i -го наблюдения вычисляется по формуле (1) рекомендуемой ГОСТ 13109-97[2]

$$K_{0U_i} = \frac{\sqrt{3}U_{0(1)i}}{U_{1(1)i}} \cdot 100 \quad (1)$$

где $U_{1(1)i}$ — действующее значение междуфазного напряжения прямой последовательности основной частоты (выражение 2), $U_{0(1)i}$ — действующее значение напряжения нулевой последовательности основной частоты трехфазной системы напряжений в i -ом наблюдении (выражение 3),

$$U_{1(1)i} = \sqrt{\frac{1}{12} \left[\left(\sqrt{3}U_{AB(1)i} + \sqrt{4U_{BC(1)i}^2 - \left(\frac{U_{BC(1)i}^2 - U_{CA(1)i}^2}{U_{AB(1)i}} + U_{AB(1)i} \right)^2} \right)^2 + \left(\frac{U_{BC(1)i}^2 - U_{CA(1)i}^2}{U_{AB(1)i}} \right)^2 \right]} \quad (2)$$

где $U_{AB(1)i}$, $U_{BC(1)i}$, $U_{CA(1)i}$ — действующие значения междуфазных напряжений основной частоты в i -ом наблюдении

$$U_{0(1)i} = \frac{1}{6} \sqrt{\left[\frac{U_{BC(1)i}^2 - U_{CA(1)i}^2}{U_{AB(1)i}} - 3 \cdot \frac{U_{B(1)i}^2 - U_{A(1)i}^2}{U_{AB(1)i}} \right]^2 + \left[\sqrt{4U_{BC(1)i}^2 - \left(U_{AB(1)i} - \frac{U_{BC(1)i}^2 - U_{CA(1)i}^2}{U_{AB(1)i}} \right)^2} - 3 \sqrt{4U_{B(1)i}^2 - \left(U_{AB(1)i} - \frac{U_{B(1)i}^2 - U_{A(1)i}^2}{U_{AB(1)i}} \right)^2} \right]^2} \quad (3)$$

Для анализа динамики трансформации искрений и корреляции их появления в зависимости от всплесков мгновенной мощности использовались следующие вспомогательные приборы: «Анализатор предвестников аварий и пожаров в электрических сетях», структура которого приведена в Л.[3] и «Анализатор качества сети», структура которого приведена в Л [4].

Появление гармоник в электрических сетях медицинских учреждений обусловлено наличием нелинейных нагрузок (компьютерного типа), т.е. форма тока потребляемая нагрузкой отличается от формы питающего напряжения. Более 80% потребляемой мощности в медицинском учреждении, приходится на так называемые «компьютерные нагрузки». Это системные блоки, мониторы, томографы, УЗИ, конди-

ционеры, энергосберегающие осветительные приборы, холодильники, системы охраны и пожарной безопасности, серверы и т.д. Электрические сети многих медицинских учреждений были спроектированы в 50-60 годах прошлого века без учета «компьютерных нагрузок», которых в то время не было. При этом общее количество компьютерных нагрузок, во многих медицинских учреждениях превышает 100 шт. которые, в свою очередь разделяются на три класса по типу используемых блоков питания. 1)- без цепей коррекции коэффициента мощности (FP), 2)- с пассивной коррекцией FP; 3) - с активной коррекцией FP, и подклассы по типу загрузки материнской платы и мощности видеокарты а) - работа с текстами; б)- работа с 3D графикой (мощность, потребляемая компьютером из сети в разных режимах работы, может отличаться в 2 раза).

В результате работ по анализу качества электроэнергии и диагностики качества электрической сети медицинских учреждений было получено следующее (4) условие (расшифровка компонент которого, приводится в выражениях (5-9)) - для минимизации электропотребления и осуществления балансировки трехфазной сети содержащей нелинейные (компьютерные) нагрузки:

$$\left. \begin{aligned} FS_A(t) &= FS_B(t) = FS_C(t) \\ PF_A &= PF_B = PF_C = 1 \\ D_A + D_B + D_C &= 0 \end{aligned} \right\}, \quad (4)$$

где $D = \sqrt{S^2 - P^2 - Q^2}$ - мощность искажения при наличии гармоник;

$PF = \frac{P}{S}$ - коэффициент мощности;

где $S^2 = \left(\sum_{n=1}^{\infty} U_n^2 \right) \cdot \left(\sum_{n=1}^{\infty} I_n^2 \right)$ - полная мощность;

$P = \sum_{h=1}^{\infty} U_h I_h \cos \varphi_h$ - активная мощность сигнала содержащего гармоники;

$Q = U_1 I_1 \sin \varphi_1$ - реактивная мощность для основной частоты;

Приведенное выше условие идеальной балансировки трехфазной сети проводимой с целью минимизации потребляемой электрической энергии, предъявляет следующие требования к потребителям энергии:

1. Величины мгновенной полной потребляемой мощности по каждой из фаз должны быть равны и синхронизированы по времени.

2. Емкостные и индукционные составляющие нагрузки должны, подобраны так, чтобы их величины компенсировали друг друга.
3. Соблюдались условия отсутствия гармоник, резонансов, искрения контактов, разогрева проводников и изоляторов, отсутствие не контролируемых утечек электроэнергии и электрокапиллярных эффектов.
4. Коммутация нагрузок осуществляется в момент перехода напряжения через ноль.
5. Осуществление мониторинга и нейтрализации постановщиков активных и пассивных помех в электрическую сеть медицинского учреждения.

Эффективность предложенных мероприятий подтверждено физическим моделированием архитектуры компонентов компьютерных классов в реальных условиях ВУЗа. Для оценки экономии электроэнергии использовался измеритель показателей качества электрической энергии Ресурс-UF-2М-3Т52-5-100-1000 с погрешностью измерения $\pm 0.5\%$. Минимальная экономия активной мощности составила от 4 до 9%, в зависимости от первоначальной случайно организованной «удачной» или «неудачной» компоновки компьютеров по фазам А-В-С и других компонентов электрической сети влияющих на величину коэффициента мощности.

Библиографический список

1. ГОСТ Р 53333-2008 Контроль качества электрической энергии в системах электроснабжения общего назначения.
2. ГОСТ 13109-97. Межгосударственный стандарт. Электрическая энергия. Совместимость технических средств электромагнитная. Нормы качества электрической энергии в системах электроснабжения общего назначения.
3. Патент RU № 2309461 «Способ определения времени возникновения предпожарной ситуации от искрения в электрической сети и устройство для его осуществления». Линьков В.А, Линьков П.В. Линьков Ю.В.
4. А.С. SU № 1755203 «Анализатор качества сети» Линьков В.А.

СРЕДСТВА ДЛЯ СОЗДАНИЯ ОБЩЕРОССИЙСКОЙ БАЗЫ ДАННЫХ В ПРОГРАММНОМ КОМПЛЕКСЕ «ЦЕНТР ЗДОРОВЬЯ»

Е.Ю. Шукейло

Научный руководитель – Нисковский А.В., начальник ОСТех
СПбГЭТУ «ЛЭТИ», старший преподаватель
Санкт-Петербургский государственный электротехнический универси-
тет «ЛЭТИ» им. В. И. Ульянова (Ленина)

С 2009 года в России запущена государственная программа по формированию у населения приоритетов здорового образа жизни «Здоровая Россия». Основой мероприятий программы являются центры здоровья, которые стали открываться в каждом регионе на базе региональных и муниципальных учреждений. В данный момент их количество по стране более 500, из них 5 в Ленинградской области, 22 в Санкт-Петербурге, 5 в Рязанской области [1].

В этих центрах любой гражданин России, имея при себе паспорт и полис обязательного медицинского страхования, может получить консультации многопрофильных специалистов. Аппаратура, которой оснащены центры, обеспечивает скрининг – поверхностное обследование, которое не претендует на статус диагноза, но способно выявить факторы, в той или иной степени представляющие риск для здоровья, в случае если человек не предпримет мер для его предотвращения. О них посетителю сообщает врач на основе информации, полученной с медицинского оборудования. При этом учитываются такие сведения, как: образ жизни (режим питания, сна, длительность рабочего дня), резервы организма, параметры физического развития и индивидуальная предрасположенность к возникновению конкретных проблем со здоровьем. Информация о пациенте и результаты обследования заносятся в карту здоровья, которая хранится в базе данных (БД) центра, а её копия выдаётся пациенту на руки. При необходимости врачи центра здоровья дают направление на прием к специалистам поликлиник для углубленного медицинского осмотра и лечения [2].

В соответствии с приказом Минздравсоцразвития России № 597н от 19 августа 2009 г. в рамках государственного контракта № К-29-Т/341 от 6 ноября 2009 г. ООО «СофтТраст» разработало комплекс прикладных программ (далее ПК) типовой информационной системы поддержки мероприятий по развитию профилактического направления медицинской помощи, направленной на поддержание здорового образа жизни (ПК «Центр здоровья»). ПК «Центр здоровья» предназначен для учета пациентов при прохождении профилактического скрининга в

центрах здоровья при лечебно-профилактических учреждениях (ЛПУ), а также для ведения региональных информационных ресурсов и статистической отчетности в субъекте РФ. В состав комплекса включены экспертные системы: «Анализ состояния питания человека», «Автоматизированный комплекс для диспансерных обследований», «Кардиомониторинг» [3].

В презентации ПК «Центр здоровья» [4] представлено взаимодействие уровней системы (рис.1).

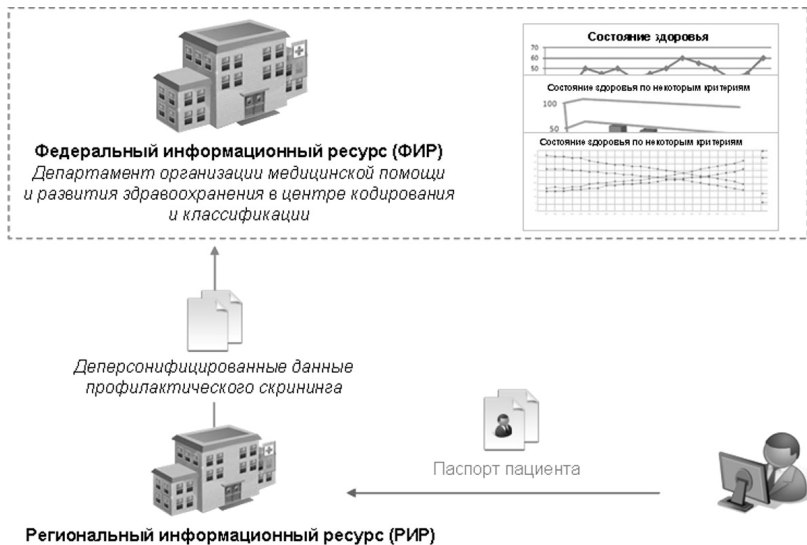


Рис. 1 - Взаимодействие уровней системы

В каждом центре здоровья при ЛПУ есть БД, в которой содержится информация из паспорта здоровья каждого пациента, обратившегося в центр и прошедшего там обследование. Данная информация пересылается в БД регионального центра, которая, в свою очередь, хранит сведения из паспортов здоровья пациентов, полученные из всех центров данного региона. Сводные данные профилактического скрининга из этой БД отправляются в федеральный центр, где проводится их анализ, составляются графики о состоянии здоровья жителей субъекта РФ и разрабатывается комплекс мер по улучшению здравоохранения.

В этой системе отсутствует ещё один уровень – общероссийский информационный ресурс. Поэтому необходимо создать единый центр информации в Москве, в который будут поступать сведения из

паспортов здоровья пациентов, обратившихся в любой центр здоровья РФ. Эти сведения целесообразно хранить в БД. Таким образом, специалистам, работающим в едином центре информации, будут предоставлены возможности, описанные ниже.

- Наличие постоянного доступа к сведениям о здоровье граждан страны и проведение детального анализа этих сведений в режиме реального времени без ожидания получения документации из субъектов РФ.
- Формирование статистики о здоровье граждан страны в целом и ее представление в форме графиков и диаграмм.
- Своевременное предоставление отчетной документации руководству Минздравсоцразвития РФ.
- Планирование мероприятий для повышения охраны здоровья граждан страны.
- Предоставление обоснований для принятия новых законов в сфере здравоохранения.

Работа департаментов в субъектах РФ значительно упростится, поскольку им не нужно будет заниматься формированием пакета документов для дальнейшей пересылки их в департамент развития здравоохранения города Москвы – эта информация уже будет представлена в единой общероссийской БД.

ПК «Центр здоровья» реализован с использованием системы управления базами данных (СУБД) Microsoft SQL Server. Для центров здоровья MS SQL Server 2005 Express Edition поставляется бесплатно, для запуска компоненты ПК на региональном уровне необходимо самостоятельно купить MS SQL Server 2005 Standart Edition. Это обусловлено тем, что в бесплатной версии MS SQL Server максимальный размер базы равен 4 Гб. БД региона, безусловно, хранит информацию, по размеру превышающую данную цифру. Разработка ПК велась согласно требованиям технического задания, предоставленного Минздравсоцразвития РФ, и все права на программный продукт и документацию принадлежат данному ведомству. Поэтому достаточно сложно оценить, без отправления специального запроса в эту организацию, по какому принципу выбрана именно СУБД фирмы Microsoft. Использование данной СУБД лишает ПК важного преимущества – наличия кроссплатформенности, т.е. возможности работать более чем на одной аппаратной платформе и/или операционной системе. MS SQL Server поддерживается только платформами Microsoft Windows. СУБД фирмы Oracle или СУБД фирмы Sybase по техническим параметрам не уступающие, а в некоторых случаях даже превышающие, СУБД фирмы Microsoft являются более удачным выбором для использования в

данном ПК. Если бы речь шла об экономии денежных средств, то наиболее удачным выбором стала бы свободная СУБД PostgreSQL. Она представляет собой open-source проект, т.е. является программным обеспечением с открытым исходным кодом и распространяется бесплатно. PostgreSQL поддерживает полные и развитые наборы средств для управления данными, реализует максимально возможную гибкость и функциональность. Сообщество разработчиков стремится сделать её максимально приближенной к стандарту для разрабатываемых СУБД с целью создания полноценной замены коммерческих продуктов. Использование PostgreSQL на открытой ОС Linux приводит к значительному снижению денежных средств, выделенных на реализацию проекта. СУБД фирм Oracle, Sybase и PostgreSQL поддерживают различные модификации платформ Microsoft Windows, Linux, Solaris, Mac OS X и некоторых других.

По информации, представленной в презентации ПК «Центр здоровья» [4], ПК прошел все испытания и успешно используется с 1 декабря 2009 года. Поэтому заменять MS SQL Server на более совершенную СУБД в данный момент излишне. Если же в ходе работы данного ПК возникнут новые требования, например, наличие кроссплатформенности или снижение затрат на техническую поддержку программных продуктов, входящих в его состав, то более детальное рассмотрение характеристик других СУБД, обязательно.

В настоящее время наиболее актуальной является проблема разработки единой общероссийской БД. В СУБД MS SQL Server есть средства для создания локальных таблиц прокси. Такие таблицы обеспечивают отображение удаленных таблиц, которые находятся на других серверах (в данном случае на серверах, где находятся БД субъектов РФ). При этом обработка данных ведется так же, как если бы эти данные находились на локальном сервере. При выполнении запроса, для которого требуются данные из удаленных таблиц, внутри системы определяется местоположение в памяти, после чего обеспечивается доступ к удаленному местоположению для получения данных. Таким образом, у специалистов из единого центра информации в Москве появится возможность просматривать информацию из таблиц региональных БД. Также правильно сводить в одну таблицу общероссийской БД информацию из одноименных таблиц БД субъектов РФ. Для обеспечения импорта данных в сводные таблицы и их дальнейшее обновление в связи с изменениями в удалённых таблицах, можно с помощью средств MS SQL Server создать одну или несколько процедур (в зависимости от структуры БД субъектов РФ). Ниже представлен один из возможных алгоритмов работы такой процедуры. Под id в

данном случае следует понимать уникальный идентификатор паспорта здоровья пациента.

- Вставка записи в сводную таблицу из удалённой таблицы происходит, если в сводной таблице не обнаружилось ни одной записи, в которой значение в поле id равно значению в поле id из удалённой таблицы.
- Обновление записи в сводной таблице на основании данных из удаленной таблицы, если в сводной таблице обнаружилась запись, в которой значение в поле id равно значению в поле id из удалённой таблицы.
- Удаление записи из сводной таблицы происходит, если в удаленной таблице не обнаружилось ни одной записи, в которой значение в поле id равно значению в поле id из сводной таблицы.

Грамотная разработка структуры единой общероссийской БД и ее реализация с помощью средств MS SQL Server позволит создать надежное хранилище для сбора и накопления информации о состоянии здоровья граждан РФ. Содержимое этой БД будет доступно специалистам для просмотра в любой момент, что позволит им сократить время на рассмотрение, анализ и оценку собранных данных. В связи с этим возрастет оперативность принятия решений в сфере здравоохранения.

Библиографический список

1. Medtown. Центры здоровья – профилактика лучше лечения. <http://medtown.ru/zdorovaya-russia.htm>
2. Донцова И. Как не стать больным, объяснят в Центре здоровья. <http://doctorpiter.ru/articles/141/>
3. ФГБУ «ЦНИИОИЗ» Минздравсоцразвития России. Программный комплекс «Центр здоровья». <http://www.mednet.ru/ru/czentr-zdorovya.html>
4. Минздравсоцразвития России. Программный комплекс «Центр здоровья». <http://www.mednet.ru/hc/Центр%20здоровья.ppt>

ВЫЧИСЛЕНИЕ КОЭФФИЦИЕНТОВ ДЛЯ ОПРЕДЕЛЕНИЯ КОНЦЕНТРАЦИИ ГЛЮКОЗЫ В КРОВИ

Е.В. Власова, О.О. Голубятников, О.А. Остапенко, А.Ю. Потлов,
Д.А. Семенов

Научный руководитель – Глинкин Е.И., д-р техн. наук, профессор
Тамбовский государственный технический университет

Рассмотрены различные варианты вычисления коэффициентов и проанализированы полученные результаты для выявления наиболее рационального.

Нарушения углеводного обмена является следствием целого ряда заболеваний. В случае с сахарным диабетом контроль уровня глюкозы в крови должен осуществляться постоянно. В ежедневной медицинской практике на современном этапе применяются инвазивные методы определения концентрации глюкозы в крови, такие как редуктометрические, колориметрические, ферментативные [1]. Перспективным направлением развития лабораторной диагностики является разработка и внедрение неинвазивных методов определения концентрации глюкозы в крови. Определять его можно по температуре, по анализу выдыхаемого воздуха, по артериальному давлению.

Наиболее перспективным является способ определения концентрации глюкозы в крови по уровню артериального давления, запатентованный для предварительной диагностики сахарного диабета 2 типа и может широко применяться при профилактических обследованиях населения.

Обследование проводят утром, натощак, путем измерения параметров систолического и диастолического артериального давления последовательно на левой и правой руках пациента, а в качестве критерия для определения концентрации глюкозы в крови используют безразмерный коэффициент корреляции, представляющий собой отношение наибольшего из измеренных значений систолического артериального давления на левой и правой руках к наименьшему из измеренных значений диастолического артериального давления на левой и правой руках, при этом каждому значению коэффициента корреляции соответствует единственное значение показателя концентрации глюкозы в крови, которое определяют опытным путем.

Повышение безопасности способа достигают за счет исключения забора крови для проведения анализа, так как обследование проводят путем измерения параметров артериального давления (АД) при помощи сфигмоманометра и фонендоскопа. Уменьшения затрат дости-

гают вследствие применения для диагностики универсальной измерительной аппаратуры, имеющей более низкую стоимость.

Параметры кровяного давления в наибольшей степени характеризуют системное функциональное состояние организма в норме и патологии. У здоровых людей, в норме, уровни систолического и диастолического АД соответственно на обеих руках одинаковы или отличаются незначительно, а их отношение согласно критериям ВОЗ составляет $1,5 \pm 0,02$. В случае заболевания изменяются как абсолютные показатели АД, так и их соотношение на левой и правой руках.

Взаимозависимость нарушений углеводного обмена и заболеваний сердечно-сосудистой системы считается очевидной, так как организм является гомеостатической, саморегулирующейся системой, приспособляющейся к условиям существования.

На основании проведенных экспериментальных исследований была установлена корреляционная связь между уровнем глюкозы в крови и показателями АД у больных сахарным диабетом II типа [2]. Доказано, что артериальное давление увеличивается с повышением концентрации глюкозы в крови [3]. При этом систолическое АД возрастает сильнее, чем диастолическое, что приводит к увеличению разности показателей систолического и диастолического АД, а следовательно, и отношения этих показателей по мере повышения концентрации глюкозы в крови. Отношение показателей систолического АД к диастолическому АД однозначно и качественно характеризует уровень гликемии, поэтому оно было выбрано нами для описания взаимозависимости между концентрацией глюкозы в крови и показателями АД. Методом математической статистики выведены эмпирические уравнения, описывающие эту взаимозависимость [3].

$P = 0,245 \cdot e^{1,9 \cdot K}$, где P - содержание глюкозы в крови, ммоль/л; e - постоянная, $e \approx 2,71828$; K - коэффициент корреляции.

Рассчитав коэффициент корреляции, можно определить содержание глюкозы в крови, используя приведенную формулу.

К преимуществам предлагаемого способа диагностики по сравнению со способом-прототипом относится сокращение времени обследования, возможность быстрой обработки результатов на ЭВМ и постановки диагноза, выявление скрытых форм сахарного диабета. Недостатками метода являются низкая точность, обусловленная использованием только лишь методов математической статистики, модель не отражает физический смысл, отсутствуют информативные параметры.

Применение методов математической статистики в способе влечет за собой усреднение полученных результатов. На основе выборки

большого числа пациентов разного возраста, с различной степенью тяжести протекания заболевания были выведены эмпирические уравнения, из которых рассчитаны коэффициенты корреляции. В дальнейшем эти, единые для всех, коэффициенты применялись для определения уровня концентрации глюкозы в крови. С одной стороны такой подход ведет к универсальности применения метода, но, в то же время, не учитывает индивидуальных особенностей человеческого организма. Это ведет к возникновению методической погрешности.

Индивидуальный подход к расчету коэффициентов снижает методическую погрешность способа определения концентрации глюкозы в крови.

Предложим аналитическую модель в явном виде, содержащую информативные параметры отражающие физику процесса: $P(n) = P_0 \cdot \exp^{n/n_0}$ ммоль/л, где $P_0 = 0.245$ ммоль/л – предельное содержание глюкозы в крови (взято из экспериментальных данных), n - текущее значение отношения максимального систолического артериального давления к минимальному диастолическому артериальному давлению, n_0 - предельный параметр отношения максимального систолического артериального давления к минимальному диастолическому артериальному давлению.

Для этой модели можно предложить следующие способы определения информативных параметров:

- путем аппроксимации экспериментальных данных;
- расчет коэффициентов для двух контрольных точек.

Для реализации первого способа необходима большая выборка, т.е. для одного человека необходимо сделать множество измерений артериального давления и уровня глюкозы в крови. Причем для точного расчета необходимы именно инвазивные измерения уровня глюкозы. Чтобы вычислить информативные параметры P_0 и n_0 проводят аппроксимацию зависимости уровня глюкозы (измеренного инвазивно) от отношения максимального систолического артериального давления к минимальному диастолическому артериальному давлению. Для аппроксимации используют экспоненциальную зависимость, ведь именно она отражает физический смысл процесса. Из полученного выражения легко определить информативные параметры. Причем физическая и ее информативные параметры могут быть определены для каждого человека.

Для реализации второго способа достаточно иметь всего два инвазивных измерения уровня глюкозы и соответствующие им измерения артериального давления (на левой и правой руках). Для известной

аналитической модели $P(n) = P_0 \cdot \exp^{n/n_0}$ из системы двух уравнений несложно вычислить значение информативных параметров P_0 и n_0 . Как и в предыдущем случае, аналитическая модель и ее информативные параметры учитывают индивидуальные особенности конкретного человеческого организма.

Для оценки эффективности этих методов проанализируем графики зависимости $P(n)$ для трех описанных случаев и вычислим погрешности, приняв за эталон способ-прототип, основанный на методах математической статистики (рис. 1).

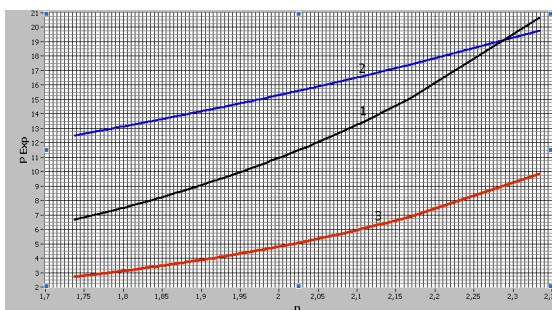


Рис. 1 – Графики зависимости уровня глюкозы от отношения давлений

Как видим, график, построенный по коэффициентам способа-прототипа (1) находится посередине между кривой (2), полученной путем аппроксимации экспериментальных данных, и кривой (3), полученной путем расчета коэффициентов для двух контрольных точек. Причем последняя кривая наилучшим образом повторяет форму кривой способа-прототипа.

Такое расположение кривых говорит об усреднении коэффициентов, используемых для расчета уровня глюкозы в крови по способу-прототипу. Это свидетельствует об усреднении результатов исследования, что ставит под сомнение возможность применения способа-прототипа для точного определения уровня глюкозы в крови каждого конкретного человека.

Количественно оценив относительную погрешность вычисления уровня глюкозы в крови для этих методик, приняв за эталон определение уровня глюкозы с использованием способа-прототипа, видим, что погрешность способа «контрольных точек» (рис. 2) численно ниже, а график ее отражает прямую зависимость между снижением погрешности измерения с ростом отношения максимального систолического артериального давления к минимальному диастолическому артериальному давлению. Для графика погрешности способа аппроксимации

экспериментальных данных (рис. 3) также характерно снижение погрешности с ростом отношения максимального систолического артериального давления к минимальному диастолическому артериальному давлению, однако оно происходит по экспоненте (по экспоненциальному закону).

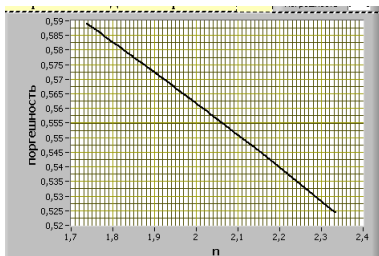


Рис. 2 – Графики погрешности способа «контрольных точек»

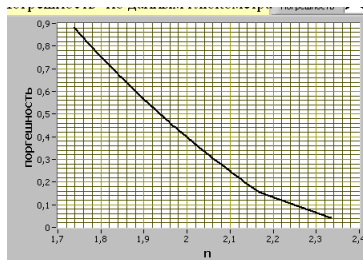


Рис. 3 – Графики погрешности способа аппроксимации экспериментальных данных

Такой вид графиков может быть обусловлен тем, что расчет производился одним способом для одного человека, а другим – для другого.

Именно благодаря такому подходу можно увидеть, что способ-прототип основан на усреднении экспериментальных данных, полученных для большой выборки пациентов, и не учитывает индивидуальных особенностей человеческого организма.

Таким образом, целесообразно производить расчет информативных параметров физической модели отражающей оптимальным образом зависимость уровня глюкозы в крови от отношения максимального систолического артериального давления к минимальному диастолическому артериальному давлению для каждого конкретного человека. Информативные параметры чувствительны к внешним факторам и однозначно определяют вид функции зависимости уровня глюкозы в крови P от отношения максимального систолического артериального давления к минимальному диастолическому артериальному давлению n .

Библиографический список

1. Камышников В.С. Справочник по клинико-биохимическим исследованиям и лабораторной диагностике. Минск: МЕД-пресс-информ, 2009. 912 с.
2. Эльбаев А.Д., Курданов Х.А., Эльбаева А.Д. Диагностические аспекты взаимосвязи параметров гемодинамики и уровня

- глюкозы в крови// Клиническая физиология кровообращения, 2006. №3. с. 15-20.
3. Патент №2198586 РФ, МКИ А64В5/022: Способ определения концентрации глюкозы в крови/ Эльбаев Д.А., Акаева С.А., Курданов Х.А.(Кабардино-Балкарский государственный университет)// Изобретения. Полезные модели. – 2003. - №5. – С. 280 – 281.

ОЦЕНКА ИЗМЕНЕНИЯ КАЧЕСТВА ПРИЗЕМНОГО СЛОЯ АТМОСФЕРНОГО ВОЗДУХА Г. РЯЗАНЬ ПОД ВОЗДЕЙСТВИЕМ АВТОТРАНСПОРТА С ПОМОЩЬЮ МЕТОДОВ ЭКОЛОГИЧЕСКОГО МОНИТОРИНГА

Э.А. Гладкова

Научный руководитель – Иванов Е.С., д-р с.-х. наук, профессор
Рязанский государственный университет имени С.А.Есенина

Изучение загрязнения атмосферы на рассматриваемой территории необходимо дополнять результатами его воздействия на компоненты окружающей среды.

Цель работы – оценка изменения качества приземного слоя атмосферного воздуха г. Рязань под воздействием автотранспорта с помощью методов экологического мониторинга.

Задачи: расчет максимальных концентраций загрязняющих веществ в районах с различной интенсивностью движения автотранспорта; изучить лишайники-эпифиты в зоне влияния автотранспорта; сопоставить влияние автотранспорта с особенностями лихенофлоры.

Модель рассеивания ЗВ от передвижных источников, в приземном слое атмосферного воздуха рассчитывалась при помощи УПРЗА «Эколог», версия 3.0 согласованной с ГГО им. А.И. Воейкова. На выходе были получены среднесезонные концентрации загрязняющих веществ от автотранспорта, в мг/м^3 , а также максимальные концентрации (в долях ПДКм.р.) загрязняющих веществ в воздухе от выбросов автотранспорта в периоды неблагоприятных метеорологических условий (НМУ), приводящих к формированию высокого уровня загрязнения воздуха. Закладка пробных площадей (100x100 м) осуществлялась с учетом изолиний концентраций ЗВ на карте г. Рязань. Видовой состав лишайников-эпифитов изучался в период с марта 2010г. по

октябрь 2011г. Лишайники исследовались на стволе форофита средних размеров, одного возрастного и видового состава. Сбор лишайников для идентификации осуществлялся на высоте 1,5-2 м.

Камеральная обработка сборов лишайников осуществлялась на кафедре экологии, ботаники и охраны природы ФГБОУ ВПО «Самарского государственного университета», с помощью микроскопов МБУ-4, МБС-10, реактивов едкий калий (КОН), парафенилендиамин (Р) и определительных ключей [5,10,11]. Анализ полученных результатов проводился с использованием методов токситолерантных шкал лишайников [1].

На территории Лесопарка получены наименьшие показатели среднесезонных и максимально-разовых (в долях ПДКм.р.) концентраций загрязняющих веществ в воздухе от выбросов автотранспорта. Тем не менее, в периоды неблагоприятных метеорологических условий, приводящих к формированию высокого уровня загрязнения воздуха, на территории Лесопарка УПРЗА было зафиксировано: более 7 ПДКм.р. по диоксиду азота, более 3 ПДКм.р. по свинцу, 2 ПДКм.р. по оксиду углерода.

Сравнительно невысокие значения среднесезонных концентраций загрязняющих веществ в воздухе от выбросов автотранспорта на территории Лесопарка объясняются удаленностью расположения данной рекреационной территории относительно крупных транспортных развязок. Однако, при совместном действии ряда метеорологических факторов, обуславливающих ухудшение качества атмосферного воздуха, в районе Лесопарка создаются такие концентрации загрязняющих веществ, при которых формируется высокий уровень загрязнения атмосферного воздуха.

На территории парка советско-польскому братству по оружию, расположенном в Московском районе, г. Рязань увеличились значения концентраций с двукратным превышением ПДКм.р., а также УПРЗА было зафиксировано десятикратное превышение ПДКм.р. по диоксиду азота.

На территории парка «Рюмина Роцца» были получены наибольшие значения концентраций. Нарастание концентраций загрязняющих веществ от выбросов автотранспорта связано с разветвленной сетью автодорог интенсивного движения с регулируемыми и нерегулируемыми перекрестками в районе парка «Рюмина Роцца». Выявлено превышение ПДКм.р. по диоксиду азота – в 11 раз, по свинцу – в 4 раза, по предельным углеводородам и окиси углерода \approx в 3 раза.

Таким образом, парк «Рюмина Роцца», расположенный в Железнодорожном округе города Рязани характеризуется высокими концен-

трациями загрязняющих веществ, содержащихся в приземном слое атмосферного воздуха в результате выбросов автотранспорта.

Данные расчетного мониторинга загрязнения атмосферы послужили основой для изучения локальных изменений лишайнобиоты этих территорий.

На территории Лесопарка обнаружены: *Phaeophyscia orbicularis* (Neck.) Moberg с апотециями (морфологические адаптации к сухости воздуха), *Phaeophyscia nigricans* (Flk.) Moberg (деформации: не развит гимениальный слой, апотеции, некрозы), *Parmelia sulcata* Tayl., *Opegrapha rufescens* Pers. var. *rufescens f. rufescens*, *Physcia tenella* (Scop.) DC., *Parmelia tenella* Ach., *Lepraria cf. incana* (L.) Ach, *Xanthoria parietina* (L.) Th.Fr.

На территории парка советско-польскому братству по оружию обнаружены: *Physcia aipolia* (Ehrh. Ex Humb.) Furnr. var. *aipolia*, *Physcia dimidiata* (Arnold) Nyl., *Phaeophyscia nigricans* (Flk.) Moberg, *Xanthoria parietina* (L.) Th.Fr. (с ослабленной пигментацией), *Caloplaca cerina* (Ehrh. ex Hedw.) Th.Fr., *Physcia stellaris* (L.) Nyl., *Phaeophyscia orbicularis* (Neck.) Moberg, *Opegrapha rufescens* Pers. var. *rufescens f. rufescens*, *Lecanora saligna* (Schrad.) Zahlbr. с некрозом.

На территории парка «Рюмина Роща» обнаружены: *Caloplaca cerina* (Ehrh. ex Hedw.) Th.Fr., *Hypogymnia physodes* (L.) Nyl., *Opegrapha rufescens* Pers., *Parmelia sulcata* Tayl. f. *sulcata*, *Phaeophyscia nigricans* (Flk.) Moberg, *Phaeophyscia orbicularis* (Neck.) Moberg, *Physcia adscendens* (Fr.) H.Oliv., *Physcia aipolia* (Ehrh. Ex Humb.), *Physcia dimidiata* (Arnold) Nyl., *Physcia tenella* (Scop.) DC., *Xanthoria parietina* (L.) Th.Fr.

Преобладающими видами лишайников на территории обследуемых территорий являются *Phaeophyscia nigricans* (Flk.) Moberg, *Phaeophyscia orbicularis* (Neck.) Moberg – наиболее устойчивые к загрязнению среды виды (на основе синтеза существующих на сегодняшний день шкал токсикофобности) [1].

Анализ модели рассеивания загрязняющих веществ на территории рекреационных зон г. Рязань от передвижных источников загрязнения показал, что максимум поллютантов от движения автотранспорта приходится на парк «Рюмина Роща», расположенный в Железнодорожном районе города. Видовой состав и морфологические признаки лишайников-эпифитов указывают на то, что данная территория является сильно антропогенно-изменённой. По результатам проведенного исследования, показатели загрязнения атмосферы дополнены результатами воздействия на компоненты окружающей среды. Данная информация может быть полезной при планировании, проектировании, строительстве новых жилых массивов и промышленных зон, т.к. пока-

зывает многолетнюю тенденцию загрязнения приземного слоя атмосферного воздуха. Воздушный бассейн г. Рязань длительное время находится под влиянием интенсивной антропогенной нагрузки.

Библиографический список

1. Бязров, Л.Г. Лишайники в экологическом мониторинге. Монография / Л.Г.Бязров. – М.: Научный мир, 2002. – 336 с.;
2. Бязров, Л.Г. Видовой состав лишенобиоты Рязанской области [электронный ресурс] / Л.Г. Бязров. – 2009. – Режим доступа: http://www.sevin.ru/laboratories/biazrov_ryazan.html Проверено 25.02.2012г.;
3. Голубкова, Н.С. Определитель лишайников средней полосы Европейской Части СССР. - М. - Л.: Наука, 1966. - 256с.;
4. Жданов, И.С. Предварительный список лишайников окского биосферного заповедника (Рязанская область) /И. С. Жданов, Л. Ф. Волоснова // Новости систематики низших растений. – С.-Пб.: «Наука» -.2008-Т42.- с.178-188;
5. Корчиков, Е.С. Лишайники Самарской Луки и Красносамарского лесного массива. Монография/Е.С.Корчиков. – Самара: Издательство «Самарский университет», 2011.-320с.
6. Обзор выбросов загрязняющих веществ в атмосферный воздух на территории Рязанской области за 2009 год: отчет Приокского управления Ростехнадзора за 2009г./ МПР и экологии РФ. Федеральная служба по экологическому, технологическому и атомному надзору. Приокское управление Ростехнадзора. – Рязань, 2009 – 22с.;
7. Обзор выбросов загрязняющих веществ в атмосферный воздух на территории Рязанской области за 2010 год: отчет Управления Росприроднадзора по Рязанской области./ МПР и экологии РФ. Федеральная служба по надзору в сфере природопользования. – Рязань, 2010 – 25с.;
8. ОНД-86. Методика расчета концентраций в атмосферном воздухе вредных веществ, содержащихся в выбросах предприятий./Госкомгидромет. – Л.:Гидрометеиздат, 1987. – 93с.;
9. Правительство Рязанской области. Постановление от 28 октября 2009 г. № 301. Об утверждении схемы территориального планирования Рязанской области [электронный ресурс] – Режим доступа. – <http://www.regionz.ru>. Проверено 25.02.2012г.;
10. The Lichens of Great Britain and Ireland / Purvis O. W., Copping B. J., Hawksworth D. L., et al. London: The British Lichen Society, 1992.710 p.;

11. Wirt V. Die Flechten The Lichens Baden-Württemberg. Stuttgart: Eugen Ulmer GmbH, 1995. Bd. 1-2. 1006 S.

СПОСОБЫ УМЕНЬШЕНИЯ ПОГРЕШНОСТЕЙ ПОЛУПРОВОДНИКОВЫХ ДАТЧИКОВ ГАЗА И МЕТОДЫ ИХ ИССЛЕДОВАНИЯ

А.Б.Матанцев

Научный руководитель – Уразбахтина Ю.О., канд. техн. наук, доцент
Уфимский государственный авиационный технический университет

Полупроводниковые датчики газа широко распространены в самых различных областях человеческой деятельности. Их применяют для контроля загазованности производственных помещений, мониторинга содержания газов в воздухе населённых пунктов, контроля соблюдения требований экологии предприятиями. Также, данные датчики применяются в диагностических целях (измерение содержания алкоголя в крови и диагностика бактериальных поражений желудочно-кишечного тракта путём анализа воздуха, выдыхаемого человеком).

Помимо ряда очевидных достоинств, таких как простота использования, обслуживания и дешевизна, полупроводниковые датчики газа обладают и недостатками, главным из которых является наличие сразу нескольких источников погрешности в показаниях датчиков. В данной статье рассматриваются способы уменьшения влияния погрешностей на показания датчиков, а также методы исследования погрешностей.

Главным фактором, вносящим погрешность в измерение концентрации ацетона в выдыхаемом воздухе, может стать так называемая перекрёстная чувствительность датчиков к различным газам. Эти газы могут не содержаться в выдохе пациента, но присутствовать в воздухе, которым проветривается датчик после проведения исследования. При использовании в качестве измерительного устройства только одного датчика и воздействии на него смеси газов становится невозможным установить действительную концентрацию исследуемого газа в выдыхаемом воздухе. На рис. 1 показана типовая характеристика датчика, на примере TGS822 от фирмы Figaro.

В целях уменьшения погрешности от перекрёстной чувствительности датчиков в реальных конструкциях могут применяться фильтры, поглощающие газы, не имеющие значения для измерения. Также возможно совместное использование нескольких датчиков, чув-

ствительных к разным газам. В этом случае концентрация исследуемого газа находится путём вычислений, исходя из показаний всей группы.

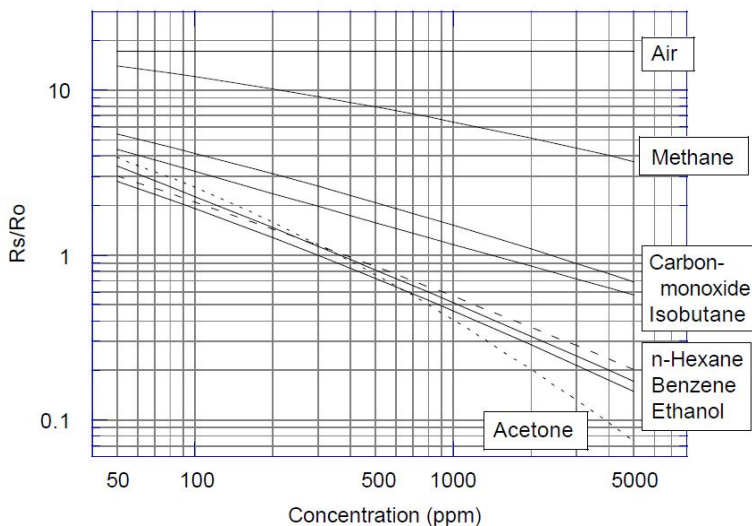


Рис. 1 - Перекрёстная чувствительность датчика к газам

Ещё одной актуальной проблемой является зависимость метрологических характеристик датчика от уровня напряжения питания.

Стандартная схема включения датчика подразумевает получение на нагрузочном резисторе напряжения, значение которого изменяется с изменением концентрации газа. Однако это напряжение также находится в прямой зависимости от напряжения питания, подводимого к датчику.

На рис. 2 представлена типовая схема включения датчика и электрический эквивалент цепи измерения.

Согласно рис. 2б, выходное напряжение $U_{\text{вых}}$ может быть вычислено как:

$$U_{\text{вых}} = \frac{U_n \cdot R_H}{R_d + R_H}$$

Очевидно, что при измерении содержания в исследуемом воздухе газа калиброванным аналоговым прибором становится критичной стабильность напряжения питания $U_{\text{п}}$, при этом для повышения точности и повторяемости результатов в разных условиях требуется создать высокостабильный источник питания.

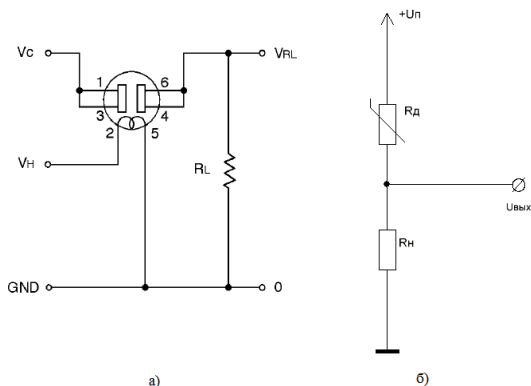


Рис. 2 - а) типовая схема включения датчика; б) эквивалентная схема

Простое решение данной проблемы – использование АЦП. В данных преобразователях отсчёт аналоговой величины представляется в долях от опорного напряжения. При использовании одного и того же напряжения для питания измерительной схемы и АЦП, для одной и той же концентрации газа цифровой отсчёт всегда будет одинаков, независимо от величины питающего напряжения. Пример реализации данной схемы показан на рис. 3.

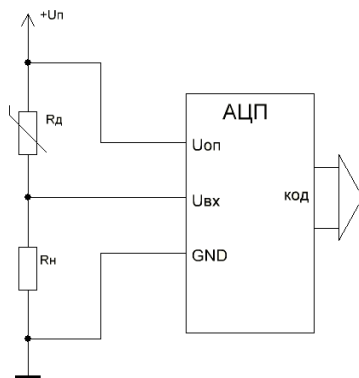


Рис. 3 - Пример реализации цифровой схемы измерения

На сегодняшний день существует большое количество систем компьютерной алгебры, которые позволяют значительно облегчить расчёт погрешностей и их исследование. Одной из таких систем является Mathematica.

Для газовых датчиков существует зависимость показаний от влажности. Рассмотрим расчёт погрешности на примере этой зависимости. График последней на рис. 4.

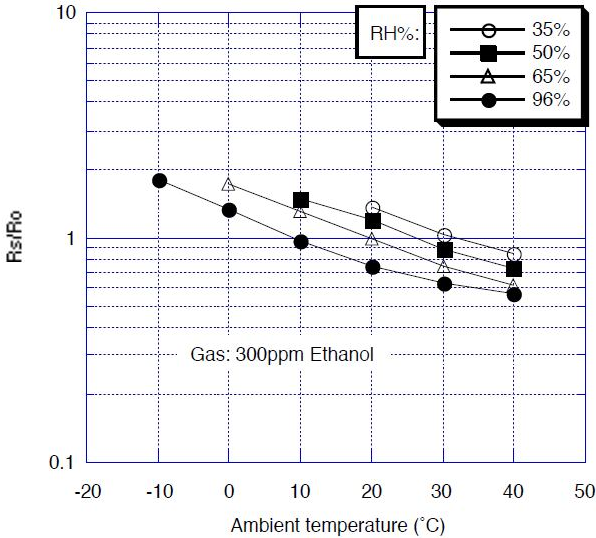


Рис. 4 - Зависимость показаний датчика от влажности

Как видно, для заданного значения температуры приведены лишь дискретные значения влажности. Для вычисления отклонений при любом значении влажности аппроксимируем данные аналитической зависимостью. Предположим, что зависимость представляет собой убывающую логарифмическую функцию, а для более точного установления формы введём линейную составляющую и константу. То есть функция имеет вид:

$$\frac{R_s}{R_0} = F(\ln x; x; C)$$

В системе Mathematica имеется команда Fit, которая осуществляет нахождение функции по заданным точкам с помощью метода наименьших квадратов. На рис. 5 приведён ввод в систему данных и полученное решение.

```

In[13]:= fp = {{30, 0.86}, {50, 0.70}, {65, 0.61}, {96, 0.57}}
Fit[fp, {1, x, -Log[x]}, x]

Out[13]:= {{30, 0.86}, {50, 0.7}, {65, 0.61}, {96, 0.57}}

Out[14]= 2.53877 + 0.00498377 x - 0.536768 Log[x]

```

Рис. 5 - Ввод данных и решение системой задачи

Таким образом, аппроксимированная зависимость имеет вид:

$$\frac{R_S}{R_0} = -0,536768 \cdot \ln x + 0,00498377x + 2,53877$$

где x – относительная влажность воздуха, %.

На рис. 6 приведена аппроксимация зависимости по полученным данным.

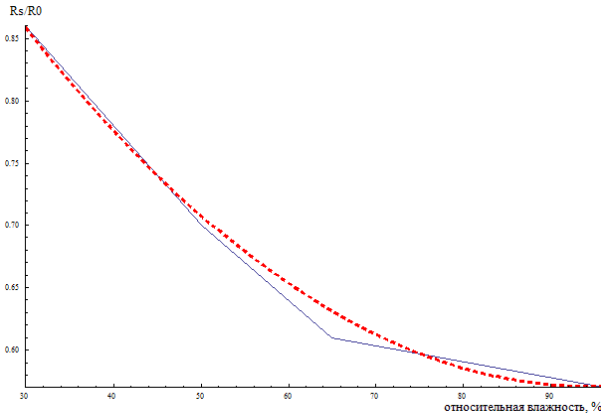


Рис. 6 - Аппроксимация зависимости показаний датчика от относительной влажности

При вычислении абсолютной погрешности воспользуемся формулой:

$$\delta_{CR} = \left(\frac{\left| \left(\frac{R_S}{R_0} \right) - \left(\frac{R_S}{R_0} \right)' \right|}{\left(\frac{R_S}{R_0} \right)} \right) \cdot 100\%$$

где (R_S/R_0) – показания датчика без учёта погрешности, а $(R_S/R_0)'$ – с учётом погрешности.

График зависимости погрешности от влажности приведён на рис. 7.

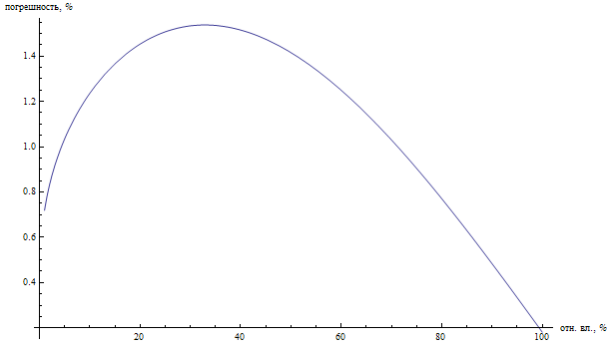


Рис. 7 - Зависимость погрешности от относительной влажности воздуха

Для нахождения максимальной погрешности требуется найти максимум функции. В Mathematica для этой цели существует команда FindMaximum.

```
In[24]= FindMaximum[Fx, {x, 1, 100}]
```

```
Out[24]= {1.53788, {x → 32.8779}}
```

Рис. 8 - Поиск максимума функции

Как видно из рис.8, максимальная погрешность составляет $\pm 1,53788\%$ и наблюдается при значении относительной влажности $32,8779\%$

Заключение

Предложенные технические методы позволяют уменьшить величину погрешности показаний датчиков газа при отсутствии значительных затрат. Исследование погрешности с помощью систем компьютерной алгебры позволяет прогнозировать характер данной погрешности, выявлять особые точки выведенной характеристики.

СОГЛАСОВАННОСТЬ ДИСТАНТНЫХ АНАЛИЗАТОРОВ ПРИ ПЕРЦЕПЦИИ ВНЕШНЕЙ ИНФОРМАЦИИ ГОЛОВНЫМ МОЗГОМ ЧЕЛОВЕКА

Н.В. Павлова

Научный руководитель — Бых А.И., д-р физ.-мат. наук, профессор
Харьковский национальный университет радиоэлектроники

Улавливаемые глазом комбинации световых лучей, передаваемых в головной мозг (ГМ) в виде кодированных сигналов, мало что значат сами по себе. Ни один «бит» информации не поступает в ГМ без предварительной обработки сенсорными рецепторами. Механизм, помогающий преобразовывать информацию в знания об окружающем нас мире, называется перцепцией, т.е. восприятием.

Таким образом, при воздействии информации на человека в его сознании происходит субъективное отражение свойств действующего на него объекта – формируется перцептивный образ. Данное формирование включает в себя несколько стадий, таких как обнаружение – стадия восприятия, на которой человек выделяет объект из фона, но еще не может судить о его форме и признаках; различение – стадия восприятия, на которой человек способен отдельно воспринимать два объекта, расположенных рядом (либо два состояния одного объекта), выделять детали объектов; опознание – стадия восприятия, на которой человек выделяет существенные признаки объекта и относит его к определенному классу. Длительность этих стадий зависит от сложности воздействия [1].

Все органы чувств человека связаны с ГМ и реагируют на стимулы определенного рода: органы зрения – на световое воздействие, органы слуха и осязания – на механическое воздействие, органы вкуса и обоняния – на химическое. Рецепторы, независимо от их типа, одинаково воздействуют на ГМ посредством электрических сигналов или нервных импульсов [2]. Чтобы ГМ отреагировал на раздражитель, в конкретном рецепторе должно произойти преобразование соответствующей энергии в электрические сигналы, которые по нервным путям следуют в ГМ, пока не достигнут своей рецептивной зоны.

Зрительные рецепторы, например, расположены тонким слоем на внутренней стороне глаза; в каждом зрительном рецепторе есть химическое вещество, реагирующее на свет, в результате чего возникает нервный импульс (рис.2а). Слуховые рецепторы представляют собой тонкие волосяные клетки, расположенные глубоко в ухе; вибрации воздуха, являющиеся звуковым стимулом, изгибают эти волосяные клетки, в результате чего также возникает нервный импульс (рис.2б).

Аналогичные процессы происходят и в других сенсорных рецепторах [2-3].

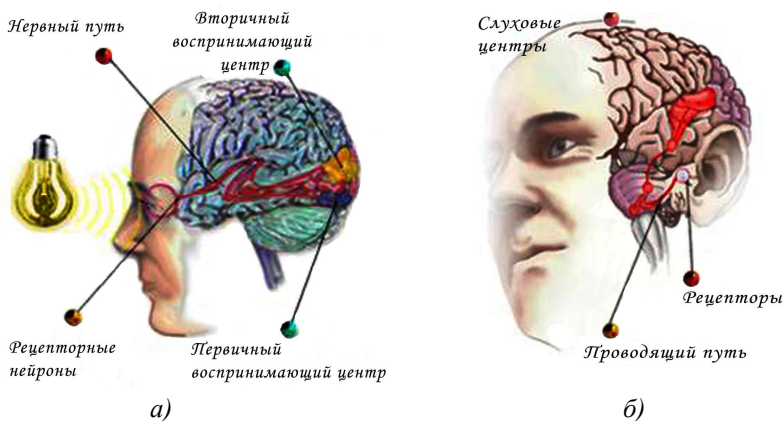


Рис. 2 – а) зрительный анализатор; б) слуховой анализатор

Электрические сигналы (импульсы), достигнув коры ГМ, подвергаются там определенной обработке и снова возвращаются в рецепторы. Этот процесс взаимодействия рецепторов и центров в коре больших полушарий формирует перцептивные образы. Таким образом, для возникновения субъективного ощущения необходимо, чтобы возбуждение, возникшее в рецепторах, поступило в центральную нервную систему – специальные отделы коры больших полушарий, так как именно с деятельностью высших отделов ГМ связано возникновение субъективных ощущений.

Зрительные анализаторы обладают более высокой пропускной способностью, чем слуховые. Услышав звук, человек пытается найти глазами его источник, что облегчает восприятие звуковой информации. Следовательно, наиболее высокая перцепция достигается при согласованности зрительного и слухового анализаторов [3].

Согласованность анализаторов проявляется в том, что поступление сигнала по одному каналу или изменение состояния отдельного анализатора под влиянием внешних факторов приводят к изменению характеристик других анализаторов. Так, чувствительность зрительного анализатора может изменяться под влиянием целого ряда факторов. Многие запахи, вкус сладкого, удобное сидячее положение приводят к повышению чувствительности периферического зрения. Громкие зву-

ки, вкус горького, стоячее положение, повышение атмосферного давления, облучение кожи различными лучами понижают чувствительность периферического зрения. Чувствительность центрального зрения изменяется под влиянием громких звуков [4].

В отличие от животных, у человека существует две системы сигнальных раздражителей: первая состоит из непосредственных воздействий внутренней и внешней среды на сенсорные входы, а вторая – преимущественно из слов, обозначающих эти воздействия. Под первой сигнальной системой понимают работу ГМ, обуславливающую превращение непосредственных раздражителей в сигналы различных видов деятельности организма. Таким образом, ГМ человека мгновенно распознаёт привычные объекты, под каким бы углом зрения они не находились. Например, книга будет восприниматься только как книга независимо от того, лежит она или стоит. Однако форма и размер зрительного образа книги, который воссоздается на сетчатке, не всегда будет одинаковым. Если держать книгу горизонтально вблизи глаз, то мы получим её образ укороченным и сужающимся в перспективе, но она воспринимается глазом по-прежнему в виде прямоугольника, так как ГМ автоматически адаптируется к разным образам, которые может создавать книга. Это явление называется устойчивостью перцепции [4].

Под второй сигнальной системой понимают функцию ГМ человека, которая имеет дело со словесными символами. Это система обобщённого отражения окружающей действительности в виде понятий, содержание которых фиксируется в словах, математических символах, образах художественных произведений.

В работе проведен обзор общих механизмов приема, обработки и передачи внешней информации системой анализаторов человека. Объединяющей особенностью функционирования всех анализаторов является преобразование внешних воздействий в электрические сигналы, поступающие в кору ГМ.

Электрический сигнал может быть представлен в виде спектра колебаний некоторых частот. При этом визуальное воздействие приводит к формированию электрических сигналов, имеющих один спектр, а звуковое воздействие – другой спектр. Управление потоком визуальной и звуковой информацией позволяет менять форму этих спектров. Если эти спектры содержат одинаковые или кратные частоты, то в зависимости от их фазы может произойти сложение или вычитания этих частот, а, следовательно, усиление или ослабление эффекта согласованного воздействия. Если же частоты спектров различны и некратны – возможно изменение зоны воздействия.

Поэтому актуальным является исследование спектров электрических сигналов, возникающих в дистантных анализаторах человека и поиск взаимосвязи форм этих спектров с воздействующими на человека внешними раздражителями. Одним из инструментов исследований может являться разработанное программное средство, рассмотренное в [5].

Библиографический список

1. Бутусов В.И., Полторак М.К. О возможности многоканальной переработки информации человеком // Вестник Ленингр. ун-та. – 1974. – № 11. – С.95-101.
2. Восприятие Информации Человеком. Человеческое Восприятие [Электронный ресурс] - Электрон. дан. - сор. 2010-2011. - Режим доступа: <http://mywebpro.ru/psihika/vospr-infor-chelov-chelov-vospr.html>
3. Грегори Р. Л. Глаз и мозг. Психология зрительного восприятия – М.: «Прогресс», 1970, 223 с.
4. Кларк Д. Древо познания // Парадоксы зрения. М; Б. и., 2005.С. 197
5. Павлова Н.В. Синтез звуковых сигналов в компьютерной системе аудиовизуальной терапии // Восточно-европейский журнал передовых технологий. Научно-технический журнал №3/2 (51), Харьков, 2011. – с.69-71.

ИНФОРМАЦИОННАЯ ТЕХНОЛОГИЯ ВЫЯВЛЕНИЯ СТРЕССА У СТУДЕНТОВ

А.П. Порван, Ю.В. Журавлёва, М.А. Пашенко

Научный руководитель – Высоцкая Е.В., канд. техн. наук, доцент
Харьковский национальный университет радиоэлектроники

Проблема социально-психологической адаптации студентов к современным условиям жизни, также как и проблема стрессов, находится в центре внимания многих отечественных и зарубежных ученых, теоретиков и практиков, представителей различных научных школ и направлений. В последнее время вопрос о выявлении стресса приобретает особую важность и во многом это связано с постоянно растущей информационной нагрузкой на молодое поколение, как результат глобальной информатизации и развития современного общества. В то же

время все большее значение приобретают прикладные аспекты поиска решения данной проблемы и как один из вариантов – разработка информационных технологий и систем выявления стресса и оценки стрессустойчивости студентов, которые позволили бы в комплексе выявить факторы, влияющие на их физическое и психоэмоциональное здоровье.

При определении стресса необходимо обращать внимание как на уровень умственного и психического напряжения студентов, так и на вегетативное состояние ЦНС и ряд других физиологических показателей, регистрируемых в процессе исследования.

Разработанная информационная технология состоит из следующих этапов: сбор информации, оценка и анализ полученных данных, формирование диагностического заключения. На этапе сбора информации проводится регистрация variability сердечного ритма, измерение частоты и минутного объема дыхания, пульса, величины кожной температуры, а также психологическое исследование с использованием опросников Гримака, Русалова, Маришука, Айзенка. Затем полученные данные в процессе обработки подвергаются кодированию. Далее происходит оценка вегетативных реакций на нагрузку, личностной и реактивно-ситуационной тревожности, эмоционального состояния по особенностям восприятия студентом различных вариантов соотношения цвета и формы некоторых объектов, эмоционального дисбаланса, оценка экстра- и интроверсии, а также степени нейротизма. На этапе анализа данных рассчитывается интегральный диагностический показатель, отражающий отношение физического состояния, уровня личностной тревожности студента и его эмоциональности, а также факторы эргичности и эмоциональной лабильности. На последнем этапе формируется отчет о посещении с диагностическими рекомендациями для врача.

Таким образом, разработанная информационная технология позволяет по рассчитанному интегральному показателю выявить психическое напряжение, а также когнитивные и функциональные ресурсы, что дает возможность на раннем этапе развития определить стресс и степень стрессустойчивости студентов к современным социально-психологическим условиям жизни.

ЭКСПЕРТНЫЙ АНАЛИЗ ЭЛЕКТРОМИОГРАФИЧЕСКОГО СИГНАЛА

В.А. Сухенький

Научные руководители – Т.В. Жемчужкина, канд. техн. наук, доцент,

Т.В. Носова, канд. техн. наук, доцент

Харьковский национальный университет радиоэлектроники

В настоящее время электромиографические методы вышли за рамки лабораторных исследований и начинают широко применяться в клинической практике [1, 2]. Так, электромиография используется при диагностике нейромышечных заболеваний, черепно-мозговой травмы, спинальных процессов, паркинсонизма, а также в нейрохирургической и стоматологической практике. Электромиографические сигналы используются в качестве обратной связи при реабилитации больных с нейромышечными недостатками (особенно при параличах).

Обработка электромиограмм (ЭМГ) вручную трудоемка, требует большого количества времени и высокой квалификации врача для ее интерпретации. Широкое применение электромиографии обуславливает необходимость создания автоматизированных систем обработки кривых ЭМГ. Известно несколько систем автоматизированного анализа [3]. Однако все они предназначены для обработки электромиограмм, полученных с помощью внутримышечных электродов, что ограничивает использование этих систем.

В работе использовался метод дискриминантного анализа, поскольку он позволяет не только ответить на вопрос о том, какие параметры наиболее информативны и помогают точно провести дискриминацию, но и получить классифицирующие функции, которые делают возможным отнесение каждого объекта к одной из диагностических групп.

В исследовании использовались количественные статистические характеристики 65-ти ЭМГ-сигналов (снятых с нескольких мышц пациентов в норме и патологии), а именно: минимум и максимум выборки амплитуд (MIN, MAX), вариационный размах (Delta), математическое ожидание (M), среднеквадратическое отклонение (SKO), дисперсия (D), коэффициент вариации (V), асимметрия (As), эксцесс (Ex), мода (Mo), амплитуда моды (AMo), амплитуда моды в процентах (AMo_perc), треугольный индекс (TI), индекс наклона гистограммы (N), индекс напряженности (IN), значение периодограммы в нулевой частоте (P0), средняя спектральная мощность (SP), значение спектра в нулевой частоте (S0), эффективная ширина спектра (wS), средняя мощность периодограммы (PP), эффективная ширина периодограммы

(wP), погрешность аппроксимации амплитуд волн ЭМГ нормальным распределением (deltaNorm), погрешность аппроксимации длительностей волн ЭМГ экспоненциальным распределением (deltaExp) [4, 5].

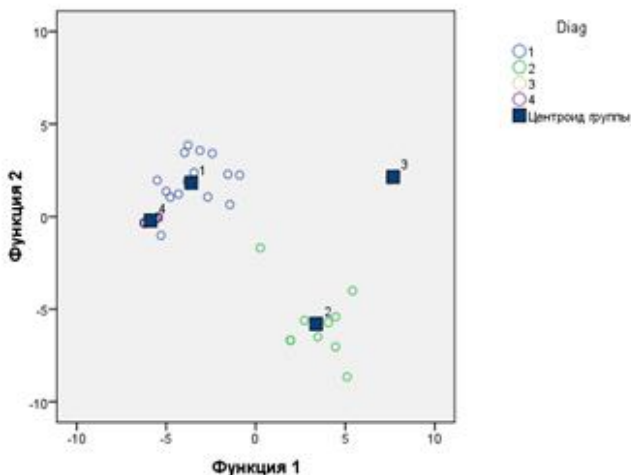


Рис. 1 – Размещение центроидов групп и показателей в пространстве признаков

В результате проведения дискриминантного анализа был определен набор диагностически значимых количественных показателей ЭМГ-сигнала, а именно: M, As, Ex, Mo, AMo, TI, N, IN, P0, SP, S0, wS, wP, deltaNorm, deltaExp, т.е. 15 из 23 выбранных для анализа параметров.

Из рис. 1 видно, что показатели расположены отдельно по диагнозам. Это говорит о правильном выборе значимых количественных показателей электромиографического сигнала.

При помощи найденных дискриминантных функций была проведена классификация ЭМГ-сигналов в норме и при разной степени патологии. Фактическая и прогнозируемая группы не совпали для 3 из 65 объектов. Таким образом, точность классификации при данном наборе дискриминантных переменных составляет 95,4%.

Высокая эффективность использования выбранного метода обеспечивает возможность широкого применения полученных результатов в практической диагностике, благодаря параметризации и перевода анализа в количественную область, возможности проводить клас-

сификацию произвольных объектов по найденным классификационным функциям.

Библиографический список

1. Гехт Б.М., Гундаров В.П. Возможности и перспективы применения методов современной клинической электромиографии. В сб.: «Современные методы исследования в неврологии и психиатрии». Тезисы докладов, т. II, Курс, Издательство газеты «Курская правда», 1977.
2. Юсевич Ю.С. Очерки по клинической электромиографии. М., «Медицина», 1972.
3. Boyd D.C., Bratty P.T., Lawrence P.D. A review of the methods of automatic analysis in clinical electromyography. "Comp. Biol. Med.", 1976, vol. 6, p. 179
4. Бых А.И., Жемчужкина Т.В., Носова Т.В. Поиск информативных количественных показателей электромиографического сигнала. Сообщение 1. // Бионика интеллекта. – 2007.
5. Бых А.И., Жемчужкина Т.В., Носова Т.В. Поиск информативных количественных показателей электромиографического сигнала. Сообщение 2. // Бионика интеллекта. – 2007.

СИСТЕМА АВТОМАТИЗИРОВАННОЙ РАННЕЙ ДИАГНОСТИКИ МЕЛАНОМЫ КОЖИ

В.Н. Тихонов

Научные руководители – Носова Т.В., канд. техн. наук, доцент,
Жемчужкина Т.В., канд. техн. наук, доцент

Харьковский национальный университет радиоэлектроники

Кожа человека, сложная структурированная система, включающая клетки различных тканей, каждый день подвергается различному агрессивному физическому, биологическому и химическому воздействию, что приводит к увеличению риска появления онкологических образований. Рак кожи в большинстве стран мира занимает лидирующую позицию среди онкологических заболеваний. Наиболее часто встречаются злокачественные меланокитарные образования трех видов: базальноклеточный рак, плоскоклеточный рак кожи и меланома кожи, наиболее опасный тип

рака кожи так, как обнаружить его на ранних стадиях заболевания очень сложно, а удаление не всегда гарантирует выздоровление.

Опасность меланомы заключается в том, что метастазируя в лимфатическую систему меланомы может распространяться по всему организму и поражать внутренние органы, так как пигмент меланин присутствует в значительном количестве в различных органах и тканях. Чаще всего воздействию подвергаются кости, легкие, печень и мозг. Диагностика и лечение меланомы кожи были и остаются сложной проблемой онкологии так, как началу лечения у 75% больных уже имеет место регионарно распространенный процесс, а 5-летняя выживаемость больных не превышает 50%.

Таким образом, неблагоприятные характеристики меланомы заставляют формировать особое отношение к данной проблеме и требуют разработки систем для автоматизированной диагностики на ранних стадиях заболевания, без применения цитологического анализа, так, как ключ к предупреждению и успешному лечению меланомы – ранняя диагностика неблагоприятных признаков пигментного новообразования кожи.

Система первичной диагностики меланомы кожи представляет собой программно-аппаратный комплекс для постановки комплексного диагностического заключения на основе обработки цифрового изображения меланоцитарного образования и данных, полученных при обработке специализированной анкеты. Диагностическое заключение данной системы позволит врачу-дерматологу более эффективно проводить обследование меланоцитарного образования и проводить диагностику меланомы с более высокой точностью.

Диагностическое заключение является дифференциальным и производится на основе анатомо-физиологических особенностей меланоцитарного образования, наличие или отсутствие специфических признаков, генетической или профессиональной предрасположенностями к данному заболеванию. На рис. 1 представлена схема постановки диагностического заключения такой системы.

Аппаратная часть диагностической системы представляет собой мультиспектральный светодиодный дерматоскоп, совмещенный с цифровой фотокамерой, и персональный компьютер с установленной на нем программой для обработки и анализа дерматоскопического изображения и постановки диагностического заключения. В мультиспектральном дерматоскопе использованы сверхъяркие светодиоды со следующими длинами волн: а) от 760 нм; б) 760-610 нм;

в) 590-570 нм; г) 500-450 нм; д) до 400 нм; е) светодиоды белого свечения. Специфический спектр подсветки дерматоскопа дает возможность проводить осмотры поверхностной пигментации и микроструктуры кожи, поверхностных сосудистых структур, глуболежащих пигментных и сосудистых структур.

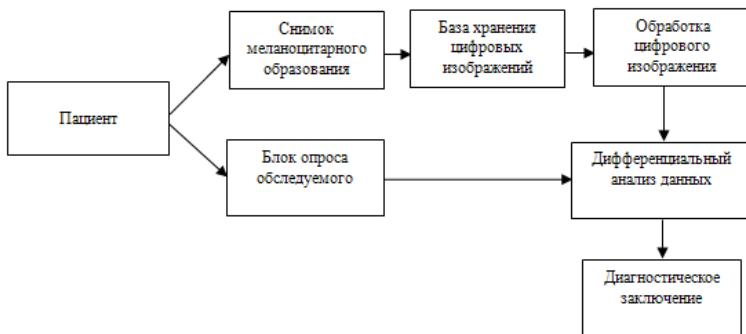


Рис. 1 – Схема постановки диагностического заключения автоматизированной системы диагностики меланомы кожи

Благодаря возможности фотографирования с различными спектрами подсветки анализ дерматоскопического изображения может проводиться с помощью нескольких методов диагностики. В данной системе используется диагностическое правило «ABCD» и новый метод «Список из семи пунктов». Оба эти метода имеют высокую чувствительность (85% и 95% соответственно) и специфичность (66% и 75% соответственно). При анализе изображений методы участвуют независимо, а диагностическое заключение будет аддитивным. При данном способе постановки заключения процент ложноположительных и ложноотрицательных результатов снижается за счет анализа изображения одновременно несколькими методами.

Разработанная система автоматизированной ранней диагностики дает возможность распознавания меланомы кожи с высокой степенью точности, за счет применения нескольких методов диагностики и применения диагностического анкетирования. Данная система может применяться для неинвазивного исследования меланоцитарного образования при дерматоскопическом обследовании.

ДИАГНОСТИЧЕСКИЕ ВОЗМОЖНОСТИ АВТОМАТИЗИРОВАННОГО МЕТОДА ОБРАБОТКИ ЭЛЕКТРОМИОГРАФИЧЕСКИХ СИГНАЛОВ ПРИ ГИПЕРКИНЕЗАХ

К.Г. Половенко

Научный руководитель – Аврунин О.Г., канд. техн. наук, доцент
Харьковский национальный университет радиоэлектроники

Гиперкинезы – непроизвольные, насильственные, автоматизированные движения, обычно усиливающиеся при волнении и уменьшающиеся в степени выраженности при отвлечении внимания, исчезающее в покое и во сне. Обычно они обусловлены нарушением медиаторного баланса в структурах экстрапирамидной системы. Основные гиперкинетические синдромы: тремор, дистония, хорей, атетоз, баллизм, миоклония, тики [1, 3].

Одним из проявлений экстрапирамидных нарушений является дрожание, которое имеет разную амплитуду, частоту, ритмичность и локализацию. В основе выявленных различий патологических форм лежит сложная системная организация механизмов дрожания при гиперкинезах [3].

Целью работы является обработка электромиографических данных (ЭМГ) пациентов для диагностики гиперкинезов, которая позволяет проводить наглядную визуализацию результатов исследований для врача-клинициста.

Сущность работы. Электромиограмма, зарегистрированная при некоторых относительно стабильных физиологических условиях, может рассматриваться как случайный стационарный процесс. Любой из ее количественных параметров обладает вариативностью, однако, учитывая стационарность процесса, среднеарифметические значения, полученные путем обработки записи и отнесенные к единицы времени, могут служить хорошей оценкой этих параметров [2].

Автоматизированный метод обработки электромиографических сигналов для диагностики патологий, в нашем случае гиперкинеза, состоит из ряда этапов. Во-первых, необходимо определить участки, отличающиеся от нормы, для этого нужно выполнить декомпозицию (детализацию) клинических данных. Во-вторых, надо провести распознавание состояния участка – норма-патология. В-третьих, следует выполнить классификацию, то есть определить принадлежность обнаруженных изменений к тому или иному классу патологий. Затем проводится анализ состояния пациента. И только после этого ста-

виться возможный диагноз, который согласуется с врачами-экспертами и выдается заключение.

На рис. 1 изображены две интерференционные электромиографические кривые пациента с диагнозом гиперкинез. Данная интерференционная ЭМГ при постоянной силе сокращения мышцы имеет вид непрерывного ряда нерегулярных колебаний потенциала разной амплитуды, формы и длительности. В ней можно видеть зубцы мелкие и крупные, причем мелкие колебания закономерно перемежаются с большими или наслаиваются на них. Описанную ЭМГ можно назвать «насыщенной», так как в ней нет периодов, не заполненных импульсами.

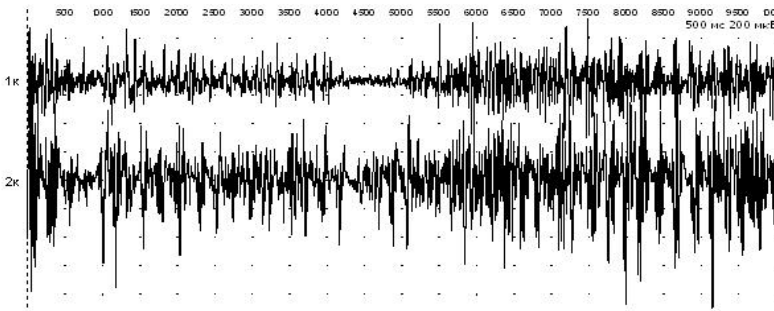


Рис. 1 – Поверхностная интерференционная электромиограмма трапециевидной мышцы пациента (35 лет) с диагнозом гиперкинез

При регистрации поверхностной ЭМГ с трапециевидной мышцы (рис. 1) регистрируется неритмическая тонусная активность в большей степени справа, при соответствующей клинической картине, характерная для хореического гиперкинеза преимущественно в левой верхней конечности, шейно-плече-лопаточной области с двух сторон.

Выводы. В ходе предварительных исследований, было выявлено, что автоматизированный метод обработки электромиограмм позволяет повысить для специалиста наглядность контроля показателей гиперкинеза в динамике, за счет визуализации параметров, таких как амплитуда, частота, длительность колебаний. Для обработки обычной насыщенной ЭМГ необходимо определять среднюю амплитуду за единицу времени, так как данный показатель является хорошей мерой общей электрической активности мышцы. Однако, если учесть, что в ЭМГ могут быть периоды, не заполненные импульсами, а также, что в определенных условиях в ЭМГ меняется не только амплитуда, но и частота следования колебаний, более адекватной мерой электрической

активности мышцы является сумма амплитуд за единицу времени либо за данный отрезок времени, а также получаемые инструментально характеристики – огибающая либо интегрированная электрическая активность. Поэтому актуальностью являются дополнительные исследования, направленные на определение информативных признаков для диагностики гиперкинеза.

Библиографический список

1. Маркова Е.Д. Экстрапирамидные расстройства. Руководство по диагностике и лечению. / Под. Ред. В.Н. Штока и др. – М.: Наука, 2002, с. 282.
2. Персон Р.С. Электромиография в исследованиях человека. М.: Наука, 1969, 432с.
3. Петелин Л.С. Экстрапирамидные гиперкинезы. – М.: Медицина, 1970. 260 с.

УНИВЕРСАЛЬНАЯ СИСТЕМА УПРАВЛЕНИЯ ПРОТЕЗОМ ПРЕДПЛЕЧЬЯ НА РАСЩЕПЛЕННУЮ КУЛЬТЮ

А.А. Чернышев, Е.В. Высоцкая

Научный руководитель – Семенец В.В., д-р техн. наук, профессор
Харьковский национальный университет радиоэлектроники

Протезирование и протезостроение – отрасли, основывающиеся на тесном контакте медицины и техники. Научно-исследовательские институты и лаборатории ведут крупномасштабные работы в области создания искусственных органов человека. Не последнее место занимает в этом списке и протезирование верхних конечностей.

Для более полного восстановления жизненно-важных функций создаются все новые и новые конструкции протезов верхних конечностей с использованием различных способов управления исполнительными механизмами.

Структурная схема универсальной системы управления протезом предплечья на расщепленную культю на две пары движений представлена на рис. 1.

Система управления содержит: два идентичных канала 1, 2 выделения управляющих сигналов, электроды съема биопотенциалов 3

или датчики давления, усилители биопотенциалов 4, детекторы 5, сумматор 6, импульсный преобразователь 7, усилитель мощности 8, блок коммутации 9, блок исполнительных механизмов 10, электроприводы схвата - раскрытия пальцев искусственной кисти 11 и ее ротации 12, формирователи импульсов 13 и 14, элемент "И" 15, триггер 16, коммутирующие выходы реле 17, блок питания 18, реле 19

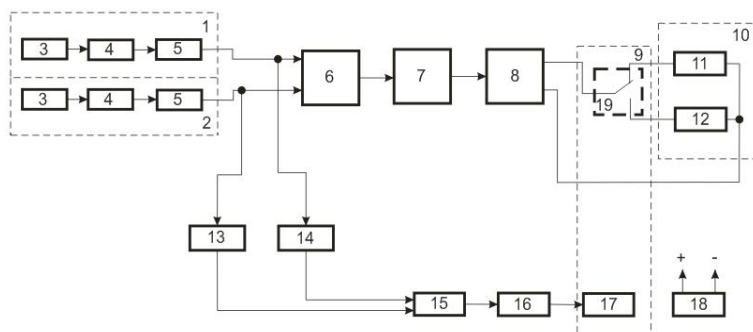


Рис. 1 – Структурная схема системы управления на две пары движений биоэлектрическим протезом плеча

Рассмотрим работу устройства с использованием биосигналов мышц.

Управление биоэлектрическим протезом осуществляется инвалидом в два этапа: вначале выбор нужного ИМ, затем – управление им. От того, как построена система управления, какие управляющие сигналы требуется подавать инвалиду, зависит качество выполняемого протезом движения и утомляемость инвалида.

Для выполнения движения схвата – раскрытия кисти, инвалид включает блок питания 18. При этом элементы системы управления устанавливаются в исходное состояние, при котором к ней подключен электропривод 11 искусственной кисти. При поочередном сокращении мышц расщепленной культи предплечья биосигналы передаются через каналы 1, 2 выделения биоэлектрических управляющих сигнала, сумматор 6, двухканальный импульсный преобразователь 7 на усилитель мощности 8. В результате происходит вращение двигателя электропривода 11 искусственной кисти, осуществляя схват или раскрытие пальцев, пропорционально разностному сигналу с управляющих мышц.

Для реализации ротации искусственной кисти инвалид производит одновременное сокращение мышц – антагонистов. При этом сигнал с каналов 1, 2 выделения биоэлектрических управляющих сигнала

поступает на формирователи импульсов 13, 14, затем через элемент “И” 15 передается на счетный вход триггера 16, который срабатывая подключает реле 17. Контакты этого реле подключают к системе управления электропривод 12 ротации искусственной кисти. Поочередно сокращая управляющие мышцы, инвалид производит управление ротацией искусственной кистью в ту или другую сторону, пропорционально разности биосигналов мышц – антагонистов, аналогично управлению схватом – раскрытием искусственной кисти.

Переключение любого движения на ротацию, а также с ротации на кисть требует одноразового сокращения управляющих мышц.

Аналогично работает устройство от датчиков давления. При поочередном надавливании ложементами лучевой и локтевой branш расщепленной культи на датчики давления происходит схват-раскрытие искусственной кисти или, если подключена ротация кисти, пронация-супинация искусственной кисти.

При одновременном надавливании на датчики давления происходит подключение или отключение ротации кисти.

Разработанная система управления протезом предплечья на расщепленную культю с внешним источником энергии на две пары движений является универсальной, т. к. управление исполнительными механизмами осуществляется или от биопотенциалов мышц расщепленной культи, при их наличии, или от датчиков давления.

АЛГОРИТМ ПОИСКА ОБЪЕКТОВ КОСМИЧЕСКОГО МУСОРА ДЛЯ СИСТЕМ МОНИТОРИНГА ОКОЛОЗЕМНОГО ПРОСТРАНСТВА

П.С. Покровский, Д.С. Семин

Научный руководитель – Кириллов С.Н. д-р техн. наук, профессор
Рязанский государственный радиотехнический университет

В настоящее время наибольшую опасность для функционирующих космических аппаратов представляют объекты космического мусора (ОКМ). При этом единственной мерой защиты от повреждения действующего аппарата от вредоносных объектов размером более 1 см, является коррекция орбиты. Поэтому в настоящее время создана система мониторинга околоземного пространства, позволяющая производить обнаружение и вести каталог различных параметров ОКМ [1]. При этом траектории движения ОКМ во многих случаях являются нестабильными из-за воздействия различных возмущающих факторов

(солнечный ветер, сопротивление атмосферы и др.), что требует постоянного обновления полученных ранее данных.

Наблюдение за исследуемыми телами производится в видимом, инфракрасном, а также в радио диапазонах. При этом в случае проведения траекторных измерений исследуемых тел с использованием оптического телескопа со светодиодным фотоприемником, может возникнуть проблема поиска ОКМ в области предварительного целеуказания, из-за большого углового увеличения, обеспечивающего необходимую точность.

Предложен алгоритм поиска в оптическом диапазоне оптимальной последовательности точек по которым необходимо производить сканирование области предварительного целеуказания, обеспечивающей минимизацию времени и максимизацию вероятности обнаружения. Минимизация длины последовательности производится путем варьирования коэффициентов a_1, a_2, a_3 , включенных в функцию поиска:

$$C(x, y) = a_1 \frac{S[O_{oo} \cup O_{oc}(x, y)]}{S_c} + a_2 \frac{P[O_{oo} \cup O_{oc}(x, y)] - P[O_{oo}]}{P[O_{oc}(x, y)]} - a_3(1 - p(x, y))$$

где $S[\]$, $P[\]$ – операторы определения площади и периметра фигур соответственно, O_{oo} – площадь фигуры в области которой ОКМ не был обнаружен, $O_{oc}(x, y)$ – области видимости телескопа с центром в точке (x, y) .

Функция поиска позволяет определить область, в которой необходимо производить сканирование, при этом учитываются возможности перемещения ОКМ в сканируемой области и погрешности измерения, связанные с неточностью установки оптической оси телескопа и искажений вызванных турбулентностью атмосферы.

Имитационное моделирование предложенного алгоритма производилось при выполнении следующих условий:

- областью поиска является квадрат размерами $200'' \times 200''$;
- объект может двигаться внутри области во все стороны с равной вероятностью;
- максимальное перемещение объекта в данной области не может превосходить $3''$ в секунду;
- сканирование производится с частотой 30 и 100 Гц (время накопления 33,3 мс и 10 мс соответственно),
- ограничение числа итераций алгоритма связанное с ограничением времени поиска – не более 30 с, для частоты сканирования 30 Гц

составляет 900 итераций, а для частоты сканирования 100 Гц – 1000 итераций.

Результаты имитационного моделирования, характеризующие число итераций сканирования n и оценку нижней границы вероятности обнаружения ОКМ $P_{обн}$ от диаметра области видимости телескопа для различных частот сканирования (30 Гц и 100 Гц) представлены на рис. 1.

Таким образом, предложенный алгоритм позволяет определить последовательность точек, по которым необходимо производить сканирование области предварительного целеуказания телескопом с заданными характеристиками, с целью минимизации времени поиска ОКМ, при вероятности обнаружения не менее 95%.

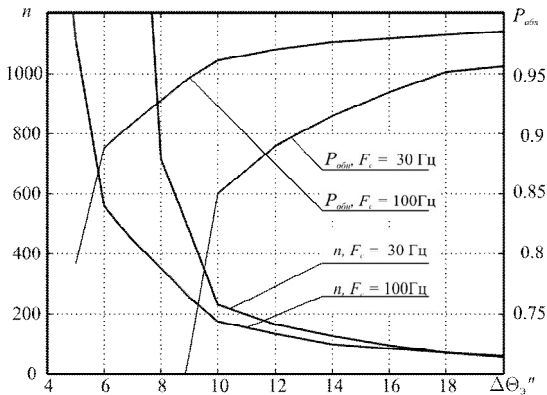


Рис. 1 – Число итераций сканирования и оценка нижней границы вероятности обнаружения ОКМ от эффективного диаметра сканирующей области

Работа выполнена при поддержке грантов Президента Российской Федерации для государственной поддержки молодых российских ученых МК-5000.2010.9 (договор №02.120.11.5000-МК), МК-1581.2009.8 (договор №02.120.11.1581-МК)

Библиографический список

1. Э. Аким, В. Агапов, И. Молотов, В. Степаньянц. Исследования космического мусора на высоких околоземных орбитах, проводимые Институтом прикладной математики им. М.В.Келдыша РАН [Электронный ресурс]. Режим доступа: <http://fvn.astronomer.ru/report/0000032/index.htm>

ДЕТЕРМИНИРОВАННЫЙ АЛГОРИТМ КЛАССИФИКАЦИИ АКУСТИЧЕСКИХ ШУМОВ ДЛЯ РЕШЕНИЯ ЗАДАЧ МЕДИЦИНСКОЙ ДИАГНОСТИКИ

М.Е. Виноградова

Научный руководитель – Кириллов С.Н., д-р техн. наук, профессор
Рязанский государственный радиотехнический университет

Почти на всех участках своей деятельности врач так или иначе сталкивается с необходимостью классифицировать различные состояния объекта путем отнесения его текущего состояния, определяемого набором симптомов, к одному из возможных классов (диагнозов). Зачастую оказывается, что в сопоставимых условиях, классификация, производимая с помощью электронно-вычислительных машин, оказывается значительно точнее тех, которые производит человек [1].

В работе решена задача построения детерминированного классификатора акустических шумов по сформированным в результате предобработки векторам признаков.

Задача классификации может быть сформулирована следующим образом. Из M классов объектов, которые представлены рядом признаков $\{\overline{1, n}\}$ сформирован вектор параметров $(a_1 \dots a_n) \subset J$. Таким образом, информация о классах $j = \overline{1, M}$ в виде эталонов $\{a_1 \dots a_n\}^j$ представлена множествами полученных экспериментально описаний $\{\tilde{a}_1 \dots \tilde{a}_n\}^j$. Исходя из этой информации, требуется выбрать решающее правило (алгоритм), которое по описанию произвольного объекта $x = (a_1 \dots a_n)$, относило бы этот объект к тому из классов, который его содержит [2].

Таким образом, на первом этапе производился выбор способа предобработки (параметризации), т.е. того, какие входные данные можно считать представительными, и какая предварительная обработка исходных данных приведет к получению набора признаков, позволяющих наилучшим образом произвести классификацию (минимизировать вероятность отнесения объекта класса $i \subset M$ к классу $j \neq i, j \subset M$). Решение задачи параметризации во многом определяется спецификой исследуемых сигналов. Было рассмотрено решение задачи классификации для 34 типов акустических шумов. Характерной особенностью рассматриваемого типа сигналов было малое изменение спектральной динамики с течением времени и большой динамический диапазон изменения спектральной плотности мощности (СПМ), в связи с чем в качестве исходного набора параметров использовалось

среднее значение (математическое ожидание (МО)) нормированного логарифма СПМ (НЛСПМ), полученной периодограммным методом в заданных диапазонах частот и усредненной в каждой точке по k отсчетам. Для приведения сигналов к одному динамическому диапазону производилось нормирование по энергии ЛСПМ. Для снижения влияния далеко отстоящих гармоник усреднение НЛСПМ следует производить после взвешивания при помощи оконной функции. Кроме того, вводились признаки, позволяющие учитывать взаимную корреляцию между соседними отсчетами МО НЛСПМ.

$$\overline{\text{MPSD}} = \bar{a} = (a_1, a_2 \dots a_N),$$

$\overline{\text{MPSD}}$ - МО НЛСПМ.

$$\overline{\text{MPSD}}' = (a_1 - a_2, a_2 - a_3 \dots a_{N-1} - a_N),$$

$$\overline{\text{MPSD}}'' = (a_1 - 2a_2 + a_3, a_2 - 2a_3 + \\ + a_4, \dots a_{N-2} - 2a_{N-1} + a_N).$$

На втором этапе для каждого класса сигналов выполнялась процедура снижения пространства признаков. В результате последовательного перебора признаков $a_i, i = \overline{1, n}$ определялся массив значений динамических диапазонов каждого признака и производился поиск признаков, позволяющих разделить сигналы на классы требуемым способом. На выходе процедуры был получен массив значений динамических диапазонов P и вектор соответствующих признаков I , по которым может быть произведена классификация.

На рис. 1 показана функциональная схема устройства, позволяющего осуществить классификацию данных по результатам работы предложенной процедуры.

Блок параметризации осуществляет представление входного сигнала $S(t)$ вектором параметров $\{a_1 \dots a_n\} \subset J$. Устройство выбора осуществляет загрузку коэффициентов $\{\beta_1 \dots \beta_n\}^j$, и функций $\{P_1 \dots P_n\}^j$ j -го класса на основании полученных в результате предложенной процедуры снижения размерности пространства массива значений динамических диапазонов P и вектора I . Параметр β_i^j принимается равным 0, если в результате процедуры было установлено, что для j -го класса i -й признак неинформативен, либо 1, если информативен.

По величине, полученной на выходе сумматора, решающее устройство (РУ) определяет, принадлежит ли входной сигнал $S(t)$ к классу j .

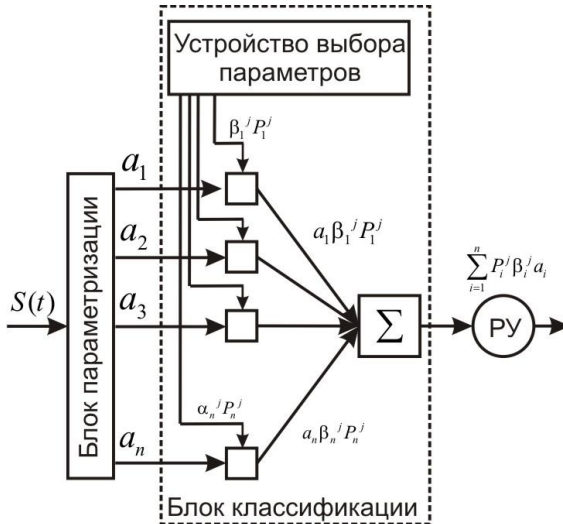


Рис. 1 – Функциональная схема-схема классификатора

Использование предложенного алгоритма позволило произвести классификацию акустических шумов с вероятностью 97,6% по 180 исходным признакам, определенным в результате параметризации сигналов.

Библиографический список

1. Вапник В.Н., Червоненкис А.Я., Теория распознавания образов М.: Издательство «Наука», Главная редакция физико-математической литературы, 1974, 416 стр.
2. Верхаген К., Распознавание образов, Состояние и перспективы, М.: Радио и связь, 1985 г., 104 с

РАЗРАБОТКА ВИРТУАЛЬНОЙ МОДЕЛИ СПЕКТРОФОТОМЕТРА МЕДИЦИНСКОГО НАЗНАЧЕНИЯ

Е.С. Вековищева, С.И. Мальченко, А.В. Шилин
Рязанский государственный радиотехнический университет

Спектрофотометр (от спектр и фотометр) — спектральный прибор, который осуществляет фотометрирование — сравнение измеряемого потока с эталонным (референтным) для непрерывного или дискретного ряда длин волн излучения. Спектрофотометр обеспечивает отчёт или автоматическую регистрацию результатов сравнения в соответствующей двумерной шкале: абсцисса — длина волны, ордината — результат фотометрирования на этой длине волны. Спектрофотометром также называют аналитические приборы, которые не измеряют спектров, а определяют концентрации элементов в пробе по линиям абсорбции (или эмиссии) атомов в пламени (атомно-абсорбционные или пламенные спектрофотометры) или определяют концентрации компонент в смесях веществ по характеристическим полосам поглощения (например, двуволновые инфракрасные спектрофотометры или спектрофотометры-анализаторы).

В докладе представлены результаты разработки виртуальной модели фотометра КФК–3 в среде программирования LabVIEW.

Фотометр фотоэлектрический КФК–3 предназначен для измерения коэффициентов пропускания и оптической плотности прозрачных жидкостных растворов и прозрачных твердых образцов, а также для измерения скорости изменения оптической плотности вещества и определения концентрации вещества в растворах после предварительной градуировки фотометра потребителем.

Схема электрическая функциональная фотометра КФК–3 представлена на рис. 1.

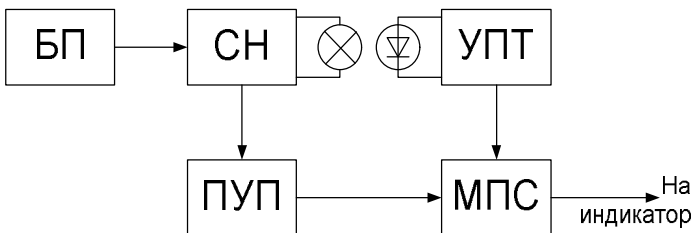


Рис. 1 — Схема электрическая функциональная фотометра КФК–3

Она состоит из преобразователя светового излучения в электрический сигнал (фотодиод), усилителя постоянного тока (УПТ), микропроцессорной системы (МПС), преобразователя угла поворота дифракционной решетки в напряжение (ПУП), стабилизатора напряжения осветителя (СН) и блока питания фотометра (БП). Микропроцессорная система обеспечивает выполнение семи задач:

НУЛЬ — измерение и учет сигнала при неосвещенном фотоприемнике;

Г — градуировка фотометра;

Е — измерение оптической плотности;

П — измерение коэффициента пропускания;

С — измерение концентрации;

А — измерение скорости изменения оптической плотности;

F — ввод коэффициента факторизации.

На рис. 2 представлена передняя панель фотометра КФК-3, разработанная в среде инженерного графического программирования National Instruments LabVIEW.

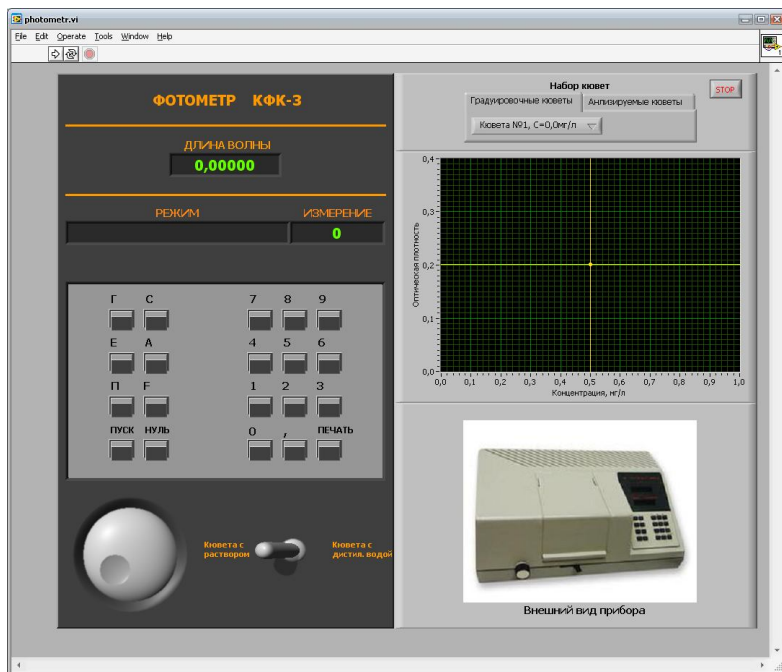


Рис. 2 — Передняя панель фотометра КФК-3

Методика работы на виртуальном приборе КФК–3 заключается в следующем. Запускается программа из меню «Пуск».

В левой части окна программы отображена панель управления и индикации прибора. В правой части окна расположены два набора кювет: в первой вкладке набор градуировочных кювет, во второй — набор кювет с анализируемым раствором. Производится градуировка по стандартным образцам. По градуировочному графику определяют концентрацию исследуемого вещества.

ВИРТУАЛЬНЫЙ ПОЛЯРОГРАФ

А.А. Ахтырченко, М.В. Зубков

Рязанский государственный радиотехнический университет

В настоящее время среди методов экологического мониторинга получила широкое распространение полярография, используемая для анализа качественных и количественных характеристик воды [1]. Однако, применение полярографического оборудования для учебного процесса при изучении дисциплины «Приборы и методы экологического контроля», затруднено по целому ряду факторов. Во первых, для анализа применяется ртуть, которая является токсичным веществом. Во вторых оборудование для полярографии нуждается в ежедневной калибровке. Наконец, полярограф представляет собой сложный и дорогостоящий прибор, который не всегда под силу приобрести даже крупным аналитическим лабораториям. Поэтому актуальной задачей является разработка виртуальных экологических приборов. Благодаря универсальности, простоте эксплуатации, прямому сопряжению с компьютером и другими достоинствами виртуальные приборы с успехом заменяют традиционные измерительные приборы.

Для лабораторного практикума разработан виртуальный полярограф в среде программирования LabVIEW. Прибор может быть использован для анализа химического состава вод в экологических исследованиях, анализа качественно-количественного состава растворов в химических исследованиях.

Полярография — один из важнейших электрохимических методов анализа веществ, исследования кинетики химических процессов. Предложен Я. Гейровским в 1922 году [1]. Метод основан на анализе зависимостей силы тока от приложенного к электрохимической ячейке напряжения или полярограмм. В зависимости от формы и скорости

изменения поляризирующего напряжения различают постоянноточковую (классическую), переменноточковую, высокочастотную, импульсную, осциллографическую полярографию. Указанные варианты метода имеют различные чувствительность (минимально определяемая концентрация вещества) и разрешающую способность (допустимое отношение концентраций определяемого элемента и сопутствующих компонентов) [2].

Достоинства полярографического метода:

- 1) высокая чувствительность, позволяющая определять малые концентрации исследуемого вещества 10^{-4} - 10^{-6} моль/л)
- 2) возможность исследования малых объемов исходного вещества — 1—2 капель (0,03—0,06 мл),
- 3) возможность одновременного проведения качественного и количественного анализа;
- 4) применимость метода к смесям веществ (без предварительного разделения, выделения и очистки компонентов);
- 5) возможность анализа смесей веществ, близких по строению и свойствам (гомологов, изомеров и т. п.),
- 6) высокая точность, быстрота исполнения, удобное и сравнительно простое аппаратное оснащение.
- 7) В докладе разработана структурная схема виртуального полярографа, представленная на рис. 1.

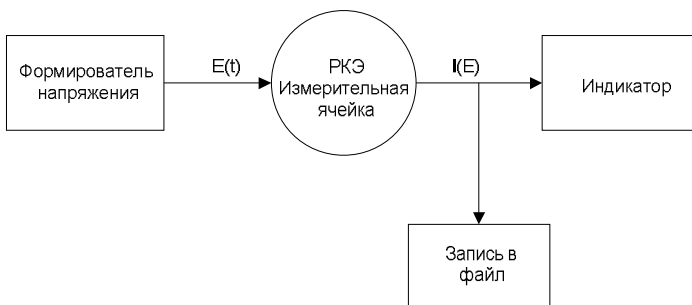


Рис. 1 – Структурная схема виртуального полярографа

Формирователь напряжения генерирует напряжение в соответствии с выбранным методом анализа. Сформированное напряжение подается на ртутно - капельный электрод, находящийся в измерительной ячейке. Полученный полярографический спектр сохраняется в файл, а так же визуализируется на индикаторе. На основе виртуальной модели параметрического датчика производится обработка результа-

тов анализа исследуемых веществ с целью получения информации о их концентрации и природе.

Разработанный полярограф обладает двумя режимами работы: классическим и переменноточковым (ПТ). Первый из них предусматривает получение динамической вольтамперной характеристики границы раздела индикаторный электрод-раствор при линейном изменении электродного потенциала. Второй режим - получение зависимости амплитуды переменного фарадеевского тока при медленной развертке потенциала с наложенной на него импульсной составляющей малой амплитуды.

Библиографический список

1. Гейровский Я., Кута Я. Основы полярографии. М.: Мир, 1965, 281 с.

**ПРИМЕНЕНИЕ ПРЕДСТАВЛЕНИЯ ХУРГИНА-
ЯКОВЛЕВА В НЕИНВАЗИВНОЙ ДИАГНОСТИКЕ
ГОЛОСОВОГО ТРАКТА**

В.Т. Дмитриев, Д.И. Лукьянов

Рязанский государственный радиотехнический университет

В обширном арсенале современных методов лабораторной и функциональной диагностики, основанных на оценке морфологических, функциональных, биохимических и генетических параметров организма, неинвазивные методы занимают пока еще довольно скромное место.

Между тем, в медицине будущего роль неинвазивной диагностики будет неуклонно возрастать. Это объясняется возможностью мониторинга основных биохимических и функциональных показателей и созданием дистанционных аларм-систем. Последние могут оказаться весьма полезными в качестве средства постоянного слежения из центра, например из больницы или поликлиники, за определенными группами больных (больными с опасностью внезапной кардиальной смерти, гипертонической болезнью, сахарным диабетом и др.) и оказания своевременной помощи при наступивших критических состояниях. Одной из возможных областей применения неинвазивной диагностики являются исследования при заболеваниях голосового тракта. При этом необходимо как можно точнее передать звук человеческого

голоса. Кодирование речевых сигналов (РС) известными кодеками приводит к значительному искажению передаваемой речи и может привести к неверному диагнозу.

Для улучшения качества передаваемых сигналов, снижения требований к скорости вычислений за счет распараллеливания операций и увеличения помехоустойчивости передаваемого сигнала возможно применение представления Хургина-Яковлева при использовании прореженных отсчетов сигнала совместно с отсчетами его первых производных. Применение данного алгоритма для неинвазивной диагностики речевого сигнала позволяет осуществлять более точный учет основных параметров речи. В отличие от алгоритма восстановления сигналов в соответствии с теоремой В.А. Котельникова, алгоритм Хургина-Яковлева имеет более простую, с точки зрения формы амплитудно-частотной характеристики, реализацию синтезирующих фильтров при более низкой частоте дискретизации. Это обстоятельство позволяет получить меньшую ошибку восстановления сигналов. Проведены исследования при воздействии различных акустических шумов. Установлено, что с ростом уровня шумов возрастает эффективность предложенной системы. Показано, что наибольшую эффективность система передачи на основе представления Хургина-Яковлева имеет при действии на РС шумов, лежащих в полосе до 1кГц. Показано, что применение предложенного представления РС в виде прореженных в три раза отсчетов сигнала и его двух первых производных в алгоритмах кодирования позволит получить выигрыш в качестве РС по сравнению в аналогичных первичных кодеках на 0,3...0,8 баллов согласно ГОСТ Р 50840-95 при возможности распараллеливания вычислений.

ВЕНТИЛЯТОР-ОЗОНАТОР ДЛЯ ОЧИСТКИ И ОБЕЗЗАРАЖИВАНИЯ ВОЗДУХА

А.Е. Королёв, В. В. Васильев, К.В. Шемарин

Научный руководитель – Верещагин Н.М., канд. техн. наук, доцент
Рязанский государственный радиотехнический университет

Озон - O_3 , аллотропная форма кислорода, являющаяся мощным окислителем химических и других загрязняющих веществ, разрушающихся при контакте. В отличие от молекулы кислорода, молекула озона состоит из трех атомов и имеет более длинные связи между атома-

ми кислорода. По своей реакционной способности озон занимает второе место, уступая только фтору.

Основной причиной диссоциации является столкновение молекулярного кислорода с ускоренными в электрическом поле электронами. Кроме разряда диссоциацию кислорода вызывают УФ-излучение ($\lambda < 240$ нм) и различные частицы высокой энергии: α, β, γ -частицы, рентгеновские лучи и т.п. Условно группу реакций, приводящих к диссоциации кислорода, обозначим следующим образом:



Атом кислорода в результате тройного столкновения образуется озон:



M — любая частица, например молекула кислорода, озона, молекула примеси, атом кислорода и т.д.

Тройное столкновение обязательно, поскольку необходимо отвести избыток энергии [1].

Несмотря на большое количество исследований, механизм недостаточно раскрыт. Воздействие малыми дозами озона оказывает профилактическое и терапевтическое воздействие и начинает активно использоваться в медицине - в первую очередь для дерматологии и косметологии.

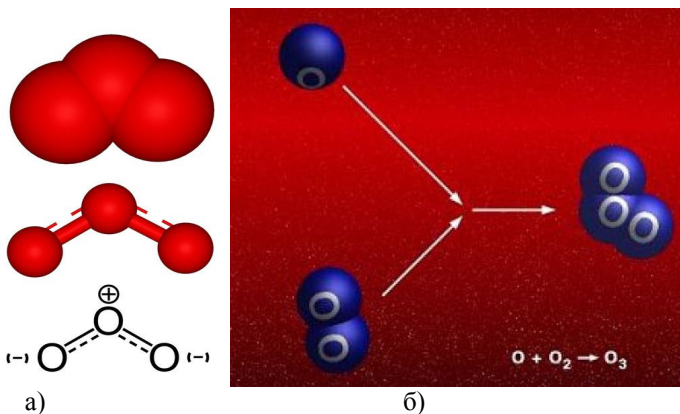


Рис. 1 - Структура(а) и схема образования (б) молекулы озона

Кроме большой способности уничтожения бактерий озон обладает высокой эффективностью в уничтожении спор, цист (плотные оболочки, образующиеся вокруг одноклеточных организмов, например, жгутиковых и корненожек, при их размножении, а также в небла-

гоприятных для них условиях) и многих других патогенных микробов. К стерилизующим достоинствам озона относят широкий спектр его биоцидного действия при низкой концентрации, возможность использования для обеззараживания труднодоступных поверхностей, более короткий период полураспада в сравнении с другими газами, а также наличие дезодорирующего эффекта.

Существует несколько способов получения озона, среди которых наиболее распространенными являются: электролитический, фотохимический и электросинтез в плазме газового разряда. Электросинтез озона получил наибольшее распространение. Этот метод сочетает в себе возможность получения озона высоких концентраций с большой производительностью и относительно невысокими энергозатратами. В предлагаемом устройстве используется электросинтез в коронном разряде. Структурная схема которого представлена на рис.1.

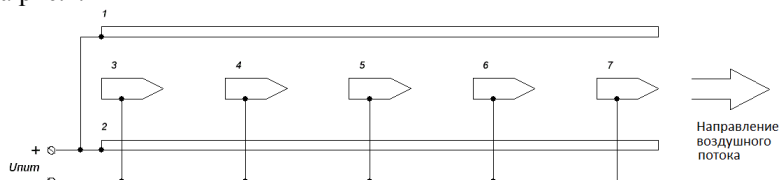


Рис. 2 - Структурная схема электродной системы озонатора(1,2-осадительные электроды, 3,4,5,6,7- коронирующие электроды)

Конструкция устройства представляет собой набор металлических электродов из нержавеющей стали, которые подключены к разным полюсам источника питания. Установка содержит две группы электродов: осадительные (плоские прямоугольные пластины) и коронирующие (тонкие пластины одна сторона которых выполнена в виде зубьев как у пилы). Благодаря особому расположению коронирующих электродов формируется направленный поток газа, скорость которого можно регулировать. Такой способ прокачки газа является бесшумным, требует меньше энергозатрат по сравнению с другими способами продувки газа и, кроме того, обеспечивает высокую концентрацию озона в воздухе.

Пластины электродов располагаются рядами параллельно потоку газа. Коронирующие электроды расположены между осадительных электродов друг за другом через фиксированное расстояние. Это приводит к тому, что в распределении электрического поля появляется составляющая, вектор которой направлен в сторону движения газа. За счет этой составляющей электрического поля ионы разгоняются и,

соударяясь с молекулами газа, создают поток газа вдоль пластин. Такое расположение пластин обеспечивает минимальное сопротивление газовому потоку и обеспечивает условие получения максимальной скорости ветра.

Чем больше напряжение, поданное на электроды тем больше скорость потока и выше концентрация озона рис.3.

Скорость воздушного потока также возрастает при увеличении числа коронирующих электродов, в отличие от установок с одноэлектродной системой, где скорость потока ограничена напряжением пробоя между электродами[2,3]. Скорость ветра при минимальном напряжении для 4-х электродной системы больше, чем скорость для одноэлектродной при максимальном.

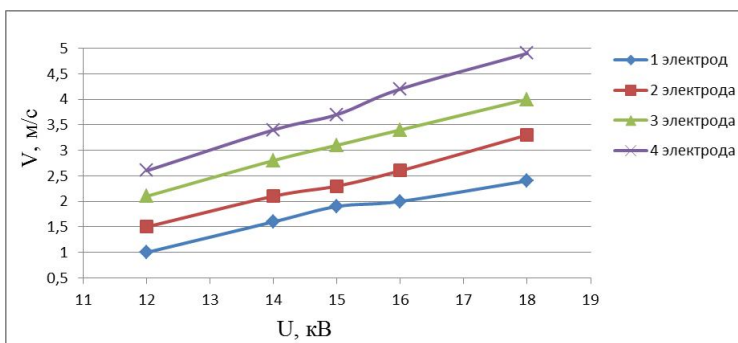


Рис. 3 - Зависимость скорости ветра от напряжения на электродах

На рис.4 представлен график зависимости производительности системы от потребляемой мощности.

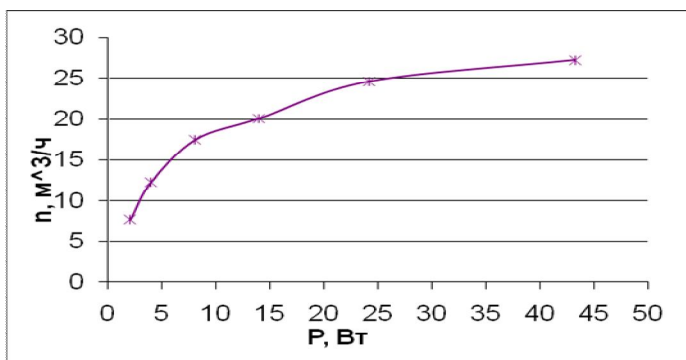


Рис. 4 – Зависимость производительности установки от потребляемой мощности

Установка может масштабироваться (как увеличением числа коронирующих электродов, так и осадительных) в зависимости от потребности объема прокачиваемого воздуха.

Данное устройство может применяться также для очистки воздуха от мелких, твердых частиц. Очистка от пыли происходит за счет того, что твердые частицы, находящиеся в газе, заряжаются отрицательно в электрическом разряде и осаждаются на положительные электроды.

Библиографический список:

1. Лунин В.В., Попович М.П., Ткаченко С.Н. Физическая химия озона. — М.: Изд-во МГУ, 1998. — 466 с
2. Верещагин И.П. Коронный разряд в аппаратах электронно-ионной технологии. М.: Энергоатомиздат. 1985. 160 с
3. Райзер Ю. П. Физика газового разряда: Учеб. Руководство.- М.: Наука. 1987.-592., ил.

**ОПЫТ ЭКСПЛУАТАЦИИ ПРОГРАММНО-
АППАРАТНОГО КОМПЛЕКСА «ЗДОРОВЬЕ РЕБЕНОК»
ДЛЯ ОЦЕНКИ СОСТОЯНИЯ ЗДОРОВЬЯ ДЕТЕЙ И
ПОДРОСТКОВ**

А.А. Голофеев

Научный руководитель – Дубровин В.В., канд. техн. наук, доцент
Тамбовский государственный технический университет

В настоящее время в России, как и во всем мире, идет бурное внедрение информационных технологий во все сферы человеческой деятельности, в том числе и в медицину. Чтобы сэкономить время врача на собственно лечебную работу, следует максимально ускорить ведение медицинской документации, автоматизировать производство нормативной отчетности, а также оптимизировать работу с документами.

В последние годы многие исследователи отмечают увеличение частоты внутриутробного инфицирования ребенка как причины перинатальной патологии. Установлено, что на возникновение данной патологии плода оказывают влияние различные социально-гигиенические факторы, заболевания матери, осложнения беременности и родов, факторы, возникающие со стороны семьи в целом, в том

числе образа жизни семьи, психологического, социально-экономического состояния и других характеристик семьи и ее медицинского обеспечения к началу гестационного периода и в его процессе. Наличие данной информации позволяет создать научную основу оптимизации медико-организационных подходов к профилактике данной формы перинатальной патологии.

Для сокращения времени на выполнение обязательных для врача-педиатра рутинных операций и для снижения вероятности врачебных ошибок был разработан программно-аппаратный комплекс «Здоровый ребенок». Он дает возможность более точно измерять рост и вес детей, качественно вести документацию, оценивать и прогнозировать дальнейшее развитие ребенка, а также помогает врачу быстро работать со справочной информацией и проводить телемедицинские консультации со специалистами других клиник, не выходя из своего кабинета.

Комплекс медицинский диагностический «Здоровый ребенок» разработанный, Тамбовским приборостроительным заводом ОАО «ТВЕС» внедрен в практику в 2006 на базе МЛПУ «Городская детская поликлиника имени В. Коваля» г. Тамбова. Со времени его использования на комплексе обследовано все детское население Октябрьского района г. Тамбова 14200 человек. Возрастная группа обследованных составляет от момента взятия ребенка на учет поликлиникой до 18 летнего возраста.

За шесть лет эксплуатации программное обеспечение комплекса претерпело значительную модернизацию. Особенно заметно обновился интерфейс программы, последняя версия представлена на рис. 1.

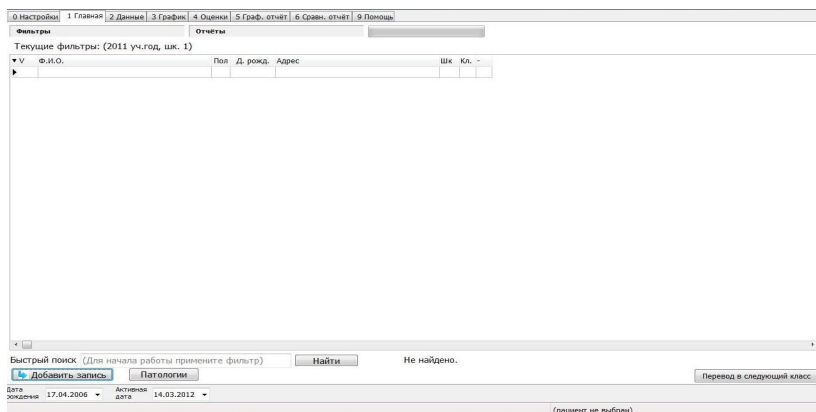


Рис. 1 - Интерфейс программы Paediatrist 2.1.1.53

Главная вкладка программы позволяет осуществлять быстрый поиск пациента по базе данных, проводить фильтрацию необходимой информации, добавлять новую запись, вводить патологию по МКБ-10. Отдельно открывается вкладка «Добавление пациента» (рис.2).

В данной версии программы модернизирована система установки Paediatrist 2.1.1.53. Появилась возможность сохранения школы и класса на дату; архивация базы данных после закрытия программы; добавлена возможность помещать выбывших пациентов в архив; изменен механизм работы с пациентами (через запросы).

При эксплуатации комплекса выявились его достоинства:

1. Сокращается время оценки физического развития ребенка врачом-педиатром;
2. Появилась возможность наблюдения за заболеваемостью детей и впервые выявленной патологии.
3. Достаточно точно измеряются весоростовые показатели ребенка.
4. Отчетные формы соответствуют предъявляемым нормам МЗ РФ.
5. Имеется возможность сравнивать оценку физического развития в разные возрастные периоды жизни ребенка.

Рис. 2 - Вкладка «Добавление пациента»

На базе МЛПУ «Городская детская поликлиника Ковалева г. Тамбова» с сентября 2006 начали проводиться профилактические осмотры с использованием программно-аппаратного комплекса «Здоровый ребен-

нок». В табл. 1 представлены данные прошлых лет о количестве обследованных детей с использованием ПАК «Здоровый ребенок».

Табл. 1.

Год	Кратность обследования:	
	1 раз в год	2 раза в год
2006	6432	
2007	6414	
2008	6238	
2009		6318
2010		6473
2011		6635

При профилактических осмотрах с использованием медицинского диагностического комплекса «Здоровый ребенок» у врача-педиатра и медицинской сестры значительно сократилось время на оценку физического развития ребенка. При использовании бумажных оценочных центильных таблиц врачу для анализа и медсестре для проведения соответствующих замеров требовалось около 7 – 8 минут на одного пациента. А при использовании ПАК «Здоровый ребенок» это время сократилось до 1 – 2 минут. На лицо высокий результат эффективного внедрения и использования данного комплекса в лечебно-профилактических учреждениях города Тамбова.

МОДЕРНИЗАЦИЯ ТЕЛЕВИЗИОННОЙ СИСТЕМЫ ПОИСКА ПОСТРАДАВШИХ «СИСТЕМА 1К»

А. А. Одинокова, А.Ю. Потлов, Гахзар Мохаммед
Научный руководитель - Ветров А.Н., канд. техн. наук
Тамбовский государственный технический университет

Отечественная телевизионная система поиска «Система 1К» предназначена для поиска пострадавших людей в завалах различного рода при катастрофах, дистанционного осмотра образованных полостей, определения состояния пострадавших путем их осмотра и беседы с ними, обследования обрушенной конструкции для выбора оптимальной технологии ее разбора [1].

Для модернизации указанной системы с целью повышения эффективности её работы предлагается совместить телевизионную и тепловизионную камеры обзора. Рациональность такого комплексирования поисковой системы обусловлена следующими соображениями.

Существенные сложности при анализе изображений в оптическом диапазоне представляют низкая различимость объектов в условиях атмосферных осадков, тумана, задымлённости и пылевых завесах. Поэтому телевизионная система поиска не способна эффективно обнаруживать пострадавших в условиях задымлённости или запыленности полости завала, а также в случае, если пострадавший находится под слоем пыли или обломков обрушенной конструкции [2]. В то же время изображения в инфракрасном (ИК) диапазоне обладают свойством выделять объекты с достаточной различимостью в этих же условиях [3].

В реальных условиях на экран монитора системы поиска можно будет выводить видео или тепловизионное изображения по выбору оператора, при этом они должны быть совмещены по масштабу и границам. Но при начале работы с комплексированной системой в реальной ситуации предлагается на экран монитора выводить видео изображение. Обосновано это тем обстоятельством, что в видимом диапазоне наблюдения (в отличие от ИК) оператор способен обнаруживать объекты с пятнами крови, обрывки одежды и останки людей. На это изображение накладывается сегментированное ИК изображение. Сегменты ИК изображения должны выделяться по заданному тепловому контрасту относительно усреднённого общего теплового фона данного изображения.

Для этого сигнал ИК изображения будет поступать в узел автоматической обработки, находящийся в блоке монитора. Задачей этого узла является обнаружение заданного уровня теплового контраста на общем тепловом фоне и выделение контрастирующих сегментов. Далее эти сегменты формируются в отдельное ИК изображение, которое накладывается на телевизионное изображение в виде, например, пульсирующего яркостного пятна на соответствующем фрагменте последнего, что свидетельствует о возможном существовании пострадавшего.

Для наглядности модели выделения теплового контраста на рис. 1 показано ИК изображение человека с явно выраженным тепловым контрастом на сравнительно равномерном температурном фоне обстановки помещения [5].

Модель выделения теплового контраста в ИК изображении на общем тепловом фоне представлена на рис. 2.

Тепловизионное изображение в общем виде можно описать в виде непрерывной поверхности $f(x,y)$, отображающей температуру в каждой точке с координатами x и y . Искомый объект обладает следующими температурными параметрами:

- t_{\min} – минимальная температура объекта;
- t_{\max} – максимальная температура объекта.

Температурный фон определяется следующим условием:

$$t_{\text{фона}} = \begin{cases} t_{\text{min}}, & \text{если } t_{\text{min}} \geq t_{\text{среды}}, \\ t_{\text{среды}}, & \text{если } t_{\text{min}} < t_{\text{среды}}, \end{cases}$$

где $t_{\text{среды}}$ – температура окружающей среды.

Интеграл функции $f(x,y)$ по области D_i кадра ИК изображения определяет уровень постоянной составляющей $F(x,y)$ двумерного сигнала, которая является усреднённым тепловым фоном.



Рис. 1 - ИК изображение человека в помещении

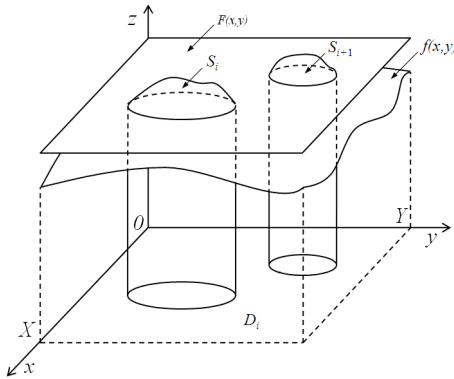


Рис. 2 - Модель выделения теплового контраста

$$F(x,y) = \iint_{D_i} f(x,y) dx dy.$$

Разность функций исходного изображения и его постоянной составляющей даст выделение сегментов S (рис. 2.). Выделенные сегменты в изображении являются температурным превышением (контрастом) на общем тепловом фоне.

Указанная задача может решаться цифровыми методами, но это вызовет необходимость коренного изменения конструкции монитора существующей системы поиска, и, как следствие, увеличения его стоимости и габаритов, что весьма нежелательно для реальных условий работы при чрезвычайных ситуациях.

Предлагается решение этой задачи на матричных приборах с зарядовой связью (МПЗС). Узел обработки на базе МПЗС в виде малогабаритного субблока встраивается в существующий монитор поисковой системы. Более того, выбор элементной базы МПЗС обусловлен так же следующим - современные мобильные малогабаритные тепловизионные системы в своём большинстве имеют отличные от телевизионного стандарты разложения изображений [6]. Тогда при выводе на общий монитор системы поиска видео и тепловизионного изображений возникает задача совмещения стандартов развёртки этих изображений по частоте смены кадров и количеству строк в кадре.

Задача преобразования стандартов разложения изображений будет решаться на тех же задействованных в узле обработки МПЗС и обеспечит реализацию пространственно-временной интерполяции изображений [7]. Разработанная методика позволяет преобразовывать стандарты развёртки исходных изображений по частоте смены кадров и количеству строк в кадре при малых аппаратурных и энергетических затратах в реальном масштабе времени.

Структурная схема устройства на базе МПЗС, реализующего операцию выделения сегментов контрастирующих фрагментов по отношению к тепловому фону ИК изображения приведена на рис. 3.

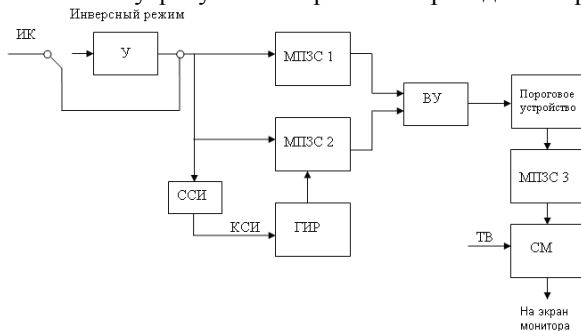


Рис. 3 - Структура устройства выявления сегмента теплового контраста

Устройство состоит из: инвертирующего усилителя (У), матричных приборов с зарядовой связью (МПЗС 1, МПЗС 2, МПЗС 3), селектора синхроимпульсов (ССИ), генератора импульсов растекания (ГИР),

вычитающего устройства (ВУ), порогового устройства (ПУ), смесителя (См.), монитора (М).

Кадр ИК изображения одновременно поступает в МПЗС1 и МПЗС2, причем в МПЗС1 изображение остается без изменений, а в МПЗС2 формируется его постоянная составляющая посредством применения режима управляемого усреднения зарядов в МПЗС [8]. Далее оба кадра одновременно поступают на вычитающее устройство для выделения сегментов температурного контраста. В пороговом устройстве задаётся порог температурного контраста. При превышении заданного порога контрастирующие сегменты в виде кадра изображения записываются в МПЗС3. Если температура фона превышает температуру сегмента, то вводится инверсный режим работы описанной системы обработки, для чего входной сигнал должен поступать на вход инвертирующего усилителя.

Из структуры предлагаемого устройства вытекает необходимость формирования базы данных для задания порога срабатывания порогового устройства в каждом конкретном случае работы поисковой системы. Этот порог зависит от совокупности параметров, наиболее значимыми из которых можно выделить следующие: температура окружающей среды, тип завала, его структура, время, прошедшее после возникновения завала. На рис. 4 приведена модель базы данных температурных порогов, выполненная в СУБД MySQL. Реализуется сбор информации в эту базу данных, которую можно полностью сформировать, только сочетая теоретические расчёты с реальными полевыми замерами.

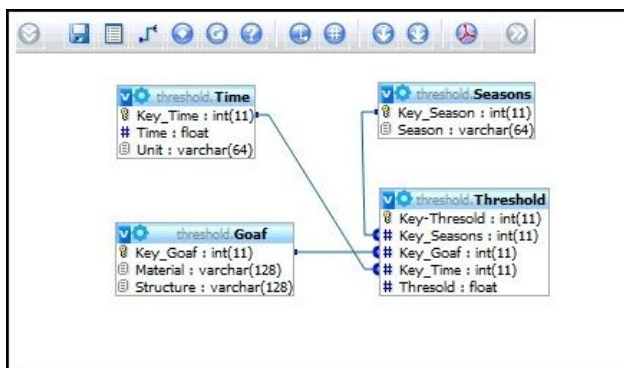


Рис.4 - Структура базы данных температурных порогов

Таким образом, предлагаемая модернизация поисковой системы должна обеспечить более широкие её возможности, и, как результат,

повысить эффективность поиска пострадавших при катастрофах различного рода.

Библиографический список

1. Система 1К (Поиск по кабельному каналу) [Электронный ресурс]. - Режим доступа: www.oborudunion.ru/.../sistema-1k-roisk-po-kabelnomu-kanalu.html. Дата обращения: 06.02.2012.
2. Ковалев А.В., Федчишин В.Г., Щербаков М.И. Тепловидение сегодня. //Специальная техника, 1999, № 3, с. 13 – 18, 1999, № 4, с. 19 – 23.
3. Криксунов Л.З., Падалко Г.А. Тепловизоры (справочник). Киев, Техніка, 1987
4. Техническое зрение в системах управления мобильными объектами-2010: Труды научно-технической конференции-семинара. Вып. 4 / Под ред. Р. Р. Назирова.— М. : КДУ, 2011.— 328 с. : табл., ил.
5. Датчики присутствия от компании Theben HTS [Электронный ресурс]. - Режим доступа: <http://www.kapro.ua/articles/35/>. Дата обращения: 06.02.2012.
6. Певцев Е., Чернокнижин В. Матричные ИК-приемники для малогабаритных тепловизионных камер.//Электронные компоненты. 2001, № 1, с. 32 – 36, 2001, № 2, с. 30 – 34, 2001, № 3, с. 12 – 20.
7. Авторское свидетельство СССР № 1238267 Н 04 N 7/01, 1980. Бюл. № 22
8. Авторское свидетельство СССР № 1631747 Н 04 N 7/01, 1991. Бюл. № 8

**ПРИМЕНЕНИЕ ГБО У НАРКОЗАВИСИМЫХ
ЖЕНЩИН ВО ВРЕМЯ БЕРЕМЕННОСТИ И РАННЕМ
ПОСЛЕРОДОВОМ ПЕРИОДЕ**

Ю.А. Лосева, Д.А. Караваяева, Л.Б. Ильинская
Научный руководитель - А.А. Супряга, канд. мед. наук, ассистент
Рязанский государственный медицинский университет
им. акад. И.П. Павлова

Наркомания представляет огромную проблему для всего человечества в целом и для каждого человека в частности. В настоящее время женщины составляют до 25% всех больных наркоманией в ми-

ре. Среди злоупотребляющих наркотиками велика доля женщин чадородного возраста, а также беременных и кормящих. В основном имеет место полисубстантный способ выбора наркотического вещества. В рязанской области благодаря своей дешевизне (для получения одной дозы требуется всего 300 рублей) большое распространение приобретает злоупотребление дезморфином. В соответствующей среде он получил название «крокодил». Особенно стремительно данный наркотик стал распространяться, начиная с 2005 года, заняв второе место после героина. Дезморфин (пермонид), являясь наркотическим анальгетиком, в двадцать раз активнее морфина и токсичнее его. Благодаря последнему факту, он не получил широкого распространения в медицине. В состав ингредиентов входят бензин, серная кислота, спички и кодеинсодержащие препараты. Зависимость от препарата формируется уже после единственного приёма препарата, а необратимые изменения в организме наступают уже через 2-3 недели от начала употребления. Уже на ранних стадиях дезморфиновой наркомании возникают энцефалопатия, сосудистые изменения, некроз органов и тканей. Возможно развитие газовой гангрены нижних конечностей, нарушение функций печени, почек, селезёнки. Но самое главное, что молодой человек в дальнейшем показывает ту степень зрелости личности, при которой началось злоупотребление. Ввиду этого беременные женщины-наркоманки (разумеется, если злоупотребление не привело ко вторичной гипогэстрогенной аменорее), не заботятся о своём здоровье, не состоят на учёте в женской консультации, поэтому трудно прогнозировать и тем более предотвращать осложнения беременности и родов. Частым последствием приёма наркотиков женщиной во время беременности является синдром неонатальной наркотической абстиненции (ННА) – комплекс неспецифических расстройств, проявляющийся нарушением деятельности ЦНС, желудочно-кишечного тракта. Продолжительность и выраженность ННА существенно зависит от зрелости механизмов, обеспечивающих метаболизм и экскрецию наркотиков у новорожденного. Многие женщины хотели бы прекратить злоупотребление ради младенца, но боятся развития абстинентного синдрома. Для предотвращения развития симптомов абстиненции решено использовать гипербарическую оксигенацию (ГБО).

Обследовано 12 беременных женщин, злоупотреблявших дезморфином в течение всей беременности. Все женщины поступали в роддом при сроке беременности 32-35 недель с различными проявлениями фетоплацентарной недостаточности и синдромом задержки развития плода. Все 12 женщин злоупотребляли дезморфином на протяжении всей беременности вплоть до госпитализации, но, опасаясь за

здоровье будущего ребёнка, планировали прекратить злоупотребление. 10 (83,33%) беременных являлись первородящими повторнородящими. 2 (16,67%) женщины являлись повторнородящими. Обе женщины вынашивали и рожали своих старших детей ещё до начала злоупотребления. Все 12 беременных имели в анамнезе 1-3 медицинских аборта, в трёх случаях осложнившихся эндометритом на фоне остатков плодного яйца; 2 (16,67%) – хроническим сальпингоофоритом; 7 (58,33%) отмечали ИППП; 3 (25%) имели в анамнезе черепно мозговые травмы; 9 (75%) имели трофические нарушения нижних конечностей. Все 12 женщин являлись городскими жительницами, имели законченное среднее и среднеспециальное образование. Однако, постоянную работу имели только 5 (41,67%) пациенток.

В рамках лечения фетоплацентарной недостаточности женщинам проводилась соответствующая инфузионная терапия и ГБО (№ 8-15 по 1-3 курса до родов). Все женщины родоразрешились через естественные родовые пути живыми доношенными плодами со средней массой 3050,0±0,07. Ни у кого из детей не было диагностировано ННА. Однако их матери прекратили злоупотребление дезморфином с 32-35 недель беременности. Было решено провести повторный курс ГБО в послеродовом периоде с целью предотвратить развитие абстинентного синдрома. Из 12 рожениц, у 2 (16,67%) было диагностировано развитие абстинентного синдрома. У остальных 83,33% за время нахождения в стационаре симптомов абстиненции замечено не было. В контрольной группе (N=8) сеансы ГБО не проводились, женщины не прекращали злоупотребление дезморфином вплоть до самого дня родов. Опасаясь абстиненции, роженицы контрольной группы покидали родильное отделение на 2-3 день после родов. При проведении патронажа на дому, все они отмечали абстинентный синдром в первую неделю после родов.

Разумеется, применение ГБО не исключает полностью злоупотребление дезморфином в послеродовом периоде. Однако, данный подход обеспечивает роженицам ещё один шанс в отказе от злоупотребления.

СТОХАСТИЧЕСКОЕ МОДЕЛИРОВАНИЕ ПРОЦЕССА РЕПРОДУКЦИИ СЕЛЬСКОХОЗЯЙСТВЕННЫХ БИОЛОГИЧЕСКИХ ОБЪЕКТОВ. ДОСТИЖЕНИЕ И ИНДУКЦИЯ ПОЛОВОЙ ЗРЕЛОСТИ

М.Е. Дорогов

Научный руководитель - Антипов В.А., д-р техн. наук, профессор
Рязанский государственный радиотехнический университет

В целях оценки текущего состояния биологического объекта и прогнозирования событий, обусловленных текущим состоянием, а также принятия адекватных управленческих решений необходимо создание имитационной модели, которая бы учитывала все ключевые параметры, от которых текущее состояние зависит.

В данной статье рассматривается математическая модель процесса достижения половой зрелости свиней. Достижение половой зрелости - процесс, когда подвинки входят в будущий цикл воспроизводства. Подвинки обычно достигают половой зрелости в возрастном диапазоне 150-230 дней [1]. На процесс можно влиять внешними стимулами. Эффект внешних стимулов зависит от чувствительности конкретной особи к стимулам.

Интенсивность достижения половой зрелости, как предполагается, определяется следующей зависимостью

$$h(t)_i = M \exp \left\{ - \left(\frac{|A_i(t) - A_m|}{\sigma} \right)^\gamma \right\} h_{\delta i}(t) \quad (1)$$

где $h(t)_i$ - интенсивность достижения половой зрелости i -го подвинка в момент времени t , M - максимум интенсивности, $A_i(t)$ - возраст i -го подвинка в момент времени t , A_m - возраст максимальной интенсивности, σ - масштабирующий коэффициент, γ коэффициент формы, $h_{\delta i}(t)$ индивидуальное отклонение от среднего значения.

Индивидуальное отклонение $h_{\delta i}$ определяется соотношением

$$\log\{h_{\delta i}(t+1)\} = \alpha \log\{h_{\delta i}(t)\} + \varepsilon_{it} \quad (2)$$

где α параметр, описывающий авторегрессивный процесс и ε_{it} является независимым отклонением.

В случае внешней стимуляции половой зрелости во время t , $h_{\delta i}(t)$ изменяется согласно уравнению

$$\log\{h_{\delta i}(t)\} = \log\{h_{\delta i}(t)\} + Sf\{A_i(t)\} \quad (3)$$

функция $f\{A_i(t)\}$ является «фильтрующей» функцией моделирования чувствительности подсвинка в определенном возрасте и S - сила индукционных стимулов.

Предполагается, что данная модель позволит устанавливать сроки достижения половой зрелости для конкретных особей, что в свою очередь важно для принятия решения о переводе животного в следующую половозрастную группу.

Библиографический список

1. Jørgensen, E. Stochastic modelling of pig production. Working Paper: Reproduction Model. //Dina Notat. 1998. V. 65, P.1-26

СТОХАСТИЧЕСКОЕ МОДЕЛИРОВАНИЕ ПРОЦЕССА РЕПРОДУКЦИИ СЕЛЬСКОХОЗЯЙСТВЕННЫХ БИОЛОГИЧЕСКИХ ОБЪЕКТОВ. МОДЕЛЬ ЭСТРАЛЬНОГО ЦИКЛА

М.Е.Дорогов

Научный руководитель - Антипов В.А., д-р техн. наук, профессор
Рязанский государственный радиотехнический университет

Управление репродукционным процессом является одной из основных задач животноводческого производства. В настоящее время существует крайне мало имитационных моделей стремящихся к изучению взаимодействия между эксплуатационным управлением и физиологическим состоянием животных. Модель эстрального цикла свињи описываемая в данной статье призвана связать управленческие действия с основными физиологическими процессами.

Основные события эстрального цикла в настоящее время хорошо исследованы. Однако вследствие сложной природы цикла количественные характеристики событий изучены недостаточно [1].

В модели T_a обозначает время события, и $T_{a \rightarrow b}$ обозначает продолжительность между двумя последующими событиями a и b . Предполагается, что длина их независима. События эстрального цикла наблюдаются в следующей последовательности: регрессия желтого тела (событие 1), эстрогеновый пик (событие 2), пик лютеинизирующего гормона (событие 3), овуляция (событие 4) и вновь регрессия желтого тела (событие 1). Между пиком эстрогена и пиком лютеинизирующего гормона (ЛГ) присутствуют два промежуточных события: начало эст-

руса (событие 5) и конец эструса (событие 6). Также разрыв отдельных фолликулов, который происходит после события 4, обозначается как событие 7. Следует заметить, что помимо регрессии желтого тела к событию 1 относятся еще два процесса, которые также являются инициаторами эстрального цикла: завершение лактационного периода и достижение половой зрелости. Интервалы между вышеперечисленными событиями обозначаются соответственно $T_{1 \rightarrow 2}$, $T_{2 \rightarrow 3}$, $T_{3 \rightarrow 4}$, $T_{4 \rightarrow 1}$, $T_{2 \rightarrow 5}$, $T_{3 \rightarrow 6}$ и $T_{4 \rightarrow 7}$. Принимаем $T_{a \rightarrow b} \sim \Gamma(\alpha_{a \rightarrow b} \beta_{a \rightarrow b})$, то есть $E(T_{a \rightarrow b}) = (\alpha_{a \rightarrow b} \beta_{a \rightarrow b})$, $V(T_{a \rightarrow b}) = (\alpha_{a \rightarrow b} (\beta_{a \rightarrow b})^2)$, где Γ - указывает на гамма распределение, символы $E(\dots)$, $V(\dots)$ ожидание и дисперсия соответственно. Продолжительность каждого интервала в модели принята независимо. Средняя продолжительность в каждой из этих стадий в настоящее время установлена. Однако, очень немного известно относительно изменчивости.

Главным источник информации является полная длина цикла, которая у свиней обычно имеет среднее значение 21 день и диапазон с 19-23 дней, то есть стандартное отклонение приблизительно равно 2.

Учитывая данную информацию, мы получаем:

$$E(T_{1 \rightarrow 1}) = E(T_{1 \rightarrow 2} + T_{2 \rightarrow 3} + T_{3 \rightarrow 4} + T_{4 \rightarrow 1}) = \alpha_{1 \rightarrow 1} \beta_{1 \rightarrow 1} = 21 \quad (1)$$

$$V(T_{1 \rightarrow 1}) = V(T_{1 \rightarrow 2} + T_{2 \rightarrow 3} + T_{3 \rightarrow 4} + T_{4 \rightarrow 1}) = \alpha_{1 \rightarrow 1} (\beta_{1 \rightarrow 1})^2 = 2 \quad (2)$$

Из уравнений (1) и (2) получаем значения $\alpha_{1 \rightarrow 1} = 221$ и $\beta_{1 \rightarrow 1} = 0.095$.

Предполагается, что каждая стадия состоит из многих экспоненциально распределенных событий с расчетной величиной $\beta_{1 \rightarrow 1}$ (0.095), и числом событий $\alpha_{a \rightarrow b}$.

Процесс овуляции описывается в модели в сроках, которые отличаются от традиционного подхода. Обычно начало овуляции определяется как время от разрыва первого фолликула, а продолжительность овуляция как временной интервал от разрыва первого фолликула до разрыва последнего. Время от пика ЛГ до разрыва каждого i -го фолликула является $T_{2 \rightarrow 7, i}$. Обычно начало овуляции определяется как $\min(T_{2 \rightarrow 7, 1}, \dots, T_{2 \rightarrow 7, n})$, где n - число фолликулов и продолжительность овуляции вычисляется как

$$\max(T_{2 \rightarrow 7, 1}, \dots, T_{2 \rightarrow 7, n}) - \min(T_{2 \rightarrow 7, 1}, \dots, T_{2 \rightarrow 7, n}) \quad (3)$$

В рассматриваемой имитационной модели

$$T_{2 \rightarrow 7, i} = T_{2 \rightarrow 4} + T_{4 \rightarrow 7, i} \quad (4)$$

где $T_{2 \rightarrow 4}$ таким образом становится фазой с взаимным развитием фолликулов, в то время как $T_{4 \rightarrow 7, \xi}$ является фазой с заключительным независимым развитием отдельных фолликулов.

Зависимость отдельных фолликулов важна, когда моделируется оплодотворение отдельной яйцеклетки. У асимметрии распределения есть очевидные последствия для возможности правильного выбора проведения искусственного осеменения.

Наиболее важным управленческим решением эстрального цикла является выбор времени проведения искусственного осеменения конкретной особи, от которого напрямую зависит установление супоросности. В имитационной модели предлагается осуществлять принятие данного решения на основании значения вычисляемого параметра «эстральная сила» [2].

Предложенная математическая модель позволяет лучше понять процессы, происходящие в эстральном цикле, оценивать протекающие в нем события, и на основании оценки принимать верные и своевременные управленческие решения.

Библиографический список

1. Jørgensen, E. Stochastic modelling of pig production. Working Paper: Reproduction Model. //Dina Notat. 1998. V. 65, P.1-26
2. Jørgensen, E. [Stochastic modelling of pig production. Working Paper: Measurements.](#) //Dina Notat. 1998. V. 64, P. 1-16.

СТОХАСТИЧЕСКОЕ МОДЕЛИРОВАНИЕ ПРОЦЕССА РЕПРОДУКЦИИ СЕЛЬСКОХОЗЯЙСТВЕННЫХ ЖИВОТНЫХ. МОДЕЛЬ СУПОРОСНОГО И ЛАКТАЦИОННОГО ПЕРИОДОВ

М.Е.Дорогов

Научный руководитель - Антипов В.А., д-р техн. наук, профессор
Рязанский государственный радиотехнический университет

Интенсификация процесса репродукции является важнейшей задачей животноводческого производства [1]. Математическое моделирование репродукционного процесса способствует лучшему пониманию происходящих в нем событий. Супоросный и лактационный периоды, модели которых рассматриваются в данной статье, являются составными частями процесса воспроизводства.

Физиологические процессы, приводящие к супоросности, являются неотъемлемой частью эстрального цикла. Основным фактором, влияющим на процесс установление супоросности, является правильный выбор времени проведения искусственного осеменения.

Ниже перечислены основные события процесса установление супоросности:

1. Овуляция фолликулов и транспорт яйцеклеток к маточным трубам, где происходит оплодотворение.
2. Осеменение и последующая транспортировка спермиев.
3. Оплодотворение яйцеклеток. Успешное оплодотворение требует, чтобы возраст яйцеклеток и спермиев находилась в приемлемых пределах.
4. Миграция и имплантация эмбрионов и гормональная передача сигналов для того чтобы предотвратить регрессию желтого тела.

Процесс установления супоросности тесно связан с физиологическими изменениями в организме животного. Приблизительно после 115 дней супоросности происходит опорос. При моделировании данных событий, рассматриваются следующие параметры: оплодотворительная интенсивность спермы, распределение числа овуляций, распределение времени овуляции для каждой яйцеклетки/эмбриона, влияние возраста яйцеклетки в момент оплодотворения на вероятность выживания зиготы, влияние числа жизнеспособных эмбрионов на установление супоросности, эффект других факторов на установление супоросности, заметные признаки беременности.

Лактационный период охватывает временной интервал от опороса до отнимания от груди, и он состоит из различных биологических процессов. Главным процессом периода лактации является опорос (роды). Опорос является конечным результатом процесса супоросности. Это событие инициируется развивающимися плодами. Число поросят, родившихся живыми, то есть размер выводка при рождении приблизительно соответствует количеству плодов, так как ожидается, что некоторые из плодов умрут во время процесса опороса. Во время периода лактации от 5 - 20 процентов поросят умрут за первые 3-5 дней после рождения. Риск смерти выше в больших выводках. При рождении поросята взвешивают в среднем 1.7 кг, но с большой вариацией данного значения. Риск смерти высок, если вес поросенка при рождении низок [2].

Во время периода кормления грудью поросята прибавляют в весе приблизительно с константным ежедневным приростом, то есть рост в этой фазе будет более или менее линейным.

Событие отнимания от груди является результатом управленческого решения.

Рассматриваемая модель лактационного периода включает в себя: модель размера выводка, модель темпа роста, модель смертности.

Для описания темпа роста поросят в настоящее время используется простая модель с постоянным весом при рождении и нормально-распределенным ежедневным привесом.

Интенсивность смерти является константой на всем протяжении периода кормления грудью. Входным параметром в модели является смертность в возрасте двадцать восемь недель, p_{28} . Интенсивность смерти λ_d находится как:

$$\lambda_d = -\frac{\ln(1 - p_{28})}{28} \quad (1)$$

Выходные параметры имитационных моделей рассмотренных в данной статье, предполагается использовать для выработки адекватных управленческих решений.

Библиографический список

1. Ветеринарное акушерство, гинекология и биотехника размножения/ А.П. Студенцов, В.С. Шипилов, В.Я. Никитин; Под ред. В.Я. Никитина и М.Г. Миролюбова – 7-е изд., перераб. и доп. М.: Колос, 1999 – 495 с.: ил.
2. Jørgensen, E. Stochastic modelling of pig production. Working Paper: Reproduction Model. //Dina Notat. 1998. V. 65, P.1-26

ОПЫТ ТЕСТИРОВАНИЯ УСТРОЙСТВА МОНИТОРИНГА ЭЛЕКТРОДЕРМАЛЬНОЙ АКТИВНОСТИ

Н.Н. Стрелков¹, М.Б. Каплан²

Научный руководитель – Набатчикова Л.П., канд. мед. наук, профессор

¹Рязанский государственный медицинский университет
им. акад. И.П. Павлова

²Рязанский государственный радиотехнический университет

Вегетативная нервная система (ВНС) играет важную роль в функционировании организма человека. Она регулирует работу внутренних органов, процессы анаболизма и катаболизма, участвует в поддержании гомеостаза, адаптационных реакциях, обеспечении двигательной и умственной деятельности, влияет на иммунитет и эмоции. Течение и прогноз многих заболеваний также зависят от состояния вегетативной нервной системы. Поэтому большое значение придается исследованию ВНС. До недавнего времени возможности широкого изучения ВНС были ограничены [1]. Используемые методы были неудобными в работе, неоднозначными по оценке, трудными в методическом выполнении. Дефицит методов исследования ВНС был снижен за счет появления вызванных кожных вегетативных потенциалов и спектрального анализа ритма сердца [3]. Широкое внедрение этих методов в клиническую практику стало возможным благодаря развитию новых медицинских технологий на основе использования компьютеров [4].

Общим термином, принятым для обозначения электрической активности, происходящей от потовых желез, эпидермиса и дермы служит термин электродермальная активность (electrodermal activity). Синонимом этого термина является кожно-гальванический рефлекс (galvanic skin response). Электрическая активность, происходящая от потовых желез, называется судомоторной (sudorific), а активность от эпидермиса и дермы – несудомоторной (nonsudorific). Также выделяют спонтанную и вызванную электродермальную активность [2].

Вызванный кожный вегетативный потенциал (ВКВП) – это изменение ЭДА в ответ на стимул. В качестве стимулов могут быть: раздражение кожи электрическим током, глубокий вдох, вспышка света или звуковой сигнал. Форма ВКВП и его латентный период, полученные от разных стимулов, практически совпадают.

В 1981 году М. Christie опубликовала классификацию ЭДА. Согласно этой классификации различают эндосоматический (без приме-

нения внешнего источника тока) и экзосоматический (с применением внешнего источника тока) варианты регистрации ЭДА. В свою очередь экзосоматические записи могут выполняться с использованием переменного или постоянного тока. Если изучаются изменения, связанные с тонической активностью и происходящие за довольно длительный промежуток времени, то оценивается уровень какого-либо электродермального показателя. Если изучают изменения, вызываемые определенным раздражителем и происходящие за короткое время, то оценивается ответ (реакция, фазическая или вызванная) ЭДА.

Цель работы: провести тестирование аппаратного комплекса для измерения электродермальной активности.

Задачи:

- тестирование блока управления и электродов комплекса;
- тестирование программного обеспечения комплекса;
- определение вариантов применения в клинической стоматологии.
- Материалы и методы:
- аппаратный комплекс для измерения электродермальной активности;
- определение функциональности принципов работы комплекса *in vitro*;
- клинические испытания комплекса.

Аппаратная часть устройства. Разработанный прибор предназначен для непрерывного измерения электрического сопротивления кожи. В данной методике регистрации используется экзосоматический вариант регистрации ЭДА, с применением внешнего источника тока. Стимулирующий ток менее 3 мА. Основными структурными элементами устройства являются электроды, преобразователь сопротивления в напряжение, аналого-цифровой преобразователь (АЦП), блок управления, блок согласования USB-интерфейса.

Преобразователь сопротивления в напряжения реализован на базе делителя напряжения, на вход которого подается последовательность прямоугольных импульсов. Одним из плеч делителя является участок кожи пациента. Блок управления построен на базе микроконтроллера PIC16F684 фирмы Microchip, включающего в свой состав 10 разрядное АЦП последовательного приближения. Основными выполняемыми задачами блока управления являются:

- генерация последовательности стимулирующих прямоугольных импульсов;
- непрерывный опрос АЦП;

- первичная обработка по определению постоянной составляющей сигнала;
- управление процессом обмена данными с персональным компьютером.

Блок согласования USB-интерфейса построен на базе микросхемы FTDI.

Программная часть устройства. Работа устройства ведется в соответствии с выполняемой программой микроконтроллера. Обработка данных выполняется на персональном компьютере с помощью программы, созданной в среде LabVIEW. Основными решаемыми задачами программы обработки являются:

- фильтрация с помощью цифрового фильтра 8 порядка с аппроксимирующей характеристикой Баттерворта и частотой среза 20 Гц;
- отображение, регистрируемых изменений состояния кожи, в виде графика зависимости сопротивления от времени;
- сохранение в файл массива зарегистрированных значений, временных меток и информации о пациенте;
- выделение локальных экстремумов на регистрируемой зависимости.

Сохранение данных осуществляется в текстовом формате, удобном для последующей дополнительной обработки и анализа в таких редакторах как Excel.

Условия записи. Исследование должно выполняться в тихом помещении, в котором поддерживается температура 20-22 °С, не ранее чем через 2 часа после еды. Действие различных отвлекающих факторов (громкие звуки) должны быть сведены к минимуму. Запись проводится в положении пациента сидя с открытыми глазами. Необходимо учитывать, что при записи с закрытыми глазами амплитуда ЭДА снижается. Больной должен быть проинформирован о цели исследования и характере используемого стимула. Учитывая, что в качестве раздражителя используется электрический ток низкой амплитуды, следует сообщить пациенту о том, что болевые ощущения на стимуляцию током у него не возникнут. Врач должен убедиться, что предстоящая процедура не вызывает у больного чувства страха и выраженного эмоционального напряжения.

Обработка кожи. Перед наложением электродов кожа обрабатывается 70 % раствором спирта. Не следует применять сильное механическое воздействие на кожу, так как это может повлиять на состояние потовых желез, реакция которых непосредственно снимается.

Наложение электродов. В работе использована биполярная схема расположения электродов в одном положении. Электрод «+» накладывается на кожу 1-ой фаланги среднего пальца, электрод «-» накладывается в продолжение 2-го межпальцевого промежутка на расстоянии 3 см от кожной складки, находящейся на уровне пястно-фаланговых суставов. Стимуляция и регистрация осуществляется с помощью одной и той же пары электродов.

Тестирование устройства. Перед применением устройства мониторинга ЭДА в клинических условиях было проведено апробирование аппаратной составляющей и программного обеспечения. В процессе исследования был выявлен ряд позиции требующих коррекции:

- система регистраций сведений о пациенте;
- интерфейс пользователя, ориентированный на врача-исследователя;
- четкость и однозначность интерпретации положений органов управления;
- наглядность графического представления результатов мониторинга ЭДА, с указанием информации о пациента и времени исследования.

В целом было установлено, что регистрируемый сигнал однозначно соответствует биологической активности пациента, аппаратная и программная составляющие работают без сбоев и в заданных режимах.

После исследования *in vitro*, приступили к клиническим испытаниям. Тестовый режим проводился во время приема пациента, на этапе припасовки модели дугового протеза в полости рта при ортопедическом лечении частичного отсутствия зубов на верхней челюсти. Во время клинического приема пациенту задавались вопросы с просьбой охарактеризовать свои ощущения, в общем, и от протеза в частности. Были записаны результаты изменения ЭДА. Исходный уровень ЭДА (рис. 1) составил в районе 70 кОм, при этом врачебные манипуляции не проводились, однако пациент испытывает волнение из-за предстоящего вмешательства.

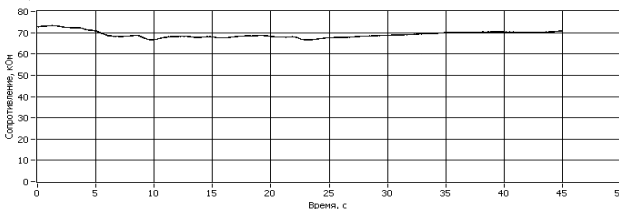


Рис. 1 - Исходный уровень ЭДА

Далее следовал этап припасовки дугового протеза (рис. 2), при этом прослеживается некоторая нервозность пациента, сопровождаемая более значительными изменением уровня ЭДА с последующем восстановлением до исходного уровня.

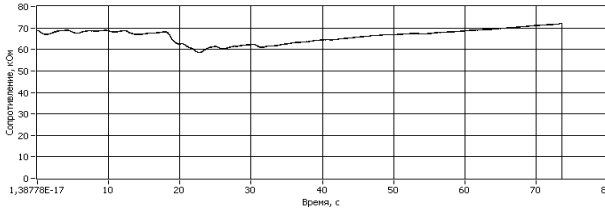


Рис. 2 - Уровень ЭДА на этапе припасовки дугового протеза

Исследование ЭДА при имитации жевательных движений (рис. 3) показало падение значения сопротивления, обоснованное небольшим волнением и чувством «неудобного».

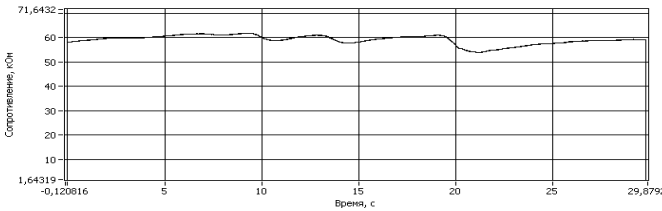


Рис. 3 - Уровень ЭДА при имитации жевательных движений

После извлечения протеза из полости рта уровня ЭДА восстанавливается (рис. 4).

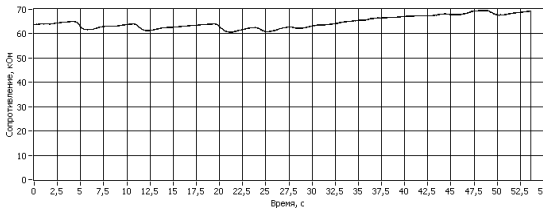


Рис. 4 - Уровень ЭДА после извлечения протеза из полости рта

По результатам работы сделаны следующие выводы:

- тестируемое устройство мониторинга электродермальной активности функционально пригоден для применения;
- графическое отображение вегетативных процессов соответствует психоэмоциональному статусу;

- работа блока управления удовлетворяет предъявленным требованиям;
- данный комплекс может быть использован в диагностике психологического статуса и манифестаций вегетативных проявлений различных процессов, затрудняющих терапевтическое воздействие.

Библиографический список

1. Буров Н.Е. Тошнота и рвота в клинической практике (этиология, патогенез, профилактика и лечение) // Рус.мед.журн.- 2002.-Т.10,№8-9.-С.390-394.
2. Одинак М.М. Вызванные кожные Вегетативные потенциалы (методические указания) // Санкт-Петербург, Иваново, 1999. – с. 49.
3. Kent G. The Psychology of Dental Care/ G. Kent , A.S. Blinkhorn.- Oxford: Wright, 1991.
4. Lindsay S.J.E. Expectations of sensations. discomfort and fear in dental treatment // Behaviour Research and Therapy.- 1984.- V.22.- P.99-108.

КОМПЛЕКСНАЯ ТЕРАПИЯ ВТОРИЧНОЙ АМЕНОРЕИ У ДЕВУШЕК-ПОДРОСТКОВ, СТРАДАЮЩИХ ФИЗИЧЕСКОЙ ЗАВИСИМОСТЬЮ ОТ ГЕРОИНА, НА 3-4 ЭТАПАХ ЛЕЧЕНИЯ НАРКОМАНИИ

С.В. Субботин, А.И. Бубликова

Научный руководитель - Супруга А.А., канд. мед. наук, ассистент
Рязанский государственный медицинский университет
им. акад. И.П. Павлова

На 3-4 этапах лечения наркомании необходимо восстановление нарушенного менструального цикла по типу вторичной аменореи у девушек-подростков со сформировавшейся физической зависимостью от героина. На третьем восстановительном этапе, направленном на стабилизацию психического и физического состояния, ликвидацию симптомов, поддерживающих психическое влечение к наркотикам (4-6 месяцев), необходимо настроить девушку на реализацию счастливого материнства в дальнейшем. Четвёртый этап – реабилитационный. Его задача психологическая коррекция и социальная адаптация (до 2 лет) невозможна без нормализации функции репродуктивной системы.

Обследовано 200 девушек-подростков 17-18 лет, находящихся в условиях воспитательной колонии и страдающих вторичной аменореей на фоне физической зависимости от опиатов. Начало употребления наркотиков у всех пришлось на ранние сроки после менархе (в течение первого года) и привело к наиболее неблагоприятному влиянию на состояние репродуктивной системы с наличием вторичной аменореи длительностью более двух лет. Все пациентки прошли первые два этапа (купирование абстинентного синдрома и восстановление нарушенного гомеостаза) лечения наркомании. Однако восстановления менструального цикла не произошло, хотя с момента последней инъекции или ингаляции героина прошло 4-6 месяцев. При исследовании уровня гормонов крови выявлено снижение уровня эстрадиола, прогестерона, ЛГ, ФСГ, тестостерона. Выявлено также отсутствие характерного ритма уровня ЛГ и ФСГ. Уровень пролактина превышает норму в несколько раз (3-5). В начале третьего этапа рекомендовано назначение дециметровой терапии. Используют СВЧ-терапию дециметровыми волнами. Аппараты ДМВ-15 «Ромашка», ДМВ-20 «Ранет». Электромагнитные волны дециметрового диапазона при воздействии на железы внутренней секреции стимулируют их функцию. Активация эндокринной системы приводит к увеличению продукции ГТ-РГ в гипоталамических нейронах. Бромкриптин, являясь синтетическим производным алкалоида спорыньи эргокриптина, стимулирует дофаминовые D₂-рецепторы в головном мозге и тем самым ингибирует инкрецию пролактина.

Одновременно с назначением СВЧ-терапии проводится лечение пациенток агалатесом по 250 мг 2 раза в неделю в течение 3 месяцев. В течение последующих 6 месяцев проводилась групповая психотерапия и ЛФК. В качестве физиотерапии использовали СМТ-форез с медью. Физические тренировки и физическая культура занимают особое место также и на 4 этапе лечения героиновой наркомании. Это заключение у подростков приобретает особую окраску, учитывая продолжающийся процесс формирования организма. Для тренировки подростков при хорошей адаптации к лечебному комплексу назначаются спортивно-оздоровительные игры: бадминтон, настольный теннис, пионербол. При хорошей переносимости и нормализации А/Д допускается игра на счёт. Оптимально проведение игр в дни, свободные от физиотерапии.

После означенного выше лечения при исследовании уровня гормонов крови отмечаются значительные улучшения. Это объясняется тем, что опиоидные пептиды (эндорфины и энкефалины) выполняют функцию нейротрансмиттеров, регулирующих гонадотропную функцию гипофиза, а эндорфины, в свою очередь, подавляют секре-

цию лютропина (ЛГ) и дофамина (ДА). Последним обстоятельством можно объяснить эффект действия опиоидов: эндорфины снижают действие ДА, вследствие чего стимулируется секреция и выделение пролактина.

После 9 месяцев означенного выше лечения удалость добиться восстановления менструального цикла у 96 (96%) девушек.

ПРИМЕНЕНИЕ ГБО ПРИ СИНДРОМЕ ЗАДЕРЖКИ РАЗВИТИЯ ПЛОДА

М. Мохаммед, Л.Б. Ильинская

Научный руководитель - А.А. Супряга, канд. мед. наук, ассистент
Рязанский государственный медицинский университет
им. акад. И.П. Павлова

Частота синдрома задержки развития плода варьирует в широком диапазоне: от 5,0 и до 17,6%. По данным ультразвуковой фетометрии выделяют следующие формы СЗРП: симметричная, асимметричная и смешанная формы. Среди факторов риска, способствующие развитию СЗРП выделяют социально-бытовые (возраст, профессиональные вредности, тяжёлый физический труд, эмоциональное перенапряжение, злоупотребление алкоголем и наркотиками); соматические; акушерско-гинекологические. Выделяют также факторы, связанные с данной беременностью: ранние токсикозы, гестоз второй половины беременности, угроза прерывания беременности. В отдельную группу выделяют плодовые факторы: конституциональные и наследственные синдромы, внутриутробные инфекции, аномалии развития плода. У пациенток с последующем развитием СЗРП уже первом триместре беременности происходит неполноценная инвазия трофобласта в стенку спиральных артерий, вследствие чего развиваются гемодинамические нарушения маточно-плацентарного кровообращения. Замедление кровотока в межворсинчатом пространстве и в спиральных артериях приводит к снижению интенсивности газообмена между матерью и плодом. Гипоксия - одна из центральных проблем данной патологии. Подавляющее большинство заболеваний ведёт к развитию гипоксических состояний или обусловлено кислородной недостаточностью. Кислород не только «необходим для обеспечения обменных аэробных реакций в ране, но и служит катализатором пластических процессов», ускоряет пролиферацию фибробластов. Плод с СЗРП имеет повышенный риск перинатальных повреждений, которые проявляются у 63%

новорожденных. В особенно тяжёлых случаях может быть поставлен вопрос о досрочном родоразрешении, независимо от срока гестации.

В контрольной группе беременных высокого риска (N=50) сеансы ГБО не проводились. Профилактика фетоплацентарной недостаточности проводилась в условиях женской консультации препаратами в терапевтических дозировках. После 32 недель СЗРП ассиметричной и смешанных форм 1-2 степеней было диагностировано у 28 (56%) беременных. В лечении пациенток данной группы предпочтение отдавалось инфузионной терапии. Из 50 (100%) пациенток группы 5 (10%) были родоразрешены путём кесарева сечения ввиду декомпенсированной формы плацентарной недостаточности. К моменту родов СЗРП был диагностирован уже у 36 (72%) женщин. Средняя продолжительность родового акта в данной группе составила 9,66+-0,1 часа. Средняя масса плода в данной группе составила 2850,0+-0,35. 12 новорожденных были переведены в отделение патологии новорожденных для дальнейшего лечения.

Группу А (N=50) также составили женщины высокого риска по развитию СЗРП. Однако всем беременным группы А в первом триместре было проведено по 8-15 процедур ГБО. Женщинам данной группы также проводилась профилактика фетоплацентарной недостаточности в условиях женской консультации. 32 (64%) пациенткам был проведён повторный курс ГБО при сроке беременности 28-32 недели (по показаниям). В группе А не было диагностировано СЗРП. Средняя продолжительность родового акта в данной группе составила 7,6+-0,1 часа. Средняя масса плода в данной группе составила 3650,0+-0,38. Таким образом, необходимо как предупреждение, так и лечение СЗРП, что невозможно без применения ГБО.

РОЛЬ КАРДИОТОКОГРАФИИ В ВЕДЕНИИ РОДОВ У ЖЕНЩИН С ДИАГНОСТИРОВАННЫМ ТУБЕРКУЛЁЗОМ

С. Хамдун

Научный руководитель - Супряга А.А., канд. мед. наук, ассистент
Рязанский государственный медицинский университет
им. акад. И.П. Павлова

Туберкулёзом называется инфекционное заболевание, характеризующееся образованием в поражённых тканях очагов специфического воспаления, вызванных микобактериями туберкулёза, и выра-

женной общей реакции организма. Сочетание туберкулёза и беременности составляет 3-7 случаев на 10000 родов. При исследованиях, проведённом на африканском континенте в 2007 году выявлено, что туберкулёзная инфекция все же оказывает влияние на течение беременности. Преобладают такие патологии как преждевременные роды, синдром задержки развития плода (СЗРП), фетоплацентарная недостаточность, самопроизвольное прерывание беременности, перинатальная смертность. Прогноз для матери и плода существенно меняется, если во время беременности проводится противотуберкулёзная терапия. Осложнения беременности на фоне противотуберкулёзной терапии возникают значительно реже. Специфическая противотуберкулёзная терапия резко сократила возможность внутриутробного заражения туберкулёзом. Противотуберкулёзные препараты назначают по принципам, принятым во фтизиатрии и подбирают индивидуально для каждой больной. Необходимо тщательное наблюдение за беременными, что невозможно без проведения кардиокографии плода. Роды стараются вести через естественные родовые пути.

Данное исследование проводилось на базе одного из роддомов Рязани с 2007 по 2011 гг. Выявлено 8 (100%) беременных, от 18 и до 34 лет, больных туберкулёзом или контактных по данной инфекции. Из них 2 (25%) женщины имели контакт по туберкулёзу. Их мужья были больны. Остальные 6 (75%) беременных страдали туберкулёзом лёгких. У 1 (12,5%) микобактерии туберкулёза во время беременности выделены не были, т.к. она прошла лечение за 6 месяцев до беременности; у 5 (62,5%) активный туберкулёз был впервые диагностирован во время беременности. У 1 (12,5%) помимо впервые обнаруженного туберкулёза был диагностирован вторичный рецидивирующий сифилис. Из 8 беременных 4 (50%) городские жительницы, 4 (50%) – сельские. Только 3 (37,5%) проживают в условиях гармоничных взаимоотношений. 2 (25%) за 12 и 16 месяцев до беременности вернулись из исправительно-трудовых колоний. Из 8 женщин 3 (37,5%) проживают в малообеспеченных семьях, а 5 (62,5%) в среднеобеспеченных.

Из 8 (100%) женщин 2 (25%) являются повторнородящими, а остальные 6 – первородящими. Из 8 женщин у 5 роды происходили в туберкулёзном диспансере. Все 8 беременных получали противотуберкулёзное лечение по индивидуально подобранным схемам. Все 8 беременных самостоятельно родоразрешились при сроках беременности от 39 и до 41 недель. У 1 (12,5%) роды осложнились первичной слабостью родовой деятельности; у 2 (25%) отмечалась нефропатия 1 степени; у 3 (37,5%) преждевременное или раннее излитие околоплодных вод. Всем женщинам в родах проводилась КТГ. Оценка состояния

плодов по Фишеру составляла в среднем 7-8 баллов. Учитывая высокую вероятность развития СЗРП, проводилась профилактика фетоплацентарной недостаточности.

Все дети родились здоровыми. Ни у кого не было диагностировано признаков врождённого туберкулёза, СЗРП, гипотрофии.

Таким образом, прогноз связан с ранней диагностикой и ранним началом лечения туберкулёза у беременных и адекватным наблюдением за беременной и роженицей. Женщину необходимо настроить на благоприятный прогноз беременности и родов, несмотря на отягчающие моменты анамнеза.

СЕКЦИЯ 2. МЕТОДЫ ИССЛЕДОВАНИЙ,
МОДЕЛИРОВАНИЕ МЕДИКО-БИОЛОГИЧЕСКИХ
ПРОЦЕССОВ И СИСТЕМ

**МОДЕЛЬ ВАРИАБЕЛЬНОСТИ РИТМА СЕРДЦА С
УЧЕТОМ БАРОРЕЦЕПТОРНОЙ ЧУВСТВИТЕЛЬНОСТИ**

В.А. Погодина

Научный руководитель - Конюхов В.Н., канд. техн. наук, доцент
Самарский государственный аэрокосмический университет
им. акад. С.П. Королева

Заболевания коронарных артерий, такие, в частности, как атеросклероз, являются ведущими факторами развития ишемической болезни сердца, которая, в свою очередь, составляет основную долю всех заболеваний сердечно-сосудистой системы [1]. Таким образом, задача диагностики атеросклероза артериальных сосудов представляет собой одну из наиболее актуальных задач современной медицины. Основная сложность выявления атеросклероза заключается в том, что заболевание начинается незаметно и имеет длительный бессимптомный период развития без клинических проявлений. Кроме того, лабораторные и инструментальные методы диагностики, такие как, например, ангиография, достаточно сложны, имеют множество противопоказаний, высокую стоимость и не позволяют неинвазивно оценить риск развития заболевания, что приводит к необходимости создания относительно простых методик скрининг диагностики риска возникновения атеросклероза.

Известно [1], что основными факторами риска в патогенезе атеросклероза являются нарушение иммунных процессов, гиперлипидемия, гипертензия, спазм или сужение коронарных сосудов. С другой стороны, эти нарушения ведут к изменениям гемодинамики, функций элементов контура авторегуляции кровотока, в частности изменений функции барорецепторов [2, 3], что позволяет, оценивая параметры сердечно-сосудистой системы, косвенно судить о процессах адаптации артериальных сосудов.

В настоящей работе рассматривается модель, с помощью которой исследуется влияние на вариабельность сердечного ритма (ВСР) параметров дыхания при различных состояниях барорецепторов. Целью построения данной модели является установление взаимосвязи между параметрами ВСР и изменениями характеристик барорецептор-

ного рефлекса, а также определения показателей, построенных на основе анализа параметров ВСР, для оценки состояния артерий.

Известно, что ВСР возникает благодаря действию многочисленных управляющих сигналов, формируемых множественными управляющими системами организма и направленных для поддержания адекватной для конкретного состояния организма гемодинамики, что делает затруднительным выделение отдельных составляющих влияющих на ритм сердца из всего сигнала ВСР. Однако установлен ряд бесспорных фактов генеза отдельных периодических компонент ВСР [4], оценка параметров которых дает теоретическую возможность, при определенных условиях, оценить состояние артериальных сосудов. В частности, высокочастотная периодическая составляющая ВСР, лежащая в диапазоне 0.2-0.4 Гц ассоциируется с дыханием, а периодические составляющие в диапазоне 0.04-0.15 Гц коррелируют с колебаниями артериального давления. При этом одна из гипотез, объясняет механизм возникновения дыхательной синусовой аритмии за счет барорецепторного механизма, так как дыхание механически изменяет сопротивление сосудов малого круга, что отражается на уровне активации артериальных барорецепторов и передаче сигналов по эфферентным нервным волокнам к синусовому узлу. Отсюда, представляется возможным, изменяя параметры дыхания, такие как частоту, глубину, соотношение вдоха и выдоха, судить о реакции артерий на механическое воздействие дыхания по ВСР и, косвенно, оценивать их состояние. Исходя из вышесказанного, построим модель, связывающую параметры ВСР, артерий и дыхания.

Частота сердечных сокращений в норме задается синоatriальным узлом, на который оказывают влияние активность симпатического и парасимпатического отделов вегетативной нервной системы. В свою очередь, модуляция активности отделов вегетативной нервной системы осуществляется, в том числе, за счет обратной связи через барорецепторный рефлекс. Барорецепторный рефлекс возникает в ответ на раздражение рецепторов растяжения, которые называют так же барорецепторами. Увеличение артериального давления приводит к растяжению барорецепторов, сигналы от которых поступают в центральную нервную систему. Затем сигналы обратной связи направляются к центрам автономной нервной системы, а от них — к сосудам. При увеличении давления падает активность симпатического отдела, увеличивается активность парасимпатического отдела вегетативной нервной системы и, соответственно, уменьшается частота сердечных сокращений. В свою очередь, артериальное давление, в рамках выбранной модели, с постоянного среднего давления, может изменяться

за счет кровенаполнения во время систолы, а также за счет механического изменения объема, вызванного дыханием. С учетом вышесказанного, представим блок-схему разрабатываемой модели в следующем виде (рис.1). Здесь синусовый узел (SA) задает частоту сердечных сокращений. В зависимости от этой частоты сигнал пульсации объема крови поступает в зону расположения барорецепторов, где преобразуются блоком Khr, имитирующим действие кровенаполнения сосуда в моменты систолы и, далее на блок F(hr,br), в котором производится комбинирование влияния изменения давления во время систолы и изменения давления за счет дыхания. С выхода блока F(hr,br) сигнал поступает на блоки K1 и K2 моделирующие чувствительность барорецепторов соответственно для симпатической и парасимпатического ветви нервной системы. Через определенное время, задаваемое линиями задержки dT1 и dT2, сигнал подается на блоки S и P, которые имитируют влияние на синусовый узел активности симпатического и парасимпатического отделов. Смоделируем отдельные блоки предложенной модели в среде Simulink, входящей в пакет Matlab.

Несмотря на значительное число различных моделей синусового узла, в их основе лежит уравнение Ван-дер-Поля, представляющее собой нелинейное обыкновенное дифференциальное уравнение второго порядка [5]. В нашем случае синусовый узел (SA-node) будет иметь два входа- in1, подавая сигнал на который можно моделировать парасимпатическое влияние и in2 для моделирования симпатического влияния на синусовый узел, а также выход out1, который имитирует потенциалы действия узла.

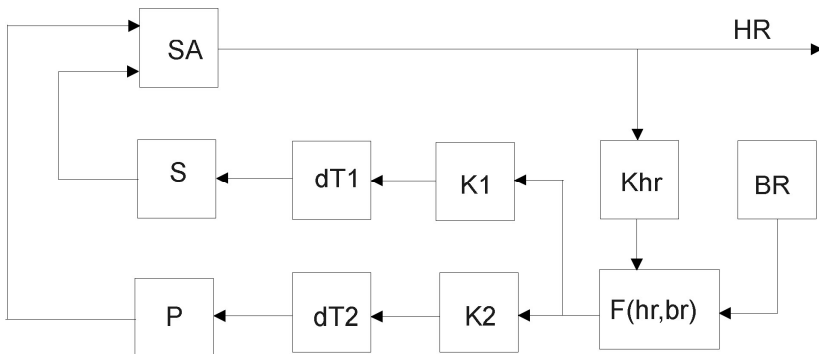


Рис. 1 - Блок-схема модели

С выхода out1 сигнал поступает на блок Khr, представляющий собой цепочку элементов, имитирующую систолические пульсации с учетом эффекта механической фильтрации [6] стенок артериального

сосуда. С выхода блока Khr сигнал поступает на блок F(hr,br), где производится его суммирование с сигналом от блока BR, имитирующего дыхание. Суммарный сигнал подается на умножитель, с помощью которого моделируется барорецепторная чувствительность, и далее, на блоки, моделирующие симпатический и парасимпатический эфферентные пути. Схема модели приведена на рис. 2.

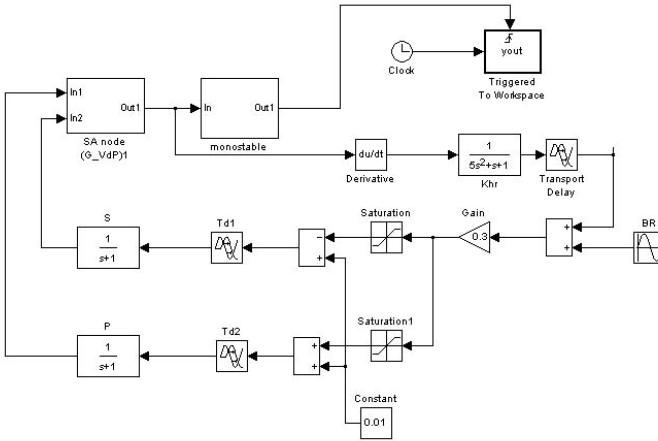


Рис. 2 - Модель влияния параметров артериальной системы на вариабельность сердечного ритма

Параметры для блоков, моделирующих эфферентные пути, такие как латентное время, коэффициенты передаточных функций, выбирались исходя из [7]. Исходная частота генерации синусового узла составляла 1 Гц.

Результаты моделирования, а именно время пересечения передним фронтом сигнала с выхода блока, моделирующего синусовый узел, записывались в рабочее пространство среды matlab и, в дальнейшем, анализировались программой, написанной в этой среде. Целью моделирования было выявление изменений в спектре и гистограмме при различных значениях барорецепторной чувствительности моделируемых петлевым усилением Gain и различных параметрах дыхания. В результате моделирования было установлено следующее. На всех спектрах заметно увеличение низкочастотных компонент относительно высокочастотных при уменьшении коэффициента барорецепторной чувствительности, а также сужение гистограммы. Полученные на модели результаты коррелируют с результатами клинических ис-

следований приведенными, например, в [8], что может свидетельствовать об адекватности предложенной модели и возможности ее использования для имитации временных рядов RR-интервалов при различном состоянии артериального русла с целью изучения вероятно наиболее достоверных оценок состояния артериальных сосудов на основе анализа ВСР.

Проведенные исследования позволяют сделать следующие выводы:

1. Предложена модель, связывающая вариабельность сердечного ритма с параметрами артериальных сосудов, в частности с барорецепторной чувствительностью. Имитационное моделирование показало, что модель отражает основные закономерности, обнаруженные в клинических исследованиях.
2. Предложенная модель дает возможность исследовать влияние барорецепторной чувствительности на характеристики вариабельности ритма сердца при различных параметрах и типах дыхания.
3. Показано, что с уменьшением барорецепторной чувствительности уменьшается вариабельность ритма сердца и наблюдается сдвиг в область низких частот в спектре независимо от частоты дыхания.
4. Установлено, что с повышением барорецепторной чувствительности наблюдается изменение формы гистограммы распределения RR-интервалов, в частности увеличивается асимметрия. Этот факт может быть положен в основу построения более специфических оценок состояния артериальных сосудов на основе анализа вариабельности сердечного ритма по сравнению с оценками, построенными по спектральным характеристикам или двум первым моментам распределения.
5. Предложенная модель позволяет, помимо предварительного отбора потенциально наиболее значимых показателей вариабельности сердечного ритма, определить методики, основанные на выборе характера дыхания, дающие возможность повысить эффективность анализа вариабельности ритма сердца применительно к оценке состояния артериальных сосудов.

Библиографический список

1. Герц С.Д., А. Курган. Патогенез атеросклероза коронарных сосудов/ Физиология и патофизиология сердца. Т.2., М., «Медицина», 1990, с.399-428.

2. Mancia G, Ludbrook J and other. Baroreceptor reflexes in human hypertension. *Circ Res.* 1978 Aug;43(2):170-7.
3. Karsten Heusser; Jens Tank and other. Carotid baroreceptor stimulation, baroreflex function and blood pressure in hypertension patient. *Hypertension.* 2010;55:619.
4. Вариабельность ритма сердца: представление о механизмах / С.А.Котельников, А.Д.Ноздрачев, М.М.Одинак, Е.Б.Шустов, И.Ю.Коваленко, В.Ю.Давыденко // Физиология человека. – 2002. – Т. 28. – № 1. – С. 130–143.
5. М. Гласс, М. Маккеу. От часов к хаосу. Ритмы жизни. М. Мир. 1991. С.248
6. K. Alfrey, A model of aortic baroreceptor in rat. Master of science thesis. Huston, 1997, P.95
7. М.Н. Леви, П.Ю. Мартин. Нейрогуморальная регуляция работы сердца. / Физиология и патофизиология сердца. Т.2., М., «Медицина», 1990, с.64-90.
8. Бобылева М.В. Барорецепторная регуляция кровообращения у лиц пожилого возраста с нормальным и повышенным уровнем артериального давления. / Автореферат диссертации на соискание учёной степени кандидата медицинских наук. Владивосток.2009. С.13.

ПОДАВЛЕНИЕ ПОМЕХ, ВОЗДЕЙСТВУЮЩИХ НА ЭКГ-СИГНАЛ, В СИСТЕМАХ КОМПЕНСАЦИИ ГЕОМАГНИТНЫХ БУРЬ

Е.А. Захарова

Научный руководитель - Жулёв В.И., д-р техн. наук, профессор
Рязанский государственный радиотехнический университет

Современные электрокардиографы содержат множество различных стандартизированных отведений и отличаются сложностью аппаратно-программных решений, обеспечивающих детальную диагностику сердечно-сосудистой системы. На рис. 1 показана обобщенная структура электрокардиографа с отведением электродов по Эйнтховену.

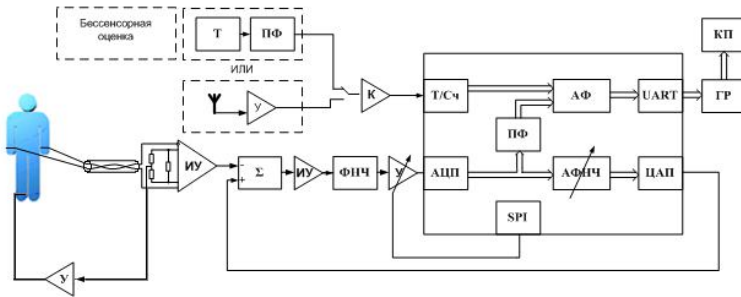


Рис. 1 - Обобщенная структура электрокардиографа; У – усилитель, ИУ – изолирующий усилитель, ПФ – полосовой фильтр, Т – трансформатор, К – компаратор, Т/Сч – таймер-счетчик, АФ – адаптивный фильтр, ГР – гальваническая развязка, КП – компьютер

Сигнал, снимаемый с электродов, поступает на инструментальный усилитель ИУ. Далее через фильтр нижних частот ФНЧ и усилитель с АРУ сигнал подается на АЦП, после чего на блок адаптивной фильтрации сетевой помехи. Параметры адаптивной фильтрации настраиваются на основе оценки сетевой помехи, получаемой либо непосредственным измерением с трансформатора питания или антенны, либо бессенсорным способом с помощью поискового алгоритма. Компенсация изоэлектрической линии осуществляется вычитанием ее оценки из измерительного сигнала, полученной с помощью цифрового фильтра нижних частот ЦФНЧ и преобразованной в аналоговый сигнал цифро-аналоговым преобразователем ЦАП.

В современной медицине успешно используется множество разнообразных полимагнитных установок, например, магнитотерапевтический комплекс «Мультимаг» и др. При студенческом конструкторском бюро РГРТУ производится и уже поставляется в ФГУ «ЦКС им. Ф. Э. Дзержинского ФСБ России» и НИИ ЯФ МГУ им. Ломоносова систему компенсации и воспроизведения геомагнитных возмущений «Сфера Гельмгольца». Продолжительная эксплуатация медицинским персоналом подобной аппаратуры выявила необходимость в отслеживании во время магнитотерапевтической процедуры состояния пациента на основе снимаемых биоэлектрических сигналов. Самым востребованным, по мнению экспертов, является сигнал ЭКГ. Однако его использование осложнено, в связи со сложной помеховой обстановкой, создаваемой полимагнитной системой.

Помеха, создаваемая полимагнитной системой, отличается сложностью структуры и высокой интенсивностью. Такие условия

эксплуатации являются неприемлемыми для большинства современных электрокардиографов. Однако конфигурация магнитного поля в терапевтических установках задается заранее, т. е. представляет собой априорную информацию, которую можно использовать для подавления его негативного влияния на ЭКГ посредством использования алгоритмов адаптивной фильтрации, таких как фильтр Винера, Калмана.

С помощью пакета MATLAB было произведено моделирование работы фильтра, основанного на методе наименьших квадратов. На рис. 2 показан зашумленный сигнал электрокардиограммы, на рис. 3 – сигнал после обработки фильтром.

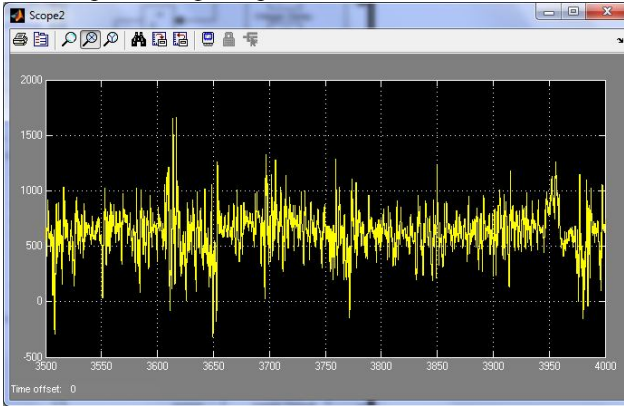


Рис. 2 - Зашумленный сигнал электрокардиограммы

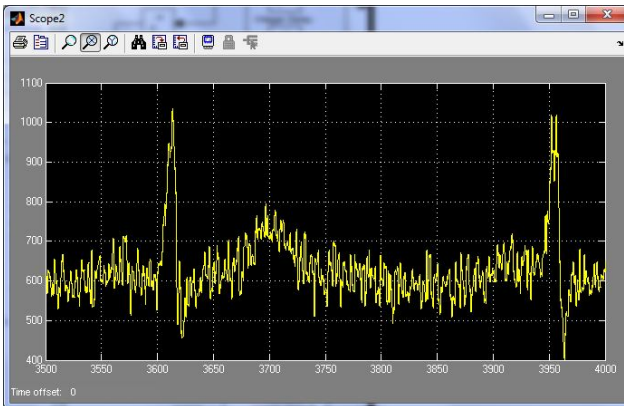


Рис. 3 - Сигнал электрокардиограммы после обработки фильтром, основанным на методе наименьших квадратов

Библиографический список

1. Б. Уидроу, С. Стирнз. Адаптивная обработка сигналов. Москва, «Радио и связь», 1989.
2. Э. Хартманн. Электрокардиограф на базе микроконвертора. Мир электронных компонентов, 2005.

**РАЗРАБОТКА МЕТОДОЛОГИЧЕСКИХ ОСНОВ
ПОСТРОЕНИЯ СИСТЕМ КОМПЕНСАЦИИ И
МОДЕЛИРОВАНИЯ ГЕОМАГНИТНЫХ ВОЗМУЩЕНИЙ
И ГИПОМАГНИТНЫХ ПОЛЕЙ**

В.С. Леушкин, Ю.С. Глазунова

Научный руководитель - Голь С.А., канд. техн. наук, доцент
Рязанский государственный радиотехнический университет

Анализ накопленного материала в области магнитобиологии позволяет сделать вывод о том, что геомагнитное поле является неотъемлемым фактором обитания человека. Однако оно при определенных условиях может вызывать биологические эффекты, несущие потенциальный вред человеческому организму. На основе недавно проведенных исследований всемирная организация здравоохранения признала, что долговременные отклонения магнитного поля низкой частоты интенсивностью 300 нТл и более от природного фона данной местности «обладает возможным канцерогенным эффектом по отношению к людям». Критика этого решения, основанная на том, что резкие изменения относительно текущего градиента магнитного поля, вызванные тряской, ускорениям и торможениями в транспорте, подъемами и спусками эквивалентны воздействиям магнитных бурь, пока не подтверждается. Видимо большую роль играют различия в структуре магнитных бурь и этих воздействий, что является предметом изучения. Поэтому в 2006 году Всемирная организация здравоохранения отметила необходимость и далее проводить исследования влияния магнитных полей на когнитивную деятельность человека: «Рекомендуется продолжать исследования воздействия постоянных магнитных полей на когнитивную способность и поведение...». В связи с этим особый интерес представляет биотропное влияние на здоровье человека естественных и искусственно созданных магнитных полей инфранизких частот (магнитных бурь), и гипомагнитных полей в герметически закрытых помещениях (в самолетах, в космических аппаратах, в морских

судах, в закрытой военной технике, в подземных сооружениях).

Это требует построения совершенно нового класса систем, комплексующих в себе математические модели геомагнитных бурь, заданное распределение их в пространстве, биологическую обратную связь. Методики построения таких систем в настоящее время отсутствуют. Возникает необходимость разработки методологии построения систем воспроизведения и компенсации однородных магнитных полей низких частот в ограниченном объеме в целях всестороннего исследования психофизиологических реакций организма человека и выяснения пределов его адаптационных возможностей.

Новизна проводимых исследований заключается в разработке методологических основ создания систем компенсации и воспроизведения геомагнитных полей в ограниченном объеме с заданными характеристиками по интенсивности, частотному диапазону, остаточной неоднородности, разрешающей способности и пр. Методология рассматривает свойства генерируемых полей и взаимное влияние токов в системах катушек различных форм (от круглых до квадратных). Компенсация и воспроизведение полей строится по схеме с технической обратной связью на основе трехкомпонентных датчиков магнитной индукции: внутри и вне рабочего пространства. Методология предполагает использование второго уровня обратной связи – биологической. Она осуществляется по параметрам, наиболее информативного, по мнению большинства специалистов, биосигнала – электрокардиограмме.

МОДЕЛИРОВАНИЕ МЕТОДА "СКОЛЬЗЯЩЕЙ" ГИСТОГРАММЫ ПРИ ИСПЫТАНИЯХ КАНАЛОВ ИЗМЕРЕНИЯ МАГНИТНОГО ПОЛЯ КОМПЛЕКСА «МУЛЬТИМАГ-МХ»

А.М. Абрамов

Научный руководитель – Прошин Е. М., д-р техн. наук, профессор
Рязанский государственный радиотехнический университет

При разработке и экспертизе методов выполнения измерений, в частном случае – методов контроля погрешности средств измерений (СИ) при их поверки, возникает необходимость расчета погрешности измерений и показателей достоверности контроля погрешности при проведении измерений и контроля по заданному методу [1]. Такие

расчеты в простейших случаях могут быть выполнены аналитически. В более сложных случаях, к которым, в частности, относятся измерения, выполняемые с использованием каналов измерения (ИК) комплекса «Мультимаг-МХ», и контроль погрешности ИК, аналитические расчеты оказываются практически неприменимыми или дают неудовлетворительные (слишком приближенные) результаты из-за того, что приходится вводить многочисленные, не всегда оправданные, с точки зрения получения корректных результатов, допущения и упрощения.

Решение практических задач методами моделирования на ЭВМ оказывается предпочтительнее аналитических расчетов, а иногда и единственно возможным в тех случаях, когда на исход исследуемого процесса (операции) влияет много взаимосвязанных случайных факторов и отсутствует возможность обоснованного выделения “существенных” факторов из общей совокупности влияющих. Именно к такому роду относятся задачи, возникающие при анализе и разработке методов метрологического испытания ИК комплекса «Мультимаг-МХ».

Основными требованиями, предъявляемыми к имитационной программной модели системы метрологического испытания (рис. 1), являются [2]:

- максимально возможный уровень автоматизации всех этапов проведения метрологических испытаний;
- использование среды программирования для проектирования метода “скользящей” гистограммы, формирования широкого набора образцовых испытательных и управляющих сигналов, создания имитационных моделей ИК с реальными и идеальными метрологическими характеристиками, определения и оценивания искомых параметров и представления полученных результатов в виде разнообразных зависимостей;



Рис. 1 - Модель системы метрологического испытания

- высокая степень совместимости с другими языками программирования, встраиваемыми вспомогательными аппаратными средствами и испытываемыми СИ.

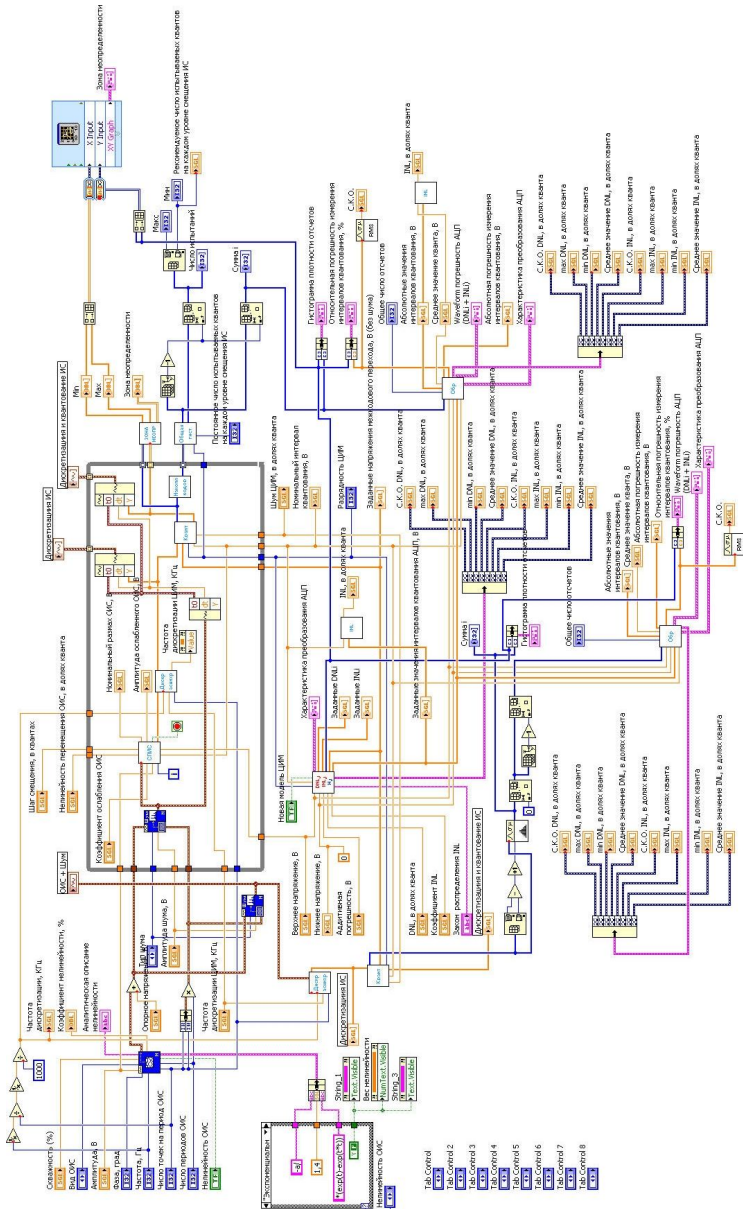


Рис. 2 - Блок-диаграмма модели системы метрологического испытания в среде графического программирования LabVIEW

Перечисленным требованиям в значительной мере отвечает среда графического программирования Laboratory Virtual Instrument Engineering Workbench (LabVIEW) [3].

Исходя из сформулированных требований и принципов программирования среды LabVIEW, была разработана модель системы метрологического испытания по методу “скользящей” гистограммы (рис. 2).

Библиографический список:

1. Вострокнутов Н.Н. Цифровые измерительные устройства. Теория погрешностей, испытания, поверка. – М.: Энергоатомиздат, 1990. – 208 с.: ил.
2. Моделирование системы метрологического испытания по методу “скользящей” гистограммы в среде LabVIEW. «Информационно-измерительная и биомедицинская техника». Межвузовский сборник научных трудов. – Рязань: РГРТУ, 2011. С. 23-38.
3. LABVIEW: Начальный уровень 1. Часть 1: учеб. пособие / А.М. Абрамов, В.И. Жулев, М.Б. Каплан, С.И. Мальченко; Рязан. гос. радиотехн. ун-т. - Рязань, 2011. - 80 с.

НОВЫЙ ПОДХОД К ЛЕЧЕНИЮ ФЕТОПЛАЦЕНТАРНОЙ НЕДОСТАТОЧНОСТИ

И.А. Джерики

Научный руководитель – Коваленко М.С., канд. мед. наук, ассистент
Рязанский государственный медицинский университет
им. акад. И.П. Павлова

Известно, что многие осложнения беременности и родов возникают на фоне кислородного голодания и ацидоза. Гипербарическая оксигенация применяется в акушерской практике на протяжении последних 30 лет с большими успехами.[2] Основными показаниями к применению ГБО является угрожающий выкидыш на фоне недостаточности яичников и надпочечников, недостаточность фетоплацентарной системы, хроническая гипоксия и гипотрофия плода, нефропатия беременных 1-2 степени, иммуноконфликтная беременность, сочетание экстрагенитальных заболеваний с беременностью, парез кишечника после кесарева сечения.[1]

Основные клинико-физиологические эффекты ГБО: детоксикационный, репаративный, стимулирующий, антибактериальный, деблокирующий, иммунокорректирующий, фармакодинамический, вазопресорный, биоэнергетический.

Учитывая положительные эффекты и наличие среди показаний к применению недостаточность фетоплацентарной системы, было решено включить в комплекс лечения сеансы ГБО.[1]

На базе родильного дома № 4 г. Рязани было проведено пилотное исследование, на первом этапе которого выделено 2 группы беременных с фетоплацентарной недостаточностью. Срок беременности составлял в среднем 30,5 недель (28-35 недель).

Беременным проводилась стандартная терапия, включающая в себя инфузии раствора актовегина, милдроната, аскорбиновой кислоты и глюкозы, курантила и седативные препараты.[2] Все лекарственные средства применялись в стандартных дозировках.

ХФПН была диагностирована на основании данных акушерского обследования, УЗИ и КТГ. Основным показателем, позволяющим судить о страдании плода, является критерий STV. Для определения психо-эмоционального состояния беременных до и после лечения проводился цветовой тест Люшера.

Первая (опытная) группа состояла из 16 женщин, которым проводилась вышеописанная стандартная терапия и сеансы ГБО № 5 по 1,5-1,8 атм., время изопрессии составляло 30-40 минут. Показатели критерия STV составили в среднем до лечения - 5,6 (от 5,3 до 9,0), после лечения - 8,8 (от 7,3 до 12,4). До лечения психо-эмоциональное состояние женщин в обеих группах отражало тревожность, возбуждение и напряжение. После лечения у беременных первой группы проводился повторно тест Люшера. Результаты, которые оказались следующими: преобладало состояние покоя, настроение в общем положительное, отмечалось стремление к позитивному настроению.

Вторую (контрольную) группу составили 10 женщин, которым проводилась стандартная терапия. Показатели STV до лечения составили в среднем 6,8 (от 6,0 до 9,7), после лечения - 7,4 (от 6,9 до 11,4). После лечения у беременных также повторно проводился тест Люшера, который отразил неопределенное настроение, стремление к покою и гармонии, желание оградить себя от окружающей среды.

Таким образом, учитывая полученные данные, можно сделать предварительные выводы о целесообразности использования сеансов ГБО и ее положительном влиянии на состояние плода и психо-эмоциональное состояние беременных. Работа в данном направлении ведется.

Библиографический список

1. Ефуни С.Н. Руководство по гипербарической оксигенации. М.: Медицина, 1986. 255с.
2. Савельева Г.М. Акушерство М.: Медицина, 2010. 785с.

**ВЫБОР ПАРАМЕТРОВ ИЗМЕРИТЕЛЬНОГО
ПРЕОБРАЗОВАТЕЛЯ СЕРДЕЧНОГО РИТМА**

А.А. Федотов

Научный руководитель – Калакутский Л.И., д-р техн. наук, профессор
Самарский государственный аэрокосмический университет
им. акад. С.П. Королева

Анализ параметров сердечного ритма широко используется как неинвазивная методика оценки состояния автономной регуляции в физиологических исследованиях и медицинской диагностике [1].

Диагностические системы определения показателей сердечного ритма включают в себя измерительный преобразователь (ИП), с помощью которого параметры исследуемого физиологического процесса преобразуются в электрический сигнал, последующая обработка которого, приводит к определению диагностического показателя.

ИП сигнала артериальной пульсации крови могут быть использованы для формирования диагностических показателей сердечного ритма. В настоящее время наибольшее распространение в инструментальных системах кардиологической диагностики получили фотоплетизмографические ИП сигнала артериальной пульсации крови, которые применяются для мониторинга частоты сердечных сокращений, определения степени насыщения гемоглобина артериальной крови кислородом, исследования гемодинамических процессов в артериальном русле [2-4].

Фотоплетизмографические ИП артериальной пульсации крови основаны на методе фотометрии, в основу которых положена способность под действием кровотока биологической ткани изменять степень поглощения или отражения светового потока, проходящего сквозь нее [2, 3].

Если световой поток пропускать через биологическую ткань, содержащую артериальные сосуды и оценивать значение светового потока, прошедшего через нее, то поглощение светового излучения

или абсорбция будет зависеть от типа биоткани, ее внутренней структуры, размеров кровеносных сосудов и спектрального состава источника света.

Фотоплетизмографические ИП артериальной пульсации крови включают в себя источник излучения, фотоприемник, формирователь сигнала, усилитель сигнала, блок обработки сигнала (рис. 1).

Технические параметры и метрологические характеристики используемых в фотоплетизмографических ИП сигнала артериальной пульсации крови источников излучения и фотоприемников были определены на основе анализа спектров поглощения света основными компонентами биологической ткани [2, 5, 6].

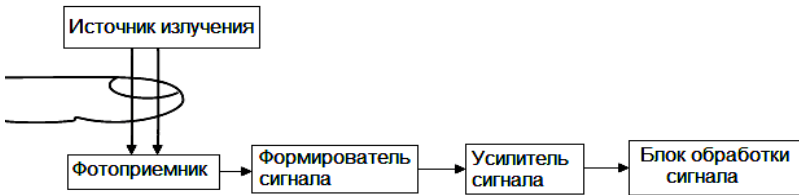


Рис. 1 – Обобщенная структурная схема ИП артериальной пульсации крови

При выборе длины волны оптического источника излучения, используемого в ИП сигнала артериальной пульсации крови, можно руководствоваться следующими соображениями:

- 1) основным компонентом любой биологической ткани является вода,
- 2) глубина проникновения оптического излучения в ткань зависит от длины волны.

Анализ кривой спектра поглощения света водой (рис. 2) показывает, что наименьшее поглощение света водой приходится на видимый (380 – 740 нм) и ближний инфракрасный свет (740 – 1000 нм) [5];

Известно, что ультрафиолетовое излучение (10 – 380 нм), а также видимый свет в синем и фиолетовом диапазонах (380 – 485 нм) сильно поглощается поверхностными тканями, особенно, пигментным веществом кожи – меланином [5, 6]. Инфракрасное излучение в средневолновой (2,5 – 50 мкм) и длинноволновой (50 – 2000 мкм) диапазонах почти полностью поглощается верхними слоями кожи и оказывает местный тепловой эффект [5].

Таким образом, наиболее оптимальным диапазоном излучения в задачах регистрации сигнала артериальной пульсации крови является диапазон видимого и ближнего инфракрасного света.

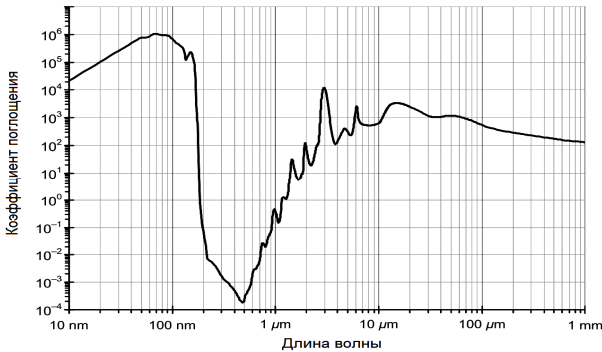


Рис. 2 – Спектр поглощения света водой

На рис. 3 приведен спектр поглощения света венозной и артериальной кровью в диапазоне видимого и ближнего инфракрасного света.

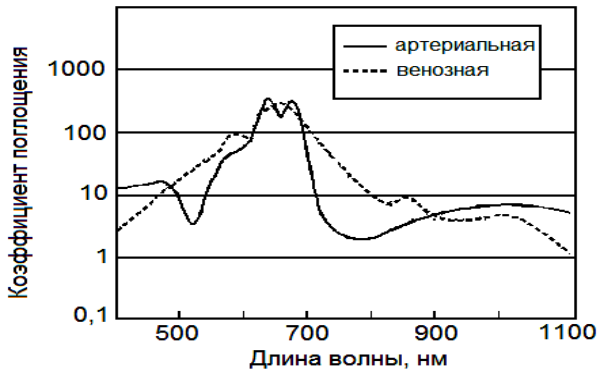


Рис. 3 – Спектр поглощения артериальной и венозной крови в видимом и ближнем инфракрасном диапазонах

Анализ приведенных кривых спектра поглощения позволяет сделать вывод о том, что наибольшее поглощение света артериальной кровью происходит в диапазоне 600 – 700 нм, что представляет собой красный диапазон видимого спектра (625 – 740 нм) [4-6].

В настоящее время в качестве излучателя света в фотоплетизмографическом датчике ИП сигнала артериальной пульсации крови широкое использование получили полупроводниковые светодиоды с основным спектром излучения в видимом красном диапазоне [2-4].

В силу достаточно высокой крутизны спектральной характеристики абсорбции света артериальной кровью (рис. 4) в качестве излу-

чателей необходимо использовать полупроводниковые светодиоды, имеющие очень малый разброс длин волн излучения. Большинство современных светодиодов, используемых в фотоплетизмографических датчиках, имеют длину волны излучения 660 ± 5 нм.

Современные полупроводниковые светодиоды имеют такие очевидные преимущества как высокий КПД, малая инерционность, длительный срок службы, отсутствие вредного для организма излучения, невысокая стоимость. Для изготовления светодиодов красного диапазона используются GaAsP, GaP и GaAlAs [2].

В качестве фотоприемника в фотоплетизмографических датчиках используется широкополосный кремниевый диод, обладающий высокой чувствительностью в области красного диапазона излучения, быстродействием и низким уровнем шумов [3].

По типу питания источника излучения фотоплетизмографические ИП сигнала артериальной пульсации крови можно разделить на ИП, использующие постоянный ток и ИП, использующие переменный ток. Использование переменного тока для питания светодиода повышает соотношение сигнал/шум, за счет уменьшения фоновых засветок фотоприемника [2, 3].

Выбор величины силы тока питания светодиода обусловлен необходимостью обеспечить достаточное соотношение сигнал/шум. В силу индивидуальных особенностей оптических свойств биологических тканей амплитуда сигнала артериальной пульсации крови изменяется в широких пределах [2-4].

Для определения достаточной с точки зрения соотношения сигнал/шум величины тока питания светодиода необходимо провести исследование изменения соотношения сигнал/шум для значительной выборки людей разного возраста и пола. С этой целью был спроектирован испытательный стенд, содержащий схему питания светодиода, схему включения фотоприемника, преобразователь фототока в напряжение.

В качестве фотоплетизмографического датчика использовался полупроводниковый оптоэлектронный модуль для пульсоксиметрии У-294 производства НПЦ "ОПТЭЛ". Полупроводниковый светодиод с длиной волны излучения в максимуме спектральной полосы излучения 665 ± 10 нм запитывался импульсами тока прямоугольной формы (в соответствии с паспортными данными частота импульсов составила 1000 Гц, а длительности импульса – 500 мкс) с регулируемого источника тока. Фотодиод с величиной темнового тока 2 нА был подключен по гальванической схеме включения.

Преобразователь “ток-напряжение” был построен на основе прецизионного операционного усилителя AD822 с малым уровнем шумов (величина входного тока смещения не превышает 10 пкА, максимальное входное напряжение смещения не более 100 мкВ). Уровень шумов регистрировался на выходе преобразователя “ток-напряжение” при выключенном светодиоде в помещении с нормальной освещенностью с помощью аналогового универсального осциллографа по методике peak-to-peak.

В измерении приняло участие 15 человек (10 мужчин и 5 женщин) в возрасте от 15 до 70 лет с различными анатомическими особенностями строения пальцев руки. У каждого человека измерения проводились для каждого пальца на обеих руках, тем самым дополнительно обеспечивался учет изменчивости сигнала в зависимости от размера пальца. Критерием оценки соотношения сигнал/шум являлся коэффициент отношения $K_{s/n}$:

$$K_{s/n} = 20 \lg \frac{A_s}{A_n},$$

где: A_s – амплитуда сигнала на выходе преобразователя “ток-напряжение”, A_n – размах уровня шума, оцениваемый по методике peak-to-peak.

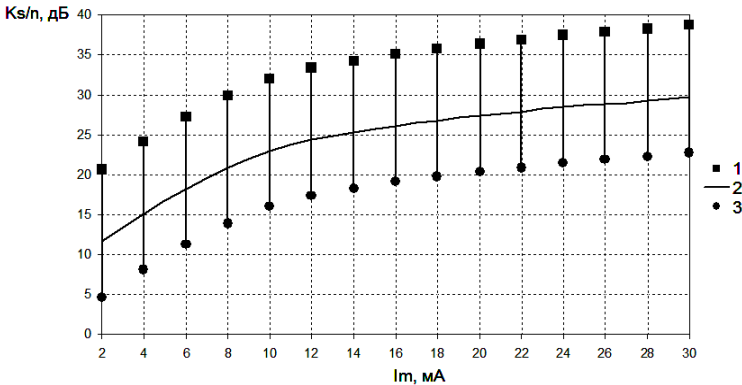


Рис. 4 – Зависимость изменения коэффициента отношения сигнал/шум $K_{s/n}$ от амплитуды тока питания светодиода I_m (1 – 90-й перцентиль, 2 – медиана, 3 – 10-й перцентиль)

На рис. 4 приведена зависимость изменения коэффициента отношения сигнал/шум $K_{s/n}$ от амплитуды тока питания светодиода I_m . Для каждого значения амплитуды тока питания светодиода определялась выборка значений коэффициентов отношения сигнал/шум $K_{s/n}$,

для оценки изменчивости значений использовались 90-й, 50-й (медиана) и 10-й перцентили.

Анализ полученных зависимостей позволяет сделать вывод о том, что коэффициент отношения сигнал/шум увеличивается с ростом величины амплитуды тока питания светодиода, при этом зависимость имеет явный нелинейный характер. Если ограничить величину коэффициента отношения сигнал/шум на уровне 20 дБ, то величина амплитуды тока питания светодиода должна составлять не менее 20 мА.

Разброс в амплитуде сигнала артериальной пульсации крови предъявляет определенные требования к построению аналогового тракта ИП и обуславливает необходимость использования усилителей с автоматической регулировкой усиления, имеющих высокую степень линейности в широком динамическом диапазоне.

Библиографический список

1. Task Force of the European Society of Cardiology and North American Society of Pacing and Electrophysiology. Heart rate variability. Standards of measurement, physiological interpretation and clinical use. [Текст] // *Circulation*. – 1996. – Vol. 93. – p. 1043-1065.
2. Webster, J.G. Design of Pulse Oximeters [Текст] / J.G. Webster – The Medical Science Series, Taylor & Francis, 1997 – 260 p.
3. Калакутский, Л.И. Аппаратура и методы клинического мониторинга: Учебное пособие [Текст] / Л.И. Калакутский, Э.С. Манелис – Самара: СГАУ, 1999 – 160 с.
4. Allen, J. Photoplethysmography and its application in clinical physiological measurement [Текст] / J. Allen // *Physiological Measurement*. – 2007. – Vol. 28. – p. 1-39.
5. Cui, w. In vivo reflectance of blood and tissue as a function of light wavelength [текст] / w. Cui et al // *ieee transactions on biomedical engineering*. – 1990. – vol. 37. – p. 632-639.
6. Jones, D.P. Medical electro-optics: measurements in the human microcirculation [Текст] / D.P. Jones // *Physics in Technology*. – 1987. – Vol. 18. – p. 79-85.

СИНТЕЗ ДИАГНОСТИЧЕСКИХ СИСТЕМ С ПИКОСЕКУНДНЫМ РАЗРЕШЕНИЕМ ДЛЯ АНАЛИЗА ДИНАМИКИ ТРАНСФОРМАЦИИ ЭЛЕКТРОМАГНИТНЫХ ПРОЦЕССОВ

С.П. Вихров, Н.В. Вишняков, С.Н. Вишнякова, В.А. Линьков,
В.Г. Литвинов
Рязанский государственный радиотехнический университет

Использование многих физических явлений с быстрой динамикой перехода из одного состояния в другое затруднено вследствие того, что элементная база с фемтосекундным и пикосекундным быстродействием находится в стадии разработки. К таким процессам относятся диагностика, основанная на измерении времени флуоресценции и длины волны квантовых точек [1, 2]. Малые размеры квантовых точек (2-20 нанометров) позволяют использовать их в вычислительной технике, медицине, биологии. Например, квантовые точки используют для диагностики заболеваний в качестве биомаркеров, для измерения температуры в разных частях клетки по цвету свечения квантовых точек. Время флуоресценции квантовых точек в зависимости от материала может колебаться от 100 пс до 10 нс [3], вследствие этого для достоверного распознавания координат одиночной квантовой точки системы диагностирования должны отличать информационные свечения от фоновых с высокой скоростью.

В материалах доклада приводится известное техническое решение в области медицины и биологии [4], в соответствии с которым, обнаружение квантовых точек построено на принципах импульсного оптического возбуждения квантовой точки с последующим анализом свойств фотонов, выпущенных с диагностируемой квантовой точки, во время осуществления ею флуоресценции после прекращения действия импульса возбуждения.

В докладе рассматривается наиболее приемлемая элементная база для построения компактных систем диагностики с быстродействием до 40 ГГц. В качестве примера приведены следующие технические решения, базирующиеся на элементах компании Hittite Microwave (www.hittite.com). В частности, предлагается выполнение входного каскада системы диагностики на базе микросхемы HMC625LP5 (6-разрядный цифровой усилитель с полосой пропускания до 6 ГГц, с регулируемым усилением, с параллельным и последовательным доступом программирования коэффициента усиления).

Приведены сравнительные оценки компараторов построенных на базе микросхем AD5M 572 компании ANALOG DEVICES с быст-

родействием 8 ГГц и временем задержки прохождения сигнала не более 170 пс и микросхемы НМС874LC3С компании Hittite Microwave с быстродействием 20 ГГц и временем задержки прохождения сигнала не более 120 пс.

Представлены программируемые счетчики и одновибраторы, синтезированные на базе СВЧ логики реализованные на цифровых серийных микросхемах компании Hittite Microwave с рабочей частотой до 13 ГГц и временем нарастания и спада сигнала 18-17 пс. Рассмотрены конструктивные особенности СВЧ монтажа для повышения помехоустойчивости.

В заключении приводится подход для измерения времени трансформации искусственных атомов в фемтосекундном диапазоне и возможность контроля синтеза материалов, не существующих в природе.

Библиографический список

1. Новотный Л., Хехт Б. Основы нанооптики: Пер.с англ. / Под ред. В.В. Самарцева. – М.: ФИЗМАТЛИТ, 2009. - 484 с. – ISBN 978-5-9221-1095-2.
2. Климов В.В. Наноплазмоника.-2 е изд., испр. -М.: ФИЗМАТЛИТ, 2010 - 480 с. - ISBN 978-59221-1205-5.
3. Федотов А.В., Рухленко И.Д., Баранов А.В., Кручинин С.Ю., Оптические свойства полупроводниковых квантовых точек. – СПб.: Наука, 2011.- 188 с. - ISBN 978-5-02-025402-2.
4. Pub. № US 2006/0128034 A1 Jun. 15, 2006 DIAGNOSTIC TEST USING GATED MEASUREMENT OF FLUORESCENCE FROM QUANTUM DOTS.

СРАВНИТЕЛЬНАЯ ОЦЕНКА ПОМЕХОУСТОЙЧИВОСТИ АППАРАТНЫХ СРЕДСТВ ЭЛЕКТРОКАРДИОГРАФИИ

Д.В. Панюхин, Д.В. Федоров

Научный руководитель – Акулов С.А., канд. техн. наук, ассистент Самарский государственный аэрокосмический университет им. акад. С.П. Королева

В современном медицинском приборостроении оценка помехоустойчивости аппаратных средств является актуальной задачей при регистрации и дальнейшей обработке биоэлектрических сигналов.

Тенденция роста сердечно-сосудистых заболеваний в настоящее время формирует требования к созданию более совершенных приборов и методов диагностики сердечно-сосудистых патологий. Автоматизированный анализ электрокардиографических сигналов, используемый в данных приборах, позволяет существенно повысить эффективность диагностики, а также снизить количество ошибок. Первичным звеном аппаратных средств диагностики ЭКГ являются входные цепи усиления, при построении которых необходимо учитывать особенности выделения полезного сигнала на фоне помех.

Обобщенная структура устройства регистрации электрокардиографического сигнала показана на рис. 1. Устройство содержит блок электродов 1, инструментальный усилитель 2, драйвер нейтрального электрода 3, усилитель переменного напряжения 4, модулятор 5, элемент развязки 6, демодулятор 7, оконечный усилитель 8.

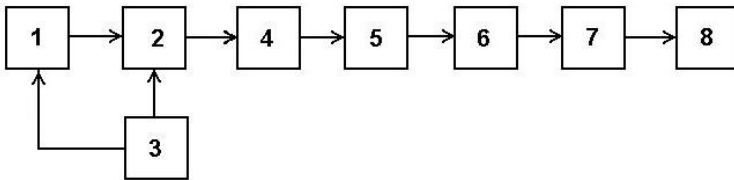


Рис. 1 – Структурная схема устройства регистрации ЭКГ

При оценке помехоустойчивости данного прибора основное внимание было уделено блокам модуляции-демодуляции. В связи с этим, была поставлена задача – исследовать характеристики блоков, реализующих АИМ и ШИМ модуляции. В качестве параметров оценки использовалось сравнение уровня шумов, соотношений сигнал/шум, а также динамических диапазонов. В частности, при использовании АИМ - модуляции уровень шумов составил 25 мВ, соотношение сигнал/шум – 32 дБ, динамический диапазон - 26 дБ. Аналогично, для ШИМ – модуляции: уровень шумов - 20 мВ, соотношение сигнал/шум – 28 дБ, динамический диапазон - 24 дБ. Таким образом, при построении устройств регистрации ЭКГ предпочтительным является использование ШИМ - модуляции.

ЯЗЫК advancedQL В ОБЛАСТИ ИНФОРМАЦИОННО - ИЗМЕРИТЕЛЬНОЙ И БИМЕДИЦИНСКОЙ ТЕХНИКИ

А.В. Бусыгин

Научный руководитель – Борисов А.Г., канд. техн. наук, доцент
Рязанский государственный радиотехнический университет

Измерительная техника развивалась и совершенствовалась на протяжении всей истории человечества. Во все времена ее уровень определялся уровнем и потребностями производства. По мере развития производства и научных исследований расширялся круг измеряемых физических величин, требующих новых средств измерений.

К настоящему времени, человек уже должен уметь работать с информационно измерительной техникой как с единым объектом, имеющим простой интерфейс, позволяющий решать ряд задач, требующих присутствие измерительной техники.

Поэтому для решения этой проблемы разрабатывается многоуровневая система межпроцессного взаимодействия на основе языка advancedQL. Данная система представляет из себя графическую оболочку, объединяющую в себе встроенный командный интерпретатор, развитую систему команд на основе языка advancedQL, библиотеку виртуальных измерительных устройств, а также программный интерфейс для обеспечения обмена данными между процессами, исполняющиеся как на одной, так и на различных ЭВМ, связанных между собой сетью. В качестве механизма, обеспечивающего обмен данными между процессами, используются Сокеты на основе протокола TCP/IP. Команды языка advancedQL представляют из себя последовательность строковых выражений, формата "ID::action:physical_quantity;", которые очень просты в использовании. Основным посредником между пользователем и системой является командный интерпретатор ВА, который анализирует, а затем выполняет соответствующие команды языка advancedQL. Данные, полученные в процессе работы, хранятся в специальных именованных списках, с которыми возможна дальнейшая работа.

Система позволяет запрограммировать широкий ряд задач, связанных с измерениями физических величин. Пользователь может выполнять измерения находясь удаленно (осуществляется только ввод команд управления устройством). Результаты измерений можно использовать в других программах (после загрузки файла data).

Система находится на этапе разработки, осуществляется отладка командного интерпретатора ВА и доработка языка advancedQL. Как и любые другие программные продукты, на данном этапе, система

имеет ряд недостатков. Разрабатываемые виртуальные устройства зависят от языка программирования.

Данная система работает только под управлением ОС семейства Microsoft Windows. Нами ведутся исследования по разработке универсального интерфейса для всех виртуальных устройств. А так же планируется разработка кросс - платформенной версии для работы в других ОС.

О ВЛИЯНИИ ВОДЫ С ПОНИЖЕННЫМ СОДЕРЖАНИЕМ ДЕЙТЕРИЯ НА ПОКАЗАТЕЛИ ПРООКСИДАНТНО- АНТИОКСИДАНТНОЙ СИСТЕМЫ У ЛАБОРАТОРНЫХ ЖИВОТНЫХ

Е.В. Барышева³, А.А. Басов³, С.Н. Болотин¹, С.С. Джима^{1,2},
М.А. Долгов¹, С.Р. Федосов³

Научный руководитель – Барышев М. Г.¹, д-р биол. наук, профессор

¹ Кубанский государственный университет,

² Южный научный центр РАН, лаборатория «Проблем природных и новых материалов»,

³ Кубанский государственный медицинский университет Минздрав-соцразвития

В современной профилактической медицине большое внимание уделяется коррекции метаболических нарушений в организме на доклиническом этапе с целью предупреждения развития стойких осложнений. Одной из неспецифических защитных систем организма является антиоксидантная система (АОС) [1]. Известно, что антиоксиданты регулируют нормальную деятельность организма человека, в частности процессы окисления липидов, белков и нуклеиновых кислот, в результате которых в клетках образуются высокоактивные соединения кислорода и свободные радикалы [2,3]. В физиологических условиях свободные радикалы необходимы для нормального дыхания, обмена веществ и уничтожения чужеродных бактерий. В то же время при избыточном усилении неконтролируемых реакций свободнорадикального окисления может развиваться типовой патологический процесс, характеризующийся усиленным образованием первичных радикалов (супероксидный анион-радикал, оксид азота), реактивных молекул (синглетный кислород, пероксид водорода, гидропероксида), вторичных радикалов (гидроксильный радикал, алкилы, алкоксила, пероксила) на фоне угнетения ферментных (супероксиддисмутаза, каталаза,

глутатионредуктаза) и неферментных (витамины, тиолсодержащие соединения, полифенолы) звеньев антиоксидантной системы (АОС), что сопровождается дисбалансом функционирования защитных систем организма и снижением его неспецифической резистентности к патологическим процессам [4].

Питание – один из факторов внешней среды, существенно влияющий на здоровье, работоспособность и продолжительность жизни человека. В настоящее время, помимо оптимального соотношения компонентов пищи и минеральных веществ в рационе, большое внимание уделяется влиянию нутриентов на показатели эндогенной антиоксидантной системы и уровень свободнорадикального окисления в организме, что может способствовать увеличению продолжительности активной жизнедеятельности и профилактике осложнений ряда заболеваний, в патогенезе которых существенную роль играют явления окислительного стресса (сахарный диабет, атеросклероз, бронхиальная астма, опухолевые и воспалительные заболевания различной локализации и др.).

Наибольший интерес представляет возможность выявления антиоксидантных средств, специфически действующих на конкретные звенья процессов свободнорадикального окисления, а, кроме того, препятствующих избыточному образованию продуктов перекисного окисления и устраняющих токсические эффекты последних [5]. Важным при этом представляется отбор для дальнейших испытаний таких веществ, которые при внедрении в клиническую практику, наряду с высокой эффективностью антиоксидантного действия, проявляли бы минимум побочных эффектов. Одним из возможных факторов повышающих работу АОС может служить вода с пониженным содержанием дейтерия. Известно, что человек в физиологических условиях потребляет 2-3 литра жидкости в сутки, поэтому изменения структуры питания за счет воды со сниженным содержанием дейтерия может оказывать влияние на показатели АОС. Биологические эффекты воды с пониженным содержанием дейтерия описаны в работе [6].

Целью исследования являлось изучение влияние воды с пониженным относительно природного уровня содержанием дейтерия на показатели прооксидантно-антиоксидантной системы и количественное содержание дейтерия в тканях лабораторных крыс в одномесячном эксперименте.

С целью активации прооксидантно-антиоксидантной системы было отобрано 12 лабораторных крыс, после чего их всех заразили *Staphylococcus aureus*. Далее крысы были разделены на 2 группы в зависимости от питьевого рациона. Животные I группы (n=6) получали стан-

дартный рацион (зерновая смесь, хлеб, молоко) и воду со стандартным содержанием НДО (330 ppm) в течение 30 дней. Животные II группы (n=6) также получали стандартный рацион (зерновая смесь, хлеб, молоко) и воду с пониженным содержанием НДО (132 ppm) в течение 30 дней. Объектом исследования была кровь лабораторных животных (крысы). Оценку показателей АОС в плазме крови проводили с помощью амперометрического метода на амперометрическом детекторе Яуза–ААА-01 и выражали в нА·с [7]. Интенсивность процессов свободнорадикального окисления (СРО) в плазме крови определяли хемиллюминесцентным методом на люминотестере ЛТ-01 в условных единицах (усл.ед.) по максимуму и площади H_2O_2 -индуцированной вспышки хемиллюминесценции (ВХЛ) на основе методики НИИБИ г. Ростова-на-Дону, в модификации с использованием специализированного программного обеспечения.

Получение гомогенатов тканей осуществляли путем механического измельчения органов (сердце, печень, почки) до получения однородной массы с последующим центрифугированием при 3000 об/мин в течение 20 минут. Полученный супернатант забирали с помощью микропипетки в объеме 2 мл.

Для определения количественного содержания свободных радикалов методом ЭПР спектроскопии в сердце, печени и почках их подвергали лиофильной сушке (аппарат: сушилка лиофильная ЛС-1000).

Определение концентрации дейтерия в биологических жидкостях и гомогенатах тканей были проведены на импульсном ЯМР спектрометре JEOL JNM-ECA 400 MHz. Съёмка спектров проводилась на соответствующей резонансной частоте ядер дейтерия – 61.4 МГц. Параметры съёмки: 6.7 с (acquisition time), 20 с (relaxation delay), 5.6 мкс (x-pulse), 0.15 Гц (resolution). Температура съёмки – 25 °С, при этом точность стабилизации 0.2 °С. Измерения проводились с использованием 5 мм ампулы, внутри которой был строго зафиксирован запаянный капилляр, содержащий откалиброванную в определяемой концентрационной шкале смесь дейтерированного и недейтерированного диметилсульфоксида (DMSO), дающего ^2D ЯМР сигнал в области 3,4 м.д. (относительно $(\text{CD}_3)_4\text{Si}$), в то время как ^2D ЯМР сигнал НДО находится в области 4,7 м.д. (относительно $(\text{CD}_3)_4\text{Si}$). Пики получаемых сигналов отображены на рис. 1.

Обработка полученных спектров заключалась в определении соотношения интегральных интенсивностей ^2D ЯМР сигнала НДО, содержащейся в исследуемом образце относительно ^2D ЯМР сигнала DMSO- D_1 , интенсивность которого, в свою очередь, была определена при таких же условиях относительно стандартов – образцов воды с точно определённым содержанием дейтерия (3,7 ppm, 51 ppm,

150 ppm). Измерения каждого образца проводились неоднократно для уменьшения погрешностей эксперимента. При этом точность определения содержания дейтерия в биологических образцах составила ± 2 ppm.

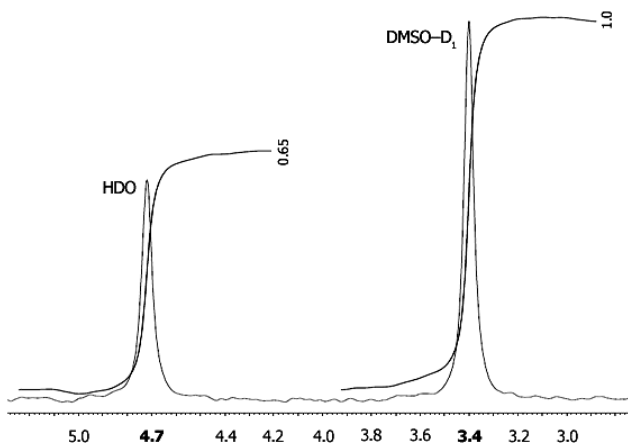


Рис. 1 – Соотношения интегральных интенсивностей ^2D ЯМР сигнала HDO относительно ^2D ЯМР сигнала DMSO-D₁

Измерение спектров ЭПР проводили при комнатной температуре на спектрометре JES FA300 (JEOL, Япония) в X-диапазоне. Условия измерения: СВЧ мощность 1 мВт, частота микроволнового излучения 9144 МГц, амплитуда высокочастотной модуляции 0,1 мТл. Образцы измеряли в кварцевой ампуле (5 мм), масса навески в зоне резонатора составляла 0,0300 г. Концентрацию парамагнитных центров (ПМЦ) в образцах определяли путем сравнения с сигналом стандартного образца (TEMPO). Интегральную интенсивность сигнала ЭПР в исследуемых образцах определяли путем двойного численного интегрирования по методу прямоугольников [8].

Через тридцать дней после начала проведения эксперимента в опытной и контрольной группах наблюдали внешние отличия. Животные в опытной группе внешне выглядели здоровыми, без каких-либо отклонений. В контрольной группе наблюдали органические нарушения на ушах, носу. Биопсийное исследование показало, что у некоторых мышей в контрольной группе произошло образование Невуса Беккера – пигментный волосяной эпидермиальный невус с воспалением. ШИФРЫ МКБ: Шифр D23.3 Другие доброкачественные новообразования кожи.

Проведенными исследованиями установлено, что показатели антиоксидантной активности (АОА) плазмы крови у животных в I группе составили $1287,3 \pm 11,6$. В тоже время у животных II группы показатели АОА были выше на 9,2 % в сравнении группой I ($p < 0,05$), что свидетельствует о повышении у них активности АОС и позволяет говорить об улучшении работы системы неспецифической защиты организма. У крыс II группы показатели СРО были снижены на 24,8 % в сравнении с группой I, что указывает на уменьшение процессов образования свободных радикалов при использовании воды со сниженным содержанием дейтерия. Такие изменения прооксидантно-антиоксидантной системы с преобладанием антиоксидантного потенциала на системном уровне следует рассматривать как фактор повышения неспецифической защиты организма. При исследовании гомогенатов сердца, печени и почек у крыс статистически достоверных отличий по уровню антиокислительной активности и интенсивности свободнорадикального окисления зарегистрировано не было ($p > 0,05$).

Результаты исследования содержания дейтерия в плазме крови, эритроцитах и гомогенатах тканей приведены в табл. 1.

Табл. 1
Содержание дейтерия в плазме крови, эритроцитах и гомогенатах тканей крыс

Образец		Содержание дейтерия, ppm
Плазма крови	Контроль	151,0
	Опыт	128,0
Эритроциты	Контроль	106,6
	Опыт	81,0
Гомогенат сердца	Контроль	138,2
	Опыт	128,3
Гомогенат почек	Контроль	135,2
	Опыт	135,2
Гомогенат печени	Контроль	129,3
	Опыт	128,3

Как видно из табл. 1, после употребления крысами воды с пониженным содержанием дейтерия в течение месяца, его концентрация в плазме крови снизилась на 23 ppm, в эритроцитах на 25 ppm, в гомогенате сердца на 10 ppm. В гомогенатах почек и печени не удалось зафиксировать значительного отличия содержания дейтерия в опытной и контрольной группах крыс. Возможно, при проведении более длительного эксперимента нам удастся обнаружить отличия в содержании дейтерия и в этих тканях.

Спектры ЭПР образцов сердца лабораторных животных содержат анизотропный синглетный сигнал, параметры спин-гамильтониана ($g_{\perp} = 2.0074$, $g_{\parallel} = 2.003$) которого соответствуют стабильным радикалам [9, 10]. Спектры ЭПР образцов печени имеют аналогичных характер.

Результаты измерения концентрации парамагнитных центров (ПМЦ) в лиофилизированных тканях печени и сердца лабораторных животных, показывают, что количество ПМЦ в исследуемых тканях уменьшается примерно в 4 раза по сравнению с контрольной группой, что свидетельствует о благоприятном воздействии воды с пониженным содержанием дейтерия на организм животных. В лиофилизированных тканях почек отличий между опытной и контрольной группами не обнаружено.

Таким образом, установлено, что употребление воды с пониженным содержанием дейтерия относительно природного уровня НДО приводит к снижению концентрации этого элемента в плазме крови, эритроцитах и гомогенате сердца лабораторных животных. Такие изменения в свою очередь ведут к уменьшению прооксидантной нагрузки в организме и восстановлению баланса прооксидантно-антиоксидантной системы, что в дальнейшем сопровождается повышением иммунитета у лабораторных животных.

Библиографический список

1. Дубинина, Е. Е. Некоторые особенности функционирования ферментативной антиоксидантной защиты плазмы крови человека / Е. Е. Дубинина // Биохимия. – 1993. – Т. 58. – № 2. – С. 268–273.
2. Владимиров, Ю. А. Свободные радикалы и антиоксиданты / Ю. А. Владимиров // Вестник РАМН. – 1998. – № 7. – С. 43–51.
3. Gutteridge, J. M. C. Copper salt-dependent hydroxyl radical formation. Damage to proteins acting as antioxidants / J. M. C. Gutteridge, S. Wilkins // Biochim. Biophys. Acta. – 1983. – Vol. 758. – P. 38–41.
4. Christen, Y. Oxidative stress and Alzheimer's disease / Y. Christen // Am. J. Clin. Nutr. – 2000. – Vol. 71. – P. 621–629.
5. Young, I. S. Antioxidants in health and disease / I. S. Young, J. V. Woodside // J. Clin. Pathol. – 2001. – Vol. 54. – P. 176–186.
6. Барышев, М. Г. Электрохимический способ получения и биологические свойства воды с пониженным содержанием дейтерия / М. Г. Барышев, С. Н. Болотин, Н. С. Васильев,

- С. С. Джимаков, М. А. Долгов, В. Ю. Фролов // Наука Кубани. – 2010. – № 3. – С. 18–21.
7. Басов, А. А. Использование аналогово-цифрового преобразователя в составе системы сбора и обработки информации с хемилюминистестером ЛТ-1 / А. А. Басов, И. И. Павлюченко, А. М. Плаксин, С. Р. Федосов // Вестн. новых мед. технологий. – 2003. – Т. 10. – № 4. – С. 67–68.
 8. Бахвалов, Н. С. Численные методы / Н. С. Бахвалов, Н. П. Жидков, Г. М. Кобельков – М.: Физматлит, 2001. – 630 с.
 9. Боровик, Е. С. Лекции по магнетизму / Е. С. Боровик, В. В. Еременко, А. С. Мильнер – М.: Физматлит, 2005. – 512 с.
 10. Ажипа, Я. И. Медико-биологические аспекты применения метода электронного парамагнитного резонанса / Я. И. Ажипа – М.: Наука, 1983. – 528 с.

МЕТОД ДИАГНОСТИКИ ВЫЗВАННЫХ ПОТЕНЦИАЛОВ

А.А. Индюхин, В.Ф. Леймакин

Научный руководитель – Индюхин А.Ф. канд. биол. наук, доцент
Тульский государственный университет

Основными инструментами исследования вышней нервной системы являются ЭЭГ и вызванные потенциалы (ВП), однако в применение второго из этих методик проявляется много существенные трудности.

При регистрации “спонтанная” электрическая активность в виде электроэнцефалограммы. Амплитуда ее в норме достигает 100 мкВ, а при патологии 200, 500 и даже 1000 мкВ. На этом фоне ВП, не превышающий в среднем в норме 15 мкВ, простым визуальным анализом выделен быть не может [3].

Основная сложность регистрации ВП заключается в том, что ответы мозга значительно слабее активности спонтанной ритмики ЭЭГ и других сигналов, но имеют с ними общий спектр. Например, если средний амплитудный уровень ЭЭГ составляет 50 мкВ, то зрительные ВП имеют амплитуду до 10 мкВ, соматосенсорные ВП при стимуляции нервов - около 2 мкВ, некоторые компоненты стволовых ВП - до 0,5 мкВ. Отношение сигнала ВП к спонтанной ЭЭГ для зрительных ВП (ЗВП) составляет 1/5, для соматосенсорных ВП (ССВП) 1/25, а для стволовых компонентов это соотношение может составлять меньше, чем 1/100 [1].

Настоящий прогресс в изучении ВП у человека был достигнут с применением процедуры суммации ЭЭГ на электронных вычислительных машинах. В принципе процедура сводится к многократному суммированию участков кривой, следующих за подачей стимула, который является точкой, отсчета времени. При этом “спонтанная” ЭЭГ, имеющая статистический характер, не будет значительно возрастать по амплитуде, тогда как ВП, имеющий относительно стабильные временные и фазовые характеристики, складываясь когерентно, при многократном повторении процедуры будет непрерывно возрастать, так что появится возможность стабильно выделять сколь угодно малый сигнал из шума спонтанной ЭЭГ.

Исследования с применением усреднения показали, что ВП определенной модальности представляет собой весьма стабильный феномен, четко воспроизводимый у данного индивидуума и хорошо сохраняющий свои формальные и количественные характеристики, что послужило основанием для широкого применения метода ВП в психологических исследованиях восприятия, распознавания образов, уровней функциональной активности мозга, поскольку по существу психологи впервые получили в распоряжение объективный параметр, достаточно адекватно отображающий процессы восприятия и преобразования мозгом сенсорной информации [3].

Выделение повторяющегося сигнала, на фоне шума, в случаях, когда известны моменты появления самого сигнала или связанного с ним вспомогательного сигнала, содержит два аспекта:

- 1) обнаружение сигнала;
- 2) выделение сигнала с наименьшей ошибкой.

В данной работе рассматриваются решения задачи обнаружения сигнала и перспективные методы диагностики вызванных потенциалов.

Сформулируем две основные гипотезы:

- 1) сигнал повторяется тождественно, т. е. без изменения формы;
- 2) сигнал жестко связан во времени, т. е. время задержки считается постоянным.

Рассмотрим метод синхронного усреднения.

Предполагая, что высказанные гипотезы справедливы, рассмотрим периодический сигнал (синусоиду), содержащий шум. В электроэнцефалографии этим шумом будет электроэнцефалограмма, соответствующая нормальному режиму, а также всегда возможные помехи.

Соотношение сигнал/шум будет увеличиваться пропорционально квадратному корню из числа суммированных наблюдений, например, выигрыш в точности при усреднении всего лишь 16 наблюде-

ний уже составляет половину того выигрыша, который мы получаем при усреднении 64 наблюдений.

Несмотря на то, что метод синхронного усреднения - мощный метод и позволяет выделить сигнал практически при любом соотношении уровня сигнал/шум, у него есть ряд недостатков. Самый главный - это необходимость подачи достаточно большого числа стимулов, что во многих случаях представляется не физиологичной процедурой из-за наличия привыкания и других связанных процессов в ЦНС. Кроме того, есть стимулы, которые по своей природе не могут подаваться многократно. Например, болевые, обонятельные и вкусовые стимулы. В связи с этим, осуществляются попытки выделять ВП на одиночные стимулы. Одним из таких подходов является метод взаимной корреляции и оптимальной фильтрации. Недостаток этих методов состоит в том, что они для своего выделения требуют наличия некоторого шаблона - известного сигнала ВП[1].

Проведем исследование с использованием корреляционной связи. Степень связи можно вычислить при помощи коэффициентов корреляции. В случае линейной регрессии между признаками x и y тесноту связи характеризует линейный коэффициент корреляции $r_{y/x}$

$$r_{y/x} = \frac{\overline{x \cdot y} - \bar{x} \cdot \bar{y}}{\sqrt{[x^2 - (\bar{x})^2] \cdot [y^2 - (\bar{y})^2]}}$$

где \bar{x} - среднее значение признака x , а \bar{y} - среднее значение признака y . Величина $r_{y/x}$ изменяется в пределах от -1 до 1 ($-1 \leq r_{y/x} \leq 1$).

Если $r_{y/x} > 0$, то корреляционная связь между признаками прямая, причём, чем ближе $r_{y/x}$ к 1, тем связь теснее, тем больше она приближается к строгой (функциональной) линейной связи.

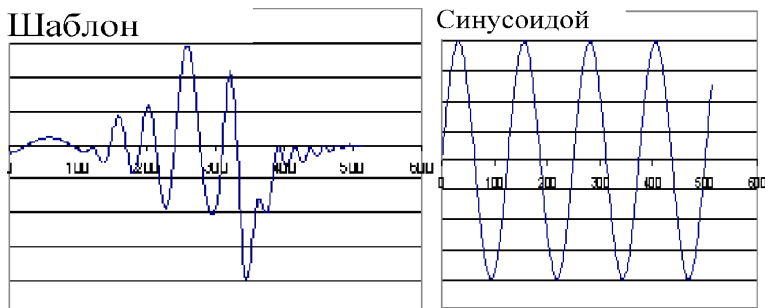
Так, проведя математическое моделирование на тестовом сигнале и с выбранным шаблоном мы получили следующие результаты:

Коэффициент корреляции шаблона с чистой синусоидой $r_{y/x} = 0.191152$

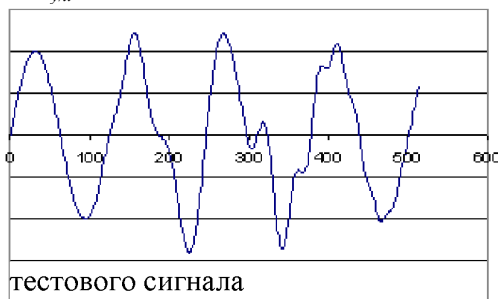
Сделанные исследования показали, что:

- 1) Методом «шаблона» можно обнаружить наличие ВП в тестовом сигнале с уровнем корреляции $r_{y/x} = 0.416742$
- 2) Отсутствие отклика (чистая синусоида) соответствует уровень корреляции $r_{y/x} = 0.191152$

- 3) В дальнейшем необходимо оценить зависимость коэффициента корреляции от амплитуды и частоты синусоиды, как при отсутствии отклика, так и при его наличии.
- 4) Необходимо оценить чувствительность коэффициента корреляции к изменению формы и амплитуды отклика.



Тогда как для тестового сигнала (синусоиды с наложенным шаблоном) и шаблона $r_{y/x} = 0.416742$



Библиографический список

1. Гнездицкий В.В. Вызванные потенциалы мозга в клинической практике. Таганрог: ТРТУ, 1997.
2. Жадин М.Н. Биофизические механизмы формирования электроэнцефалограммы. Москва: Наука, 1984.
3. Зенков Л.Р., Ронкин М.А. Функциональная диагностика нервных заболеваний. Медицина, 1991.

ИНФОРМАЦИОННАЯ ТЕХНОЛОГИЯ ПОДДЕРЖКИ ПРИНЯТИЯ РЕШЕНИЯ ПРИ ОПРЕДЕЛЕНИИ СТАДИИ И ВЫБОРЕ МЕТОДА ЛЕЧЕНИЯ ПЕРВИЧНОЙ ОТКРЫТОУГОЛЬНОЙ ГЛАУКОМЫ

А.Н. Страшненко, Е.В. Высоцкая

Научный руководитель – Бых А.И., д-р физ.-мат. наук, профессор
Харьковский национальный университет радиозлектроники

В современной офтальмологии первичная открытоугольная глаукома (ПОУГ) имеет большое медико-социальное значение ввиду широкой распространенности и тяжести исходов заболевания, нередко ведущих к слепоте и инвалидности [1]. ПОУГ протекает практически бессимптомно для пациента и приводит к необратимым изменениям в глазу. Единственным возможным способом приостановления дальнейшего развития ПОУГ в настоящее время является ее ранняя диагностика и своевременно начатое лечение с привлечением самых современных информационных технологий. Поэтому разработка новых информационных технологий поддержки принятия решения для диагностики и лечения ПОУГ, способствующих своевременному выявлению и адекватному лечению больных глаукомой, является актуальной научной задачей в офтальмологии.

Целью работы является разработка информационной технологии поддержки принятия решения при определении стадии и выборе метода лечения ПОУГ.

Разработанная нами информационная технология предполагает выполнение следующих этапов:

Этап 1. Сбор и обработка информации, необходимой для проведения исследования ПОУГ.

Этап 2. Определение наличия ПОУГ на ранних этапах развития с помощью дискриминантного анализа [2].

Этап 3. Определение стадии ПОУГ и выбор соответствующего метода лечения с применением метода анализа сетей, что включает в себя:

- попарное сравнение офтальмологических признаков (критериев), стадий и методов лечения ПОУГ (альтернатив) по важности, отражающее суждения врача-эксперта, результаты которых заносятся в матрицы парных сравнений;
- определение для заданных критериев и альтернатив векторов приоритетов;
- проверка согласованности оценок в матрице парных сравнений и определение обобщенного показателя случайной согласованности;

- формирование суперматрицы, состоящей из 3 матриц-блоков. Приоритеты, записанные в первой матрице-блоке, указывают на наиболее вероятный диагноз, которому соответствуют наблюдаемые признаки. Во второй матрице-блоке содержатся приоритеты, показывающие, какой признак является более характерным для данной стадии ПОУГ. Приоритеты, представленные в третьей матрице-блоке, показывают взаимные связи между признаками;

- приведение данной суперматрицы к стохастическому виду и вычисление ее предельных приоритетов;

- определение результирующих приоритетов альтернатив, путем умножения предельных приоритетов стохастической суперматрицы для задачи диагностики ПОУГ на векторы приоритетов альтернативных методов лечения заболевания глаз.

Этап 4. Формирование лечебно-диагностического заключения для врача-офтальмолога.

Таким образом, разработана информационная технология поддержки принятия решения при определении стадии и выборе метода лечения ПОУГ, которая позволяет высококвалифицированным врачам-офтальмологам своевременно диагностировать и назначать эффективное лечение пациентам, страдающим данной патологией.

Библиографический список

1. Нестеров, А. П. Первичная открытоугольная глаукома: патогенез и принципы лечения [Текст] / А. П. Нестеров // Клин. офтальмология. – 2000. – С. 4-5.
2. Пат. 47283 Україна, МПК А61В 5/00. Спосіб ранньої діагностики глаукоми [Текст] / Висоцька О. В., Дьомін Ю. А., Синенко С. О., Страшненко Г. М., Бих А. І., Півненко А. В., Порван А. П.; Заявник та патентовласник Харківський національний університет радіоелектроніки. – № u200907740; заявл. 23.07.09; опубл. 25.01.10, Бюл. № 2. – 22 с.: ил. 2

К ВОПРОСУ ПОСТРОЕНИЯ МОДЕЛИ РАСПОЗНАВАНИЯ ЭМОЦИОНАЛЬНЫХ СОСТОЯНИЙ ЧЕЛОВЕКА ПО РЕЧЕВОМУ СИГНАЛУ

К.В. Сидоров

Научный руководитель - Филатова Н.Н., д-р техн. наук, профессор
Тверской государственной технической университет

На современном этапе развития информационных технологий разработка методов и систем распознавания эмоциональных состояний (ЭС) человека по речевому сигналу (РС) с помощью аппаратно-программных средств является актуальной задачей, позволяющей решить ряд проблем в области медицины, вопросах безопасности и криминалистики. Данная задача может быть связана с развитием неинвазивных средств объективной диагностики и мониторинга, а также с протезированием голосового аппарата человека.

Системы распознавания ЭС человека, построенные на анализе РС, могут быть применены в диалоговых системах, интерактивном телевидении и виртуальном обучении, при исследовании нарушений функций мозга и взаимодействии человека с системами искусственного интеллекта, а также будут весьма полезны людям, имеющим какие-либо речевые отклонения [1]. Подобные системы контроля позволят проводить проверку пассажиров в рамках мероприятий по противодействию терроризму, а также помогут осуществлять диагностику ЭС людей, проходящих длительный курс реабилитации в лечебных учреждениях, на наличие позитивных и негативных эмоций с целью дальнейшего применения к ним специальных методик лечения.

Проблема распознавания ЭС человека на основе характеристик РС представляет интерес, как в теоретическом плане, так и для решения различных прикладных задач. Важное значение решения этой проблемы видится при работе человека в различных экстремальных условиях, когда нет визуального контакта с говорящим (испытуемым). В последние годы наблюдается явное усиление интереса к анализу РС как объективного показателя ЭС человека, выполняющего ответственную деятельность космонавта, летчика, оператора АЭС, диспетчера центра управления МЧС, авиадиспетчера и т.д. Однако, несмотря на большое количество проведенных исследований в данном направлении, ряд проблем все еще остается нерешенным, и многие идеи требуют дальнейшего развития. В частности, до сих пор отсутствует универсальная теоретическая модель описания взаимосвязи ЭС человека с параметрами его РС. Данная взаимосвязь является весьма сложным вопросом, как в плане математической формализации задачи описания

объективных характеристик РС в условиях проявления разных видов эмоций, так и в способах четкой конкретизации ЭС. В настоящий момент определение такой взаимосвязи вызывает затруднение у большинства исследователей в данной области. Трудности, возникающие перед исследователями при решении этой задачи, весьма разнообразны, однако, можно особо выделить две наиболее значимых [2]. Первая трудность заключается в том, что не существует универсального четкого определения эмоции, что в свою очередь приводит к различным формам классификации ЭС исследователями. Вторая трудность состоит в отсутствии ответа на вопрос о соотношении акустических параметров РС человека и его ЭС, т.е. однозначного детектирования эмоции по речи. Поэтому, выбор конкретной математической модели описания эмоций по РС определяется исследователем в основном из соображения удобства, проводится классификация только наиболее значимых для решения конкретных задач ЭС. При этом исследователю приходится каждый раз заниматься разработкой новых и тонкой подстройкой существующих алгоритмов под условия конкретной задачи. Следует выделить тот факт, что большинство исследователей применяют на практике дискретную модель эмоций, где любое ЭС можно описать как совокупность архетипических эмоций (гнев, раздражение, страх, радость, печаль, удивление и нейтральное состояние).

Для проведения исследований необходимо наличие базы данных (БД), в которой хранятся РС испытуемых, находящихся в различных ЭС. Проведенный анализ показал, что к настоящему времени существуют две таких русскоязычных базы данных: 1) RUSLANA (Russian LANGUAGE Affective speech), созданная в университете Мейкай в Японии [3]; 2) REC (Russian Emotional Corpus), разработанный в институте лингвистики РГТУ в Москве [4]. К сожалению, к этим БД нет открытого доступа, поэтому был сформирован собственный модельный корпус эмоциональной речи. В целом, модельный корпус служит неплохим основанием для первоначальной оценки работоспособности разрабатываемых алгоритмов, позволяя на время избежать сложностей работы со спонтанной речью, хотя, надо понимать, что его репрезентативность существенно ниже, чем в случае реальных записей.

Материалом для создания модельного корпуса послужили образцы эмоциональной речи, созданные Калужным М.В. [5]. В качестве исходных сигналов были взяты образцы естественной русской речи пяти дикторов в возрасте от 18 до 30 лет, обладающих нормальной дикцией и эмоциональной выразительностью голоса. В полученных образцах имеет место свободное (не скрываемое) проявление эмоций. Сформированный модельный корпус представляет собой БД, состоя-

щую из двух уровней, связанных иерархически. Базы данных первого уровня включают образцы (предложения) живой речи от разных дикторов. Каждый диктор на базе одного нейтрального образца создавал несколько клонов с различными эмоциональными оттенками. На основе каждой базы данных первого уровня автоматически формируются базы данных второго уровня - фонемы (звуки).

С целью отбора наиболее информативных объектов РС, была проведена экспертная оценка полученных образцов естественной речи по 5 бальной шкале. Для дальнейшего анализа были отобраны образцы с оценками от 4 до 5 (эмоция радости) и от 1 до 2 (нейтральное состояние). Такой выбор эмоций обусловлен интересами дальнейшего применения разрабатываемой технологии. Всего для проведения исследований была построена экспериментальная выборка параметрических описаний РС, включающая обучающие выборки ОВ1 (18 записей русских предложений) и ОВ2 (180 гласных фонем, полученных из ОВ1). На рис. 1 показаны примеры объектов ОВ1 и ОВ2, характеризующие эмоцию радости.

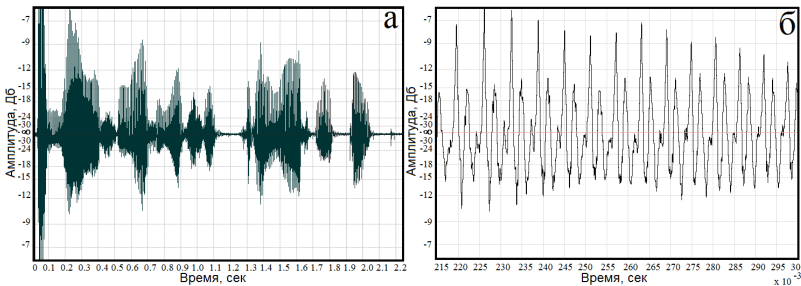


Рис. 1 - Объекты РС: а - образец «А голос мой звучит примерно так», б - ударная фонема «о» слова «голос»

Для конструктивного решения задачи распознавания эмоций по речи необходимо количественно охарактеризовать РС и выделить существенные параметры, отвечающие за ЭС человека. Различные исследования в области акустики, психолингвистики и психофизиологии позволили собрать сведения о множестве акустических, просодических и лингвистических характеристик речи, которые можно использовать в качестве информативных признаков при распознавании ЭС, и проявляющихся на уровне речевых сегментов, фонем, слогов, целых слов и предложений. Как правило, чаще всего используют следующие численные признаки РС [6]: спектрально-временные, амплитудно-частотные, кепстральные и характеристики нелинейной динамики.

В настоящий момент, выделение новых, по возможности родственных человеческому восприятию информативных признаков, а так же поиск новых высокоэффективных методик классификации эмоций являются важнейшими задачами распознавания ЭС по РС. В последнее время предлагается ряд направлений и способов, способствующих решению задачи определения ЭС по РС [7-9]. Перспективным математическим аппаратом по нашему мнению в этом плане является аппарат нелинейной динамики, позволяющий вычислить различные нелинейные инварианты, которые можно использовать в качестве информативных показателей ЭС человека. Речевой тракт и процесс речеобразования представляют собой нелинейную диссипативную систему, что дает возможность применять методы нелинейного анализа к РС [9].

В настоящее время в Тверском государственном техническом университете на кафедре автоматизации технологических процессов активно ведутся разработки системы диагностики ЭС человека по образцам естественного (натурального) РС с использованием методов нелинейной динамики, позволяющих получить качественную и количественную оценку эмоций.

Методы нелинейной динамики базируются на фундаментальной математической теории, в основе которой лежит теорема Ф. Такенса [10], которая подводит строгую математическую основу под идеи нелинейной авторегрессии и доказывает возможность восстановления (реконструкции) фазового портрета аттрактора по временному ряду или по одной его координате. Для реконструкции исследуемый временной ряд x_n, \dots, x_{n-1} подвергается методу задержки координат, т.е. в фазовом пространстве строится последовательность реконструированных векторов, получаемых из элементов временного ряда $y_n = (x_n, x_{n+\tau}, \dots, x_{n+(m-1)\tau})$, где: $n = 0, \dots, s-1$; $s = N - (m-1)\tau$; N - общее число элементов (точек) временного ряда; τ - задержка по времени между элементами временного ряда (временной лаг); m - размерность вложения (лагового пространства).

Объекты экспериментальной выборки были проверены на наличие хаотического поведения путем расчета старшего показателя Ляпунова λ_1 , полученные положительные значения которого дают возможность применения к объектам РС методов нелинейной динамики.

Проведен нелинейный анализ обучающих выборок ОВ1 и ОВ2 на основе реконструкции аттрактора. На рис. 2 приведены примеры реконструкции аттракторов ОВ1.

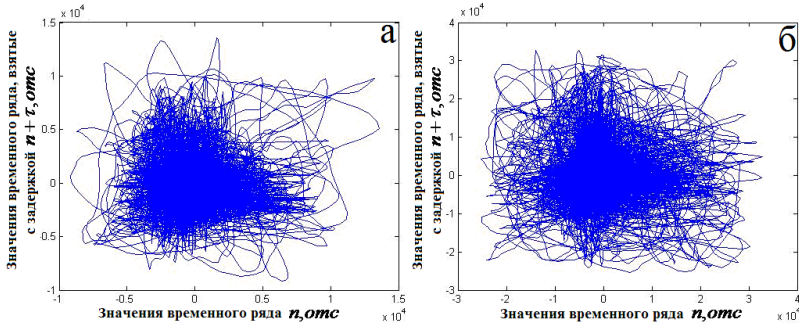


Рис. 2 - Реконструкции аттракторов: а - радость, б - нейтральное состояние

Осуществлен выбор оптимальных значений параметров реконструкции аттрактора - m и τ . Величина размерности вложения m определялась с точки зрения достаточности посредством вычисления корреляционного интеграла. Выбор задержки по времени τ происходил на основе вычисления автокорреляционной функции (задержка τ выбиралась равной времени пересечения нуля автокорреляционной функцией).

Анализ геометрии полученных визуальных изображений показал, что наблюдается взаимосвязь геометрии аттрактора с видом эмоции. Установлено, что эмоция радости по сравнению с нейтральным состоянием имеет меньшую траекторию разброса аттрактора.

На данный момент разрабатывается подсистема количественной оценки аттракторов РС. Предложен новый признак, определяемый по результатам реконструкции, который существенно снижает размерность описаний речевых образцов и позволяет осуществлять количественно сравнение аттракторов, несущих разные эмоции - максимальный вектор аттрактора по четырем квадрантам \vec{R}_{\max} . Установлено, что эмоция радости по сравнению с нейтральным состоянием имеет приблизительно в два раза меньший \vec{R}_{\max} .

Исследования показали высокую эффективность алгоритмов решения задачи распознавания ЭС человека путем выделения устойчивых признаков нелинейной динамики по характеристикам РС. Применение методов нелинейной динамики к русским записям позволило выделить новые признаки для классификации двух различных эмоциональных состояний испытуемых (радость и нейтральное). Достоверность вычислений проверялась статистической значимостью и сравнением с результатами, полученными другими методами и средст-

вами. Изменяющиеся во времени объективные параметры нелинейных характеристик речи могут использоваться для формирования модели, отображающей взаимосвязь ЭС человека с параметрами его РС.

Библиографический список

1. Киселев В.В. Об автоматическом определении эмоций по речи // Речевые технологии. М.: Народное образование, 2010. №1. С. 48-52.
2. Давыдов А.Г., Киселев В.В., Кочетков Д.С. Классификация эмоционального состояния диктора по голосу: проблемы и решения // Труды международной конференции Диалог 2011. М.: РГТУ, 2011. С. 178-185.
3. Makarova V., Petrushin V.A. RUSLANA: a database of russian emotional utterances // ICSLP, 2002, pp. 2041-2044.
4. <http://harpia.ru/rec/>
5. Калюжный М.В. Система реабилитации слабовидящих на основе настраиваемой сегментарной модели синтезируемой речи: автореф. дис. ...канд. тех. наук: 05.11.17. СПб., 2009. 18 с.
6. Сидоров К.В., Калюжный М.В. К вопросу оценки эмоциональности естественной и синтезированной речи по объективным признакам // Вестник Тверского государственного технического университета. Вып. 18. Тверь, 2011. С. 81-85.
7. Голубинский А.Н. Выявление эмоционального состояния человека по речевому сигналу на основе вейвлет-анализа // Вестник Воронежского института МВД России. 2011. №3. С. 144-153.
8. Лукьяница А.А., Шишкин А.Г. Автоматическое определение изменений эмоционального состояния по речевому сигналу // Речевые технологии. М.: Народное образование, 2009. №3. С. 60-76.
9. Старченко И.Б., Перервенко Ю.С., Борисова О.С., Момот Т.В. Методы нелинейной динамики для биомедицинских приложений // Известия ЮФУ. Технические науки. Таганрог: ТТИ ЮФУ, 2010. № 9 (110). С. 42-51.
10. Takens F. Detecting strange attractors in turbulence // Dynamical Systems and Turbulence. Heidelberg: Springer-Verlag, 1981. pp. 366-381.

МЕТОД КЛАССИФИКАЦИИ СЛОЖНЫХ СИСТЕМ НА ОСНОВЕ АНАЛИЗА СИГНАЛОВ СО СКРЫТЫМИ ПЕРИОДИЧНОСТЯМИ

И.И. Волков, Авад Али Мохаммед

Научный руководитель - Филист С.А., д-р техн. наук, профессор
Юго-Западный государственный университет

Важной особенностью систем, описываемых квазипериодическими процессами, являются скрытые периодичности или медленные волны. Система, в частности живая, характеризуется множеством медленных волн [1], отличающихся частотой основной гармоники и, как следствие, временными интервалами наблюдения сигнала, необходимыми для их выделения.

Большая часть сложных систем, в том числе и живых, являются нестационарными системами. Нестационарность систем может быть связана с медленными волнами более высокого порядка, которые не попали в окно наблюдения по каким-либо причинам. Поэтому возникает необходимость в оптимизации окна наблюдения сигнала, представленного множеством выборок

$$\{X_T(\theta_i, t)\}, i = \overline{1, N} \quad (1)$$

где θ_i – момент времени t , с которого начинаются отсчеты i -й выборки наблюдаемого сигнала X_T , T – ширина окна, в котором наблюдается сигнал X_T ; N – число выборок сигнала X_T , используемых для анализа.

Полагаем, что нестационарные процессы, нестационарность которых обусловлена тем, что часть медленных волн не попадает в окно наблюдения, являются случайными процессами со стационарными приращениями и относятся к классу случайных процессов, нестационарных по математическому ожиданию. Основной характеристикой случайного процесса со стационарными приращениями является структурная функция, которая инвариантна к изменениям среднего (тренда) случайного процесса и функционально связана с характеристиками его спектральных свойств. Структурный анализ исходит из априорного допущения, что для широкого круга нелинейных динамических систем существует адекватная математическая модель в рамках определенного класса нестационарных функций [2].

Метод классификации, основанный на этом подходе, состоит из последовательности процедур, предполагающих априорный выбор совокупности медленных волн, определение их структурных функций и использование отсчетов этих структурных функций в качестве ин-

формативных признаков для блока принятия решений, построенного по нейросетевой технологии.

Основной характеристикой случайного процесса со стационарными приращениями является структурная функция, отсчет с номером j которой для сигнала $X(t)$:

$$S_x k(\tau_j^k) = \frac{1}{N_k} \sum_{i=1}^{N_k} [X(k, t(i) + \tau_j^k) - X(k, t(i))]^2, \quad (2)$$

где k -номер исследуемой медленной волны, N_k -число отсчетов на апертуре структурной функции с номером k .

Число $\tau_j^k = j \cdot \Delta_k$ принимает столько значений, сколько необходимо получить отсчетов структурной функции (2) для сигнала $X(k, t)$.

Структурные функции сигналов, соответствующих различным медленным волнам, в нашем случае должны иметь одинаковое число отсчетов. Обозначив это число M , можем утверждать, что каждый сигнал $X(k, t)$ характеризуется множеством отсчетов структурной функции

$$\{S_x k(j \cdot \Delta_k)\}, j = \overline{1, M}. \quad (3)$$

При исследовании структурных функций, проведенных в пакете Mathcad, были обнаружены следующие закономерности. Чем выше уровень полезного сигнала, связанного с k - й медленной волной, тем меньше влияние шага дискретизации Δ_k k – й структурной функции на качество модели структурного анализа. Шаг дискретизации низкочастотной составляющей модулированного нестационарного сигнала целесообразно увеличивать по сравнению с найквистовским и его величина существенно влияет на качество структурного анализа.

Для анализа данных, представленных множествами (3), используем многослойные сети прямого распространения с M нейронами на входе и с числом нейронов на выходе, определяемым числом выделяемых классов сигнала $X(t)$. Такой классифицирующей системе присуще все недостатки классификатора с обучением, основным из которых является отсутствие возможности учитывать априорные данные о системе.

При классификаторе, построенном на основе анализа медленных волн, к априорным данным относятся данные о релевантности этих волн. Исходя из критерия релевантности, в качестве анализируемых данных используются блоки данных – сегменты сигнала, несущие информацию о конкретном квазипериодическом процессе – системном ритме. В этом случае ширина окна T выбирается исходя из условия

$$T \geq 2\lambda_{\max}, \quad (4)$$

где λ_{\max} – наибольший квазипериод анализируемых низкочастотных составляющих модулированного квазипериодического сигнала.

На рис.1 представлена структурная схема принятия решения на основе структурной функции и нейронных сетей прямого распространения. В этой схеме каждому системному ритму соответствует индивидуальный блок принятия решений, включающий модуль формирования структурной функции и нейронную сеть прямого распространения.

Отличие этого блока от известных, включающих модуль формирования признакового пространства (модуль выделения информативных признаков) и нейронную сеть, состоит в том, что апостериорные значения информативных признаков из исследуемого сигнала выделяются не по одной реализации, а по совокупности выборок сигнала $X(t)$, полученных в «окне» шириной T . При этом значения структурных функций определяются по одному и тому же множеству выборок. Разница состоит лишь в том, что при вычислении структурной функции согласно (1) используются различные значения τ , которые вычисляются как

$$\tau_j^k = \text{int}(\Delta_k / \Delta) \cdot j, j = \overline{1, M}. \quad (5)$$

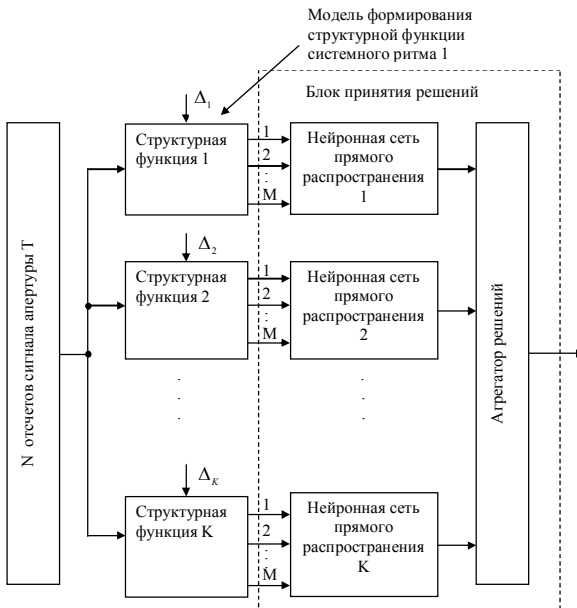


Рис. 1 - Структурная схема принятия решений на основе структурной функции и нейронных сетей прямого распространения

Структура системы поддержки принятия решений, представленная на рис. 1, работает как бинарный классификатор. При наличии множества классов необходим выбор другой структуры. Для реализации блока принятия решений для этой структуры введем понятие «кластера медленных волн» – совокупность таблиц и правил взаимодействия между ними, построенных на основе статистического анализа структурных функций соответствующих классов. Ядром «кластера медленных волн» являются две таблицы, строками которых являются отчеты структурных функций, связанных с соответствующими системными ритмами. Таким образом, в таблице имеется столько строк, сколько системных ритмов позволяет исследовать сигнала $X(t)$, то есть K . Число столбцов в таблицах равно числу отсчетов структурной функции, то есть M .

Ячейки первой таблицы заполняются отсчетами структурных функций текущего исследуемого процесса $X(t)$. Ячейки второй таблицы заполняются математическими ожиданиями отсчетов структурных функций нестационарного сигнала, соответствующих классу ℓ . Следовательно, число кластеров медленных волн равно числу различаемых классов, то есть L .

После заполнения двух таблиц – ядра кластера, формируется вектор-столбец, элементами которого являются евклидовы нормы разности элементов соответствующих строк матриц ядра. Структурная схема кластера изображена на рис. 2.

Элементы вектора – столбца получаются посредством двух операций. Первая операция – вычитание осуществляет построчное вычитание элементов двух матриц. В результате две матрицы размерностью $M \times K$ трансформируются в M векторов-строк размерностью K , каждый элемент которого a_{kj} определяется как

$$a_{kj} = s_{kj} - \bar{s}_{kj}. \quad (6)$$

Затем определяется норма (евклидова)

$$b_k = \sqrt{\sum_{j=1}^M a_{kj}^2} \quad (7)$$

для каждого вектора-строки.

Евклидовы нормы векторов-строк складываются и их k -я сумма (b_k) показывает, насколько близок исследуемый объект к классу, на который настроен соответствующий кластер.

Если осуществляется настройка кластера путем подбора весовых коэффициентов w_1, w_2, \dots, w_k , то при подаче на вход кластера, настраиваемого на класс ω_ℓ , выборки из класса ω_ℓ , выход соответствующего класса должен быть минимизирован, то есть

$$\sum_{k=1}^K w_k^{\omega_e} b_k^{\omega_e} \rightarrow \min. \quad (8)$$

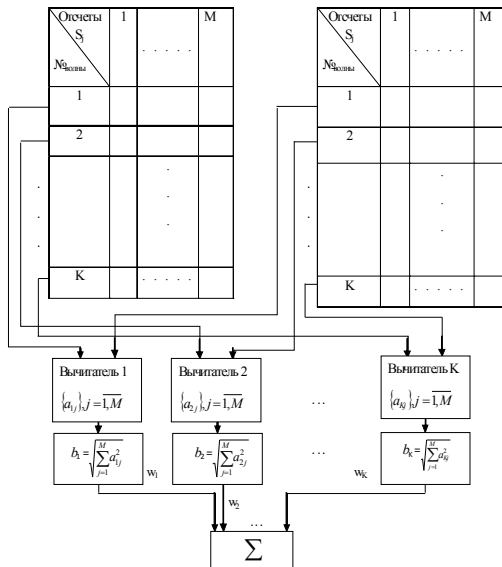


Рис. 2. Структурная схема «кластера медленных волн»

В качестве математического аппарата для минимизации (8) для класса ω_e используется инстар Гроссберга.

Таким образом, в результате проведенных исследований разработан метод классификации сложных систем на основе анализа структурных функций априорно выбранной совокупности медленных волн, и использовании отсчетов этих структурных функций в качестве информативных признаков для блока принятия решений, построенного по нейросетевой технологии, позволяющий сформировать управляющие воздействия для управления динамикой сложных объектов в пространстве информативных признаков.

Работа выполнена в рамках реализации Федеральной целевой программы «Научные и научно-педагогические кадры инновационной России» на 2009 – 2013 годы.

Библиографический список

1. Филист С.А. Многомерная частотная селекция в задачах анализа медленных волн / А.П. Белобров, А.А. Кузьмин, С.А. Филист // Биомедицинская радиоэлектроника. 2010. №2. С.4-10.

2. Прохоров С.А., Графкин В.В. Структурно-спектральный анализ случайных процессов/ СИИ РАН, 2010. 128 с.

РАЗРАБОТКА ЭКВИВАЛЕНТНОЙ ЭЛЕКТРИЧЕСКОЙ СХЕМЫ ЗАМЕЩЕНИЯ ПАРАМЕТРОВ КОСТНОЙ ТКАНИ В ПРОЦЕССЕ ЕЁ ВОССТАНОВЛЕНИЯ

Е.С. Кожевников

Научный руководитель - Устюжанин В.А., канд. техн. наук, профессор
Забайкальский государственный университет

Все чаще внимание исследователей привлекают методы исследования, основанные на анализе полного электрического сопротивления (импеданса), электрической ёмкости и потенциалов биологических объектов. В результате экспериментов были получены данные, указывающие на возможность использования представленных параметров в качестве источников информации о состоянии тканей, органов и организма человека в целом. [1, 2, 6]

Благодаря наличию активных и реактивных составляющих импеданса биологического объекта, их можно моделировать с помощью эквивалентных электрических схем замещения, являющихся частным случаем, математических моделей, которые представляют собой в общем случае аналитическое описание идеализированных процессов и систем, адекватных реальным. Разнообразие электрохимических систем и особенностей, протекающих в них процессов, довольно велико, соответственно и велико разнообразие эквивалентных схем замещения. [4, 5] Число элементов схемы замещения может быть значительным (до 10-15). Например, на рис. 1а) представлена схема замещения тела человека, рассматриваемая при разработке мер безопасности от поражения электрическим током.

Использование эквивалентных электрических схем замещения в качестве моделей позволяет глубже изучить процессы, протекающие в исследуемом объекте, выявить их более тонкую и сложную структурную организацию. В некоторых случаях, представление объекта в виде такой математической модели, является единственно доступным источником информации о его свойствах. А возможность автоматического определения параметров многоэлементных схем замещения облегчает труд экспериментатора и повышает его производительность. А применение таких программных сред как LabVIEW, MATLAB, SimPowerSystems и Simulink позволяет в свою очередь прогнозировать

поведение реального биологического объекта на основе анализа реакции модели. [3, 7]

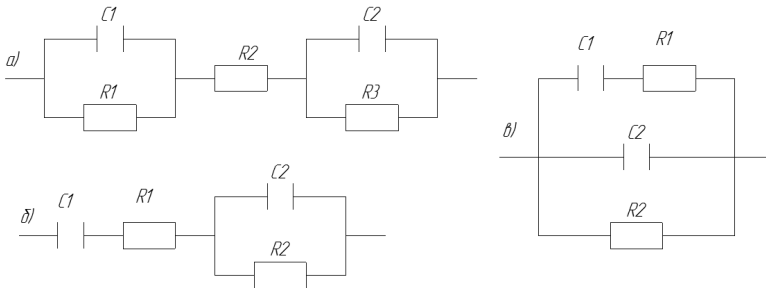


Рис. 1 - Эквивалентные электрические схемы замещения биологических объектов

Как уже отмечалось, при определении параметров и числа элементов эквивалентной электрической схемы замещения биологического объекта, необходимо учитывать специфику структуры и выполняемых функций, которые отражают место моделируемого объекта в системе.

Для точной характеристики костной ткани, а именно её электрических свойств, необходимо учитывать особенности строения, которые оказывают влияние на характер импеданса. Костная ткань относится к гетерогенным или анизотропным системам и характеризуется поляризационными свойствами, на это указывают особенности строения, обусловленные компактным и губчатым веществом. Компактное вещество плотным слоем располагается на периферии кости. Основу его составляют костные пластинки. Часть из них формирует структурную единицу – остеон. В остеоне вокруг центрального канала, содержащего кровеносные сосуды и нервы, располагаются цилиндрические костные пластинки. Пространства между остеонами заняты вставочными пластинками. Губчатое вещество, расположено под компактным, имеет пористую структуру, образовано отдельными костными перекладинами, основу которых так же составляют костные пластинки. [5]

Существует достаточное количество моделей костной ткани, в различной мере отражающих особенности строения. Согласно вольт-амперным характеристикам эквивалентная электрическая модель костной ткани может быть представлена параллельно соединенными активным и ёмкостным элементами, которые последовательно соединены с активным сопротивлением.

На рис. 2 изображена эквивалентная электрическая схема замещения параметров костной ткани, где R_0 — сопротивление костной ткани; R_M и C_M - сопротивление и емкость кровеносных и лимфатических сосудов костной ткани.

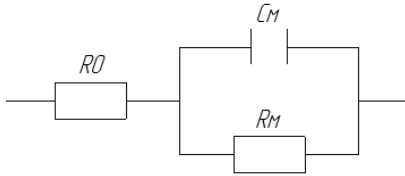


Рис. 2 - Эквивалентная электрическая схема замещения параметров костной ткани

Представленная эквивалентная электрическая схема характерна для костной ткани в норме, т.е. ткань полностью однородна по зрелости составляющих элементов, так же существует структурная целостность как костных пластинок, так кровеносных и лимфатических сосудов.

Однако при нарушении целостности костной ткани как органа, возможность использовать данную схему ограничивается. Это связано с совокупностью взаимосвязанных причин. Среди которых, появление в зоне перелома излившейся крови, образование гематомы, различные зоны регенератов.

Для того чтобы более четко представлять характер процессов, которые нам необходимо смоделировать, рассмотрим весь процесс регенерации от образования гематомы до восстановления костной ткани с её нормальными параметрами. Регенераты имеют пять зон, различающиеся по своей объемно-пространственной организации и проходят через три стадии развития - соединительнотканную, остеоидную и костную. Кровь, излившаяся из разорванных сосудов, образует гематому в области перелома между отломками и осколками. В состав образовавшейся в результате перелома гематомы включаются клетки "предшественники", дающие начало образованию костной ткани. По истечению 4-10 суток, место травмы прорастает пролиферирующей соединительной тканью (это I стадия развития). При нормальных условиях заживления во II-ой стадии происходит метапластическое перерождение соединительной ткани в остеоидную за счет имеющихся в ней клеток "предшественников", как правило, на это уходит от 7 до 12. После этого, остеоидная ткань пропитывается апатитами и превращается в костную (это наступает III, заключительная, стадия развития). Костная мозоль вначале имеет рыхлое строение, в дальнейшем насту-

пает ее структурная перестройка с восстановлением нормальной костной архитектоники.

В связи с этим, на наш взгляд, необходимо дополнить существующую схему замещения (рис. 3).

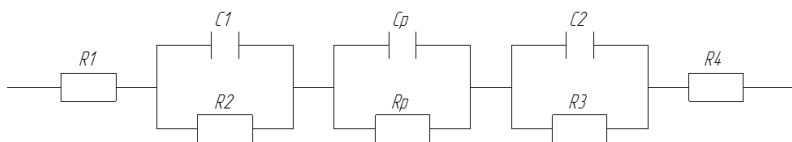


Рис. 3 - Эквивалентная электрическая схема замещения параметров костной ткани в процессе остеорепарации

Проанализировав дополненную эквивалентную электрическую схему можно сделать следующие выводы:

Во-первых, необходимо отметить, что измерение импеданса, в нашем случае, будет осуществляться в продольном направлении, что и учитывает предложенная эквивалентная электрическая схема.

Во-вторых, дополненная схема отражает структуру кости, в соответствии с её делением на участки по состоянию зрелости костной ткани, а именно, группа элементов $R1$, $C1$, $R2$ и аналогичная, по свойствам, группа $C2$, $R3$, $R4$ отражают участки зрелой, здоровой костной ткани от измерительных электродов до зоны остеорепарации.

В-третьих, зона остеорепарации выделена отдельной парой элементов Cp и Rp , которые соответственно характеризуют реактивные и активные свойства области остеорепарации. Именно эти элементы и являются ключевыми при анализе эквивалентной схемы.

Таким образом, полученная эквивалентная электрическая схема замещения параметров костной ткани дает возможность получать более полную и точную информацию о возможном ходе процесса остеорепарации, предполагаемых изменениях в свойствах тканей, позволяет подобрать соответствующую частоту зондирующего тока, что в совокупности позволяет подойти к решению проблемы оценки состояния процесса остеорепарации в комплексе.

Библиографический список:

1. Д.В. Николаев, А.В. Смирнов, И.Г. Бобринская, С.Г. Руднев. Биоимпедансный анализ состава тела человека — М. : Наука, 2009 г.

2. В.П. Олейник, С.Н. Кулиш. Аппаратные методы исследований в биологии и медицине – Учеб. пособие. – Харьков: Нац. аэрокосм. ун-т “Харьк. авиац. ин-т”, 2004 г.
3. С.А. Останин. LabVIEW в биомедицине.- М. National Instruments.
4. В.В. Смолянинов. Математические модели биологических тканей.- М.: Наука, 1980 г.
5. С.С.Ткаченко.В.В.Рущкий. Электростимуляция остеорепарации.- Л.: Медицина, 1989 г.
6. Ю.В. Торнуев. Р.Г. Хачатарян. Электрический импеданс биологических тканей.- М.: издательство ВЗПИ, 1990 г.
7. И.В. Черных. Моделирование электротехнических устройств в MATLAB, SimPowerSystems и Simulink. – М.: ДМК Пресс, 2008 г.

РЕКОНСТРУКЦИЯ ТРЕКОВ И ГОДОГРАФОВ ЭКВИВАЛЕНТНОГО ТОКОВОГО ДИПОЛЯ СЕРДЦА ЧЕЛОВЕКА ПРИ ИСПОЛЬЗОВАНИИ МОДЕЛИ ТОРСА В ФОРМЕ КРУГОВОГО ЦИЛИНДРА

Н.О. Стрелков

Научный руководитель – Крамм М.Н., канд. техн. наук, доцент.

Национальный исследовательский университет

«Московский энергетический институт»

Болезни сердца занимают одно из первых мест среди недугов населения. В Российской Федерации доля смертей от сердечно-сосудистых заболеваний составляет 56 %, среди которых около 48 % соответствуют ишемическим болезням сердца [1]. Для предотвращения таких высоких показателей смертности от заболеваний сердца необходимо проводить своевременную диагностику.

Основной методикой диагностики состояния сердца является электрокардиография (ЭКГ). Однако в классической ЭКГ отсутствует точное соотнесение отклонений в электрокардиограммах с конкретными областями миокарда.

На кафедре Основ радиотехники Московского энергетического института активно ведется разработка алгоритмов реконструкции характеристик эквивалентных токовых источников по сигналам электродных отведений. В частности, определяются координаты и вектор момента для единого токового сердечного диполя (ЕСД) [2, 3].

Известный нам алгоритм реконструкции параметров ЕСД базируется на предположении об однородности и неограниченности среды, в которой расположен дипольный источник [4]. В работе [5] нами была выполнена модернизация существующего алгоритма: в качестве модели торса человека выступает круговой цилиндр конечной длины, окруженный непроводящей средой (воздухом).

В настоящей работе выполняется сравнение описанных выше алгоритмов при реконструкции треков движения ЕСД и годографов его вектора момента. Здесь и далее под треком понимается пространственная линия движения центра ЕСД в течение кардиоцикла, а под годографом – линия движения конца вектора момента ЕСД. Полученные годографы также сравниваются с годографами, рассчитанными по методу векторкардиографии Эрнеста Франка [6].

Описание модели. В качестве модели торса человека выступает круговой цилиндр высотой H , радиусом R и проводимостью σ . Цилиндр окружен воздухом, что соответствует граничному условию электрической изоляции – равенству нулю производной электрического потенциала по направлению внешней нормали к поверхности цилиндра. Система координат выбрана таким образом: ось Z совпадает с осью цилиндра, за начало отсчета выбран центр окружности нижнего основания; орты осей X , Y и Z составляют правую тройку векторов. Положение анатомического центра сердца (ЦС) принято в точке $(R/2, 0, 2H/3)$. Сердце представляется сферой радиуса R_c . Единый сердечный диполь, расположенный внутри сферы сердца, характеризуется параметрами (x_d, y_d, z_d) и (M_{dx}, M_{dy}, M_{dz}) . При реконструкции рассчитываются потенциалы в точках расположения 17 электродов [3]. Пояс грудных электродов системы Э.Франка находится на высоте центра сердца. Все эксперименты выполняются на модели со следующими параметрами: $R = 15.5$ см, $H = 50$ см, $R_c = 5$ см, $\sigma = 0.22$ См/м.

Процедура реконструкции. Алгоритм реконструкции заключается в следующем. В рамках модельной задачи в качестве источника задается диполь с параметрами (x_d, y_d, z_d) , (M_{dx}, M_{dy}, M_{dz}) и однократно рассчитываются создаваемые им потенциалы в точках расположения поверхностных электродов. Далее происходит поиск таких параметров искомого токового диполя (x_{dP}, y_{dP}, z_{dP}) и (M_{Px}, M_{Py}, M_{Pz}) , при которых минимизируется целевая функция – сумма квадратов отклонений потенциалов искомого диполя в точках расположения электродов, от потенциалов заданного диполя в этих же точках. При этом в процессе поиска расчет потенциалов происходит в том или ином приближении, т.е. в рамках исходной или упрощенной модельной задачи.

Эффективность алгоритма реконструкции будем оценивать с

помощью погрешностей определения положения $\Delta r = \sqrt{(x_{дP} - x_{д})^2 + (y_{дP} - y_{д})^2 + (z_{дP} - z_{д})^2}$ и проекций момента

$$\delta M = \sqrt{(M_{Px} - M_{дx})^2 + (M_{Py} - M_{дy})^2 + (M_{Pz} - M_{дz})^2} / M_{д}, \quad \text{где}$$

$M_{д} = \sqrt{M_{дx}^2 + M_{дy}^2 + M_{дz}^2}$. При сравнении годографов используется другая формула для погрешностей проекций момента

$$\delta M = \frac{|\overline{M'_P} - \overline{M'_д}|}{|\overline{M'_д}|}, \quad \text{где } |\overline{M'_д}| = \frac{|\overline{M_{д}}|}{|\overline{M_{д \max}}|}, \quad |\overline{M'_P}| = \frac{|\overline{M_P}|}{|\overline{M_{P \max}}|}, \quad \text{а } |\overline{M_{д \max}}|$$

и $|\overline{M_{P \max}}|$ – максимальные значения модулей моментов для исходных и реконструированных (или рассчитанных по методике Э.Франка) моментов диполей.

Построение треков движения ЕСД проводится следующим образом. Задается ориентация вектора момента исходного диполя, он располагается в точках на окружности (радиус R_c , центр в точке ЦС), расположенной в одной из координатных плоскостей. Для каждого положения диполя рассчитываются электрические потенциалы в точках расположения электродов по формулам, учитывающим воздушную границу (исходная модельная задача). Далее по этим потенциалам проводится реконструкция параметров ЕСД с использованием двух алгоритмов – основанного на формуле для расчета потенциалов в однородной безграничной среде [4] и учитывающего воздушную границу [5]. На рис. 1 представлены треки движения z -ориентированных диполей в горизонтальной плоскости – исходных; реконструированных по формуле для потенциалов в безграничной среде; реконструированных с учетом воздушной границы.

По рис. 1 можно утверждать, что алгоритм реконструкции, построенный с учетом воздушной границы, позволяет получить трек, совпадающий с треком исходного диполя. Значения погрешности определения положения этот факт подтверждают: Δr не превышает 0.1 мм. Пренебрежение воздушной границей при реконструкции создает заметную на треках погрешность: Δr находится в пределах от 10 до 45 мм.

Для треков в других плоскостях при различных ориентациях наблюдаются значения Δr от 5 до 80 мм, причем наибольшие значения погрешностей наблюдаются для вертикальной ориентации векторов момента (по оси Z), это вызвано влиянием воздушных границ оснований цилиндра. Необходимо отметить, что пренебрежение воздушной границей также создает заметные погрешности определения проекций

вектора момента: δM изменяется в пределах от 0.5 до 5.

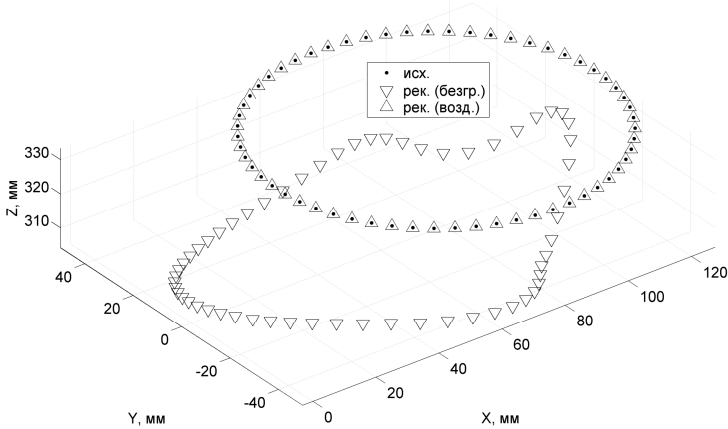


Рис. 1 - Треки движения z -ориентированных диполей в горизонтальной плоскости (XOY)

Построение годографов вектора момента ЕСД выполняется следующим образом. Задается положение исходного диполя в точке ЦС. Вектор дипольного момента исходного диполя вращается по окружности единичного радиуса в одной из координатных плоскостей. Для каждой ориентации вектора дипольного момента с учетом воздушной границы рассчитываются потенциалы в точках расположения 17 электродов и точках расположения 7 электродов системы Э.Франка. Далее по потенциалам системы из 17 электродов проводится реконструкция параметров ЕСД с помощью двух алгоритмов ([3] и [4]). Дополнительно с помощью известных соотношений из [5] рассчитываются проекции момента ЕСД из потенциалов 7 электродов системы Э.Франка. На рис. 2 представлены нормированные годографы вектора дипольного момента, движущегося по окружности в горизонтальной плоскости – исходные; реконструированные по формуле для потенциалов в безграничной среде; реконструированные с учетом воздушной границы; рассчитанные по формулам Э.Франка.

По рис. 2 можно утверждать, что алгоритм реконструкции, построенный с учетом воздушной границы, позволяет получить годограф, совпадающий с годографом вектора момента исходного диполя, что подтверждается значением погрешности - δM не превышает 0.01 %. Пренебрежение воздушной границей создает погрешность определения вектора момента δM от 1 до 5 %. Годограф, полученный по методике Э.Франка, имеет форму эллипса с δM в пределах от 7 до

30 %.

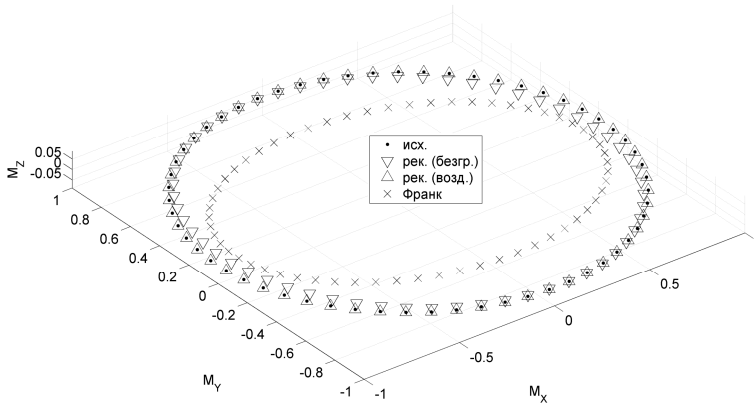


Рис. 2 - Годографы вектора дипольного момента при его вращении в горизонтальной плоскости (XOY)

При движении вектора дипольного момента в других плоскостях при пренебрежении воздушной границей погрешность δM изменяется в пределах от 5 до 60 %, причем наибольшие значения погрешности достигаются при вращении вектора момента в плоскостях YOZ и ZOX . Годографы, рассчитанные по методике Э.Франка, во всех случаях имеют форму эллипса, их плоскости практически совпадают с плоскостями исходных годографов, при этом δM по отношению к исходным диполям изменяется в пределах от 5 до 50 %. Годографы, построенные в пренебрежении воздушной границей значительно отличаются по форме от исходных.

Необходимо отметить, что во всех случаях движения вектора дипольного момента пренебрежение воздушной границей создает заметные погрешности определения координат положения реконструированных диполей - Δr изменяется от 5 до 45 мм, причем наибольшие значения наблюдаются при вращении вектора момента в плоскостях YOZ и ZOX .

Относительно методики Э.Франка необходимо отметить, что выражения для потенциалов электродов при ее построении были получены для торса реальной формы, а не кругового цилиндра, служащего его моделью в настоящей работе [5]. Именно этим можно объяснить отличия в форме годографов, полученных путем реконструкции и с использованием системы электродов Франка.

Выводы. Пренебрежение воздушной границей создает заметные погрешности определения координат положения и проекций вектора

дипольного момента. При этом погрешности носят методический характер. Использование в диагностическом комплексе алгоритма реконструкции, построенного в рамках работы [4] и учитывающего воздушную границу, позволит снизить данные погрешности и получать данные о координатах и скорости движения зон электрической активности сердца.

Библиографический список

1. Какорина Е.П. Современное состояние здоровья населения России и основные направления развития здравоохранения. – [Электронный ресурс]. URL <http://www.zdrav.net/speech/zdravohran> (дата обращения 4 марта 2012 г.).
2. Титомир Л.И., Кнеппо П. Математическое моделирование биоэлектрического генератора сердца. – М.: Наука. Физматлит, 1999. – 447 с.
3. Лебедев В.В., Крамм М.Н., Жихарева Г.В., Иванов Г.Г., Попов Ю.Б. Система электродных отведений для измерения координат источников в области миокарда. // Медицинская техника. – 2006. – № 4. С. 7-10.
4. Стрелков Н.О., Жихарева Г.В., Крамм М.Н. Оценка влияния неоднородности грудной клетки при реконструкции эквивалентного диполя сердца. // Материалы XXI Всероссийской НТК “Биотехнические, медицинские и экологические системы и комплексы. Биомедсистемы – 2008”. – Рязань: РГРТУ, 2008 – 366 с. С. 174-179.
5. Стрелков Н.О., Винокуров Д.С., Крамм М.Н. Методика реконструкции параметров токового диполя сердца на модели торса человека в виде кругового цилиндра. // Медико-экологические информационные технологии – 2011: сборник материалов XIV Междунар. научн.-техн. конф. / редкол.: Н.А. Корневский [и др.]; Юго-Зап. гос. ун-т. – Курск, 2011. – 315 с. С. 142-145.
6. Frank E. An accurate, clinically practical system for spatial vectorcardiography. // Circulation. 1956. Vol. 13 (May). P. 737.

НЕПРЕРЫВНАЯ АУТЕНТИФИКАЦИЯ, ИСПОЛЬЗУЮЩАЯ ФОНОКАРДИОГРАФИЧЕСКИЙ МЕТОД

Е.А. Андреева

Научный руководитель - С.В. Беззатеев

Санкт-Петербургский государственный университет аэрокосмического приборостроения

Введение

В наше время высокие технологии активно применяются в медицине. С каждым годом появляется все больше электронных устройств, предназначенных для решения различных медицинских задач.

Для некоторых пациентов подобного рода устройства, не просто служат дополнением к основному курсу лечения, а становятся жизненно необходимыми (например, имплантированные кардиоустройства, инсулиновые помпы). От корректной работы этих приборов напрямую зависит жизнь человека. Соответственно, к таким устройствам предъявляются повышенные требования безопасности.

Рассмотрим ситуацию: человек, использующий инсулиновую помпу, снимает ее для заправки инсулином или по каким-то иным причинам. Может ли он быть уверен, когда вновь начнет использовать устройство, что это будет именно его помпа. Подмена устройства опасна тем, что измененные настройки могут привести к несовместимости работы такого устройства с потребностями пациента.

В статье рассмотрены методы повышения безопасности медицинских устройств за счет процедуры аутентификации пользователя с помощью биометрических технологий, использующих фонокардиографический метод, и дано описание модели безопасной системы.

Фонокардиография - это метод графической регистрации звуковых процессов, возникающих при работе сердца. Фонокардиография позволяет исследовать звуки сердца не доступные простому слуховому восприятию. Биометрическая технология, использующая в качестве идентифицирующих характеристик звуки сердца, имеет ряд преимуществ по сравнению с другими видами биометрии.

Модель системы

На сегодняшний день модель системы использования медицинского устройства (например, инсулиновой помпы) выглядит так, как показано на рис. 1.



Рис. 1 - Модель системы использования инсулиновой помпы

Очевидно, что после остановки работы устройства пользователь не может быть уверен в том, что использует свое устройство, с уникальными настройками и нужным лекарством.

Для того чтобы исключить возможность подмены или использования устройства другим пользователем, необходимо ввести процедуру непрерывной аутентификации пользователя после каждой остановки в работе.

При добавлении процедуры аутентификации модель использования системы будет выглядеть следующим образом (рис. 2).



Рис. 2 - Процедура аутентификации в модели использования системы

Использование системы аутентификации в медицинских устройствах

Традиционно идентификация и аутентификация пользователя в системе производится следующими способами:

- Пароль
- Ключ
- Сертификат
- Биометрия

Для медицинских устройств использование биометрических технологий является более эффективным, так как аутентификация

должна производиться непрерывно, не зависимо от состояния человека. Ввод пароля, использование ключа или сертификата, становится невозможным без выполнения человеком некоторых действий, в то время как с помощью биометрических технологий можно идентифицировать человека даже в тот момент, когда ему стало плохо и требуется немедленное введение инъекции препарата (в случае, например, инсулиновой помпы). Также требуется привязка медицинского устройства к конкретному пользователю, для устранения возможности случайной или преднамеренной подмены прибора.

В системе аутентификации с применением биометрических технологий пользователь идентифицируется на основе его индивидуальных характеристик. Созданы биометрические системы, использующие отпечаток пальца, радужную оболочку глаза, термограмму лица, голос. Также в качестве биометрической характеристики можно использовать звук сердца человека. Применение этого способа биометрии в качестве системы аутентификации в медицинских устройствах имеет ряд преимуществ по сравнению с другими способами биометрии.

Аутентификация по звуку сердца - новая биометрическая технология, с помощью которой можно обеспечивать непрерывную аутентификацию. Кроме того, аутентификация в этом случае может происходить без всяких дополнительных действий со стороны человека. Сердце человека работает на протяжении всей жизни и является органом жизнеобеспечения. Аутентификация с использованием звука сердца может производиться даже тогда, когда человек находится без сознания. Измерение данного индивидуального признака уже сейчас возможно с помощью мобильного телефона с установленным на него специальным программным обеспечением. Также плюсом такого метода является то, что звук сердца сложно подделать или модифицировать.

Описание метода использования звука сердца для идентификации пользователя медицинского устройства

Суть метода использования звука сердца для идентификации человека заключается в выделении индивидуальных характеристик тонов сердца.

Звук сердца представляет собой моно сигнал, поэтому к нему можно применить некоторые методы обработки, используемые для обычных одноканальных аудио-сигналов.

Для получения звуков сердца можно использовать обычный медицинский стетоскоп, но в наши дни существуют электронные стетоскопы, которые позволяют не только выслушивать звуки сердца, но и

передавать их для обработки на компьютер, с целью дальнейшего анализа. Также есть возможность использовать личные мобильные телефоны с установленным специальным программным обеспечением, для самостоятельного прослушивания тонов сердца и дальнейшей передачи этой информации на компьютер.

Тоны и шумы сердца связаны с открытием - закрытием клапанов и мышечными сокращениями сердца. Эти процессы вызывают появление турбулентного движения крови, ускорение или замедление ее токов, что обуславливает возникновение звуков высокой или низкой частоты - тонов, шумов сердца.

В течение всей жизни сердце человека работает с некоторым периодом – сердечным циклом. Сердечный цикл представляет собой последовательность процессов, происходящих за одно сокращение сердца и его дальнейшее расслабление. Каждый сердечный цикл сопровождается несколькими звуками. Лучше всего прослушиваются первый и второй тоны сердца (рис. 3). Так же первый и второй тоны сердца являются периодичными и коррелированными в непродолжительные промежутки времени. Это позволяет предположить, что в них содержатся идентифицирующие признаки, которые дают возможность использовать звук сердца в качестве биометрии.

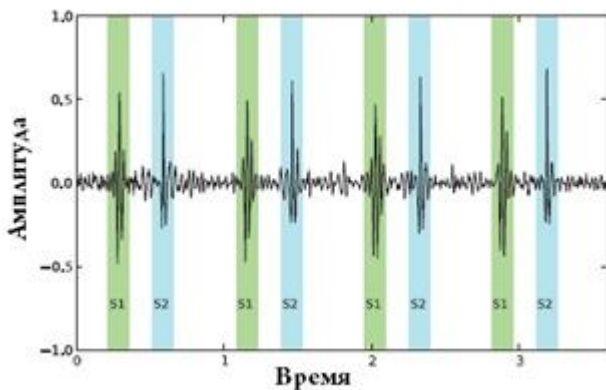


Рис. 3 - Первый и второй тоны сердца

Таким образом, на первом шаге необходимо выделить первый и второй тон сердца. В них содержится больше уникальной информации, полезной для дальнейшего анализа. Это важно так же как определение гласных звуков при распознавании речи. Алгоритм нахождения первого и второго тона сердца описан в статье [1]. При таком подходе сиг-

нал разбивается на окна, и находятся окна с максимальной энергией сигнала. Окна с минимальной энергией сигнала не рассматриваются.

Далее из сигнала необходимо выделить уникальные признаки, отличающие этот сигнал от любого другого.

Существует несколько алгоритмов извлечения идентификационных признаков звука сердца, но все они имеют общие параметры:

1. Фиксируют биометрические характеристики звука сердца,
2. Используют классификацию биометрических характеристик,
3. Используют базу данных звуков, над которой проводятся исследования.

Один из предложенных алгоритмов использования звуков сердца в качестве биометрии рассмотрен в статье [2]. Блок-схема алгоритма показана на рис. 4.



Рис. 4 - Блок-схема алгоритма выделения уникальных характеристик звука

Оконное Дискретное Косинусное Преобразование выполняется по следующей формуле:

$$X(n, k) = \sum_{m=0}^{N-1} x + w \cos \left(\frac{2\pi}{N} km \right),$$

где n – индекс окна, k – индекс частоты, N - длина окна, S - сдвиг окна.

В отличие от голоса звуки сердца более постоянные, поэтому длина окна выбрана, как $N = 500$ мс.

Фильтрация производится для того, чтобы исключить из рассмотрения сигналы, которые лежат за пределами звуковых частот сердца – 20 – 150Гц.

На выходе алгоритма получим набор кепстральных векторов. Для того чтобы классифицировать и уменьшить набор кепстральных векторов применяется алгоритм векторного квантования. С помощью этого алгоритма получается небольшой набор кодовых векторов, по которым можно однозначно идентифицировать сигнал.

Испытания по данному алгоритму проводились на группе из 10 человек и показали, хорошие результаты.

Заключение

В статье были рассмотрены методы, с помощью которых можно

повысить безопасность модели использования медицинских устройств. Было предложено ввести процедуру непрерывной аутентификации, с целью исключить ситуацию подмены устройства. В качестве аутентификации в системе предполагается использование биометрической технологии основанной на фонокардиографическом методе, так как он имеет ряд преимуществ, по сравнению с другими способами биометрии.

Пользователь должен быть уверен в своей безопасности, когда доверяет свою жизнь электронному устройству. Разработчикам необходимо предусмотреть и проработать все возможные варианты угроз для медицинских приборов, так как нарушение безопасности таких систем ставит под угрозу жизнь и здоровье человека.

Библиографический список

1. Beritelli F., Spadaccini A. Human Identity Verification Based on Heart Sounds: Recent Advances and Future Directions. Italy: University of Catania. 2010 1-18 с.
2. Phua K, Dat T.H., Chen J., Shue L. Human identification using heart sound. Singapore: Institute for Infocomm Research 2008. 1-6 с.

РАНГОВАЯ КОРРЕЛЯЦИЯ В МЕДИЦИНСКИХ ЗАДАЧАХ

М.П. Булаев, Е.Ю. Сеняева

Рязанский государственный медицинский университет
им. акад. И.П. Павлова

В практике медицинских исследований довольно часто приходится иметь дело с признаками, которые с трудом поддаются точной количественной оценке. Кроме того, распределение одного или обоих признаков может быть очень неравномерным и неправильным. В таких случаях для количественной оценки связи между признаками используют метод ранговой корреляции Спирмена.

В этом методе необходимы не точные значения количественных признаков, а их ранги. Коэффициент ранговой корреляции является парным. Поэтому оценивается соответствие между двумя рядами порядковых номеров. Ранги присваивают по нисходящей: от большего значения к меньшему. Если встречаются два или более одинаковых значения, то используют метод «средних рангов».

Дальнейшие рассуждения будут проводиться на основе следующей задачи, являющейся показательной в контексте данной статьи.

Табл. 1

№	Относительная физическая работоспособность по тесту PWR 170 (X, кгм/кг)	Максимальное потребление кислорода (Y, литры в 1 мин)
1	17,3	2882
2	11,2	2333
3	9,5	2277
4	13,3	2714
5	12,8	2330
6	13,1	2328
7	11	2177
8	8,4	2015
9	13,7	2473
10	16,6	2868
11	14,5	2469
12	11,7	2544
13	16,9	3023
14	10,7	2328
15	8,1	2054
16	12,2	2432

Задача. Изучается связь между относительной физической работоспособностью по тесту PWR 170 и максимальным потреблением кислорода по данным исследований жизнедеятельности организма для группы из 16 человек. Данные по максимальному потреблению кислорода человека (Y, литры в 1 мин) с разной относительной физической работоспособностью (X, кгм/кг) представлены в табл. 1.

Число наблюдений мало, неизвестен закон распределения признаков. Поэтому в рассмотренном примере корректно оценивать стохастическую связь с помощью процедуры ранговой корреляции Спирмена (Correlations (Spearman, Kendall tau, gamma)) из модуля "Nonparametrics/Distrib ППП Statistica". Результаты решения представлены ниже в табл. 2.

Таким образом, установлено, что между относительной физической работоспособностью по тесту PWR 170 и максимальным потреблением кислорода имеется сильная прямая ($R=0,883002$), статистически значимая ($p=0,000006$) корреляционная связь. То есть при увеличении

работоспособности организма повышается уровень потребления кислорода.

Табл. 2

Pair of Variables	Spearman Rank Order Correlations (Spreadsheet42) MD pairwise deleted Marked correlations are significant at $p < ,05000$			
	Valid N	Spearman R	t(N-2)	p-level
PWR 170/кг & МПК	16	0,883002	7,039018	0,000006

НЕПАРАМЕТРИЧЕСКИЕ КРИТЕРИИ В ОЦЕНКЕ ЖИЗНЕННО ВАЖНЫХ ПОКАЗАТЕЛЕЙ ЧЕЛОВЕКА

С.О. Куликов

Научный руководитель –Булаев М.П., канд. техн. наук, доцент

Прохорова Е.В., ассистент

Рязанский государственный медицинский университет

им. акад. И.П. Павлова

Две разные по числу группы испытуемых студентов выполняли комплекс упражнений по физкультуре. Показателем успешности служило количество выполненных упражнений. В первой группе – с дополнительной мотивацией – 3,17,8,16,15,19,13, во второй группе – без дополнительной мотивации–10,12,18,11,7,6,9,14,15,20. Испытуемые меньшей по численности группы получали дополнительную мотивацию в виде музыкального сопровождения и четких команд тренера. Необходимо узнать – влияет ли дополнительная мотивация на количество выполненных упражнений? Для решения данной задачи применялся U критерий Вилкоксона – Манна–Уитни. Полученные данные необходимо объединить и представить как один упорядоченный ряд в виде таблицы:

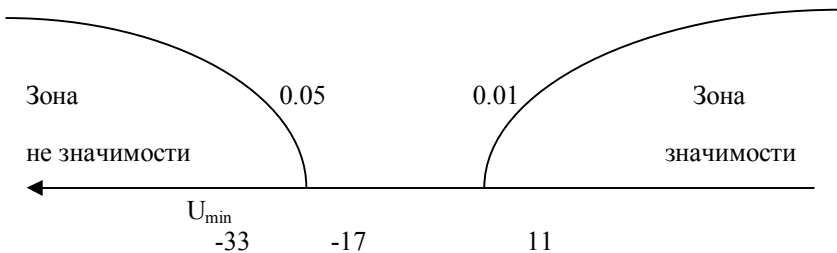
<i>Группа с дополнительной мотивацией X</i>	<i>Группа без дополнительной мотивации Y</i>	<i>Инверсии X/Y</i>	<i>Инверсии Y/X</i>
3		0	
5		0	

	6		2
	7		2
8		2	
	9		3
	10		3
	11		3
	12		3
13		6	
	14		4
	15		4
16		8	
17		8	
	18	9	6
19			
	20		7
Суммы инверсии		33	37

$U = \min(U(X/Y) \quad U(Y/X)) = 33$. Для уровней $P=0.05$ и $P=0.01$ определяем по таблице, где $n_1=7$ $n_2=10$.

В принятой форме записи это выглядит так: $U = \begin{cases} 17 & \text{для } p < 0.05 \\ 11 & \text{для } p < 0.01 \end{cases}$

Соответствующая ось значимости имеет вид



Полученное значение U попало в зону не значимости, следовательно, принимается гипотеза H_0 , а гипотеза о наличии различия отклоняется. Таким образом, мы можем утверждать, что дополнительная мотивация не приводит к статистически значимому увеличению количества выполненных упражнений у испытуемых студентов.

СТОХАСТИЧЕСКАЯ АППРОКСИМАЦИЯ В ЗАДАЧАХ МЕДИЦИНЫ

М.К. Богомолов

Научный руководитель - Булаев М.П., канд. техн. наук, доцент

Назарова О.А., старший преподаватель

Рязанский государственный медицинский университет

им. акад. И.П. Павлова

Стохастическая аппроксимация (от греч. *stochastikos* - умеющий угадывать, пронизательный и лат. *approximo* - приближаюсь), метод решения широкого класса задач статистического оценивания, при котором каждое следующее значение оценки получается в виде основанной лишь на новом наблюдении поправки к уже построенной оценке. Основными чертами, обусловившими популярность стохастическая аппроксимация в теоретических и прикладных работах, явились её непараметричность (применимость при весьма скудной информации об объекте наблюдения) и рекуррентность (простота пересчёта оценки при поступлении нового результата наблюдений). Стохастическая аппроксимация применяется во многих прикладных задачах теории управления, обучения, в задачах техники, биологии, медицины. Стохастическая аппроксимация описана в 1951 американскими статистиками Г. Роббинсом и С. Монро.

Физическая работоспособность Y	Относительное потребление кислорода X1	Окружность грудной клетки X2	Динамометрия кистевая X3	Динамометрия стантовая X4	Форсированная жизненная ёмкость лёгких X5
725	44,6	80	25	68	3,45
529	31,7	89	23	60	4,46
463	43,1	78	27	58	3,47
460	38,9	75	24	40	3,27
460	40,4	75	18	50	4,34
500	34,8	81	21	50	3,65
551	38,8	77	22	58	3,91
381	30	89	19	53	3,08
816	46,4	78	20	68	3,61
533	45,7	83	22	50	3,49
633	39,5	85	26	70	4,28

762	38	90	22	62	3,87
517	38,1	88	22	40	3,81
435	35,5	85	31	80	4,25
629	33,5	91	32	60	2,66
700	40,1	82	26	74	4,2
612	36,7	82	26	48	3,91
550	38,8	86	28	56	3,11
567	39,4	85	16	58	3,47
717	42	81	37	58	4,18

Стохастическая связь определяет связь между зависимой переменной (результативный признак) и независимой переменной, а также отдельными случайными факторами, подвержёнными случайному разбросу, следовательно, они не могут быть предсказаны достаточно точно, а только с некоторой долей вероятности.

Аналитическое выражение стохастической связи в общем виде представляется следующим уравнением: $\bar{Y} = f(x_i) + \varepsilon_i$.

где \bar{y}_i $f(x_i)$ – доля результативного признака, образованная под воздействием известных факторных признаков, находящихся в стохастической связи с признаком; ε_i – доля результативного признака, образованная под воздействием случайных факторов.

Любую стохастическую связь можно представить в виде частных случаев – корреляционной и регрессионной связи.

Обработаем эмпирические данные (медицинские показатели) из вышеприведенной таблицы с помощью MS Excel. Число зарегистрированных значений по каждому признаку – 20, а число независимых факторов – 5.

Для оценки степени взаимосвязи между выборками, найдем коэффициент корреляции.

	<i>PWC17</i>	<i>МПК/кг</i>	<i>ОГК</i>	<i>ДМК</i>	<i>ДМС</i>	<i>Фжел</i>
<i>PWC17</i>	1					
<i>МПК/кг</i>	0,477603	1				
<i>ОГК</i>	0,031223	-0,58379	1			
<i>ДМК</i>	0,20512	0,00502	0,118103	1		
<i>ДМС</i>	0,418965	0,118223	0,138537	0,305676	1	
<i>Фжел</i>	0,105315	0,054045	-0,17326	0,025324	0,29819	1

Проанализировав данные, можно говорить о том, что имеется строгая прямая пропорциональная зависимость только между физической работоспособностью (Y) и относительным потреблением кисло-

рода (X1) и динамометрией становой (X4), между другими параметрами линейную взаимосвязь выявить не удалось, т.к. $r < 0,4$. Связь между факторами X1 и X4 – слабая прямая и незначимая. Учитывая, что коэффициенты с уровнем значимости более 0,5 включать в модель нецелесообразно, и исключив их (коэффициенты при X3 и X5), получим уравнение линейной регрессии в следующем виде:

$$Y = 1187,014885 + 18,42269345X_1 + 9,470607257X_2 + 2,750426521X_4$$

и связанные с ним статистические характеристики:

<i>Регрессионная статистика</i>	
Множественный R	0,677310714
R-квадрат	0,458749804
Нормированный R-квадрат	0,265446162
Наблюдения	20

Дисперсионный анализ

	<i>df</i>	<i>SS</i>	<i>MS</i>	<i>F</i>	<i>Значимость F</i>
Регрессия	5	123528,4771	24705,69543	2,373208285	0,092972622
Остаток	14	145743,5229	10410,25163		
Итого	19	269272			

	<i>Коэффициенты</i>	<i>t-статистика</i>	<i>P-Значение</i>
Y-пересечение	-1187,014885	-1,587567262	0,134706168
Переменная X 1	18,42269345	2,667122548	0,01840313
Переменная X 2	9,470607257	1,507171279	0,153996413
Переменная X 3	1,882864477	0,384894376	0,706099612
Переменная X 4	2,750426521	1,056739971	0,308524916
Переменная X 5	15,48112464	0,293467755	0,773470011

Регрессионные коэффициенты представляют независимые вклады каждой независимой переменной в предсказание зависимой переменной.

В столбце *P-Значение* приводится достоверность отличия соответствующих коэффициентов от нуля. В случае, когда $P > 0,05$, коэффициент может считаться нулевым; это означает, что соответствующая независимая переменная практически не влияет на зависимую переменную. В нашем случае имеется пять независимых переменных, из которых на Y влияет только переменная X1, в остальных случаях критерий Фишера незначим и влияние факторов на физическую работоспособность доказать не удалось.

Приводимое значение R-квадрат характеризует то, с какой степенью точности полученное регрессионное уравнение аппроксимирует

исходные данные (значение R-квадрата близкое к 1.0 показывает, что модель объясняет почти всю изменчивость соответствующих переменных). Коэффициент детерминации в нашем случае равен 0,4587498. Это значение непосредственно интерпретируется следующим образом: изменчивость значений переменной Y около линии регрессии составляет 1-0,46 от исходной дисперсии; другими словами, 46% от исходной изменчивости могут быть объяснены, а 54% остаточной изменчивости остаются необъясненными. В идеале желательно иметь объяснение если не для всей, то хотя бы для большей части исходной изменчивости.

Степень зависимости двух или более предикторов (переменных X) с зависимой переменной Y выражается с помощью коэффициента множественной корреляции R . По определению он равен корню квадратному из коэффициента детерминации. Это неотрицательная величина, принимающая значения между 0 и 1. Для интерпретации направления связи между переменными смотрят на знаки (плюс или минус) регрессионных коэффициентов. Обычно если коэффициент положителен, то связь этой переменной с зависимой переменной положительна; если коэффициент отрицателен, то и связь носит отрицательный характер например, чем меньше число учащихся в классе, тем выше средние оценки по тестам). Конечно, если коэффициент равен 0, связь между переменными отсутствует.

ФАКТОРНЫЙ АНАЛИЗ ПРОГРАММЫ STATISTICA ПРИ ОБРАБОТКЕ МЕДИЦИНСКИХ ДАННЫХ

М.П. Булаев, М.А. Шмонова

Рязанский государственный медицинский университет
им. акад. И.П. Павлова

В типичном клиническом исследовании число анализируемых признаков бывает достаточно велико. Большая размерность признакового пространства не только приводит к увеличению полноты и глубины исследования проблемы, но и зачастую затушевывает имеющиеся закономерности. В таких случаях применяют методы факторного анализа. Задачами факторного анализа являются сокращение числа переменных (редукция данных) и определение структуры взаимосвязей между переменными, то есть классификация переменных. Поэтому факторный анализ используется как метод сокращения данных или как метод структурной классификации.

Рассмотрим применение методов факторного анализа на конкретном примере обработки медицинских данных.

Постановка задачи: 20 случайным образом выбранных девушек, в возрасте от 17 до 22 лет, наблюдались по 8 признакам. Учитывались следующие показатели:

- РWC 170 – Общая физическая работоспособность по тесту РWC 170 (в килограммометрах) – кгм;
- МПК – Максимальное потребление кислорода (в 1 мин);
- Рост – Рост (в см);
- Масса – Масса (в кг);
- ОГК пауз – Окружность грудной клетки (в паузе) – в см;
- ДМС – Динамометрия становаая (в кг);
- Пос – Пиковая объёмная скорость выдоха;
- Сос – Средняя объёмная скорость выдоха.

Данные наблюдений приведены в табл. 1.

Табл. 1

№, п/п	РWC170	МПК	Рост	Масса	ОГК пауз	ДМС	пос	сос
1.	816	2627	170	59,2	80	80	6,25	5,04
2.	463	2027	160	57	85	58	9,43	7,8
3.	867	2714	167	49,1	76	58	7,21	4,51
4.	625	2303	160	63	88	56	7,44	5,61
5.	475	2048	162	51	78	62	6,65	4,85
6.	700	2430	165	57	83	54	8,22	6,31
7.	408	1934	162	58	85	60	9,43	4,81
8.	800	2600	157	50	77	58	5,83	4,65
9.	467	2034	167	65,4	84	50	6,04	4,92
10.	538	2155	177	78	92	50	8,38	5,91
11.	551	2177	163	56,7	81	62	7,48	5,99
12.	767	2544	170	53,8	79	48	7,42	6,34
13.	490	2073	163	68	89	50	8,67	6,12
14.	388	1900	172	58	82	70	7,24	6,37
15.	566	2202	169	65,7	81	60	8,42	6,8
16.	850	2685	172	60	89	58	7,94	6,13
17.	484	2063	153	55,5	84	50	7,41	5,25
18.	668	2376	169	54,6	81	38	6,54	4,75
19.	640	2328	164	64	88	66	7,49	5,62
20.	555	2184	164	50,8	75	60	5,42	4,44

Требуется: провести факторный анализ полученных данных.

Решение выполнено с помощью ППП Statistica 8.0.

Variable	PWC170	МПК	Рост	Масса	ОГК пауз	ДМС	пос	сос
PWC170	1,00	1,00	0,21	-0,29	-0,25	0,05	-0,30	-0,20
МПК	1,00	1,00	0,21	-0,29	-0,25	0,05	-0,30	-0,20
Рост	0,21	0,21	1,00	0,43	0,17	0,05	0,03	0,17
Масса	-0,29	-0,29	0,43	1,00	0,82	-0,10	0,42	0,37
ОГК пауз	-0,25	-0,25	0,17	0,82	1,00	-0,19	0,60	0,43
ДМС	0,05	0,05	0,05	-0,10	-0,19	1,00	-0,11	0,02
пос	-0,30	-0,30	0,03	0,42	0,60	-0,11	1,00	0,67
сос	-0,20	-0,20	0,17	0,37	0,43	0,02	0,67	1,00

Рис. 1 - Корреляционная матрица данных

На рис. 1 представлена корреляционная матрица, из которой следует, что общая физическая работоспособность имеет функциональную связь с МПК. Отмечается слабая прямая связь с ростом и ДМС и обратная с массой, ОГК, пос, сос. Полученная корреляционная матрица открывает путь к факторному анализу её внутренней структуры с помощью метода главных компонент.

Value	Eigenvalue	% Total variance	Cumulative Eigenvalue	Cumulative %
1	3,178080	39,72600	3,178080	39,72600
2	1,807051	22,58814	4,985131	62,31413
3	1,043533	13,04417	6,028664	75,35830

Рис. 2 - Таблица собственных значений

На рис. 2 показана таблица собственных значений. В первом столбце таблицы даны собственные значения, во втором – процент общей дисперсии, соответствующий этим собственным значениям, далее кумулятивные собственные значения и кумулятивный процент дисперсии. Как можно видеть из таблицы, первый фактор (значение 1) объясняет 39,7 % процентов общей дисперсии, фактор 2 (значение 2) – 22,6% процентов, фактор 3 (значение 3) – 13% процентов. Таким образом, указанные факторы объясняют 75,3% всей дисперсии, а значит их анализом можно ограничиться.

Из факторной матрицы (рис. 3) видно, что Фактор 1 и Фактор 3 отвечают за антропометрические показатели и показатели спирометрии. Фактор 2 можно интерпретировать как физическое здоровье человека. Глядя на эти результаты, можно сделать следующий вывод: выделенные факторы имеют влияние на величину роста человека, и чем

большее значение имеют антропометрические показатели, тем большим ростом обладает человек.

Variable	Factor 1	Factor 2	Factor 3
PWC170	-0,236728	0,936602	0,010477
МПК	-0,237025	0,936609	0,010709
Рост	0,471520	0,528724	-0,154197
Масса	0,851258	-0,038275	0,137636
ОГК пауз	0,846704	-0,097448	0,256708
ДМС	-0,070910	0,027989	-0,950901
пос	0,744416	-0,243673	0,011640
сос	0,717630	-0,104316	-0,221771
Expl.Var	2,850277	2,116012	1,062375
Prp.Totl	0,356285	0,264502	0,132797

Рис. 3 - Таблица факторных нагрузок

На рис. 4 представлена графическая интерпретация выделенных факторов.

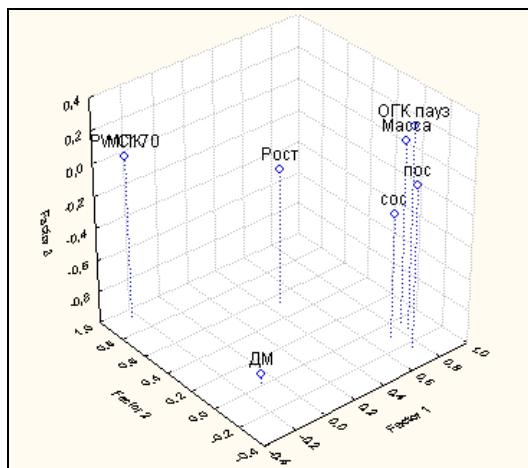


Рис. 4 - Факторное решение после поворота осей методом Varimax normalized

СТАТИСТИКА 8.0 В ЗАДАЧАХ ИССЛЕДОВАНИЯ БИМЕДИЦИНСКИХ ПОКАЗАТЕЛЕЙ ЧЕЛОВЕКА

М.П. Булаев, И.С.Маркова
Рязанский государственный медицинский университет
им. акад. И.П. Павлова

Одна из важных задач медицинского исследования – изучение связи между несколькими биометрическими показателями человека. Она решается с помощью коэффициентов корреляции. Корреляция – это описание взаимосвязи количественных или порядковых признаков. Мера корреляции показывает, в какой степени изменение значения одного признака сопровождается изменением значения другого признака в данной выборке.

Значения коэффициента корреляции изменяются в интервале от -1 до 1 . Принята (условно) следующая классификация силы корреляции в зависимости от значения коэффициента r :

- $|r| \leq 0,25$ – слабая корреляция;
- $0,25 < |r| < 0,75$ – умеренная корреляция;
- $|r| \geq 0,75$ – сильная корреляция.

Для исследования взаимосвязи нормально распределенных количественных признаков будем использовать параметрический корреляционный анализ Пирсона.

Реализацию этого метода в программе STATISTICA 8.0 рассмотрим на следующем примере.

Пример. У 14 человек измерили биомедицинские параметры, а именно максимальное потребление кислорода (на 1 кг веса тела) в 1 мин (**МПК**), жизненную емкость легких (**жел**), рост и массу тела. Требуется установить связь между этими параметрами. Результаты замеров приводятся ниже.

Табл. 1.

№ п/п	МПК/кг	Жел/литр	Рост/см	Масса/кг
1	40,4	3,92	169	69,7
2	31,1	3,97	161,5	65,1
3	27,4	5,18	176	89,8
4	35,69	3,28	156	57
5	35,3	4,05	164	59,5
6	44,8	4,82	175	60
7	29,8	4,65	176	68
8	26,2	4,33	165	89

9	44,9	4,08	166	45
10	30,1	3,78	170	80,1
11	42,14	3,53	158	48
12	34,7	4	159	57
13	31,7	4,1	175	68
14	41,5	3,58	159	51

Сначала исследуем их на нормальность. Для этого воспользуемся критерием Шапиро – Уилка (рис. 1).

Variable	Tests of Normality (Spread)		
	N	W	p
МПК кг	14	0,930034	0,305477
жел	14	0,953505	0,616318
Рост	14	0,910305	0,159204
Вес	14	0,937712	0,389793

Рис. 1 - Результаты критерия Шапиро – Уилка

Так как значение **p** для всех показателей получилось больше 0,05, то можно распределение признаков считать нормальным.

Теперь применяем критерий Пирсона для определения коэффициентов корреляции (рис. 2).

Correlations (Spreadsheet1)				
Marked correlations are significant at $p < ,05000$				
N=14 (Casewise deletion of missing data)				
Variable	МПК кг	жел	Рост	Вес
МПК кг	1,0000	-,3057	-,2635	-,8121
	p= ---	p=,288	p=,363	p=,000
жел	-,3057	1,0000	,7984	,5300
	p=,288	p= ---	p=,001	p=,051
Рост	-,2635	,7984	1,0000	,5311
	p=,363	p=,001	p= ---	p=,051
Вес	-,8121	,5300	,5311	1,0000
	p=,000	p=,051	p=,051	p= ---

Рис. 2 - Результаты критерия Пирсона

Интерпретация результатов. При анализе связи признаков проверяется нулевая статистическая гипотеза об отсутствии линейной связи признаков ($r=0$), и вычисляется значение p :

– если $p>0,05$, то независимо от значения коэффициента корреляции r нулевая гипотеза не отклоняется;

– если $p<0,05$, то нулевая гипотеза отклоняется, и принимается альтернативная гипотеза о том, что значение коэффициента корреляции r не равно нулю. В этом случае его значение можно подвергнуть интерпретации.

В данном случае получилось, что наблюдается сильная прямая зависимость между жизненной емкостью легких (**жел**) и ростом ($r=0,7984$ при $p=0,001$), и сильная обратная зависимость между максимальным потреблением кислорода (на 1 кг веса тела) в 1 мин (**МПК**) и весом человека ($r=-0,8121$ при $p=0,000$).

МЕТОДИЧЕСКИЕ ОСОБЕННОСТИ ОПРЕДЕЛЕНИЯ СТАБИЛЬНЫХ МЕТАБОЛИТОВ ОКСИДА АЗОТА В БИОЛОГИЧЕСКИХ ЖИДКОСТЯХ

Е.А. Логинова

Научный руководитель – Рязанова Е.А., канд. биол. наук, доцент
Рязанский государственный медицинский университет
им. акад. И.П. Павлова

В настоящее время при исследовании различных патологических состояний организма человека большое внимание уделяется роли оксида азота, который обладает широким спектром биологического действия и рассматривается как мессенджер внутри- и межклеточной сигнализации центральной и периферической нервной систем, основной эндогенный вазодилататор, регулятор гемостаза и иммунного ответа, антиоксидант и прооксидант [2, 6].

Для определения уровня оксида азота существуют прямые и косвенные методы, основанные на использовании электронного парамагнитного резонанса, масс-спектрометрии, спектрофотометрии, газовой жидкостной хроматографии [1, 2, 7]. Однако, прямой количественный анализ оксида азота в биологических образцах весьма затруднителен из-за его короткого периода полураспада и низких концентраций *in vivo*. Кроме того, все перечисленные методы сложны и трудоемки, требуют специального дорогостоящего высокоточного оборудования, что значительно ограничивает возможность их применения в клиниче-

ской практике. Определение устойчивых метаболитов оксида азота - нитратов и нитритов - позволяет избежать указанных методических трудностей и обеспечить достаточно адекватную количественную оценку продукции NO в организме человека [2].

Метод колориметрического определения стабильных метаболитов NO основан на восстановлении нитратов в нитриты и последующем определении нитритов с помощью реактива Грисса-Илосвая с образованием окрашенного азосоединения. Оптическая плотность образцов измеряется при длине волны 540 нм, что позволяет рассматривать в качестве приборов для ее регистрации спектрофотометр [1, 2, 7] и фотоэлектроколориметр [5].

Фотоэлектроколориметрия и спектрофотометрия относятся к физико-химическим методам анализа, в которых химический состав анализируемой системы определяется по ее физическим свойствам. Принцип работы спектрофотометра (СФ) и фотоэлектроколориметра (ФЭК) основан на измерении оптической плотности образца в растворе согласно закону Ламберта - Бугера - Бера [3, 4]. При этом измеряется интенсивность светового потока, прошедшего через исследуемый раствор, относительно раствора сравнения. В отличие от ФЭК, который позволяет измерять световой поток на фиксированных длинах (диапазонах) волн, СФ разлагает световой поток на непрерывный спектр и позволяет измерять его на любой длине волны в пределах оптического диапазона. Кроме того СФ, имея два фотоэлемента (сурьмяно-цезиевый и кислородно-цезиевый) и два источника излучения сплошного спектра (дейтериевая лампа и лампа накаливания), обладает более широким диапазоном спектра и возможностью исследовать как окрашенные, так и неокрашенные растворы.

При исследовании на фотоэлектроколориметре свет от источника излучения, проходя через входную щель, светофильтр, который пропускает узкую область спектра, необходимую для измерения, попадает на кювету с образцом, частично, в зависимости от количества исследуемого вещества, поглощается в кювете, частично отражается от внешней стороны стенок кюветы. На фотоприемнике неотраженный световой поток преобразуется в электрический сигнал, который измеряется гальванометром (рис. 1).

При измерении на спектрофотометре свет, предварительно проходит через монохроматор, обеспечивая выбор желательной области спектра, которую нужно использовать для измерений; через щели, чтобы выделить узкий луч света и, тем самым, улучшить цветную чистоту.

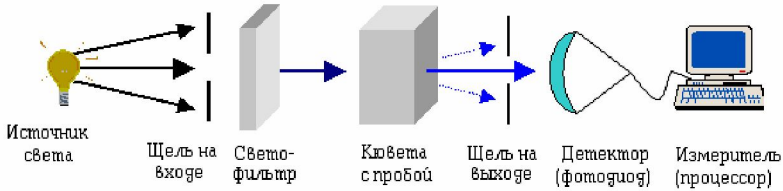


Рис. 1 - Основные компоненты одноканального фотоэлектроколориметра

Затем световой поток проходит через кювету с образцом, где часть энергии поглощается в зависимости от природы и концентрации раствора, а не поглощенный свет попадает на фотоприемник, преобразующий энергию излучения в электрический сигнал, величина которого может быть зарегистрирована измерительным устройством и выведена на стрелочный индикатор (рис. 2).

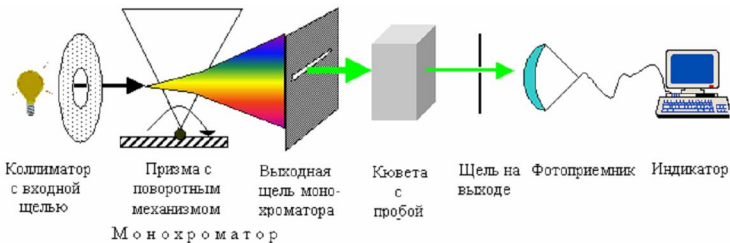


Рис. 2 - Основные компоненты спектрофотометра.

Цель настоящего исследования заключалась в изучении методических аспектов колориметрического метода определения стабильных метаболитов NO в биологическом материале (сыворотка и плазма крови, условия депротеинизации, состав реактива Грисса-Илюсвая, регистрация результатов на КФК-3-01 и СФ-46).

Сумму метаболитов NO определяли в сыворотке крови и плазме крови, стабилизированной ЭДТАNa₂. Для осаждения белков возможно использование этилового спирта [1], смеси метанол-диэтиловый эфир [2], ультрафильтрации [9], сульфата цинка [11]. В нашем исследовании депротеинизацию сыворотки и плазмы крови проводили 96⁰ этиловым спиртом с последующим охлаждением при температуре 4⁰С в течение 15 мин и центрифугированием при 3000 об/мин в течение 20 мин. Для определения оптимального соотношения плазмы (сыворотки) крови и спирта были исследованы образцы 1:2; 1:2,5; 1:3; 1:3,5; 1:4. Пробы с разведениями плазмы 1:2; 1:3,5; 1:4 при дальнейшем добавле-

нии реактивов и инкубации всегда мутнели и были не пригодны для анализа. Пробы с разведениями плазмы 1:2,5; 1:3 при последующем исследовании становились мутными в 50% наблюдений ($n = 17$). Оптимальным для депротенинизации сыворотки спиртом является соотношение 1:2, при котором все пробы были прозрачными ($n = 16$).

Восстановление нитратов в нитриты проводили с помощью раствора хлорида ванадия, для приготовления которого 400 мг VCl_3 растворяли в 50 мл 1N HCl [1, 7]. Раствор VCl_3 хранили не более недели в темноте при температуре $4^{\circ}C$.

Для колориметрического определения нитритов использовали реактив Грисса-Илосвая, состоящий из равных частей 0,05% раствора нафтиламина и 1% раствора сульфаниловой кислоты в 15% уксусной кислоте. Каждый раствор готовили и хранили по отдельности в темноте, объединяли непосредственно перед проведением исследования. Сульфаниловая кислота образует с нитрит-ионом окрашенное диазосоединение (соль сульфанилдиазония), которое вступает в реакцию с нафтиламином с образованием азосоединения, придающего раствору розовую окраску (рис. 3).

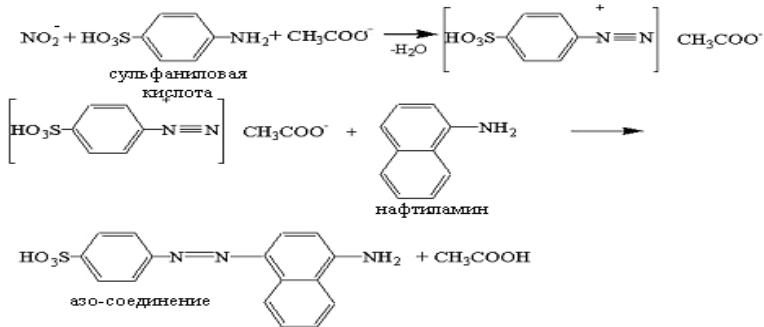


Рис. 3 - Реакция взаимодействия нитрит-иона с компонентами реактива Грисса-Илосвая

Существуют и другие модификации реактива Грисса-Илосвая: 0,05% раствор N-нафтилэтилендиамина в воде и 1% раствор сульфаниламида в 30% уксусной кислоте [1, 9], 0,1% раствор N-нафтилэтилендиамина в воде и 2 % раствор сульфаниламида в 5% фосфорной кислоте или 5% соляной кислоте [2] с аналогичным механизмом реакции. Однако, использование в составе реактива Грисса-Илосвая сульфаниловой кислоты и нафтиламина значительно удешевляет метод определения стабильных метаболитов NO.

Исследуемые пробы инкубировали при температуре 37⁰С в течение 30 мин, оптическую плотность измеряли при длине волны 540 нм с использованием ФЭК-3-01 и СФ-46. Концентрацию суммарных метаболитов NO рассчитывали в мкмоль/л по калибровочной кривой, построенной со стандартными растворами нитрата натрия, которые готовили путем последовательных разведений основного раствора, содержащего 200мкМ NO₃⁻.

Сравнительный анализ полученных результатов показывает, что при измерении оптической плотности стандартных растворов нитрата натрия на КФК-3-01 линейность калибровочной кривой сохранялась в диапазоне концентраций от 35 до 333 мкмоль/л, а при использовании СФ-46 - от 3,5 до 333 мкмоль/л. Спектрофотометрическое определение позволяет выявить значительно более низкие концентрации нитратов и нитритов, что является несомненно важным для их определения при заболеваниях, сопровождающихся снижением продукции оксида азота в организме человека.

Содержание суммарных метаболитов NO в сыворотке крови здоровых доноров, определенное с учетом установленных методических особенностей, колебалось от 28 до 83 мкмоль/л, что согласуется с данными других исследователей: 37,2-87,2 мкмоль/л [1], 25-58,3 мкмоль/л [8, 10].

Полученные результаты позволяют сделать следующие выводы:

1. При возможности выполнять депротеинизацию только этиловым спиртом определение нитратов и нитритов рекомендуется проводить в сыворотке крови.
2. Использование реактива Грисса-Илосвая, состоящего из равных частей 0,05% раствора нафтиламина и 1% раствора сульфаниловой кислоты в 15% уксусной кислоте, является вполне адекватным и значительно менее затратным для колориметрического определения метаболитов NO в биологических жидкостях.
3. Уровень метаболитов NO в сыворотке крови здоровых доноров, диапазон концентраций, при которых сохраняется линейность калибровочной кривой, определяют необходимость спектрофотометрического измерения оптической плотности при фотометрическом анализе биологических образцов.

Библиографический список

1. Метельская В.А., Гуманова Н.Г. Скрининг-метод определения уровня метаболитов оксида азота в сыворотке крови // Клиническая лабораторная диагностика. - 2005. - №6. - С. 15-18.

2. Близнецова Г.Н. Пероксидное окисление липидов, антиоксидантная система и оксид азота при токсическом повреждении печени: дис... канд. биол. наук: 03.00.04 / Близнецова Галина Николаевна. - Воронеж, 2004. -194 с.
3. Долгов В.В. Ованесов Е.Н., Щетникович К.А. Фотометрия в лабораторной практике. М.: Российская медицинская академия последиplomного образования, 2004. - 142 с.
4. Иванова М.А., Опалев С.Б., Фомин С.А. Фотоэлектроколориметрия. М.: Московский государственный университет путей сообщения, 2007. - 20 с.
5. Пшенинников А.С., Бельских Э.С., Фрольцов Д.В., Черепанов П.И., Богомолов А.Ю. Корреляционная зависимость между клиническим эффектом перемежающейся пневмокомпрессии и уровнем метаболитов NO в сыворотке крови // Всероссийская научная конференция с международным участием «Дни биохимии в СПбГМУ». - 2011. - С. 16-17.
6. Покровский В.И., Виноградов Н.А. Оксид азота, его физиологические и патофизиологические свойства // Терапевтический архив.- 2005.- № 1.- С.82-85.
7. Miranda K. M., Espey M. G., Wink D. A. A Rapid, Simple Spectrophotometric Method for Simultaneous Detection of Nitrate and Nitrite // Nitric Oxide: Biology and Chemistry. - 2001. -Vol. 5. - № 1. - P. 62–71.
8. Guevara I, Iwanejko J, Dembinska-Kiec A et al. Determination of nitrite/nitrate in human biological material by the simple Griess reaction // Clin Chim Acta.- 1998.- Vol. 274.- P. 177–188.
9. Granger D.L., Taintor R.R., Boockvar K.S., Hibbs J.B. Measurement of nitrate and nitrite in biological samples using nitrate reductase and Griess reaction // Methods Enzymol. - 1996. - Vol. 268. - P. 142–151.
10. Granger D.L., Anstey N.M., Miller W.C., et al. Measuring nitric oxide production in human clinical studies // Methods Enzymol.- 1999. - Vol.301. P. 49-61.
11. Manukhina E.B., Malyshev I., Vanin A. et all. Production and storage of Nitric Oxide in adaptation to hypoxia // Nitric Oxide: Biology and Chemistry. – 1999. – Vol.3. – №5. – P.393–401.

НОВЫЕ МЕТОДЫ И ДИАГНОСТИЧЕСКИЕ СИСТЕМЫ ВЫЯВЛЕНИЯ ПРИЗНАКОВ ЭЛЕКТРИЧЕСКОЙ НЕСТАБИЛЬНОСТИ МИОКАРДА

И.К. Башкина, О.В. Мельник

Научный руководитель – Мельник О.В., канд. техн. наук, доцент
Рязанский государственный радиотехнический университет

Несмотря на значительные успехи при решении вопросов прогноза, терапии и профилактики сердечно-сосудистых заболеваний смертность от данной патологии растет. Во многом решение этой проблемы зависит от эффективной и своевременной, то есть ранней диагностики патологических изменений в сердечной мышце. Важной проблемой является выявление признаков электрической нестабильности миокарда, не проявляющейся клинически и при стандартном анализе электрокардиограммы, которая может привести к развитию угрожающих жизни состояний [1].

Метод электрокардиографии (ЭКГ) на сегодняшний день остается самым простым и доступным способом анализа электрической деятельности сердца. Использование ЭКГ в таких исследованиях как нагрузочные пробы, холтеровское мониторирование (ХМ), электрофизиологическое исследование, значительно расширило возможности ставшей уже рутинной методики. На ее основе базируются способы диагностики, в которых количественные критерии позволяют выявить закономерности, невидимые при обычном анализе ЭКГ [2].

В течение последних 20 лет получили развитие новые методы ЭКГ-диагностики и начало формироваться новое направление – неинвазивная электрофизиология. Она базируется на современных методах цифровой обработки ЭКГ-сигнала, которые позволяют измерять и оценивать данные, не доступные стандартному методу оценки. Обычные принципы основаны на врачебной логике описания изменений контурного анализа ЭКГ-12 и ортогональных отведений, нарушений ритма (характер ишемических изменений, нарушений ритма и проводимости, гипертрофии и т.д.). Современные ЭКГ-системы являются достижением новых методов математического описания и обработки измеренных данных электрокардиограммы с использованием в анализе сложных новых характеристик и параметров, графическим представлением полученных результатов.

Дополнительную информацию об электрической активности сердца дают методы: холтеровского мониторирования, вариабельности сердечного ритма и альтернации амплитуды Т-зубца, дисперсии длительности Р-зубца и комплекса QRS, интервалов QT, QTa, JT, JTa. Од-

нако регистрируемый с поверхностных электродов ЭКГ-сигнал, отражая функцию или дисфункцию специфических ионных каналов и являясь интеграцией электрофизиологического феномена миллионов миоцитов, содержит дополнительную информацию, не видимую на стандартной ЭКГ[1].

Существующие и разрабатываемые новые электрокардиографические методы диагностики, обладая принципиально новыми диагностическими возможностями, все шире внедряются в повседневную клиническую практику кардиологических отделений, кардиологических диспансеров, сети поликлинических отделений. Среди них можно в первую очередь отметить методы: ЭКГ высокого разрешения, спектрально-временного, поверхностного и дисперсионного картирования, дипольной электрокардиотопографии (ДЭКАРТО), новых аспектов анализа вариабельности сердечного ритма, дисперсии амплитудных и временных характеристик P-QRS-T (включая анализ “beat-to-beat”).

Для обозначения новых методов сбора, обработки и изображения ЭКГ сигнала, используется понятие электрокардиографии 3-го и 4-го поколения.

Благодаря этим методом появляются новые показатели признаков электрической нестабильности миокарда, для многих из которых в настоящее время существуют в достаточные теоретические обоснования, проверенные в эксперименте и клинике.

Тем не менее, такие методы, как ЭКГ высокого разрешения и картирование, требуют для своего проведения значительных временных затрат и специально обученного персонала, то есть, данный класс методов не может быть использован при проведении стандартной диспансеризации населения. При этом, электрическая нестабильность миокарда может длительное время не проявлять себя в виде кардиологических симптомов. Поэтому актуальной является задача создания методов и средств выявления признаков электрической нестабильности в рамках неспециализированного ЭКГ-исследования.

В настоящее время одним из способов прогнозирования внезапной смерти стала оценка показателей турбулентности сердечного ритма. В предсказательной точности ТСР незначительно выигрывают в сравнении с другими известными маркерами внезапной смерти, однако, подкупающая легкость этого неинвазивного метода, возможность оценки риска без отмены β -адреноблокаторов делает ТСР особенно привлекательной [3].

Важно использовать высокий исследовательский и диагностический потенциал передовых технологий, так как без их использования

нельзя поднять на новый уровень качество оказания специализированной кардиологической помощи.

Библиографический список

1. Грачева, С.В. Новые методы электрокардиографии / С.В. Грачева, Г.Г. Иванова, А.Л. Сыркина; под ред. С.В. Грачева, Г.Г. Иванова, А.Л. Сыркина М.: Техносфера, 2007. – 552 с.
2. Шляхто Е. В., Турбулентность сердечного ритма в оценке риска внезапной сердечной смерти / Е.В. Шляхто, Э.Р. Бернгардт, Е.В. Пармон, А.А. Цветникова // Вестник аритмологии. Выпуск 38. – Санкт-Петербург, 2005. – С.49-55.
3. Marine J.E., Watanabe M.A., Smith T.W., Monahan K.M. Effect of atropine on heart rate turbulence // Am. J. Cardiol.- 2002.- Vol.89.- P.767-769.

ПРОБЛЕМЫ ПОМЕХОЗАЩИЩЕННОСТИ ПРИ АППАРАТНОМ ИЗМЕРЕНИИ ГЛУБИНЫ КОРНЕВЫХ КАНАЛОВ

И.А. Самофалов, И.В. Прасол

Научный руководитель – Семенец В.В., д-р техн. наук, профессор
Харьковский национальный университет радиоэлектроники

В настоящее время в стоматологии широко используются аппараты для измерения глубины корневых каналов – апекслокаторы. При их использовании была отмечена довольно распространенная проблема: аппараты в некоторых случаях показывают априори неправильные результаты измерений, что является крайне нежелательным для стоматологов, вынужденных перенаправлять пациентов, так как проводить препарирование корневых каналов «вслепую» очень рискованно. Кроме того, в большинстве случаев врачи видят проблему в самом приборе, что сопровождается покупкой одного или нескольких приборов того же назначения. Однако, проблема при этом не всегда решается.

При более детальном исследовании проблемы было отмечено, что исправные аппараты давали сбои лишь в определенных кабинетах, что свидетельствовало про отрицательное влияние внешних факторов. Наиболее вероятным вариантом были внешние электромагнитные помехи дополнительного оборудования в кабинете. Так, например, наиболее часто используемым дополнительным оборудованием со значительными электромагнитными помехами являются столики с встроен-

ными бактерицидными шкафчиками, устранение влияния которых (выключение) в подавляющем большинстве случаев приводило к решению проблемы.

Поэтому целью работы является определение характера влияния электромагнитного поля различного оборудования на корректную работу апекслокатора и возможные пути решения проблемы.

В принципе работы апекслокатора заложено измерение сопротивления тканей зуба с окружающими его мягкими тканями на нескольких частотах (в силу наличия емкостного сопротивления) – комплексного сопротивления [1]. Разумеется, проблема помех была учтена изготовителями этого класса аппаратуры: измерения по постоянному току, как и на промышленной частоте, не производятся, учитывая значительную наводку в условиях практически любого помещения [2]. Однако, при совпадении одной из частот измерения с наличием достаточно сильного электромагнитного поля той же частоты, итоговое рассчитанное значение комплексного сопротивления значительно искажается, что и приводит к проблеме, описанной выше. Таким образом, апекслокаторы обладают значительной уязвимостью к помехам на частотах, совпадающих с частотами их работы.

Учитывая специфику современного производства медаппаратуры, в том числе и апекслокаторов (что касается минимизации предоставляемой информации о технических параметрах устройства), сложно заранее спрогнозировать насколько совместимым будет прибор того или иного производителя с той или иной дополнительной аппаратурой стоматологического кабинета. Поэтому универсальным решением проблемы остаются классические методы разнесения причин неполадок во времени (выключение дополнительного оборудования во время измерения глубины корневых каналов) и пространстве (размещение конфликтующего оборудования в разных помещениях или же экранирование, полное или частичное, одного из них).

Результаты проведенных исследований позволяют сформулировать ряд рекомендаций по отношению как практического применения апекслокаторов, так и процесса их проектирования. Они позволяют уменьшить вероятность необходимости повторного посещения пациентом стоматологического кабинета, улучшить качество оказываемых медицинских услуг в целом и представляют интерес практикующим врачам и разработчикам соответствующей аппаратуры.

Библиографический список

1. Способ определения расстояния между концом апикального электрода и апикальным сужением канала корня зуба: пат.

- 2286746 (13) С2 (51) Россия: МПК (2006) А61С 19/04 / Е.А. Эстеров, собственник Закрытое акционерное общество "Гео-софт Дент". – № 2004135499/14; заяв. 06.12.04; опубл. 20.05.06.
2. Байрамов, А.А. Электромагнитный смог в помещениях / А.А. Байрамов // Петербургский журнал электроники. – 2004. – № 2. – С. 53–56.

МОДЕЛИРОВАНИЕ ПРОГНОЗОВ В УСЛОВИЯХ ИНТЕРВАЛЬНОЙ НЕОПРЕДЕЛЕННОСТИ ПАРАМЕТРОВ

Д.С. Туляков

Научный руководитель – Фролова Т.А., канд. техн. наук, доцент
Тамбовский государственный технический университет

Прогнозирование спроса на фармацевтическую продукцию является одним из важнейших направлений в деятельности фармацевтических компаний. В условиях рыночной экономики анализ спроса на продукцию имеет первостепенное значение. Предприятию необходимо составить краткосрочный план на производство продукции с учетом ее прогнозируемой реализации.

Постановка задачи прогнозирования спроса формулируется следующим образом [1]:

Для известных объёмов спроса на продукцию ассортимента: i , $i=1...I$:

$$Q_{(t-n)}^1, Q_{1+(t-n)}^1, Q_{2+(t-n)}^1, \dots, Q_{m+(t-n)}^1$$

$$Q_{(t-n)}^2, Q_{1+(t-n)}^2, Q_{2+(t-n)}^2, \dots, Q_{m+(t-n)}^2$$

$$Q_{(t-n)}^3, Q_{1+(t-n)}^3, Q_{2+(t-n)}^3, \dots, Q_{m+(t-n)}^3$$

.....

$$Q_{(t-n)}^i, Q_{1+(t-n)}^i, Q_{2+(t-n)}^i, \dots, Q_{m+(t-n)}^i$$

.....

$$Q_{(t-n)}^I, Q_{1+(t-n)}^I, Q_{2+(t-n)}^I, \dots, Q_{m+(t-n)}^I$$

и факторных признаков:

$$\begin{aligned}
& X1_{(t-n)}^I, X1_{1+(t-n)}^I, X1_{2+(t-n)}^I, \dots, X1_{m+(t-n)}^I \\
& X2_{(t-n)}^I, X2_{1+(t-n)}^I, X2_{2+(t-n)}^I, \dots, X2_{m+(t-n)}^I \\
& X3_{(t-n)}^I, X3_{1+(t-n)}^I, X3_{2+(t-n)}^I, \dots, X3_{m+(t-n)}^I \\
& \dots\dots\dots \\
& XK_{(t-n)}^I, XK_{1+(t-n)}^I, XK_{2+(t-n)}^I, \dots, XK_{m+(t-n)}^I
\end{aligned}$$

определить спрос на продукцию в момент времени $(t+z)$:

$$Q_{(t+z)}^1, Q_{(t+z)}^2, Q_{(t+z)}^3, \dots, Q_{(t+z)}^i, \dots, Q_{(t+z)}^l.$$

Точные значения факторных признаков определить не всегда возможно, поэтому необходимо попытаться раскрыть данную неопределенность. Известно несколько подходов к раскрытию неопределенностей. Широко используется вероятностный подход [2], в котором неопределенные параметры характеризуются функциями плотности распределения. Математические модели, в состав которых входят такие параметры, имеют названия вероятностных. В этом случае функции распределения строятся на накопленных статистических данных о поведении стохастических параметров.

Трудность применяемой методики связана с необходимостью проведения большого числа экспериментов на объекте во время хода технологического процесса для определения параметров законов распределения стохастических величин.

Другой подход связан с использованием теории нечетких множеств [3] и уходит в сферу субъективной информации. Неопределенные параметры характеризуются функциями принадлежности, которые строятся на основе опросов экспертов. Модели, в которых неопределенные параметры характеризуются функциями принадлежности, получили название нечетких математических моделей. Недостатком этой методики является то, что для надежного построения функции принадлежности требуется мнение нескольких экспертов. Это не всегда возможно.

Следовательно, информацию о значении неопределенных параметров необходимо задавать в виде интервальных параметров (интервальных чисел):

$$[v_i] = [v_i \leq v_i \leq \bar{v}_i, v_i \leq \bar{v}_i] = [v_i, \bar{v}_i] \equiv \text{mid} [v_i] \pm \frac{\Delta_i}{2}, i = \overline{1, p},$$

где v_i, \bar{v}_i - нижняя и верхняя граница параметра v_i ; $\text{mid} [v_i]$ - середина интервала $[v_i]$ (рис. 1):

$$\text{mid}[v_i] = (\underline{v}_i + \bar{v}_i) / 2; \quad (1)$$

величина Δ_i - есть интервал, который определяется:

$$\Delta_i = \bar{v}_i - \underline{v}_i. \quad (2)$$

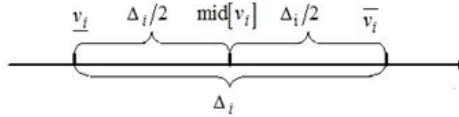


Рис.1- Изображение интервального параметра $[v_i]$ на числовой прямой

Очевидно, что интервальные числа $[v_i]$ содержат минимальную информацию о неопределенных параметрах, которую проще всего получить. Параметры v_i могут иметь как стохастическую, так и детерминированную природу. Неопределенность параметров, имеющих детерминированную природу, может быть связана с отсутствием знаний об их точных значениях.

Модели с такими параметрами получили название интервальных моделей. Определим интервальную математическую модель в виде оператора:

$$[y] = M(u, x, [v]), \quad (3)$$

$$u \in U, x \in X, y \in Y, v \in V,$$

где $[y], [v]$ - интервальные векторы, определяемые как:

$$[y] = ([y_1], [y_2], \dots, [y_i], \dots, [y_m]), [v] = ([v_1], [v_2], \dots, [v_i], \dots, [v_p]);$$

X, U - пространства входных и допустимых управляющих воздействий, Y - пространство выходных величин, V - пространство неопределенных параметров.

Решить интервальную математическую модель $[y] = M(u, x, [v])$, это значит для заданных векторов u, x , интервального вектора $[v] = ([v_1], \dots, [v_i], \dots, [v_p])$ найти такой вектор

$$[y] = ([y_1], \dots, [y_j], \dots, [y_m]),$$

который определяется вектором нижних и верхних границ $\underline{y} = (\underline{y}_1, \dots, \underline{y}_j, \dots, \underline{y}_m)$, $\bar{y} = (\bar{y}_1, \dots, \bar{y}_j, \dots, \bar{y}_m)$.

К моделям прогнозирования относятся уравнения вида:

$$\forall v \in [v]: M(y'(\tau), y(\tau), u, x, v, \tau) = 0, \quad (4)$$

где τ - временной параметр.

На первом этапе исследования зависимости $y_j(\tau) = y_j(\tau)(v_i)$, $i = \overline{1, p}$, $j = \overline{1, m}$, $\tau \in [0, T]$ определяется правило вычисления границ $\overline{y_j(\tau)}$, $\underline{y_j(\tau)}$. В процессе исследования (рис. 3) для каждого $v_{i(k)}$ ($v_{i(k)} \in [v_i], k = \overline{1, K_i}, v_{i(k+1)} - v_{i(k)} = \Delta h$) строятся зависимости $y_{kj}(\tau) = y_{kj}(\tau)(v_{i(k)})$.

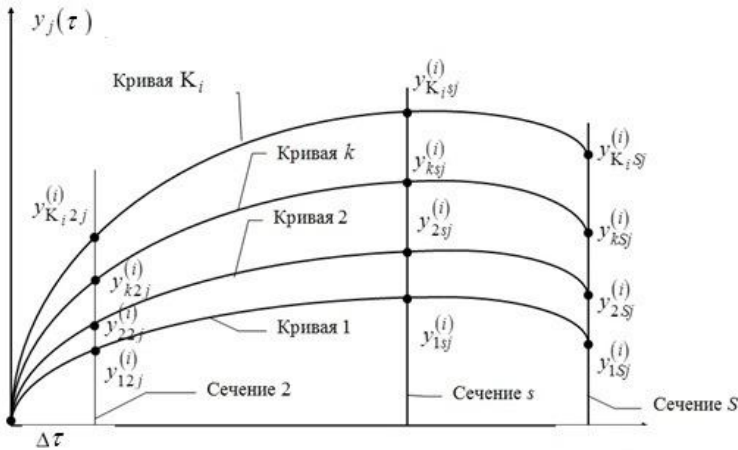


Рис. 2 - Построение последовательностей $\{y_{1sj}^{(i)}, y_{2sj}^{(i)}, \dots, y_{ksj}^{(i)}, \dots, y_{kSj}^{(i)}\}$ при исследовании зависимости $y_j(\tau)^{(i)}$

Далее по временному параметру τ объекта с шагом $\Delta\tau$ определяются точки $\tau_1, \tau_2, \dots, \tau_s, \dots, \tau_S$. В результате образуются последовательности:

$$\left\{ y_{11j}^{(i)}, y_{21j}^{(i)}, \dots, y_{k1j}^{(i)}, \dots, y_{K_1j}^{(i)} \right\}, \dots, \left\{ y_{1sj}^{(i)}, y_{2sj}^{(i)}, \dots, y_{ksj}^{(i)}, \dots, y_{K_sj}^{(i)} \right\}, \dots, \left\{ y_{1Sj}^{(i)}, y_{2Sj}^{(i)}, \dots, y_{kSj}^{(i)}, \dots, y_{K_Sj}^{(i)} \right\}, \quad (5)$$

где первый подстрочный индекс означает номер кривой (на рис. 2 кривая $y_{kj}(\tau)$ обозначается как кривая 1, кривая 2, ..., кривая k, ...,); второй подстрочный индекс соответствует номеру линии, обозначаемой

как сечение s ($s = \overline{1, S}$), на которой лежит точка $y_{ksj}^{(i)}$; третий индекс соответствует номеру выходного параметра y_j .

Если для заданного i все S последовательностей (5) являются монотонными, тогда $i \in L_j$ (рис. 3а). В этом случае нижние и верхние границы определяются соответственно:

$$\underline{y}_j^{(i)}(\tau) = y_j(\tau)(\hat{v}_i), \quad (6)$$

$$\overline{y}_j^{(i)}(\tau) = y_j(\tau)(\hat{\bar{v}}_i). \quad (7)$$

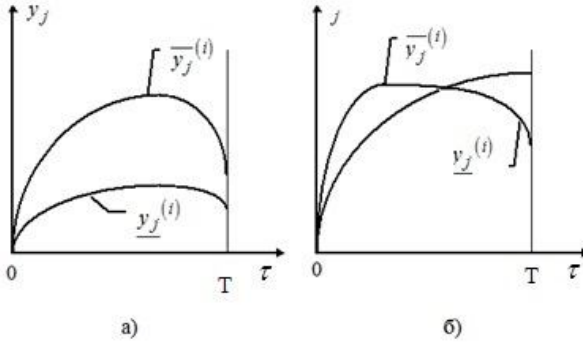


Рис. 3 - К определению границ интервала $[y_j(\tau)]$ для зависимости $y_j(\tau)^{(i)} = y_j(\tau)(v_i)$, ($v_i \in [v_i]$) при $i \in L_j$ (а); при $i \notin L_j$ (б)

Если хотя бы одна из s ($s = \overline{1, S}$) последовательностей является немонотонной, тогда $i \notin L_j$ (рис. 3б).

На втором этапе определяется значимость интервала Δ_i для выходной переменной $y_j(\tau)^{(i)}$, согласно неравенству:

$$\max_{\tau} \left| \overline{y}_j(\tau)^{(i)} - \underline{y}_j(\tau)^{(i)} \right| \geq \varepsilon_j^i. \quad (8)$$

Здесь $\overline{y}_j(\tau)^{(i)}$, $\underline{y}_j(\tau)^{(i)}$ определяются из (6), (7), если $i \in L_j$. В противном случае из решений задач оптимизации $\overline{y}_j(\tau)^{(i)} = \arg \max_{v_i \in [v_i]} y_j(\tau)$, $\underline{y}_j(\tau)^{(i)} = \arg \min_{v_i \in [v_i]} y_j(\tau)$.

Если условие (8) не выполняется, то интервал Δ_i для $y_j(\tau)$ считается незначимым и при определении $\underline{y}_j(\tau)$, $\overline{y}_j(\tau)$ задается в виде точки со значением $\text{mid}[v_i]$, $i \in N_j$.

После проведенных исследований интервальный выходной параметр $[y_j(\tau)]$ определяется по формуле:

$$[y_j(\tau)] = \left[\begin{array}{l} \min_{\substack{v_i \in [v_i] \\ v_i \in G_j}} \left\{ y_j(\tau) \mid M(y'(\tau), y(\tau), u, x, v_i, \text{mid}[v_i], \hat{v}_k, \tau) = 0 \right\}, \\ \max_{\substack{v_i \in [v_i] \\ v_i \in G_j}} \left\{ y_j(\tau) \mid M(y'(\tau), y(\tau), u, x, v_i, \text{mid}[v_i], \hat{v}_k, \tau) = 0 \right\} \end{array} \right],$$

$$\tau \in [0, T], \quad G_j = F \setminus (N_j \cup L_j), \quad (9)$$

$$l \in N_j, \quad k \in L_j, \quad j = \overline{1, m}.$$

Таким образом, представленная методика позволяет найти выходные параметры интервальной модели, которые определяются верхней и нижней границей выходного параметра. Это позволит успешно составлять краткосрочные прогнозы в условиях неопределенности факторных признаков.

Библиографический список

1. Туляков Д.С. Прогнозирование спроса на фармацевтические препараты с помощью искусственных нейронных сетей. / Д.С. Туляков, Т.А. Фролова // XXIII Всероссийская научно-техническая конференция студентов, молодых ученых и специалистов «БИОМЕДСИСТЕМЫ-2010». Рязанский государственный радиотехнический университет. – 2010.- С. 321-324.
2. Алон, Н. Вероятностный метод / Н. Алон, Дж. Спенсер. - М: Бином. Лаборатория знаний, 2007. – 320с.
3. Новак, В. Математические принципы нечеткой логики / В. Новак, И. Перфильева, И. Мочкрож. – М: Физматлит, 2006, - 352с.

АСПЕКТЫ ПОДГОТОВКИ ФАНТОМНЫХ ОБЪЕКТОВ ДЛЯ ВИРТУАЛЬНОГО ТРЕНАЖЕРА ПРИ ИЗУЧЕНИИ ОСНОВ РАБОТЫ УЗ-СКАНЕРОВ

Я.В. Носова

Научный руководитель – Аврунин О.Г., канд. техн. наук, доцент
Харьковский национальный университет радиоэлектроники

Темп жизни современного человека значительно вырос, так как стремительное развитие компьютерных технологий определяет научный прогресс. Сегодня, как и пятьдесят лет назад, для получения знаний по определенной специальности отводится лишь несколько лет, а объем информации, который необходимо усвоить вырос во много раз. Также при обучении студентов технических специальностей существует проблема морального устаревания изучаемой реальной техники — по окончании ВУЗа хорошо знакомая аппаратура устаревает и на производстве выпускнику приходится осваивать заново новую современную технику, так как в ВУзовских лабораториях происходит достаточно медленное обновление лабораторной базы, что, зачастую, приводит к излишней теоретизации знаний выпускников.

Частично решение данной проблемы можно осуществить путем создания виртуальных тренажеров и симуляторов реальных устройств, которые не требуют больших затрат средств, материалов и времени. Преимуществом данной технологии является также возможность оперативного обновления виртуальной среды и ее доработка для максимального приближения к реальным условиям эксплуатации.

Поэтому актуальной является задача разработки виртуальных тренажеров в качестве имитационных обучающих систем, которые смогли бы позволить изучить принцип действия аппарата и физические процессы, на которых они основаны. Поскольку информатизация медицины является основополагающим фактором дальнейшего развития современного общества, целью работы является создание виртуального тренажера для изучения основ работы ультразвуковых сканеров для обучения специалистов в области биомедицинской инженерии.

На сегодняшний день для обучения врачей-специалистов медицинской ультразвуковой диагностики созданы симуляторы, тренажеры, а также фантомные объекты. Однако для подготовки врачей применяется более сложный механизм создания фантомных объектов, так как от практических навыков диагностов зависит точность определения диагноза пациента, а, следовательно, и назначение курса лечения [1-2].

Фантомным (от франц. *fantôme*, из лат. *phantasma* – явление; призрак) называется любой искусственно созданный объект, который

имитирует уже существующий реальный объект. В большинстве случаев фантомы для обучения врачей представляют собой имитацию реального пациента, либо же его отдельного органа из тканезквивалентных материалов [3-4].

Для специалиста в области биомедицины необходимо разработать виртуальный тренажер, предназначенный для изучения принципа работы УЗ-сканера. Важной составляющей такого продукта является фантомный объект, который должен быть по свойствам максимально приближен к реальной биомедицинской структуре, исследуемой в клинической практике.

В данной работе предлагается в качестве фантомного объекта использовать искусственно созданное изображение органов пациента (рис. 1) в норме и с типичными патологическими состояниями. В рамках этой работы были созданы три модели: виртуальная модель прибора, пациента и воздействия между ними.

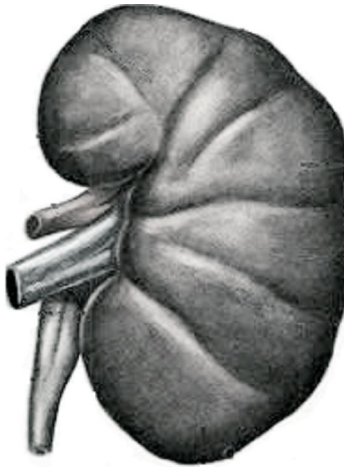


Рис. 1 – Фантомное изображение почки

В качестве виртуальной модели прибора представлена передняя панель УЗ-сканера, содержащая области сканирования и визуализации фантомного объекта после имитации прохождения УЗ-луча.

В качестве виртуальной модели человека представлен каталог фантомных изображений пациента. Чтобы результаты сканирования нормы и патологии впоследствии можно было сравнивать и дифференцировать тип патологии.

Модель воздействия между фантомным пациентом и виртуальным УЗ-сканером иллюстрирует прохождение луча ультразвукового излучения, который отражается на границе раздела сред и принимается приемником.

При реализации виртуального тренажера для изучения принципа работы УЗ-сканера предназначенного для студентов специальностей биомедицинской инженерии, необходимо двигаться по принципу от «простого к сложному», поэтому для наглядности и простоты реализации следует визуализировать фантомное изображение путем линейного УЗ-сканирования.

Перспективой работы является добавление различных режимов работы ультразвукового сканера, усовершенствование средств выбора фантомных изображений из каталога, расширение каталога фантомных изображений за счет моделирования ультразвуковых изображений типичных патологических состояний.

Библиографический список

1. Осипов Л.В. Ультразвуковые диагностические приборы: Практическое руководство для пользователей. – М.: Видар, 1999. – 256с.: ил.
2. Абдулов Р.Я, Атьков О.Ю., Соболев Ю.С. Атлас ультразвуковой диагностики в 2 т, Т.1. – Харьков: Прапор, 1993. – 112 с.
3. Леонов Б.И. Ультразвуковая диагностическая аппаратура: принципы ее построения и клиническое применение. Методические рекомендации. – М.: ВНИИМТ, 1991. – 52 с.
4. Физика визуализации изображений в медицине: в 2 томах/Под ред. С.Уэбба. – М.: Мир, 1991.

ПОСТРОЕНИЕ И ИСПОЛЬЗОВАНИЕ АТЛАСА ВНУТРИМОЗГОВЫХ СТРУКТУР ПРИМЕНИТЕЛЬНО К ПЛАНИРУЮЩЕЙ ХИРУРГИЧЕСКОЙ СИСТЕМЕ

М.Ю. Тымкович

Научный руководитель – Аврунин О.Г., канд. техн. наук, доцент
Харьковский национальный университет радиоэлектроники

Введение. Проведение хирургических операций на головном мозге человека сопряжено с множеством трудностей, а именно с выбором наименее опасного вмешательства. Использование томографических данных позволяет получить дополнительную информацию,

которая свойственна конкретному пациенту. Следовательно, выбор наименее опасного вмешательства сопряжен с обработкой томографических данных.

Одной из проблем является виртуальное моделирование оперативных вмешательств для проверки корректности работы нейрохирургических планирующих систем. С этой целью необходимы цифровые компьютерные атласы головного мозга человека, включающие в себе информацию показателей риска травматизма для каждой структуры.

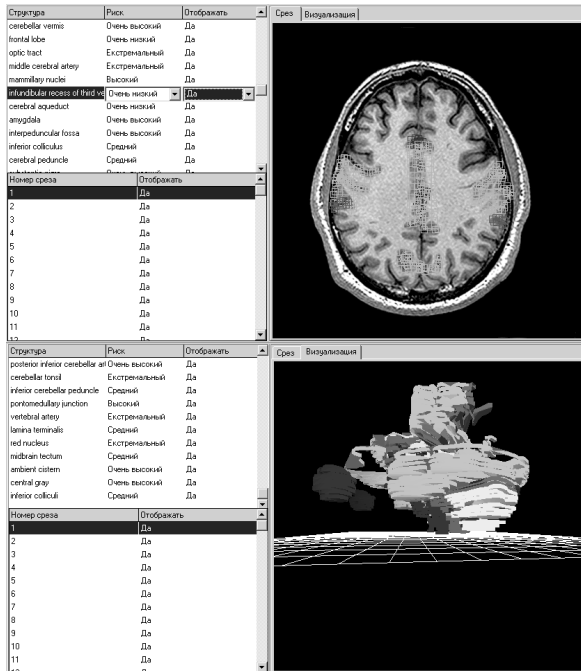


Рис. 1 – Компьютерный атлас внутримозговых структур

Целью работы является разработка компьютерного атласа внутримозговых структур для нейрохирургической планирующей системы.

Сущность работы. В связи с вышесказанным был разработан компьютерный атлас внутримозговых структур. Каждая структуре присвоен собственный показатель риска из шестиуровневой шкалы. Показатель риска зависит от функционального назначения конкретной структуры. К примеру, наименьшему риску (1) соответствуют струк-

туры коры головного мозга, наивысшим риском (б) обладают сосуды головного мозга, проводящие пути и т. д.

Исходными данными являются томографические снимки, а также анатомические атласы головного мозга человека. Каждый срез является собой совокупность контуров присутствующих на нем, а также идентификатор структуры, указывающий на таблицу структур. Таблица структур содержит информацию о структуре, а именно имя структуры показатель риска данной структуры и др.

Контур структуры должны обладать свойством самонепересечения, это обусловлено особенностью построения поверхности структуры. Поэтому разработана соответствующая функция реализующая её работу. Её реализация сводится в проверке пересечений сторон контура между собой, при этом смежные стороны не проверяются, а также минимизируются определенные проверки (после проверки 1 и 3 сторон на пересечение, проверка 3 и 1 стороны не производится и т.д.).

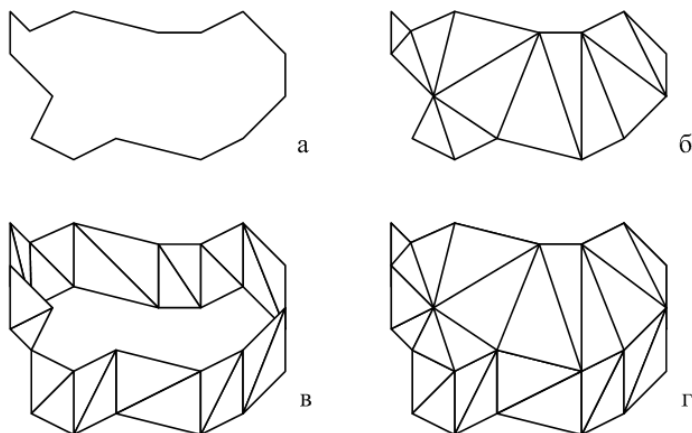


Рис. 2 – Построение части модели структуры: а – исходный контур; б – триангулированный контур; в – триангулированная боковая составляющая; г – результирующая составляющая модели

Получение границ структур сводится к ручному окуриванию по имеющимся томографическим данным. Таким образом минимизируется ошибка автоматической сегментации. Для наглядности восприятия информации о риске, каждую структуру окрашивают определенным образом, а именно: зеленый цвет – минимальный риск, красный цвет – максимальный риск, цвета для промежуточных значений рисков вычисляются с помощью линейной интерполяции. По полученному

набору контуров производится построение трехмерной полигональной модели структуры. Модель (рис. 2) состоит из наборов треугольников полученных из триангуляции контура, а также треугольников описывающих боковую поверхность каждого среза.

Выводы. В ходе проведенных исследований был разработан фрагмент виртуального нейрохирургического атласа структур головного мозга человека, содержащий в себе информацию о степени риска повреждений каждого объекта. Совершенствование разработанного атласа основано на дополнении его исчерпывающими данными о структурах, как на анатомическом, так и на гистологическом уровнях.

ИССЛЕДОВАНИЕ ВЛИЯНИЯ ПОЛЯРИЗАЦИИ В МЕТОДЕ ДВУМЕРНОЙ ФИЛЬТРАЦИИ С ИСПОЛЬЗОВАНИЕМ ВЕСОВЫХ МАТРИЦ

М.А. Антаков

Национальный исследовательский университет "МИЭТ"

Для томографического определения пространственного распределения коэффициента поглощения излучения, проходящего через чисто поглощающий объект, используется целый ряд алгоритмов реконструкции [1]. В коммерческих рентгеновских томографах обычно применяется алгоритм фильтрованных обратных проекций.

В отличие от рентгеновской томографии в трансмиссионной оптической томографии (ТОТ) применяется неионизирующее оптическое излучение. Наиболее перспективными объектами для диагностики средствами ТОТ в настоящее время считаются женская молочная железа и мозг новорожденных младенцев. Трудности разработки ТОТ связаны со сложностью математического описания взаимодействия оптического излучения с биологическими объектами, обусловленной прежде всего наличием дополнительного процесса рассеяния излучения. Разработка ТОТ сдерживается и другими трудностями, одной из которых является эффект преломления на границах объекта.

Проблема преломления на границах объекта заслуживает отдельного рассмотрения, поскольку в этом случае нарушается геометрическая схема измерений. Близкая задача возникает при томографической реконструкции для произвольных схем измерений [2]. Рассмотрим томографическую задачу восстановления двумерного распре-

деления коэффициента поглощения $\mu(x, y)$ чисто поглощающей среды при наличии преломления на его границах.

Введём [1] неподвижную (x, y) и вращающуюся (ξ, ζ) системы координат (рис. 1).

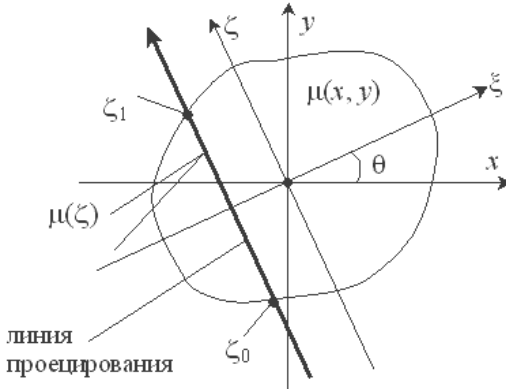


Рис. 1 - Неподвижная (x, y) и вращающаяся (ξ, ζ) системы координат

В отсутствие преломления проекции $p(\xi, \theta)$ связаны с $\mu(x, y)$ преобразованием Радона:

$$p(\xi, \theta) = \int_{-\infty}^{+\infty} \int_{-\infty}^{+\infty} \mu(x, y) \delta(\xi - x \cos \theta - y \sin \theta) dx dy. \quad (1)$$

В случае преломляющего объекта параметры луча лазера (ξ, θ) отличаются от параметров линии проецирования внутри объекта (ξ', θ') :

$$p(\xi, \theta) = \int_{-\infty}^{+\infty} \int_{-\infty}^{+\infty} \mu(x, y) \delta(\xi' - x \cos \theta' - y \sin \theta') dx dy. \quad (2)$$

При этом (ξ, θ) и (ξ', θ') связаны соотношениями, определяемыми формулами Френеля:

$$\begin{cases} \xi' = f_1(\xi, \theta, n) \\ \theta' = f_2(\xi, \theta, n) \end{cases}, \quad (3)$$

где n – относительный показатель преломления.

Подставляя (2) в (1) получим:

$$p(\xi, \theta) = \int_{-\infty}^{+\infty} \int_{-\infty}^{+\infty} \mu(x, y) \delta(f_1(\xi, \theta) - x \cos f_2(\xi, \theta) - y \sin f_2(\xi, \theta)) dx dy. \quad (4)$$

Применим метод двумерной фильтрации (метод ро-фильтрации) [1] для преобразования (4). На первом этапе этого метода получают обратную проекцию $b(x, y, \theta) = p(x \cos \theta + y \sin \theta, \theta)$ и суммарное

изображение $g(x, y) = \frac{1}{2\pi} \int_0^{2\pi} b(x, y, \theta) d\theta$. На втором этапе суммарное

изображение подвергают двумерной фильтрации с ρ -фильтром, результатом которой является оценка искомого двумерного распределения коэффициента поглощения излучения в объекте. При наличии преломления обратная проекция получается более сложным образом:

$$\begin{cases} x \cos f_2(\xi, \theta, n) + y \sin f_2(\xi, \theta, n) = f_1(\xi, \theta, n) \\ b(x, y, \theta) = p(\xi, \theta) \end{cases}, \quad (5)$$

в то время как выражение для суммарного изображения не меняется:

$$g_0(x, y) = \frac{1}{2\pi} \int_0^{2\pi} b(x, y, \theta) d\theta. \quad (6)$$

Это суммарное изображение будет отличаться от суммарного изображения в отсутствие преломления. Для того, чтобы учесть это отличие, введём корректирующую весовую двумерную функцию $\varepsilon(x, y)$, умножая на которую, получим истинное, или приближенное к истинному, суммарное изображение:

$$g(x, y) = \varepsilon(x, y) g_0(x, y). \quad (7)$$

В данной работе рассмотрен приближенный способ определения весовой функции.

$$\varepsilon(x, y) = \frac{G'(x, y)}{G''(x, y)}, \quad (8)$$

где $G'(x, y)$ – суммарное изображение однородного распределения без учёта преломления, $G''(x, y)$ – суммарное изображение однородного распределения с учётом преломления.

В качестве фантома биологической сильнорассеивающей среды (СРС) в экспериментальном исследовательском комплексе использовался цилиндрический фантом (рис.2), изготовленный в Научно-исследовательской лаборатории биомедицинской оптики Университетского колледжа Лондона, в котором в течение последних лет ведутся исследования различных методов создания твёрдых фантомов с оп-

тическими свойствами, близкими к соответствующим значениям для биологических тканей в ближнем ИК-диапазоне длин волн.

На экспериментальном исследовательском комплексе были проведены исследования цилиндрического фантома биологической СРС, в результате которых были получены данные по интенсивности прошедшего через объект излучения.

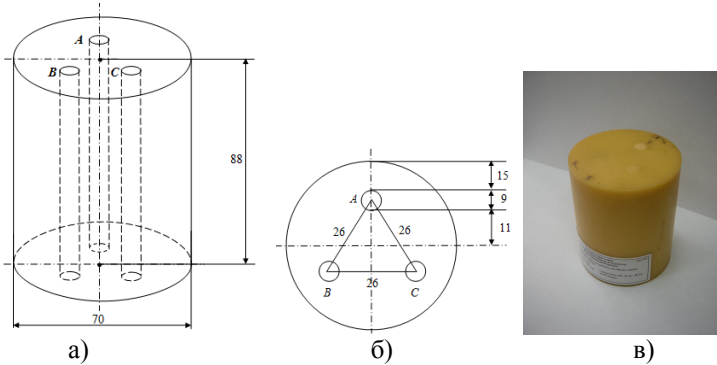


Рис. 2 - Цилиндрический фантом с тремя неоднородностями в виде стержней с диаметром 9 мм (а). Сечение фантома (б). Внешний вид фантома (в)

Проведённые экспериментальные исследования показали, что эффекты преломления и отражения приводят к заметным искажениям результатов реконструкции. Эффекты преломления будут тем больше, чем больше отличаются показатели преломления n_1 и n_2 двух сред. Эти эффекты влияют не только на ход лучей, но и на их интенсивность (рис. 3).

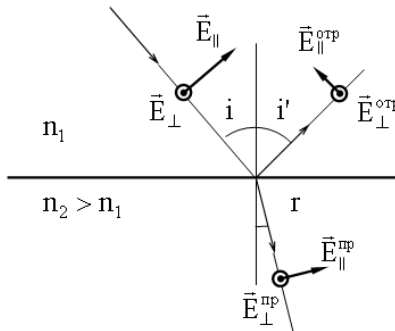


Рис. 3 - Поведение излучения на границе двух сред

Интенсивность преломленного E^{np} и отраженного E^{omp} лучей связаны следующими соотношениями (формулы Френеля):

$$\begin{cases} \vec{E}_{\parallel}^{omp} = \vec{E}_{\parallel} \frac{\operatorname{tg}(i-r)}{\operatorname{tg}(i+r)} \\ \vec{E}_{\perp}^{omp} = -\vec{E}_{\perp} \frac{\sin(i-r)}{\sin(i+r)} \end{cases}, \quad \begin{cases} \vec{E}_{\parallel}^{np} = \vec{E}_{\parallel} \frac{2 \cos(i) \sin(r)}{\sin(i+r) \cos(i-r)} \\ \vec{E}_{\perp}^{np} = \vec{E}_{\perp} \frac{2 \cos(i) \sin(r)}{\sin(i+r)} \end{cases}, \quad (9)$$

$$\begin{cases} E_{\parallel} = E \cos(\beta) \\ E_{\perp} = E \sin(\beta) \end{cases}, \quad \frac{n_2}{n_1} = \frac{\sin(i)}{\sin(r)},$$

где E - интенсивность излучения, β - угол поляризации, i - угол падения, r - угол преломления.

На рис. 4 представлены зависимости относительных интенсивностей преломленного и отраженного лучей от угла поляризации и угла падения для $n_{21} = 1.56$. Так интенсивность преломленного луча близка к интенсивности падающего луча только вблизи нормали, однако для любого угла поляризации.

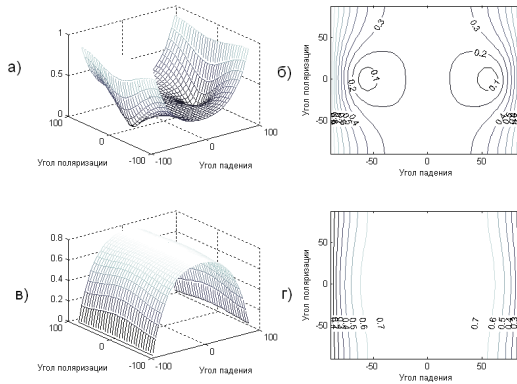


Рис. 4 - Зависимости относительных интенсивностей отраженного (а) и преломленного (в) лучей от угла поляризации и угла падения и соответствующие линии уровня (б, г)

На рис.5 представлена реконструкция фантома (рис. 2) в зависимости от различного угла поляризации.

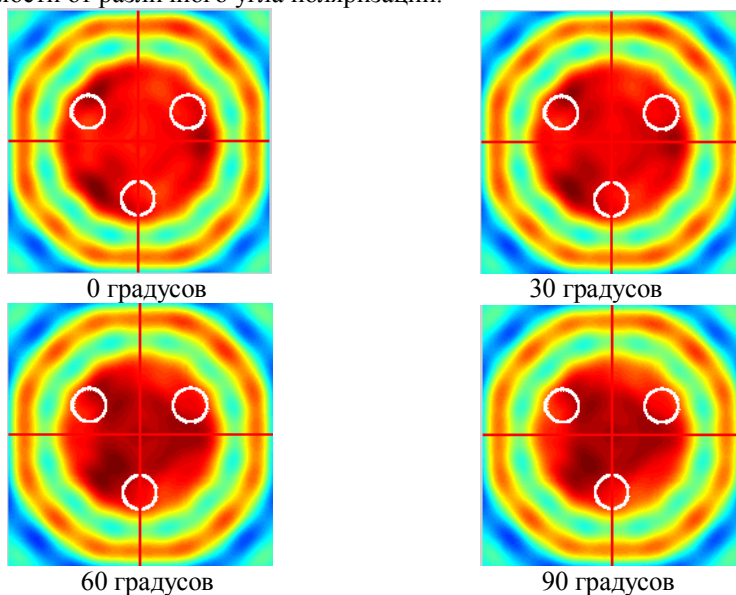


Рис. 5 - Реконструированный фантом по экспериментальным данным в зависимости от угла поляризации

Библиографический список

1. Терещенко С.А.: Методы вычислительной томографии. Москва, Физматлит, 2004..
2. Horn B. Density reconstruction using arbitrary ray-sampling schemes. Proceedings of the IEEE, 1978, V. 66, No. 5, p. 551-562.

АППАРАТНЫЕ ФУНКЦИИ ГЕКСАГОНАЛЬНЫХ КОНФИГУРАЦИЙ НА ОСНОВЕ ТРОИЧНЫХ ПОСЛЕДОВАТЕЛЬНОСТЕЙ

М.А. Антаков, И.С. Бурнаевский

Научный руководитель – Терещенко С.А. д-р физ-мат. наук, профессор

Национальный исследовательский университет «МИЭТ»

В эмиссионной вычислительной томографии для использования методов обращения экспоненциального преобразования Радона предполагается возможность наблюдения объекта со всех направлений [1]. Если это предположение не выполняется, проблема реконструкции объекта по неполным проекционным данным (проблема ограниченно-го телесного угла), не решена до конца и к настоящему времени. Такая проблема возникает для объектов, наблюдение которых для всех углов невозможно. В качестве типичных примеров, помимо объектов медицинской диагностики, можно назвать экологический мониторинг радиоактивного загрязнения приповерхностного слоя почвы и дистанционный контроль состояния действующего ядерного реактора [1, 2].

Один из подходов к решению этой проблемы – использование методов продольной эмиссионной вычислительной томографии, одним из которых является метод, основанный на применении плоских кодирующих коллиматоров (кодированных апертур) [1, 3]. Сравнение различных многопинхольных кодирующих коллиматоров (КК) позволяет сделать вывод о преимуществе псевдослучайного расположения пинхолов. Среди различных конфигураций КК в основном внимание уделялось прямоугольным конфигурациям, ввиду их большого количества. Для таких конфигураций многопинхольный КК строится на основе двумерной мозаики некоторой базовой части, что делает матрицу, описывающую процесс кодирования, циклической - матрицей циркулянта [4].

Однако, при применении дисковых (круглых) детекторов в сочетании с кодирующими устройствами прямоугольной конфигурации существенная часть полезной (рабочей) площади детекторов (36% и более) не используется. По этой причине и вследствие целесообразности дальнейшего расширения класса двумерных кодирующих устройств, представляют интерес гексагональные конфигурации, построенные на основе троичных последовательностей (ТП) [5].

Гексагональная конфигурация (ГК) строится с помощью ТП сворачиванием ее в гексагональную структуру. На длину ТП ν наклад-

дываются при этом следующее условие: $v = 3R(R+1) + 1$, где R – целое число, называемое рангом конфигурации. Из последнего условия следует, что $(v-1)$ делится без остатка на 6. Мозаика строится добавлением к базовому шестиугольнику со всех сторон половин таких же шестиугольников за исключением элементов, расположенных на их диагонали. Процедуру преобразования ТП в мозаичную ГК иллюстрирует рис. 1:

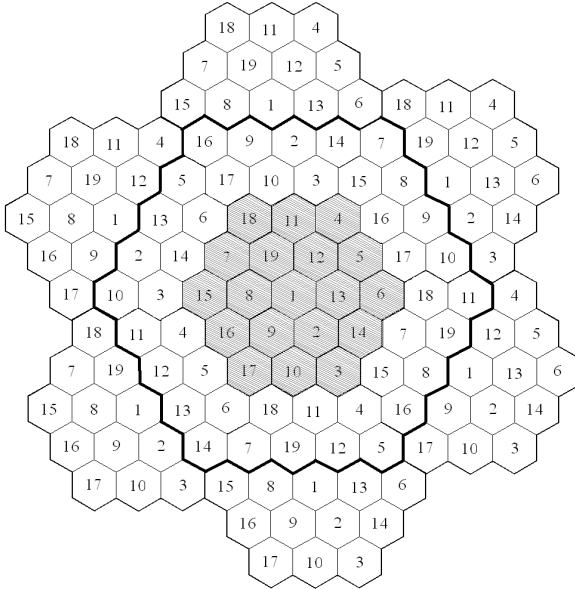


Рис. 1 - Преобразование ТП в базовую (заштриховано) и мозаичную гексагональную конфигурацию

Основным критерием сравнения кодирующих коллиматоров является построение для них аппаратной функции (АФ), которая определяется по формуле (1):

$$E(x, y, z, x_0, y_0, z_0) = \frac{1}{4\pi^2} \frac{(z-L)^2}{(z_0-L)^2} \iint \frac{\exp[i(ux + vy)]}{\exp[i(ux_0 + vy_0) \frac{z-L}{z_0-L}]} \times$$

$$\times \frac{H(-u \frac{z_0(z-L)}{L(z_0-L)}, -v \frac{z_0(z-L)}{L(z_0-L)})}{H(-uz/L, -vz/L)} dudv \quad (1)$$

где (x_0, y_0, z_0) – координаты источника, $H(u, v)$ – Фурье-образ функции пропускания кодирующего коллиматора, L – расстояние между детектором и кодирующим коллиматором.

Аппаратная функция показывает, какой вклад оказывает источник во внефокусной плоскости в плоскость фокуса. Чем аппаратная функция ближе к δ – функции Дирака, тем лучше томографические свойства кодирующего коллиматора. Однако получить АФ возможно только численно. Кроме того, для ГК высоких рангов расчет аппаратной функции является ресурсоёмкой задачей, поэтому было предложено увеличение скорости расчета аппаратной функции за счет замены шестиугольной ячейки круглой. При этом полезная площадь круглого пинхола составляет 91% от общей площади шестиугольной ячейки. Такое приближение было названо круговой аппроксимацией (КА).

Оказалось, численно полученные аппаратные функции точно и с КА (рис. 2) примерно одинаковы, однако скорость расчета АФ с КА существенно увеличена.

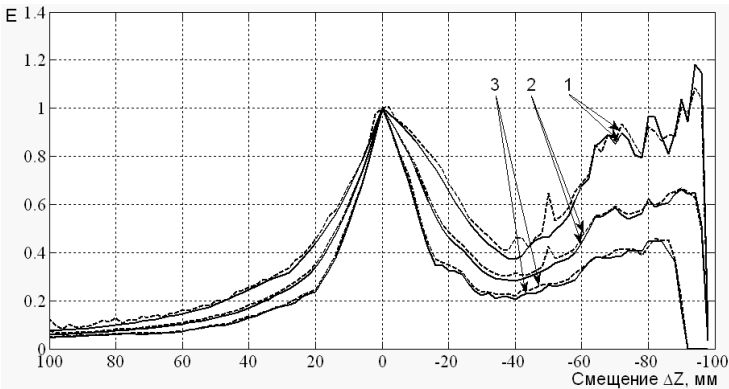


Рис. 2 - Верхние (1), средние(2) и нижние (3) АФ для ПСГК ранга 6 рассчитанные без КА (штриховая линия) и с КА (сплошная линия)

Для характеристики томографических (фокусирующих) свойств кодирующих коллиматоров целесообразно ввести такие параметры, как глубинное разрешение δ_z , равное ширине АФ на половине высоты около плоскости фокуса, и максимальная амплитуда ложных пиков t_z , вычисляемая как отношение максимального значения АФ в области ложных пиков к значению АФ при $\Delta z = 0$. Кроме того, недавно были предложены, так называемые, интегральный критерий (I) и нормированный интегральный критерий (I_N), которые для прямоугольных

конфигураций показали некоторую корреляцию характеристик аппаратной функции и среднеквадратичного отклонения сфокусированных изображений от некоторых заданных распределений источников излучения [6].

Целесообразно ограничить исследование ГК, построенными на основе ТП, с длиной менее $\nu \leq 10000$. Количество таких ГК оказалось 52, при чем среди них классических ТП – 8, расширенных [7] – 44.

При расчете АФ определялся вклад в плоскость фокуса каждого из точечных источников в отдельности, расположенных в центрах условных ячеек плоскостей объекта, представляющего собой гексагональную призму ранга R , где h - высота (толщина) объекта, при следующих геометрических размерах: сторона ячейки детектора $D = 8$ мм, сторона ячейки коллиматора $d = 4$ мм, расстояние между коллиматором и детектором $L = 10$ см, фокусное расстояние $f = 20$ см. Таким образом, фокусная плоскость располагалась на расстоянии 10 см от коллиматора, и толщина h объекта не могла превышать 10 см. Заметим, что все полученные результаты справедливы и для любых других конкретных размеров - требуется только масштабный пересчет в соответствии с основными соотношениями метода фокусных плоскостей. В таблице 1 приведены основные характеристики ИКСИ с использованием ГК, построенных на основе троичных последовательностей (ТП).

Табл. 1
Основные характеристики ИКСИ с ГК, построенных на ТП (фрагмент)

V	Исходная ПСП					R	Параметры АФ						
	ν	k	$k+$	$k-$	r		δ_u	δ_m	δ_d	t_u	t_m	t_d	I
1519	31	25	15	10	48	22	$\frac{12,3}{4}$	9,16	6,39	1,43	0,46	0,27	0,7
1519	217	64	36	28	6	22	$\frac{12,1}{1}$	9,19	6,51	1	0,56	0,32	0,66
1519	217	100	55	45	6	22	$\frac{12,1}{1}$	9,1	6,67	1	0,28	0,2	0,71
2107	7	4	3	1	300	26	$\frac{12,6}{7}$	7,44	3,93	2,88	0,53	0,14	0,37
2611	7	4	3	1	372	29	$\frac{11,4}{1}$	6,98	3,56	2,88	0,52	0,16	0,37
2977	13	9	6	3	228	31	9,87	6,87	4,55	1,28	0,56	0,16	0,67
3367	7	4	3	1	480	33	$\frac{10,0}{8}$	6,42	3,16	1,92	0,52	0,15	0,38
3367	13	9	6	3	258	33	9,28	6,53	4,09	1,28	0,56	0,16	0,67

3367	91	36	21	15	36	33	8,32	6,3	4,3	1	0,34	0,18	0,75
3367	91	81	45	36	36	33	8,01	6,31	4,67	1	0,33	0,22	0,79
3997	7	4	3	1	570	36	9,27	5,96	2,99	1,92	0,51	0,15	0,38
4681	31	16	10	6	150	39	7,54	5,59	3,44	1,04	0,53	0,14	0,52
4681	31	25	15	10	150	39	7,1	5,5	3,54	1	0,43	0,25	0,79
4681	468 1	409 6	208 0	201 6	0	39	6,81	5,5	3,8	1	0,51	0,43	0,79
4921	7	4	3	1	702	40	8,35	5,28	2,8	1,67	0,51	0,15	0,38
4921	133	121	66	55	36	40	6,69	5,37	3,67	1	0,25	0,18	0,82
5677	7	4	3	1	810	43	7,76	4,72	2,69	1,66	0,5	0,14	0,38
5941	13	9	6	3	456	44	7	5,07	3,13	1,13	0,53	0,16	0,69
6487	13	9	6	3	498	46	6,75	4,8	3	1	0,53	0,16	0,69
6769	7	4	3	1	966	47	7,16	4,09	2,58	1,64	0,49	0,14	0,39
7651	7	4	3	1	109 2	50	6,76	3,86	2,57	1,58	0,49	0,14	0,39
7651	109 3	729	378	351	6	50	5,53	3,98	3,09	1	0,32	0,27	0,83
7957	73	64	36	28	108	51	5,36	3,96	3,05	1	0,48	0,36	0,84
8587	31	16	10	6	276	53	5,78	3,83	2,78	1	0,48	0,14	0,76
8587	31	25	15	10	276	53	5,37	3,8	2,95	1	0,4	0,18	0,82
8911	7	4	3	1	127 2	54	6,31	3,71	2,57	1,52	0,48	0,14	0,39
8911	133	121	66	55	66	54	5,04	3,75	3,03	1	0,23	0,17	0,85
9919	7	4	3	1	141 6	57	6,01	3,63	2,56	1,48	0,48	0,14	0,39
9919	13	9	6	3	762	57	5,52	3,7	2,81	1	0,5	0,16	0,7
9919	91	36	21	15	108	57	5	3,58	2,85	1	0,3	0,17	0,81
9919	91	81	45	36	108	57	4,82	3,58	2,96	1	0,32	0,21	0,85

Данные табл. 1 показывают, что глубинное разрешение практически не зависит от среднего пропуска кодировочного коллиматора. Более "случайный" характер расположения пинхолов у коллиматоров на основе классических ТП обеспечивает более гладкую АФ в области ложных пиков.

Библиографический список

1. Терещенко С.А. Методы вычислительной томографии. М.: Физматлит, 2004. - 320 с.
2. Cook W.R., Finger M., Prince T.A., Stone E.C. Gamma-ray imaging with a rotating hexagonal uniformly redundant array // IEEE Tr. On Nuclear Science, 1984. V. NS-31. No. 1. P. 771-775.
3. Макуильямс Ф. Дж., Слоан Н. Дж. А.// ТИИЭР.– 1976. –Т.64. – N12. – С.80.
4. Gottesman S.R., Schneid E.J.// IEEE Trans. Nucl. Sci.-1986.- V.NS□33.– N1.-p.745.
5. Федоров Г.А., Терещенко С.А., Антаков М.А. Гексагональные конфигурации на основе расширенных псевдослучайных последовательностей // Аннот. докл. Научная сессия МИФИ-2009 . - Москва, 2009. - Том 1. - С. 111
6. Федоров Г.А., Терещенко С.А., Антаков М.А. Оптимизация интегрально-кодowych систем измерений для планарной томографии, построенных на основе расширенных псевдослучайных последовательностей // Измерительная техника. – 2010. – №3. – С. 47-51.
7. Федоров Г.А., Терещенко С.А. Расширенные псевдослучайные последовательности и двумерные кодирующие коллиматоры на их основе // Измерительная техника, 2007. №6. С. 66; Fedorov G. A., Tereshchenko S. A. // Measurement Techniques, 2007. V. 50. № 6. P. 681.

КОМПЬЮТЕРНОЕ МОДЕЛИРОВАНИЕ ФИЗИЧЕСКИХ ПРОЦЕССОВ КРИОХИРУРГИИ

Т.А. Жуков

Научный руководитель – М.Ю. Даниченко, ведущий инженер
Научно-технический центр ОАО «Елатомский приборный завод»

Инновационные знания в различных областях фундаментальных и прикладных наук дают реальные основания для поиска и применения новых методов диагностики и лечения многих тяжелых заболеваний, особенно онкологических. Коэффициент эффективности применения новых методик диагностики и лечения в медицинской практике зависит прямо пропорционально от качественного уровня и степени точности той или другой разрабатываемой технологии.

Одним из новых и перспективных научных направлений в лечении ряда заболеваний, в том числе и злокачественных, являются криохирургические вмешательства. За последние годы выяснено, что природа воздействия холода двойственна: он может быть вредным и полезным одновременно. С прогрессом науки холод с успехом стали применять для лечения многих заболеваний. Однако мы многому перестали удивляться, и успехи в этой области также не поражают наше воображение, хотя они и довольно значительны [1].

Современная криохирurgia как научное и практическое направление в мировой и европейской медицине базируется на многолетних теоретических и экспериментальных исследованиях в основном таких наук, как криобиология, биофизика, математика и биохимия. Криохирurgia наряду с криогенной консервацией живых биологических объектов является одной из важных составных современной и будущей криомедицины.

Криохирurgia – характеризуется локальным применением сверхнизких температур. В результате воздействия последних в замороженной биологической ткани или органе наступает их частичная, или полная деструкция, происходят авитальные и необратимые физико-биохимические процессы, так называемая локальная криодеструкция [2].

В криохирургии применяют криоинструменты разных форм и размеров в зависимости от назначения. В качестве хладоносителя используется в основном жидкий азот и окись азота. Продолжительность криовоздействия должна устанавливаться исходя из величины мощности охлаждения применяемого инструмента в контакте с биотканью и задаваемого размера зоны криодеструкции ткани [3].

Основные преимущества криохирургии:

- минимально инвазивное вмешательство в организме больного;
- максимально щадящее оперативное вмешательство;
- незначительная операционная травма;
- сокращение времени проведения операции и наркоза;
- снижение количества хирургических осложнений;
- "безкровное" оперативное вмешательство – как правило, без кровотечения;
- стимуляция и усиление местного и системного иммунитета организма больного;
- благоприятный косметический эффект – отсутствие образования рубцов;

- снижение болевого синдрома при паллиативном лечении раковых больных;
- сокращение пребывания больного в стационаре [1].

В итоге, криовоздействие на биоткань – самый щадящий метод лечения патологических образований и оказывает благоприятное влияние на организм в целом. Обладает иммуностимулирующим действием. Это позволяет специалистам рекомендовать использование криометодов в амбулаторных условиях. Однако широкое внедрение в практику пока тормозится отсутствием научно обоснованной базы. [3].

Чтобы успешно применять криохирургию, необходимо точно представлять: в чем заключается главный механизм разрушения клеток и как прогнозировать глубину зоны криодеструкции клеток при замораживании задаваемого объема ткани.

Необходимым условием прогнозирования криовоздействия является применение простых, но надежных расчетных схем. По таким схемам можно легко составить алгоритм решения задачи теплопроводности, что позволит просчитать ряд типичных случаев замораживания, определить частные и общие закономерности процесса с достаточной точностью и наметить дальнейшие пути исследования. Применение просчитанных вариантов замораживания заключается в составлении серии номограмм, крайне необходимых для использования в практической медицине. Таким образом, методы математического моделирования, при правильном учете физических особенностей процесса, дают возможность не только сократить время эксперимента, но и получить большой объем информации, качественно оценить теоретические предпосылки процесса и роль его факторов, а также исследовать основные закономерности динамики развития зоны замораживания различных биотканей в зависимости от их физических свойств. Кроме того, математическое моделирование позволяет не только качественно, но и количественно решать вопросы оптимизации и планирования эксперимента, а также выработать научно обоснованный подход к управлению процессом замораживания предсказанию возможных результатов криовоздействия.

Библиографический список

1. Современная криохирургия и криогенная технология <http://www.medicine-service.de/clinics/cryo.html>, 10.03.2012 г.
2. Современная криомедицина <http://www.medlinks.ru/article.php?sid=37338>, 10.03.2012 г.

3. Будрик В.В. Физические основы криометодов в медицине. М.: Лика, 2007. 136 с.

АЛГОРИТМ КЛАССИФИКАЦИИ НЕСАНКЦИОНИРОВАННОГО ИСТОЧНИКА ИЗЛУЧЕНИЙ

В.А. Ревуцкий

Научный руководитель – Кириллов С.Н., д-р техн. наук, профессор
Рязанский государственный радиотехнический университет

В настоящее время электромагнитная обстановка в условиях города характеризуется большой загрязненностью радио-эфира. Такое положение обусловлено, в том числе наличием несанкционированных источников (НИ) электромагнитных излучений, способных не только создавать помехи зарегистрированным радиосредствам, но и вносить негативное изменение в локальную электромагнитную экологию близ этого НИ [1].

В задачи официальных организаций по контролю за радио-эфиром входят, в том числе обнаружение, классификация и поиск НИ. С учетом особенностей распространения радиоволн в условиях городской постройки [1, 2], однозначно определить положение НИ с использованием узконаправленного пассивного радиолокатора невозможно, в виду большого числа переотражений. При этом использование мобильных комплексов обнаружения НИ может быть более эффективным, если заранее известно принадлежит ли НИ классу устройств, использующих один из известных стандартов связи (СС). Т.о. актуальна задача классификации НИ в смысле соответствия одному из известных СС в целях упрощения процедуры поиска расположения НИ.

Задача определения вида СС включает в себя устранение неопределенности о таких его элементах, как: вид и параметры модуляции, вид расширяющих спектр последовательностей, схема перемежения, характеристики помехоустойчивого кода (ПК), вид и положение синхросигналов, для различных элементов стандарта [3, 4].

Так, одной из неизвестных составляющих СС могут быть тип и параметры системы помехоустойчивого кодирования, подлежащего классификации. Под классификацией ПК при этом понимается определение его типа, оценка параметров и порождающего элемента (ПЭ).

Таким образом, осуществить непосредственно классификацию ПК можно только после выполнения таких процедур как: демодуляция, сужение спектра, определение вида и положения, синхрослов кодовой синхронизации, депережевание.

Предлагаемый алгоритм классификации осуществляет обнаружение сверточного ПК в анализируемой двоичной последовательности (АДП) и, если код обнаружен, выполняет необходимые процедуры по оценке характеристик кодера.

Общая структура алгоритма включает процедуры, выполнение которых соответствует устранения неопределенности о компонентах используемого СС, входящих в состав системы помехоустойчивого кодирования (рис. 1).



Рис. 1 – Алгоритм обнаружения, оценки параметров и ПЭ для сверточных ПК

1) Процедура распознавания типа ПК, основанная на статистических различиях последовательностей сверточных и блочных ПК [4...6], выполняет оценку критерия статистической зависимости между сегментами АДП, по алгоритму, показанному на рис. 2.

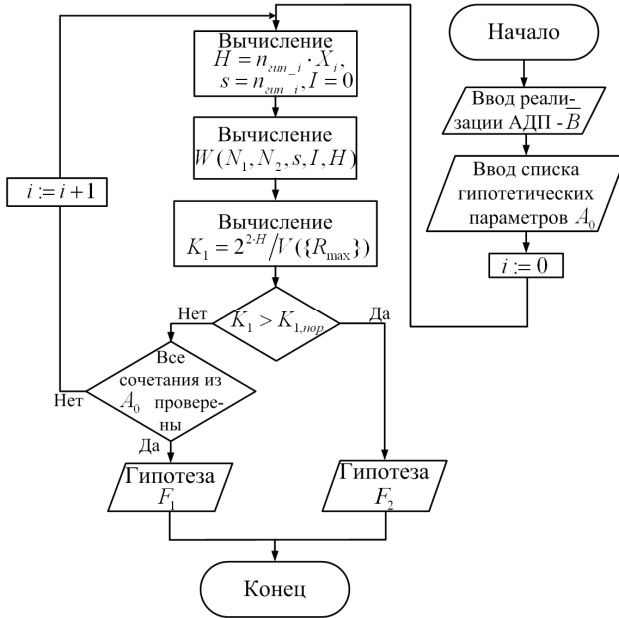


Рис. 2 – Алгоритм распознавания типа ПК

В данной схеме $W(N_i, N_j, s, I, n_{sum i}, X_i)$ – закона распределения вероятности совместного появления в АДП сегментов определенного вида, равных длине кодового ограничения различных ПК – $H_i = n_{sum i} \cdot X_i$, взятых с интервалом I и сдвигом по времени s символов.

Так экспериментально доказано, что при наличии сверточного ПК в АДП, значение критерия статистической связи между сегментами – K_1 не опускается ниже $K_{1,пор} = 7.8$. При этом $K_1 = 2^{2 \cdot H} / V(\{R_{max}\})$, где $\{R_{max}\}$ состоит из отсчетов $W(N_i, N_j)$, превышающих его среднее значение $E(W(N_i, N_j))$ и $H = n_{sum} m_{sum}$ – длина сегментов АДП, определяемая из гипотетических параметров n_{sum}, m_{sum} сверточного ПК.

2) Процедура оценки параметров m и n сверточного ПК основана на эффектах насыщения критерия K_1 и минимального расстояния Хемминга $d_{min,cr}$ в выделяемом пространстве кодовых слов $\{R_{max}\}$ с увеличением H . Так применяются два подхода:

- анализ поведения зависимости значения критерия K_1 от интервала между сегментами АДП при фиксированном $n_{\text{сум}}$;
- анализ зависимости среднего минимального расстояния Хемминга $-d_{\text{min.cp.}}$ в $\{R_{\text{max}}\}$ от $m_{\text{сум}}$ при фиксированном $n_{\text{сум}}$.

Экспериментально доказано, что использование каждого из приведенных подходов позволяет сузить первичный список гипотетических параметров сверточного ПК

$$A_0 = \{m_{\text{сум}1}, n_{\text{сум}1}, k_{\text{сум}1}, \dots; m_{\text{сум}l}, n_{\text{сум}l}, k_{\text{сум}l}\} \rightarrow A_1 = \\ = \{m_{\text{сум}1}, n_{\text{сум}1}, k_{\text{сум}1}, \dots; m_{\text{сум}l-\xi}, n_{\text{сум}l-\xi}, k_{\text{сум}l-\xi}\}.$$

3) Процедура оценки достоверности элементов из множества гипотетических параметров и определения ПЭ основана на проведении декодирования АДП по стандартным схемам, соответствующих параметрам из множества A_1 . При этом качество декодирования определяется как относительное число ошибок $K_{\text{ош}}$ в сумме АДП - $C(t)$ и повторно закодированной последовательности - $\hat{C}(t)$:

$$K_{\text{ош}}(C(t), \hat{C}(t)) = 1/N \sum_{i=1}^N C(i) \oplus_{\text{mod}2} \hat{C}(i).$$

Проведены эксперименты по проверке надежности алгоритма классификации, реализующего рассмотренные процедуры оценки характеристик сверточных кодеров.

Так предложенный алгоритм классификации ПК позволяет обнаружить сверточный код, оценить его параметры и определить вид ПЭ с общей вероятностью ошибки классификации $P_{\text{ош.кл}} \leq 0.11$ при вероятности битовой ошибки в АДП $P_{\text{ош.б}} \leq 10^{-5}$.

Библиографический список

1. Быховский М.А., Управление радиочастотным спектром и электромагнитная совместимость радиосистем. – М.: ЭкоТрендз, 2006. – 377 с.
2. Э. Хибер, Электромагнитная совместимость, Пер. с англ. – М. Энергоатомиздат, 1995. – 297 с.
3. Proximity-1 Space Link Protocol, Blue Book. 2003. Электронный ресурс. Режим доступа: <http://public.ccsds.org/publications/SLS.aspx>
4. Скляр Б. Цифровая связь, Пер. с англ. – М. : Издательский дом “Вильямс”, 2003. – 1104 с

5. Блейхуд Р. Теория и практика кодов, контролирующих ошибки. М.: Мир, 1986. – 576 с.
6. Никитин Г.И., Сверточные коды. – СПб.:СПбГУАП, 2001.–80 с.

ИССЛЕДОВАНИЕ ПРИЧИННО-СЛЕДСТВЕННЫХ СВЯЗЕЙ В ДИАГНОСТИКЕ РАННЕЙ ГЛАУКОМЫ

А.С. Леонтьев

Научный руководитель – Фролов С.В., д-р техн. наук, профессор
Тамбовский государственный технический университет

Глаукома - одно из наиболее сложных и распространенных заболеваний органа зрения и никакие самые изощренные методы исследования не позволяют поставить точный диагноз [1].

Цель работы-разработка метода и устройства для диагностики ранней глаукомы на основе анализа причинно-следственных связей.

До настоящего времени три основные теории патогенеза первичной открыто-угольной формы глаукомы (ПОУГ), довольно глубоко проработанные в течение прошлого века, поддерживаются разными группами офтальмологов:

1. Сосудистая теория патогенеза ПОУГ в виде развития системных нарушений в гемодинамике глаза, приводящих к деструктивным пато- логическим изменениям глазных структур и росту внутриглазного давления (ВГД);

2. Ретенционная теория патогенеза ПОУГ в виде постепенного повышения ВГД из-за патологических процессов в дренажной системе глаза, влияющих на уровень сопротивления оттоку водянистой влаги и вызывающих рост ВГД;

3. Метаболическая теория патогенеза ПОУГ, основанная на главенствующей роли деструкции внутриглазных структур, включая соединительно-тканые структуры, что также приводит к постепенному росту ВГД.

Таким образом, разные системы и структуры органа зрения, в первую очередь системы кровоснабжения и водоснабжения глаза, в зависимости от их состояния, могут вызывать развитие глаукомного процесса.

Традиционный метод диагностики ПОУГ по измерениям ВГД основан на ретенционной теории, в соответствии с которой ВГД возрастает, если нарушается баланс между продуцированием и дренажем

водянистой влаги в системе водоснабжения глаза. Изменения состояния других систем и структур органа зрения данным методом учитываются косвенно и только в том случае, если эти изменения привели к росту ВГД. Традиционный метод позволяет определить развитие глаукомного процесса только на стадии прогрессирующего заболевания.

Прогресс в изучении патогенеза, разработка новых методов хирургического и особенно, медикаментозного лечения ПОУГ очевидны. Наряду с этим,

вряд ли в настоящее время можно говорить о существенном продвижении в решении проблемы ранней диагностики ПОУГ, которая до сих пор остается трудной задачей [3]. В последние годы научные знания о глаукоме, имеющие прикладное значение, существенно расширились. Получены новые данные о закономерностях гидродинамики, механизме развития глаукомы, её патофизиологических и клинических формах, появились работы по ранней диагностике ПОУГ.

В связи с этим методы ранней диагностики ПОУГ приобретают особое значение; при этом следует отметить, что, несмотря на их большое разнообразие, ни один из них не может претендовать на абсолютную достоверность [2].

Для достижения поставленной цели нами был проведён литературно-патентный поиск научных работ по теме исследования за последние 10 лет, что позволило отобрать следующие диагностические показатели (табл. 1).

Уровень информативности показателей оценивали специалисты по 10 - балльной шкале. Методом ранговой корреляции было обработано 40 опросных листов; в результате из перечня показателей отобрали первые пять, набравшие наибольшие баллы: $P_{перф.}$, P_0 , Q , B , $P_{сис.}$ и определили их коэффициенты веса M_i (табл. 2); при этом $\sum M_i = 1$.

Табл. 1
Диагностические показатели ранней ПОУГ

№	Показатель x_i
1	AD (артериальное давление)
2	$P_{перф.}$ (перфузионное давление)
3	P_0 (внутриглазное давление)
4	$ПЭСГ$ (показатель эластичности сосудов глаза)
5	$ПА$ (пульсовая амплитуда)
6	$ПО$ (пульсовый объем)
7	$ПГК$ (пульсирующий глазной кровоток)
8	$P_{сис.}$ (систолическое артериальное давление)

9	$P_{диаст.}$ (диастолическое артериальное давление)
10	$P_{ср. офт.}$ (среднее офтальмическое давление)
11	B (возраст)
12	M (вес)
13	F (минутный объем продуцирования влаги)
14	C (коэффициент легкости оттока)
15	P_B (давление в венозной сети)
16	K_B (коэффициент Беккера)
17	Q (объемная скорость кровотока)

Табл. 2
Коэффициенты веса показателей

Показатель x_i	Вес M_i
$P_{перф}$	0,3
P_0	0,3
Q	0,1
B	0,1
AD	0,2

Известны общие диапазоны изменения показателей x_i для здоровых и глаукомных глаз (в качестве AD в диагностических целях чаще используют систолическое давление $P_{суст}$) [1-3]; их можно представить графически на основании статистических и экспериментальных исследований разных авторов [1 - 3] и данных медицинских учреждений (рис.1-3):

- $80 \geq P_{перф} \geq 5$ мм рт. ст.
- $5 \leq P_0 \leq 80$ мм рт. ст.
- $40 \leq Q \leq 120$ мл/мин.
- $35 \leq B \leq 75$ лет
- $100 \leq P_{суст} \leq 180$ мм рт. ст.

Зависимости, приведённые на рисунках 1-3, являются результатом усреднения многократных измерений показателей для здоровых и глаукомных глаз; их анализ показывает, что, начиная с некоторых значений показателей, кривые превышают верхнюю границу нормы $P_0 = 22$ мм рт. ст. [3] для здоровых глаз.

Точки пересечения кривых с уровнем нормы $P_0 = 22$ мм рт. ст. позволяют определить верхние границы нормы оставшихся показателей: $Q = 70$ мл/мин; $B = 40$ лет; $P_{суст} = 130$ мм рт. ст. Для определения верхней границы нормы $P_{перф}$ воспользуемся формулой Вецлера-

Богера, связывающей среднее офтальмическое давление ($P_{ср.офт.}$) в глазничной артерии с $P_{сист}$ и диастолическим ($P_{диаст.}$) давлениями: $P_{ср.офт.} = P_{диаст.} + 0.42 \cdot (P_{сист.} - P_{диаст.})$ формулой Лобштейна, связывающей $P_{перф.}$ с P_0 : $P_{перф.} = P_{ср.офт.} - P_0$.

В качестве нормы АД примем: $P_{сист.} = 120$, а $P_{диаст.} = 60$ мм рт. ст. Для $P_0 = 22$ мм рт. ст. найдём значение нормы перфузионного давления: $P_{перф.} = 63$ мм рт. ст.

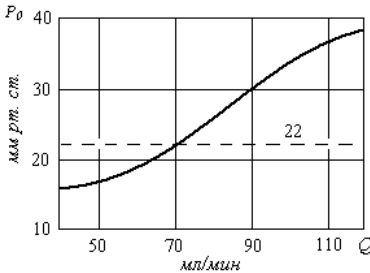


Рис. 1 – Зависимость P_0 от Q

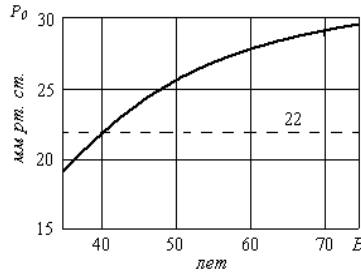


Рис. 2 – Зависимость P_0 от B

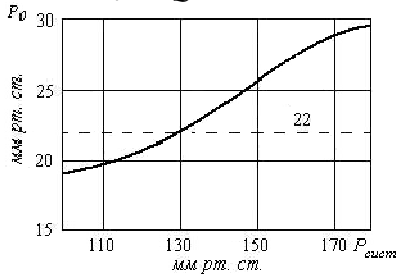


Рис. 3 – Зависимость P_0 от $P_{сист}$

Необходимо построить модель статики объекта, то есть найти функцию отклика

$$K = f(x_1, x_2, \dots, x_5) \quad (1)$$

Для достижения поставленной цели не требуется определять множество состояний объекта диагностики, требуется подразделить это множество на 4 поддиапазона в соответствии с признаками глаукомы (табл. 3); решение этой задачи возможно на базе линейной модели статики объекта следующего вида:

$$K = \sum_{i=1}^5 M_i X_{iH} \quad (2)$$

где $i = \overline{1,5}$; X_{iH} - нормированные значения показателей, т. е. изменяются от 0 до 1.

Нормировка осуществлялась по формуле:

$$X_{iH} = (x_i - x_{i\min}) / (x_{i\max} - x_{i\min}) \quad (3)$$

$$x_{i\min} \leq x_i \leq x_{i\max},$$

где x_i - текущее значение показателя.

Таким образом, для всех показателей, кроме $P_{перф}$, имеющего обратное направление изменения, можно записать:

$$0 \leq X_{iH} \leq 1. \quad (4)$$

Вместо $P_{перфH}$ использовали обратную величину $(1 - P_{перфH})$.

Определив диагностический показатель K , можно определить степень развития ПОУГ. Результаты расчётов с использованием выражений (2-4) приведены в табл. 3.

Табл. 3

Признаки развития глаукомы

K	Признаки глаукомы
$K_1 = 0 \div 0,261$	Нет признаков глаукомы
$K_2 = 0,261 \div 0,507$	Признаки начальной глаукомы
$K_3 = 0,507 \div 0,754$	Признаки развитой глаукомы
$K_4 = 0,754 \div 1$	Признаки далекозашедшей глаукомы

Предложенный метод диагностики ПОУГ по измерениям пяти показателей позволяет обнаружить комплексные изменения, происходящие в разных системах и структурах органа зрения раньше, чем по одному показателю P_0 (традиционный метод), и по их совокупности наиболее объективно определить на ранних стадиях признаки глаукомного процесса.

В связи с этим решающее значение приобретают массовые профилактические осмотры. С этой целью нами разработаны рекомендации по построению комплекса для диагностики ранней глаукомы, реализующего предложенный метод (рис. 4). Для измерения P_0 используется тонометр с датчиком (Д1); для измерения Q - прибор лазерной доплеровской кровотокометрии (ЛДК), который состоит из специальной оптической системы на базе фундус-камеры (Д2); для измерения $P_{перф}$ и $P_{суст}$ - датчик (Д3) в составе измерителя «Ритм».

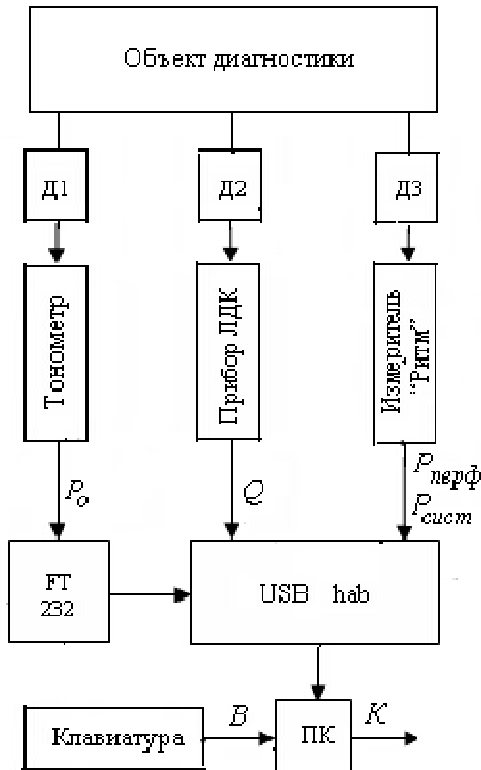


Рис. 4 – Структурная схема комплекса для диагностики ранней глаукомы

Заключение. В статье предложены метод и устройство для диагностики ранней глаукомы, доказано повышение диагностической эффективности по сравнению с базовым методом.

Библиографический список:

1. Комаровских Е.Н. Ранняя диагностика первичной открытоугольной глаукомы с помощью новой нейроинформационной технологии // Глаукома.- 2003. - № 4. - С. 10-14 .
2. Устинова Е.И. Методы ранней диагностики глаукомы.– Л.: Медицина, 1966.– 190 с.
3. Нестеров А.П., Бунин А.Я., Кацнельсон Л.А. Внутриглазное давление.- М., 1974.- 381 с.

НЕЛИНЕЙНОСТЬ МОДЕЛИ ДИФFUЗИИ ЯЧЕЙКИ

А.В.Наумова

Руководитель – Глинкин Е.И., д-р техн. наук, профессор
Тамбовский государственный технический университет

Нелинейность диффузии ячейки обусловлена электрохимическим потенциалом ионов двойного слоя (диполя), возникающим на границе электрода ячейки с исследуемым веществом, компенсирующим в равновесном состоянии (термодинамическом равновесии) ток диффузии, возникающий из-за разницы концентрации носителей заряда [см. 1, с.156–163].

Физическая модель термодинамического равновесия приведена на рис. 1, где ток I_0 диффузии отрицательных ионов электролита компенсирует положительный заряд ионов решетки электрода, потерявших свободные электроны из-за их высокой разницы в металле электрода и электролите.

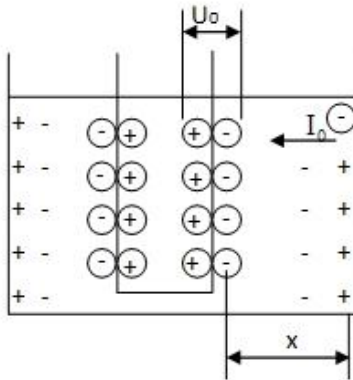


Рис. 1

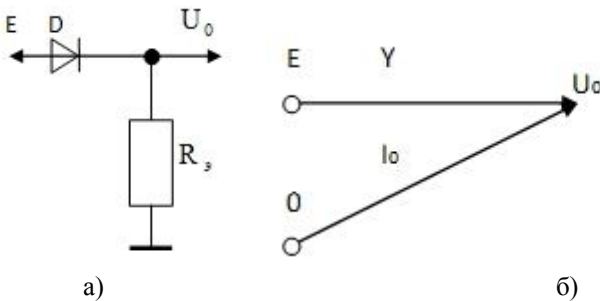


Рис. 2

Диффузионный ток $I_0 = dn/dx$ (разность концентрации dn ионов на расстоянии dx) уравнивается диффузионным напряжением U_0 электрохимического потенциала ионов двойного слоя.

Измерительная схема замещения физической модели (рис. 1) границы электрод-электролит соответствует нелинейному делителю напряжения из последовательно соединения диода D проводимостью $Y = dI/dU$ и образцового резистора сопротивлением R_s (см. рис. 2, а). При подключении кондуктометрической ячейки в измерительную цепь к источнику напряжения E , измерительной схеме (рис. 2, а) тождественна граф-схема (рис. 2, б)

Весы графов определяются проводимостью Y диода D и диффузионным током I_0 резистора R_s , а узлы граф-схемы соответствуют потенциалам E , U_0 , 0 по аналогии с измерительной схемой.

Анализ схемы методом узловых потенциалов согласно первому правилу Кирхгофа приводит к дифференциальному уравнению

$$U_0 \frac{dI}{dU} - I = I_0, \quad (1)$$

т.к. для узла U_0 при $I(E=0) = I_0$ справедливо тождество

$$U_0 (Y) = E \cdot Y + I_0,$$

где $E \cdot Y = I$ - ток через диод D .

Решением дифференциального уравнения (1) служит экспоненциальная алгебраическая модель вольтамперной характеристики [см. 1, с.161]:

$$I = I_0 \left(\exp \frac{U}{U_0} - 1 \right). \quad (2)$$

Линейная модель из нелинейной ВАХ (2) может быть получена при разложении экспоненты в ряд Тейлора для линейных слагаемых

$$I = I_0 \frac{U}{U_0}, \quad (3)$$

т.к. $e^x = 1 + x$, а $\exp \frac{U}{U_0} - 1 = 1 + \frac{U}{U_0} - 1 = \frac{U}{U_0}$.

Нелинейность η_1 диффузии определим методом эквивалентов из системы уравнений (2) и (3) для желаемого линейного I_s решения (3):

$$\begin{cases} I = I_0 \left(\exp \frac{U}{U_0} - 1 \right) \\ I_s = I_0 \frac{U}{U_0}. \end{cases} \quad (4)$$

Ток I ВАХ связан с эквивалентом I_s через нелинейность:

$$I = I_s \cdot \eta_l. \quad (5)$$

Выразим нелинейность η_l диффузии, выделив из нелинейной ВАХ (11) линейный эквивалент I_s за счет перемножения и деления на напряжения U и U_0 :

$$I = \frac{I_0 \cdot U}{U_0} \left(\exp \frac{U}{U_0} - 1 \right) \frac{U_0}{U} = I_s \cdot \eta_l,$$

где нелинейность η_l определяется зависимостью

$$\eta_l = \left(\exp \frac{U}{U_0} - 1 \right) \frac{U_0}{U}. \quad (6)$$

Качественная оценка соотношения (5) показывает оптимальное тождество $\text{opt}I = I_s$ для единичной константы $\text{opt}\eta_l = 1$. Количественную оценку несложно получить методом оптимизации нелинейности (6), приравняв к нулю производную $\frac{d\eta_l}{dU} = 0$:

$$\frac{d\eta_l}{dU} = \frac{d \left(\exp \frac{U}{U_0} - 1 \right) \frac{U_0}{U}}{dU} = \frac{U_0}{U \cdot U_0} \exp \frac{U}{U_0} - \left(\exp \frac{U}{U_0} - 1 \right) \frac{U_0}{U^2}.$$

Выделим подобные члены и с учетом формулы (13) получим уравнение

$$\frac{1}{U} \left(\exp \frac{U}{U_0} - \eta_l \right) = 0,$$

из которого следует закономерность

$$\text{opt}\eta_l = 1 \quad (7)$$

при нулевом напряжении $U = 0$ на измерительной ячейке, т.к.

$$\exp \frac{U}{U_0} \Big|_{U=0} = \exp 0 = 1.$$

При подстановке оптимума (7) в выражение (6) находим закономерность линейного разложения экспоненциальной функции

$$\exp \frac{U}{U_0} - 1 = \frac{U}{U_0}, \quad (8)$$

аналогично разложению экспоненты в ряд Тейлора для линейных слагаемых. Данное соотношение следует непосредственно из тождественности системы уравнений (4) по методу эквивалентов, что соответствует закономерности

$$\text{opt} I = I_s, \quad (9)$$

для линейных преобразований I участка ВАХ при нулевом напряжении $E = U = 0$ на измерительной ячейке. При этом схема ячейки реализует виртуально компенсационные измерения дифференциальных тока I_0 и напряжения U_0 , отражающих термодинамическое равновесие на границе электрод-вещество.

Из линейной ВАХ (3) следует пропорциональность электрических и диффузионных сопротивлений и проводимостей $Y = 1/R$:

$$\begin{cases} R = R_0 \\ Y = Y_0, \end{cases} \quad (10)$$

т.к. $R = \frac{U}{I} = \frac{U_0}{I_0} = R_0$,

аналогично $Y = \frac{I}{U} = \frac{I_0}{U_0} = Y_0$.

При компенсационных измерениях ток $I=0$ через ячейку отсутствует и из уравнения (1) следует также пропорциональность дифференциальных и диффузионных характеристик $dY = \frac{dI}{dU}$, $dR = \frac{dU}{dI}$ и параметров

$$Y_0 = 1/R_0 :$$

$$\begin{cases} dR = R_0 \\ dY = Y_0, \end{cases} \quad (11)$$

т.к. $dY = \frac{dI}{dU} = \frac{I_0}{U_0} = Y_0$, аналогично и для сопротивлений.

Тождества (10) и (11) нарушаются для нелинейных участков ВАХ, что вытекает из дифференцирования экспоненциальной модели (2) по напряжению

$$\frac{dI}{dU} = \frac{I_0}{U_0} \exp \frac{U}{U_0} .$$

С учетом зависимостей дифференциальной и диффузионной проводимостей, находим соотношением между ними

$$dY = Y_0 \exp \frac{U}{U_0} , \quad (12a)$$

аналогично для сопротивлений

$$dR = R_0 \exp \left(-\frac{U}{U_0} \right) . \quad (12б)$$

Соотношения (12) отражают нелинейность дифференциальных характеристик из-за экспоненциальной прямой и обратной зависимости от приложенного к ячейке напряжения $E=U$. Из формул (12) следует физический смысл диффузионных проводимости Y_0 и сопротивления R_0 , как предельное значение дифференциальных характеристик при отклонении источника напряжения $E = U = 0$:

$$\begin{cases} \lim_{U \rightarrow 0} dY = Y_0 \\ \lim_{U \rightarrow 0} dR = R_0, \end{cases} \quad (13)$$

т.к. при этом экспоненты вырождаются в единичную константу $\exp(0) = 1$.

Закономерности (13) постулируют независимость диффузионных характеристик Y_0, R_0 от электрического напряжения U и тока I , отражающих постоянную величину кода N состава и свойств исследуемого вещества (концентрации и влажности, уровня кислотности и сахара, физико-механических и теплофизических характеристик).

Следовательно, диффузионные характеристики целесообразно считать информативными параметрами, адекватно иллюстрирующими физику процессов в веществе, как однозначные меры компенсационного измерения, анализа и контроля электро-химических, физических и теплофизических характеристик.

Анализ диффузионной нелинейности доказывает рациональность постоянно-токовых методов:

- а) линейных измерений по тождественным электрическим, дифференциальным характеристикам и информативным параметрам на I участке ВАХ, реализуемых избыточностью усиления;
- б) нелинейного аналитического контроля состава и свойств по информативным параметрам на нелинейном II участке ВАХ;

- в) квазилинейных измерений по электрическим и дифференциальным характеристикам с учетом нелинейности диффузии кондуктометрической ячейки на III квазилинейном участке ВАХ за счет повышения напряжения на пассивном делителе ячейки.

Библиографический список

1. Глинкин Е.И., Техника творчества. – Тамбов: Изд-во Тамб. гос. техн. ун-та, 2010. – 168 с.

МОДЕЛИРОВАНИЕ СТАТИЧЕСКИХ ХАРАКТЕРИСТИК МИКРОЭЛЕКТРОННЫХ СТРУКТУР БИОМЕДИЦИНСКОЙ ТЕХНИКИ

А.А. Одинокова

Научный руководитель - Глинкин Е.И., д-р техн. наук, профессор
Тамбовский государственный технический университет

Моделирование микроэлектронных структур в медико-биологической практике затруднено нелинейностью вольт - амперных характеристик из-за отсутствия оптимальной математической модели с информативными параметрами, адекватной физическому процессу в полупроводниках.

Существуют методы моделирования статических характеристик микроэлектронных структур в медико-биологической практике операторами интегральной, дифференциальной, алгебраической формам. Недостатком методов является низкая адекватность физическому процессу производных статических характеристик из-за зашумленности первообразной характеристики.

Задачей исследования является создание оптимальной ВАХ, адекватно описывающей физические процессы микроэлектронных структур в медико-биологической практике. Для решения поставленной задачи предлагается оценить экспоненциальные и дифференциальные уравнения для моделирования адекватности физических процессов в микроэлектронных структурах в медико-биологической практике.

ВАХ микроструктур представлены дифференциальным и экспоненциальным уравнениями, а также их производными:

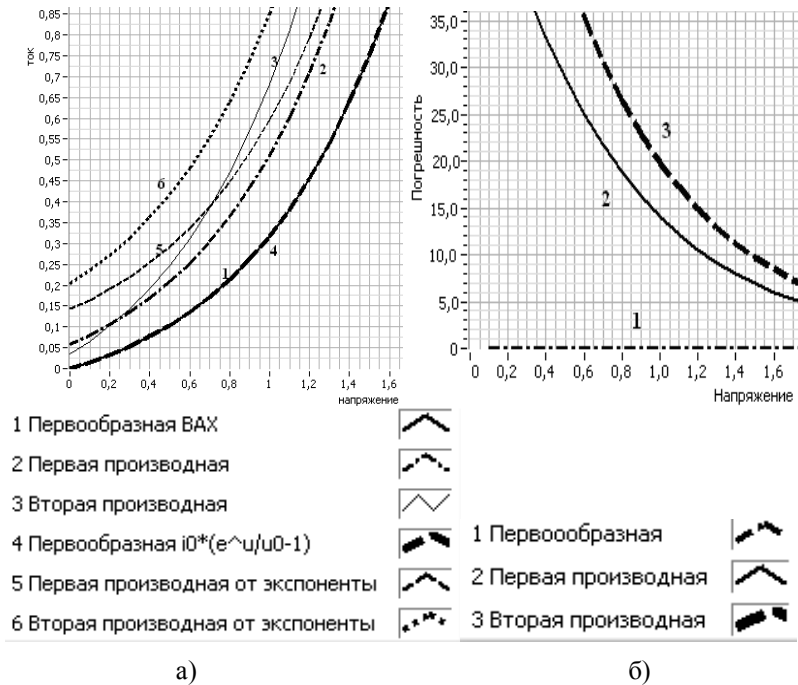
$$U_0 \frac{dI}{dU} - I = I_0 \tag{1}$$

$$I = I_0 \left(e^{\frac{U}{U_0}} - 1 \right) \tag{2}$$

Пример 1. Принимаем параметры $I_0 = 0,1$ и $U_0 = 0,7$ (эталонные).

Однако при построении графиков возникает трудность в выявлении начальных условий для дифференциальных характеристик: первообразные совпадают практически полностью, а производные очень сильно расходятся (рис.1, а), поэтому погрешность при расчетах оказывается больше 30%, что для моделирования превышает норму (рис. 1, б).

Не совпадают значения рассчитанных параметров I_0 и U_0 для дифференциальных уравнений с заданными значениями ($I_0 = 0,1$ и $U_0 = 0,7$), что усложняет дальнейшие расчеты.



а)

б)

Рис. 1 График а) характеристик, б) погрешности

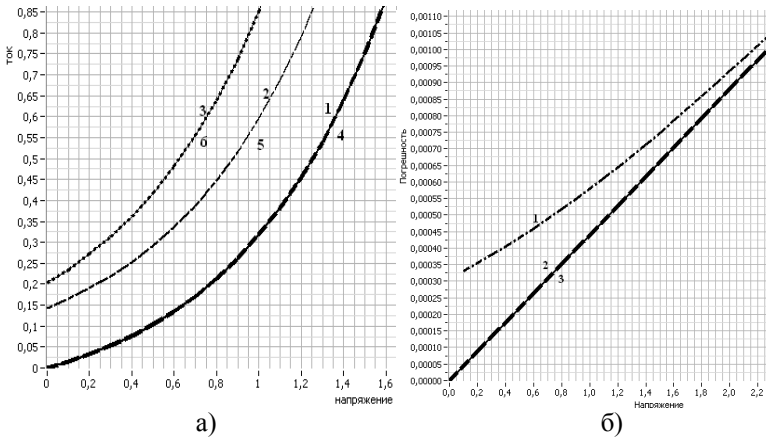


Рис. 2 График а) характеристик, б) погрешности

Из вышесказанного следует, что трудность в выявлении начальных условий для дифференциальных характеристик приводит к тому, что погрешность при расчетах превышает норму, что значительно усложняет дальнейшие расчеты.

Поэтому предположили, что начальными условиями для производных характеристик можно принять информативные параметры экспоненциальных характеристик (проводимость $Y_0 = \frac{I_0}{U_0}$ и крутизна

$J_0 = \frac{I_0}{U_0^2}$). Построив графики, убедились, что характеристики первообразных и производных тождественны (рис. 2, а), а погрешность значительно уменьшилась (менее 0,0013%) (рис. 2, б).

Из вышесказанного очевидно, что информативные параметры экспоненциальных характеристик являются начальными условиями для дифференциальных характеристик, что приводит к тождественности характеристик первообразных и производных.

Пример 2. Принимаем $U_0 = 1,7$ и $I_0 = 0,1$.

При построении графиков опять возникает трудность в выявлении начальных условий для дифференциальных характеристик: первообразные совпадают практически полностью, а производные очень сильно расходятся (рис. 3, а), поэтому погрешность при расчетах оказывается очень большой (более 70%), (рис. 3, б):

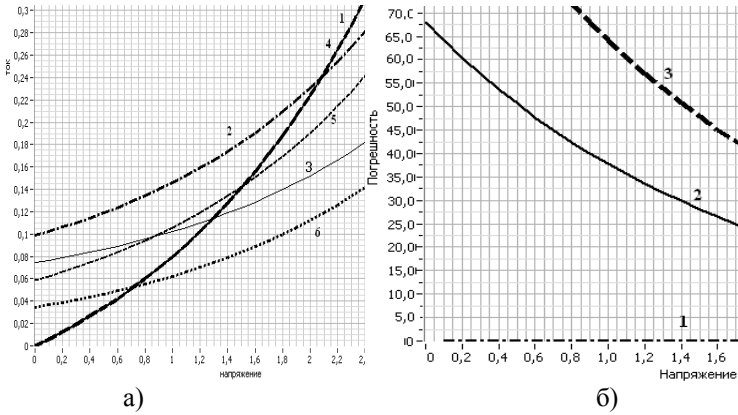


Рис. 3 График а) характеристик, б) погрешности

Не совпадают значения рассчитанных параметров I_0 и U_0 для дифференциальных уравнений с заданными значениями ($U_0=1,7$ и $I_0=0,1$), что усложняет дальнейшие расчеты.

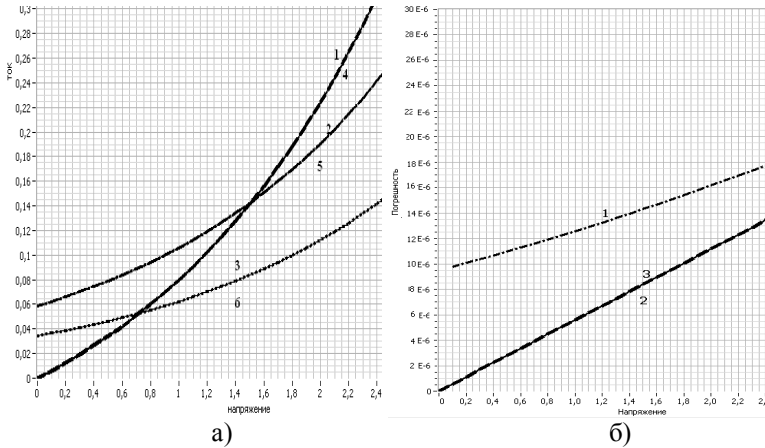


Рис. 4 График а) характеристик, б) погрешности

Из вышесказанного следует, что трудность в выявлении начальных условий для дифференциальных характеристик (как и в примере 1) приводит к тому, что погрешность при расчетах превышает норму, что значительно усложняет дальнейшие расчеты.

Согласно закономерности, выявленной для примера 1, рационально предположить, что начальными условиями для производных

характеристик можно принять информативные параметры экспоненциальных характеристик (проводимость $Y_0 = \frac{I_0}{U_0}$ и крутизна $J_0 = \frac{I_0}{U_0^2}$).

Построенные графики доказывают тождественность первообразных и производных характеристик (рис. 4, а) за счет снижения погрешности (менее 0, 00003%) (рис. 4, б).

Из вышесказанного, очевидно, что информативные параметры экспоненциальных характеристик являются начальными условиями для дифференциальных характеристик, что приводит к тождественности характеристик первообразных и производных.

Таким образом, дифференциальные и экспоненциальные характеристики микроэлектронных структур в медико-биологической практике тождественны с минимальной погрешностью при выборе начальных условий эквивалентно информативным параметрам (проводимость Y_0 и крутизна J_0), что значительно упрощает расчеты.

Библиографический список

1. Глинкин Е.И., Глинкин М.Е. Технология АЦП. – Тамбов: Изд-во Тамб. гос. техн. ун-та, 2008. – 140 с.
2. Глинкин Е.И. Схемотехника АЦП. – Тамбов: Изд-во Тамб. гос. техн. ун-та, 2009. – 160 с.
3. Глинкин Е.И., Глинкин М.Е. Метрологические средства // Вестник Тамбовского университета. – Тамбов: ТГУ, 2009, Т.14, Вып.3. – С.515 – 520.
4. Глинкин Е.И., Техника творчества. – Тамбов: Изд-во Тамб. гос. техн. ун-та, 2010. – 168 с.

МОДЕЛЬ СИСТЕМЫ КРОВООБРАЩЕНИЯ НА ОСНОВЕ ЧЕТЫРЕХ УПРУГИХ КАМЕР

С.В. Синдеев

Научный руководитель - Фролов С.В., д-р техн. наук, доцент
Тамбовский государственный технический университет

Для диагностики и терапии кардиологических больных ведется разработка программно-аппаратных комплексов [1], основу которых составляют математические модели сердечно сосудистой системы (ССС).

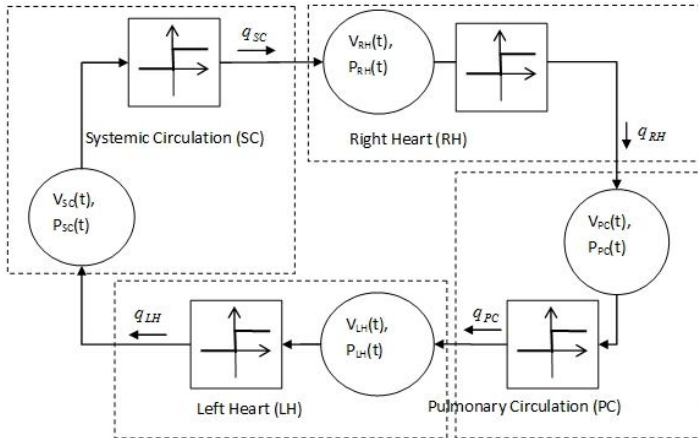


Рис. 1 - Камерная структура модели кровообращения

Предлагается математическая модель CCC, состоящая из четырех последовательно соединенных элементов: LH – левое сердце, SC – большой круг кровообращения, RH – правое сердце, PC – малый круг кровообращения. Каждый элемент CCC состоит из последовательно соединенной упругой камеры и простого релейного элемента. Релейные элементы моделируют работу клапанов сердца. Допущения модели CCC принимаются такими же, как в работе [2].

В модели CCC каждая i -ая камера характеризуется функциями: $q_i(t)$ (поток), $V_i(t)$ (объем), $P_i(t)$ (давление), $i \in \{LH, SC, RH, PC\}$.

Изменение объема крови $V_i(t)$ в i -ой камере равно разности притока $q_{i-1}(t)$ и оттока $q_i(t)$. Уравнение баланса крови в i -ой камере в дифференциальной форме, выглядит следующим образом [2]:

$$\frac{dV_i}{dt} = q_{i-1}(t) - q_i(t) \quad (1)$$

При моделировании динамических процессов в камерах большого и малого круга кровообращения (SC, PC) следует учитывать инерционные свойства потока крови и гидравлическое сопротивление. Для камер правого и левого сердца (LH, RH) инерционность можно не учитывать, так как кровь в данных камерах движется без значительных ускорений. Уравнения движения несжимаемой жидкости будут выглядеть следующим образом [2]:

$$q_{LH}(t) = \frac{1}{R_{LH}(t)} (P_{PC}(t) - P_{LH}(t)) \quad (2)$$

$$\frac{dq_{SC}(t)}{dt} = \frac{1}{L_{SC}}(P_{LH}(t) - P_{SC}(t) - R_{SC}(t)q_{SC}(t)) \quad (3)$$

$$q_{RH}(t) = \frac{1}{R_{RH}(t)}(P_{SC}(t) - P_{RH}(t)) \quad (4)$$

$$\frac{dq_{PC}(t)}{dt} = \frac{1}{L_{PC}}(P_{RH}(t) - P_{PC}(t) - R_{PC}(t)q_{PC}(t)) \quad (5)$$

где $R_{LH}, R_{SC}, R_{RH}, R_{PC}$ - гидравлические сопротивления соответствующих камер, L_{SC}, L_{PC} - инерционность крови в камерах SC и PC соответственно.

Сопротивления R_i ($i \in \{LH, SC, RH, PC\}$) определяется состоянием клапанов сердца. Так как клапаны моделируются простыми релейными элементами, то открытие клапана происходит в момент, когда возникает сколь угодно малый перепад давлений в направлении открытия. Клапан остается полностью открытым пока сохраняется перепад давления в сторону открытия, иначе клапан находится в закрытом состоянии. Следовательно, работу клапанов можно описать следующими уравнениями:

$$R_i(t) = \begin{cases} R_i^*, & \text{при } P_i > P_{i-1} \\ \infty, & \text{при } P_i \leq P_{i-1} \end{cases} \quad (6)$$

где R_i^* $i \in \{LH, SC, RH, PC\}$ - гидравлическое сопротивление соответствующих упругих камер

Зависимость давления $P(t)$ от функции $V(t)$ в моделях может быть различной. В данной модели для камер SC, PC используется наиболее часто экспериментально обнаруживаемая зависимость:

$$P_{SC}(t) = \frac{1}{C_{SC}}(V_{SC}(t) - U_{SC}) \quad (7)$$

$$P_{PC}(t) = \frac{1}{C_{PC}}(V_{PC}(t) - U_{PC}) \quad (8)$$

где C_{SC}, C_{PC} - эластичность соответствующей камеры, U_{SC}, U_{PC} - максимальный объем крови в камере (SC, PC), не вызывающий растяжения стенок – расправляющий или ненапряженный объем.

Для определения зависимости $P(t)$ от $V(t)$ для камер [3] рассмотрим модель сердца.

Сердце рассматривается как 2-камерный резервуар. Для простоты можно предположить, что каждая камера сердца – тонкостенная сфера. Связь давления в камере сердца с напряжением в

стенке камеры и размерами камеры определяется законом Лапласа для тонкостенной сферы. Принимается четырехэлементное представление сердечной мышцы. Стенка сферы (камеры) представляет собой сердечную мышцу (миокард).

Функциональная структура миокарда включает сократительный элемент (СЕ), который способен укорачиваться при возбуждении, последовательно связанный с ним упругий элемент (SE) и параллельный упругий элемент (PE). Для адекватного описания пассивного поведения миокарда (расслабления) параллельно сократительному элементу включен вязкостный элемент (VE).

Для учета соотношения площадей поперечного сечения, занимаемых в миокарде компонентами, соответствующими параллельным и последовательным эластичным элементам, осуществляется переход от одномерной четырехэлементной модели к ее пространственному аналогу. В такой модели параллельный эластичный элемент заменен пассивным эластичным веществом, в которое погружены одномерные активные сократительные нити.

Механическое напряжение $\sigma_i(t)$ в миокарде, с учетом доли сократительно-эластичных нитей в площади сечения миокарда, можно выразить взвешенной суммой:

$$\sigma_i(t) = s\sigma_i^{CE} + s\sigma_i^{PE} \quad i \in \{LH, RH\}$$

где σ^{CE} - напряжение в сократительном элементе, σ^{PE} - напряжение в параллельном элементе, s - доля сократительных нитей в площади поперечного сечения сердечной мышцы ($0 < s < 1$)

Давление в i -ой сердечной камере можно представить как

$$P_i(t) = 4 \cdot \sqrt[3]{\frac{\pi}{6}} \cdot \frac{h_i}{\sqrt[3]{V_i(t)}} \cdot \left[E_i^{PE} (1-s) (\exp(K_i^{PE} \varepsilon_i(t)) - 1) + E_i^{SE} \cdot s (\exp(K_i^{SE} \varepsilon_i^{SE}(t)) - 1) \right]$$

От переменных, характеризующих линейные размеры элементарной полости миокарда, на основе представления камеры сердца сферой произведен переход на две переменные с размерностью объема $V(t)$ и $w(t)$. Вспомогательную переменную $w(t)$ можно трактовать как объем полости, образованной моделью миокарда, в котором все последовательные эластичные элементы имеют постоянную длину, равную исходной, т.е. - заменены на абсолютно жесткие.

В данной версии модели пульсирующего сердца, деятельности сердца рассматривается как чередование систол и диастол. Характеристиками этого процесса являются: период сердечных сокращения T и длительности систолы $T_{сис}$. Началом сердечного цикла

является момент смены диастолы на систолу. В общем случае T и $T_{сис}$ могут быть разными для разных циклов.

В течение всей систолы сердечная мышца подчинена следующему уравнению

$$\frac{dw_i(t)}{dt} = \aleph_i \cdot [w_i(t) - u_i]$$

где \aleph, u - коэффициенты, выбранные таким образом, чтобы интегрально за сердечный цикл выполнялся закон Старлинга.

В течение всей диастолы сердечная мышца подчинена уравнению $\frac{dw_i(t)}{dt} = \frac{3E_i^{SE}}{\eta_i} \sqrt[3]{w_i^2(t)} \cdot \left(\sqrt[3]{V_i^0} - \sqrt[3]{V_i^{SEO}} \right) \cdot \left[\exp(K_i^{SE} \cdot \varepsilon_i^{SE}(t)) - 1 \right]$

Переход от систолы к диастоле происходит сменой этих уравнений.

Таким образом, получается замкнутая система уравнений, решая которую получают интересные нас выходные величины объемов, давлений и потоков $V_i(t)$, $P_i(t)$, $q_i(t)$.

Библиографический список

1. Лищук В.А. Математическая теория кровообращения. – М.: Медицина, 1991 – 256 с.
2. Фролов С.В., Маковеев С.Н., Газизова Д. Ш., Лищук В.А. Модель сердечно-сосудистой системы, ориентированная на интенсивную терапию // Вестник ТГТУ. 2008. Т.14. №4. С. 892-902
3. Лищук В.А., Мосткова Е.В. Система закономерностей сердца // Клиническая физиология кровообращения. – 2006. – № 1. – С. 16–21.

ИССЛЕДОВАНИЕ ПОКАЗАТЕЛЕЙ ГЕМОДИНАМИКИ

Е.В. Стрыгина

Научный руководитель - Леонтьев Е.А., канд. техн. наук, доцент
Тамбовский государственный технический университет

Адекватная гемодинамика – это абсолютно необходимое условие нормальной работы внутренних органов. По показателям, характеризующим работу сердца и циркуляцию крови раньше всего можно судить о состоянии пациента и об эффективности лечебных мероприятий.

Нарушение функции системной гемодинамики ведет к значительному ухудшению качества жизни и укорачивает саму жизнь. Эта проблема касается миллионов амбулаторных и стационарных пациентов во всем мире [1].

Анализ специфики работы разных врачей показывает, что термины «гемодинамика» и «гемодинамические параметры» имеют не одинаковое значение в различных областях медицины и до сих пор врач бездумно подбирает список измеряемых показателей гемодинамики, не связывая их с состоянием системы кровообращения пациента, что не позволяет улучшить исходы заболеваний.

Производители медицинского оборудования любой аппарат, участвующий в мониторинге пульса или кровяного давления, причисляют к «гемодинамическим мониторам», хотя эти аппараты на самом деле не мониторят гемодинамику, как понимают её в настоящее время.

Поэтому обоснование выбора показателей гемодинамики для мониторинга сердечно-сосудистой системы является важной задачей.

Набор гемодинамических показателей, включаемый в мониторинг, и собственно мониторы, сформировались в результате хронологии их исторического появления.

Слежение за ЭКГ и частотой сердечных сокращений (ЧСС) было первым нововведением. Затем к ним добавился осциллометрический способ измерения систолического, диастолического и среднего артериального давления. После того, как была разработана техника пульсовой оксиметрии и дыхательного биоимпеданса, появление автоматической регистрации сатурации артериальной крови и частоты дыхательных движений завершило список количественных параметров, мониторируемых неинвазивными методами. Позже инвазивные методы измерения давления внутри сосудов и в полостях сердца и инвазивный способ определения минутного объема крови (МОК) последовательно добавились к возможностям мониторов, однако это не стало рутинным исследованием для каждого пациента. Поскольку только адекватный МОК и связанный с ним уровень доставки кислорода коррелируют с выживаемостью, то это проясняет ситуацию с неудовлетворительными исходами, несмотря на проводившийся гемодинамический мониторинг, задачей которого является получение раннего сигнала о появившемся сердечно-сосудистом расстройстве, что позволит назначить упреждающее лечение, которое значительно улучшит кровоснабжение всех органов, ускорит выздоровление и сократит период госпитализации.

Кроме того, в клинической медицине имеются неверные представления о гемодинамике:

- Большинство клинических заключений основано только на измерении артериального давления.
- Адекватность перфузии определяется не у каждого пациента.
- Продолжаются поиски единственного универсального показателя, который бы был способен охарактеризовать состояние всей сердечно-сосудистой системы (ССС). Например, преувеличивается значение фракции выброса.
- Лекарства для лечения гемодинамических нарушений создаются и описываются как препараты для нормализации только одного показателя (например, противогипертонические средства).

Вышеперечисленные неправильные представления заставляют специалистов заниматься лечением гемодинамических симптомов, вместо того, чтобы диагностировать причины патологической гемодинамики и подбирать соответствующую терапию для конкретного пациента.

Только в этом случае у пациента может быть нормальное артериальное давление (АД) и нормальный гемодинамический статус.

Важным моментом является взаимоотношение АД и кровотока в системной гемодинамике, которая изучает работу левого сердца по транспортировке крови через большой круг кровообращения.

Это определение отражает:

- 1) значение ССС, как переносчика крови, то есть системы транспорта кислорода и питательных веществ;
- 2) гемодинамику, как физическую и физиологическую основу выполнения этой задачи.

Поскольку работа, производимая сердцем, представляется специалисту как взаимодействие кровотока и кровяного давления, гемодинамика связана с этой неразрывной парой во всех участках ССС. Вследствие ограниченного объема сосудистого русла и камер сердца кровоток формирует давление.

Информации о давлении крови недостаточно для принятия клинического решения.

Сердце - это пульсовой насос, порционно выбрасывающий кровь в аорту в течение каждого периода изгнания. Сообщение между сердцем и аортой прерывается во время диастолы, так как аортальный клапан закрыт. Таким образом, давление крови в аорте тоже пульсирует.

Наивысший уровень давления соответствует максимально интегрированному объему крови, поступающему в аорту во время систолы.

Поскольку сосуды артериального русла заполнены, систолическое артериальное давление не отражает кровоток.

Давление крови, находящейся в периферийных медленно суживающихся артериях, в течение каждой диастолы снижается только до диастолического уровня, пока следующая фаза изгнания снова не повторит весь процесс.

Уровень систолического артериального давления является функцией объема и вязкости крови, выбрасываемой в аорту, скорости сокращения сердечной мышцы и объема артериального русла.

С другой стороны, уровень диастолического давления представляет собой функцию объема и вязкости крови, выбрасываемой в аорту, и сосудистого сопротивления.

Одновременное изучение давления и кровотока в аорте является предметом изучения сердечно-сосудистой физиологии.

В системной гемодинамике для клиницистов имеют значение средние величины кровотока и артериального давления за время одного сердечного цикла.

Таким образом, в одном сердечном цикле, гемодинамически значимым показателем, характеризующим кровоток, будет средний объем крови, выбрасываемый сердцем за одну систолу–ударный объем.

Гемодинамически значимое давление крови – это среднее давление в аорте в течение одного сердечного цикла – среднее артериальное давление.

Наиболее известным и популярным параметром, определяющим кровоток, считается минутный объем крови (МОК) – регулятор транспорта кислорода. На практике у врачей существует двойственное мнение на этот счет. С одной стороны, у амбулаторных пациентов и большинства стационарных больных определению МОК не придается какого-либо значения. С другой стороны, у пациентов высокого анестезиологического риска и находящихся в критическом состоянии, этот показатель имеет большую значимость.

Наиважнейшая функция сердечно-сосудистой системы – транспорт кислорода. Полноценная сердечно-сосудистая система способна обеспечивать адекватный транспорт кислорода ко всем органам при любом состоянии метаболизма. Адекватный МОК соответствует адекватной доставке кислорода, а оптимальное снабжение всех тканей и

органов кислородом эквивалентно здоровью сердечно-сосудистой системы.

Показатель доставки кислорода прямо пропорционален МОК, но никак не связан с давлением крови в сосудах, а МОК, как показали исследования, зависит от веса и роста пациента.

Вывод из этого один: МОК может объективно отражать состояние гемодинамики, если его проиндексировать каким-нибудь параметром, связанным с весом человеческого тела. Индексирование МОК площадью поверхности тела (ППТ), хотя и не совсем корректно [2], но стало всемирно признанным клиническим стандартом, поскольку в расчетах учитываются вариации веса тела конкретного субъекта по сравнению с идеальным человеком. Поделив МОК на ППТ, получим индексированный объективный показатель гемодинамики – сердечный индекс (СИ), который и будет наиболее адекватно отображать состояние ССС человека:

$$СИ = МОК/ППТ \quad (1)$$

где: СИ - сердечный индекс л/мин./м², МОК - минутный объем крови, ППТ - площадь поверхности тела, м², определяется по формуле Дюбуа:

$$ППТ = В^{0,425} \cdot Р^{0,725} \cdot 71,84 \cdot 10^{-4} \quad (2)$$

где: В – вес, кг; Р – рост, см [2].

Библиографический список

1. Антонов А.А. Гемодинамика для клинициста. – Москва, 2004. –С. 7;
2. Milnor W.R. Hemodynamics. Williams & Wilkins, 136, 155, 1982.

ИСПОЛЬЗОВАНИЕ НЕЙРОСЕТЕВОГО МОДЕЛИРОВАНИЯ ДЛЯ ДИАГНОСТИКИ И МОНИТОРИНГА СОСТОЯНИЯ ПАЦИЕНТОВ В ПОСТОПЕРАЦИОННЫЙ ПЕРИОД

Г.А. Машевский

Научный руководитель – Юлдашев З. М., д-р техн. наук, профессор Санкт-Петербургский государственный электротехнический университет «ЛЭТИ» им. В.И. Ульянова (Ленина)

В практической медицине сегодня прилагаются значительные усилия для решения проблемы опережающего распознавания различных патологий, а также осуществления контроля лечения пациентов.

Особую важность данный контроль имеет в те периоды течения болезни, когда врачебная ошибка может привести к развитию тяжёлых осложнений или смерти пациента.

В рамках решения данной проблемы, нами были выполнены исследования на базе отделения торакальной хирургии городской больницы №26 г. Санкт-Петербурга, предложена методика контроля состояния водно-солевого обмена организма, на базе потенциометрического контроля мочи. Нами предложено новое пространство признаков для мониторинга включающее активности ионов Na^+ , K^+ , NH_4^+ (выраженные через потенциалы соответствующих электродных систем), величину pH, а также потенциалы LaF_3 , Pt, Ag_2S , Cd и EM – электродов, позволяющее контролировать состояние водно-солевого обмена организма пациента.

При решении задачи классификации и распознавания состояния пациентов в качестве основного метода моделирования нами был выбран математический аппарат нейронных сетей Кохонена. Попытки моделирования другими методами не дали удовлетворительных результатов, в частности использование кластерного анализа затруднено невыполнением условия нормального распределения значений исходных параметров и отсутствием однозначных критериев выделения кластеров. Так, например, результат разбиения пространства исходных признаков показал, что расстояние между соседними кластерами (14-19) оказалось сопоставимо со значениями расстояний между элементами внутри отдельных кластеров (9-24). Последующий анализ не выявил общности между измерениями отнесёнными к одним и тем же кластерам.

В сети Кохонена выигравшим элементом топологической карты (выходного слоя) является тот, у которого самый высокий уровень активации. Этот уровень активации определяется по расстоянию от входного примера до точки, координаты которой хранятся в элементе сети. Если это расстояние достаточно мало, то данный случай причисляется к соответствующему классу. Серьезным достоинством нейронных сетей Кохонена является то, что выходной слой нейронов упорядочен в двумерной решетке и алгоритм обучения разработан для формирования кластеров схожих наблюдений на близких позициях в решетке. Это позволяет определять и отметить независимые кластеры. Метки кластеров присваиваются нейронам, и таким образом получается метка класса для «выигравшего» нейрона во время выполнения оценки класса СОКК.

Изображение многомерного пространства на одной плоскости в виде двумерной решетки, на которой можно нанести тренд измене-

ния состояния пациента в ходе его лечения, как показала наша практика, более адекватно воспринимается лечащим врачом.

Сложность при расчете топологической карты Кохонена представляет интерпретация ее результатов. Поэтому мы предприняли некоторые усилия для усовершенствования методики идентификации. Предложенная нами методика включала в себя следующие этапы:

- Обработка средних значений исходных признаков по каждому элементу двумерной решетки карты Кохонена с помощью факторного анализа;
- Вычисление компонентной матрицы;
- Проектирование многофакторного пространства на плоскость главных компонент $F_i - F_j$;
- Нанесение на плоскость векторов исходных признаков в соответствии с нагрузками в компонентной матрице;
- Нанесение на плоскость изолиний выходной функции

Общее количество наблюдений в собранном массиве составило 2 282. Статистические оценки анализируемых параметров приведены в таблице 1, все величины (кроме pH) выражены через потенциал соответствующей электродной системы в милливольтках.

Табл. 1

Параметр	Среднее значение	Минимальное значение	Максимальное значение	Среднее квадратическое отклонение
Na	69	1	103	19
pH	6,00	4,15	8,62	0,63
LaF ₃	-324	-394	-214	26
Cd	-699	-779	-589	31
Bi	-101	-219	-32	26
EM	-207	-285	-126	26
ΔK	-7	-70	29	12
ΔPt	17	-50	121	31
ΔNH ₄	1	-40	45	12
Ag ₂ S	-267	-305	-197	20

Классификация массива исходных наблюдений по входным параметрам выполнена с помощью нейросетевой модели Кохонена СОКК 10:10-220:1, формата 5×44. исходные данные были разделены на обучающую – 1142, контрольную – 570 и тестовую – 570 выборки.

При выборе размерности сети мы руководствовались критерием минимальной контрольной ошибки сети.

Результат работы сети был подвергнут обработке в соответствии с описанной выше методикой. Полученная матрица компонентных нагрузок, представленная в табл. 2

Табл. 2

Параметр	Фактор 1	Фактор 2	Фактор 3	Фактор 4
Na	- 0,07	- 0,09	0,04	- 0,84
pH	0,89	0,06	0,37	- 0,02
LaF ₃	- 0,45	0,63	- 0,07	0,04
Cd	0,09	0,68	0,14	0,29
Bi	- 0,90	- 0,03	- 0,11	0,07
EM	0,13	0,85	- 0,09	0,01
ΔK	0,08	- 0,12	0,13	- 0,74
ΔPt	0,09	0,14	0,89	0,04
ΔNH ₄	- 0,10	0,23	- 0,64	0,30
Ag ₂ S	- 0,71	0,03	0,45	- 0,11
Физиологическая интерпретация компонент	КОС	Нарушение функций печени и почек, коагулопатические осложнения	ОВП Воспалительные процессы	Энергетический потенциал организма

Результатом выполненной обработки, стала топологическая карта постоперационных патологий, позволяющая диагностировать наличие у пациента патологических состояний, а также наблюдать динамику изменения его состояния на протяжении периода его лечения. На топографической карте проявляется фактор «ассоциативной памяти», который свойственен методу, разработанному Кохоненом. В частности данное обстоятельство проявляется в взаимном расположении нейронов, которые отражают энергетическую недостаточность, гипоосмоляльность, развитие воспалительных процессов, КОС, а также зафиксированную компенсацию ионной системы в до операционный период и при выписке больных.

Актуальной проблемой современной медицины является выбор обобщенных критериев оценки состояния пациента на тех или иных этапах лечебного процесса. Учитывая контингент обследованных пациентов, в основном с различными формами ракового заболевания, нами сделано предположение о том, что степень нарушения

электролитного баланса связана с наличием (01) или отсутствием (10) ракового заболевания. Именно эту категориальную переменную мы и выбрали в качестве выходной функции нейросетевой модели РБФ 9:9-85-1:1 (2).

Согласно выполненной классификации с помощью нейросетевой модели РБФ 9:9-85-1:1 (2) адекватность модели определяется табл. 4.

Табл. 4

Фактор оценки	Наличие ракового заболевания	
	подтверждено: РАК.01	отсутствует: РАК.10
Всего измерений	1447	1185
Правильная оценка	1071	727
Ошибочное определение	376	458
Неизвестно	0	0
% правильных определений	74	61
% ошибочных определений	26	39

Классификация при нейросетевом моделировании носит вероятностный характер и характеризуется величиной уровня доверия. Данный параметр был использован нами в качестве обобщенного критерия степени нарушения электролитного баланса в организме человека. Величина этого критерия изменяется от 0 (компенсация) до 1 (наибольшая степень нарушения и тяжесть заболевания). Обозначим этот коэффициент как χ . Корреляционный анализ показал наличие значимой связи данного параметра прежде всего с состоянием системы выработки и аккумуляции энергии организма ($R = -0,53$). В то же время значимыми для определения χ являются также и другие ионные параметры мочи.

При использовании в качестве выходной функции параметр χ вычислена нейросетевая модель ОРНС 9: 9-1316-2-1:1(3). Обучающая выборка включала 1316 наблюдение, контрольная – 658 наблюдения и тестовая 658. Статистические оценки полученной модели отражены в табл. 5.

Табл. 5

Оценка адекватности модели	Выходная функция χ
Среднее значение данных	0,545
Стандартное отклонение данных	0,232
Среднее ошибки	-0,0088
Стандартное отклонение ошибки	0,09
Среднее абсолютной ошибки	0,045
Отношение стандартных отклонений	0.392
Корреляция	0,920

Полученные статистические оценки подтверждают адекватность вычисленной нейросетевой модели патологических отклонений при лечении пациентов с распространенными формами ракового заболевания.

ПРИМЕНЕНИЕ БАЙЕСОВСКОЙ СТРАТЕГИИ В СИСТЕМЕ ПОДДЕРЖКИ ПРИНЯТИЯ РЕШЕНИЙ ВРАЧА-ТЕРАПЕВТА ПРИ ДИАГНОСТИКЕ АНЕМИИ

Е.А.Семенова

Научный руководитель – Садыкова Е.В., канд. техн. наук, доцент
Санкт-Петербургский государственный электротехнический университет
«ЛЭТИ» им. В.И. Ульянова (Ленина)

В настоящее время врачами общей практики уделяется много внимания такой группе клинико-гематологических синдромов как анемия. Общим моментом, для которых, является снижение концентрации гемоглобина в крови, чаще при одновременном уменьшении числа эритроцитов (или общего объема эритроцитов). Точность диагноза и быстрота, с которой его можно поставить, зависят, от очень многих факторов: от состояния больного, от имеющихся данных о симптомах и признаках заболевания и результатах аналитических и физиологических исследований, от общего объема медицинской информации о наблюдении таких симптомов при самых различных заболеваниях и, наконец, от квалификации самого врача. Своевременно поставленный точный диагноз часто облегчает выбор метода лечения и значительно повышает вероятность выздоровления больного [1].

Таким образом, врачу-терапевту при диагностике анемий требуется помощь в поддержке принятия решения о состоянии кроветвор-

ной системы пациента, так как необходимо анализировать большой объем информации. Исходя из выше сказанного, разработка системы поддержки принятия решений (СППР) врача-терапевта при диагностике анемии «DofA» является актуальной.

СППР «DofA» состоит из 4 блоков: «Карта пациента», «Диагностика», «Системные справочники», «Статистический анализ».

Блок «Карта пациента» обеспечивает информацию о посещениях, личных данных, результатах диагностики, анамнезе выбранного пациента.

«Статистический анализ» – раздел системы, позволяющий проводить статистическую оценку результатов анализов пациентов, используя непараметрические критерии математической статистики. В данном разделе оператор имеет возможность оценить достоверность аналитических данных групп пациентов, используя четыре непараметрических критерия математической статистики (Критерий Вилкоксона, Манна-Уитни, Розенбаума, Знаков).

Блок «Системные справочники» является средством информационной поддержки принятия решений врача-терапевта при диагностике анемий. Он содержит справочники и словари, которые используются для заполнения «Карты пациента». Справочники заполняются новыми данными сотрудниками лечебно-профилактического учреждения в процессе работы.

Блок «Диагностика» - раздел системы, использующийся при автоматической постановке диагноза.

В данной системе рассматривается ограниченная группа d различных видов анемий ($D1, D2, \dots, Dd$). Также имеется список s признаков, симптомов (например, слабость) или результатов аналитических исследований (например, клинический анализ крови, биохимический анализ мочи), на основе которых обычно получают необходимую информацию, обозначаемых $S1, S2, \dots, Ss$. Вся совокупность признаков, симптомов и т.д. обозначается символом S без индекса. Все симптомы дискретны, то есть каждый из них относится к одному из двух или нескольких конкретных классов (например, "наличие" и "отсутствие" признака).

На основе материала, накопленного за прошлые годы, для любого данного заболевания D_j была определена вероятность $P(S|D_j)$ наблюдения определенного симптомокомплекса S .

Для того чтобы немедленно начать лечение пациента, и, возможно, назначить специальные дополнительные проверки, врачу необходимо поставить предварительный диагноз, то есть врачу нужно

знать вероятность каждого заболевания при данном симптомокомплексе, т.е. $P(D_j|S)$.

Известно, что апостериорная вероятность $P(D_j|S)$ пропорциональна произведению априорной вероятности $P(D_j)$ на функцию правдоподобия $P(S|D_j)$, т.е.:

$$P(D_j | S) \approx P(D_j)P(S | D_j)$$

Так как сумма всех апостериорных вероятностей для различных заболеваний должна быть равна единице, более точно это выражение можно записать в виде:

$$P(D_j | S) = \frac{P(D_j)P(S | D_j)}{\sum_{j=1}^d P(D_j)P(S | D_j)}, j = 1, 2, \dots, d.$$

По существу это формула Бейеса, позволяющая вычислить вероятность справедливости некоторой гипотезы на основании ее априорной вероятности и некоторых эмпирических данных [1].

Таким образом, на основе введенных в карту пациента симптомов, результатов диагностики (аналитических и физиологических данных) и блока «Системные справочники», в котором введены вероятности $P(S|D_j)$, составляются диагностические таблицы. Полученные вероятности сравниваются с порогом. Если вероятность больше этого порога, то ставится однозначный ответ, если - меньше, то проводят дополнительное обследование. При этом используются специальные процедуры диагностики, которые называются последовательный анализ Вальда.

Система «DofA» находится в стадии разработки. В итоге система позволит осуществлять:

1. регистрацию данных пациентов, результатов аналитических и физиологических исследований;
2. печать отчетов о проведенных осмотрах и исследованиях;
3. обеспечение быстрого поиска и доступа к информации о пациентах и проведенных исследованиях;
4. информационная поддержка врача-терапевта;
5. автоматическая постановка диагноза.

Работа выполнена при поддержке Министерства образования и науки РФ в рамках ФЦП "Научные и научно-педагогические кадры инновационной России на 2009–2013 годы" (государственный контракт № П1081 от 31.05.2010).

Библиографический список

1. Каталог приложений – Медицина [Электронный ресурс]. URL: <http://www.statsoft.ru/home/portal/applications/medicine/methods.html>.

ФОРМИРОВАНИЕ ПРОСТРАНСТВА ПРИЗНАКОВ ДЛЯ ДИСТАНЦИОННОГО КОНТРОЛЯ ФУНКЦИОНАЛЬНОГО СОСТОЯНИЯ ЧЕЛОВЕКА- ОПЕРАТОРА

А.З. Яфаров

Научный руководитель – Сенкевич Ю.И., д-р техн. наук, доцент
Санкт-Петербургский государственный электротехнический универси-
тет «ЛЭТИ»

В настоящее время особое значение приобретает вопрос о формировании представления о функциональном состоянии человека, в процессе его активной деятельности для предупреждения опасных состояний для самих наблюдаемых и предотвращения критических ошибок в процессе их деятельности, вызванных так называемым «человеческим фактором». Признанными методами, формирующими наиболее полное представление о функциональном состоянии человека, являются полиграфические методы исследования, реализующие синхронную регистрацию нескольких физиологических процессов, протекающих в организме человека. Однако полиграфические исследования, как правило, проводятся в состоянии покоя в заранее определенной окружающей среде, т.е. в стационарных условиях. И потому особое значение приобретает проблема получения оптимального количества признаков, характеризующих функциональное состояние, при условии обеспечения нормальной активности наблюдаемого человека.

Всё большее распространение получают средства дистанционного мониторинга, реализующие одновременный съём одного или нескольких физиологических параметров и их дальнейшую передачу средствами радиосвязи для последующей обработки.

Научной группой кафедры БТС СПбГЭТУ «ЛЭТИ» был разработан технический стенд неинвазивного мониторинга параметров сердечной деятельности на базе персонального компьютера с использованием кардиомонитора «Alive Heart and Activity Monitor» австралийской компании «Alive Technologies». Разработанный стенд осуще-

ствляет передачу электрокардиологического сигнала по беспроводной технологии радиосвязи Bluetooth, что обеспечивает определённую мобильность наблюдаемых в ходе исследований. Исследования проводятся по специально разработанной методике, которая включает в себя подготовительный этап приведения наблюдаемых к определённому психофизиологическому состоянию. При этом разработанная методика предполагает проведение измерений в строго определённые временные интервалы в течение дня, заполнение опросного листа, прохождение устного психологического теста, структура которого может быть изменена в зависимости от конкретных условий проведения исследований. После получения данных посредством беспроводного канала радиосвязи, анализ полученных данных измерений осуществляется с помощью персонального компьютера с использованием специально разработанного программного обеспечения, которое автоматизирует сбор, обработку данных сердечной деятельности и позволяет сохранить полученные результаты в текстовом файле, а также представляет результаты исследования в удобной для восприятия графической форме.

С помощью разработанного технического стенда проведено исследование динамики функционального состояния 20 студентов 4 курса факультета информационно-измерительных и биотехнических систем посредством метода кардиомониторинга. Особое внимание в ходе обработки полученных данных было уделено методу ритмокардиографии, иначе называемому «вариационной пульсометрии» и получаемым посредством данного метода параметрам сердечной деятельности таким, как вариационный размах, мода, амплитуда моды, индекс напряжения, индекс вегетативного равновесия. Проведённый анализ полученных данных выявил наличие новых и ранее известных и изученных зависимостей показателей сердечной деятельности и, в частности, ритмической деятельности сердечн-сосудистой системы организма человека и его функционального состояния. Подтвердился персональный характер такой зависимости, требующий учёта индивидуальных особенностей личности при оценке результатов измерений.

Опыт работы нашей научной группы указал на необходимость расширения арсенала средств измерения в интересах получения более широкого спектра показателей функционального состояния. В настоящее время рассматривается связь подвижности исследуемых, информация о которой может быть получена посредством датчика 3D-акселометрии, с динамикой их функционального состояния. Рассматривается возможность сопряжения датчиков дыхания и температуры с разработанным техническим стендом, используемым в качестве осно-

вы, с которой могут быть связаны средства регистрации электрофизиологических сигналов для их комплексной обработки. Ведётся поиск оптимального набора параметров, на основании которых стало бы возможным делать однозначные выводы о наличии того или иного функционального состояния в определенный момент времени.

ДЖОУЛЬМЕТРИЧКИЙ МЕТОД ДЛЯ ИССЛЕДОВАНИЯ МОРФОЛОГИЧЕСКИХ ПРИЗНАКОВ ПРИ ВОСПАЛИТЕЛЬНОМ ПРОЦЕССЕ ПАНКРЕОНЕКРОЗЕ

Н.В. Шпенглер, С.П. Кравцова, Е.Г. Юткина

Научный руководитель – Геращенко С.И., канд. техн. наук, доцент
Пензенский государственный университет

Одной из актуальных задач современной медицины является диагностика заболеваний на ранних стадиях и выбор оптимальной тактики лечения. Для решения этой задачи зачастую требуется оценка состояния биологических тканей и жидкостей человека.

В настоящее время для описания состояния тканей применяются электрохимические методы исследований. Методика их использования основана на том, что происходящие в тканях и органах патологические процессы (воспаление, новообразования) вызывают изменение их электрохимических свойств. В измерительных системах с датчиками, построенными по принципу "электрод - среда - электрод", внешнее электрическое воздействие вызывает изменение электрохимических свойств среды, заключенной в межэлектродном пространстве. В подобных системах в качестве входного воздействия применяются различные формы тока, в качестве параметра, характеризующего состояние среды, используется межэлектродный потенциал. Установленное соотношение между коммутируемым током и снимаемым потенциалом в динамике является основанием для реализации различных электрохимических методов (вольтамперметрия, кулонометрия, хронопотенциометрия, полярография и т. д.). Некоторой разновидностью методов является импедансометрия, обеспечивающая описание исследуемой системы в виде передаточной функции. Упрощенно исследуемую систему можно представить в виде элементов линейной эквивалентной схемы замещения датчика.

Биологические ткани и органы с точки зрения исследования электрохимическими методами являются достаточно сложными объектами. Они, как правило, нестационарны, нелинейны, обладают от-

ветной реакцией на внешнее воздействие и гистерезисом. Применение известных электрохимических методов исследований для решения поставленной задачи сопряжено со следующими недостатками:

- сложность и длительность проведения исследований;
- ограниченное количество признаков, описывающих состояние объекта;
- плохая воспроизводимость результатов от эксперимента к эксперименту.

На кафедре ПГУ «Медицинские информационные системы и технологии» был разработан и внедрен в практику метод джоульметрии. Метод используется для оценки активности внутриполостных воспалительных процессов, воспалительных процессов в лобных и клиновидных пазухах, для контроля формирования костного регенерата, а также для диагностики состояния биологических объектов и реализации тканесохраняющих методик проведения операций с 1994 года.

Главными достоинствами данного метода являются простота реализации метода, низкая стоимость аппаратуры, оперативность использования и безопасность для здоровья человека.

Джоульметрическое устройство содержит зонд с установленным в нем электрохимическим диагностическим датчиком с активным электродом, входящим в контакт с исследуемой тканью. Рабочая часть датчика расположена в торце стандартной полихлорвиниловой дренажной трубки, применяемой в хирургии, диаметром 6 мм.

В основу метода положено соответствие между работой, совершаемой внешним источником энергии в исследуемом объекте, и изменением состояния исследуемого объекта. Если в качестве внешнего воздействия использовать ток $I(t)$, а в качестве параметра, характеризующего состояние объекта, изменение межэлектродного напряжения $U(t)$ во времени, то значение работы $A(t)$ на временном интервале от t_1 до t_2 можно определить на основании следующей зависимости:

$$A(t) = \int_{t_1}^{t_2} I(t)U(t)dt.$$

Значение произведенной работы тока $A(t)$ находится на основании обработки зависимостей тока $I(t)$ и напряжения $U(t)$ во времени. По изменению параметра работы тока во времени можно судить о динамике гнойно-воспалительного процесса.

Одной из важнейших проблем экстренной хирургии является в настоящее время острый панкреатит. Это острое внезапное воспаление поджелудочной железы.

Среди причин острого панкреатита следует отметить прием алкоголя, желчные камни, прием острой и жирной пищи; в патогене-

незе ведущую роль играет внутриацинарная активация протеолитических ферментов, которые ведут к самоперевариванию поджелудочной железы. Прогноз при панкреонекрозе зависит как от объема поражения поджелудочной железы, распространенности гнойно-некротического процесса в самом органе и окружающих тканях, так и от степени иммунных нарушений у пациента.

Было проведено динамическое наблюдение за изменениями электрохимических процессов в гнойном очаге при помощи джоульметрического датчика.

Оценка значений работы производилась с использованием датчика, состоящего из двух электродов, один из электродов является пассивным и выполнен в виде пластины, а второй электрод является индикаторным и представляет собой иглу. Использование двухэлектродных датчиков на основе индикаторного электрода обусловлено тем, что с уменьшением площади одного электрода (индикаторного) по сравнению с другим (пассивным), потенциал на индикаторном электроде увеличивается. Это дает большую воспроизводимость результатов в случае расположения индикаторного электрода непосредственно в исследуемом объекте.

Пассивный электродный узел выполнен в виде пластины, соединенной с одним концом пассивного токовода, покрытого изоляционным слоем и подключенного другим концом к пассивной клемме коммутатора. Активный электрод состоит из соединенных между собой диэлектрического полого цилиндра и зонда, собранного из проводящих ток оконечного сегмента и нескольких, имеющих центральное осевое отверстие слоев, а также расположенных между ними изолирующих прокладок, имеющих центральное осевое отверстие, таким образом, что все слои и оконечный сегмент в собранном виде образуют непрерывную контактную поверхность округлой формы и внутреннюю цилиндрическую полость, сносную с полостью диэлектрического цилиндра, внутри которых расположены активные тоководы, покрытые изоляционным слоем, каждый из которых соединен с соответствующим проводящим слоем или сегментом зонда, а вторым концом - с соответствующей активной клеммой коммутатора.

Предложенный датчик используют следующим образом. Пассивный электрод располагают с одной стороны биообъекта, а зондом прикасаются с другой стороны биообъекта с такой степенью давления, чтобы все или большая часть активных электродов контактировала с исследуемой тканью. С помощью коммутатора поочередно подключают источник постоянного напряжения к пассивному и одному из активных электродов и с помощью измерительного прибора, напри-

мер как в прототипе джоульметра, измеряют параметры процесса, по которым определяют работу, затрачиваемую током на процессы, происходящие в исследуемой ткани.

Все 69 исследуемых пациентов, которым проводилось динамическое наблюдение за изменениями электрохимических процессов в гнойном очаге, были разделены на две группы в зависимости от величины подаваемого постоянного тока.

В первой группе из 31 больного применяли ток в диапазоне 90 – 91 – 90 – 30 – 31 – 30 мкА. У 54,8 % \pm 2,3 пациентов этой группы отмечена связь клинического состояния, воспалительных маркеров крови и динамики электрохимических параметров при джоульметрическом исследовании; у 45,2 % \pm 1,1 эта зависимость отсутствовала.

Во второй группе было 38 человек, диапазон подаваемого на электроды тока составил 45–44–44–44 мкА. У 81,2 % \pm 5,2 больных этой группы отмечали зависимость клинического состояния, воспалительных маркеров крови и динамики электрохимических параметров; у 18,8 % \pm 6,1 такая зависимость отсутствовала.

Из этого следует, что при использовании последовательно подаваемого на электрод прибора тока силой 45–44–44–44 мкА у большего числа больных удавалось добиться наиболее информативных показателей работы тока, а данные джоульметрии более чем на сутки опережали появление реакции со стороны маркеров воспаления у 46,4 % пациентов.

Таким образом, электрохимические реакции, происходящие в очаге гнойно-некротического воспаления при панкреонекрозе, могут быть достаточно достоверно оценены с помощью джоульметрии. Более того, у 56 (81,2 %) больных параметры электрохимической реакции в очаге некроза полностью совпадают с морфологическими проявлениями заболевания, а в 32 (46,4 %) случаях более чем на сутки опережают появление негативной динамики со стороны маркеров воспаления.

Полученные данные свидетельствуют, что существует более сильная зависимость между морфологическими изменениями в поджелудочной железе и электрохимическими процессами, происходящими при некротических изменениях в этих тканях, нежели между электрохимическими показателями и визуальной оценкой изменений в тканях поджелудочной железы. Измерения джоульметрических параметров (работы тока) у больных с острым панкреатитом может быть использовано в клинической практике для прогнозирования динамики развития некротических процессов.

Библиографический список

1. Волчихин В.И., Геращенко С.И., Геращенко С.М. Джоульметрические медицинские приборы и системы. М.: РАН, 2008. 131 с.
2. Геращенко С.И., Мозеров С.А., Никольский В.И., Геращенко С.М., Юткина Е.Г. Исследование джоульметрических параметров и их взаимосвязи с морфологией воспалительного процесса при панкреонекрозе в эксперименте // Известия высших учебных заведений. Поволжский регион. Медицинские науки. 2009. № 3 (11). С. 3–11.

**ВЫБОР ОПТИМАЛЬНЫХ ЗНАЧЕНИЙ
КОРРЕКТИРУЮЩИХ КОЭФФИЦИЕНТОВ
ДЛЯ ПАРАМЕТРОВ РАБОТЫ
ЧЕЛОВЕКО-МАШИННЫХ СИСТЕМ**

А.Н. Варнавский

Рязанский государственный радиотехнический университет

На производстве, транспорте и т.п. при работе людей с различными техническими системами (машины, станки и т.п.) последние представляют собой объекты повышенной опасности, эксплуатация которых неизбежно сопровождается рисками, которые могут представлять угрозу жизни и здоровью, как оператора, так и людей находящихся вблизи таких систем. Кроме того, неправильная эксплуатация таких систем может повредить или увеличить износ самих механизмов, т.е. нанести материальный ущерб. Очевидно, что от состояния оператора может зависеть «правильность» работы таких механизмов и процессов.

Для уменьшения риска аварий в человеко-машинной системе необходимо осуществлять анализ окружающей обстановки и состояния оператора. Результатом анализа должны стать значения коэффициентов, которые влияют на изменение параметров работы системы.

Для здоровых людей в нормальном спокойном состоянии диапазон ЧСС находится в диапазоне от 60 до 90 уд/мин. Повышение ЧСС выше значения 90 уд/мин говорит о наличии тахикардии и повышенном возбуждении оператора, причем, чем выше ЧСС, тем больше степень возбуждения. При ЧСС более 130 уд/мин можно говорить о приступе пароксизмальной тахикардии или чрезмерном перенапряжении оператора. Поэтому можно предложить введение корректирующего

коэффициента управления k_L , являющегося выходным сигналом блока контроля ритма оператора, значение которого зависит от частоты сердечных сокращений оператора. Такой коэффициент может иметь значение равное 1 при ЧСС до 90 уд/мин и линейно уменьшаться до 0 при ЧСС более 130 уд/мин (рис. 1). Аналогичные зависимости можно предложить и для других показателей variability сердечного ритма, а также для различных ситуаций окружающей обстановки:

$$k_L = \begin{cases} 0,025 \cdot \text{ЧСС}, & \text{если } \text{ЧСС} < 40; \\ 1, & \text{если } 40 \leq \text{ЧСС} \leq 90; \\ -0,025 \cdot \text{ЧСС} + 3,25, & \text{если } 90 < \text{ЧСС} \leq 130; \\ 0, & \text{если } \text{ЧСС} > 130. \end{cases}$$

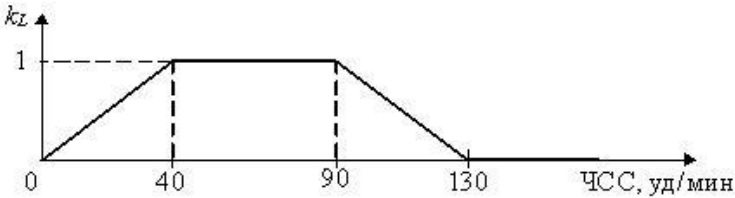


Рис. 1 - Вид коэффициента k_L

Работа исполнительных механизмов в общем случае определяется совокупностью параметров, некоторые из которых определяются видом технологического процесса, а другие задаются оператором и являются выходными сигналами блока формирования параметров работы человеко-машинной системы. Для преобразователя частоты и асинхронного двигателя такими параметрами могут быть скорость, частота и момент двигателя, разгон и торможение, ограничение тока, максимальные частота, скорость и момент, мощность двигателя и т.п. Чтобы учесть состояние оператора при работе человеко-машинной системы необходимо среди всей совокупности таких параметров выделить те, изменения которых должны происходить при ухудшении состояния оператора.

Поскольку величина коэффициента k_L зависит от состояния оператора, то необходимо при изменении значения k_L менять значения параметров работы исполнительного механизма. В частности для применений связанных с управлением различными объектами машиностроения (автомобили, краны и т.п.) новые значения параметров могут быть определены как

$$U_{\text{о6}} = \begin{cases} k_L U_{\text{о60}}, & \text{при большом значении } U_{\text{о60}}; \\ U_{\text{о60}}, & \text{при малом значении } U_{\text{о60}}; \end{cases} \text{ в режиме управления скоростью;}$$

$$U_{\text{max}} = k_L U_{\text{max0}};$$

$$M_{\text{о6}} = \begin{cases} k_L M_{\text{о6}}, & \text{при большом значении } M_{\text{о60}}; \\ M_{\text{о6}}, & \text{при малом значении } M_{\text{о60}}; \end{cases} \text{ в режиме управления моментом;}$$

$$M_{\text{max}} = k_L M_{\text{max0}};$$

$$I_{\text{max}} = k_L I_{\text{max0}};$$

где $U_{\text{о6}}$, $M_{\text{о6}}$, U_{max} , M_{max} , I_{max} – значения скорости, момента, максимальных величин скорости, момента и тока двигателя соответственно при $k_L \neq 1$; $U_{\text{о60}}$, $M_{\text{о60}}$, U_{max0} , M_{max0} , I_{max0} – начальные значения скорости, момента, максимальных величин скорости, момента и тока двигателя соответственно при $k_L = 1$.

Моделирование работы человеко-машинной системы позволило определить оптимальные значения корректирующих коэффициентов для различных ситуаций окружающей обстановки. Использование значений этих коэффициентов позволит повысить безопасность работы человеко-машинной системы.

Библиографический список

1. Варнавский А.Н. Моделирование останковки механизма в человеко-машинной системе при внезапной останковки сердца оператора //Материалы всероссийской конференции «Биомед-системы – 2010». Рязань. 2010. С. 346-350

АППАРАТНО-ПРОГРАММНЫЕ СРЕДСТВА ПОДДЕРЖКИ ДИСТАНЦИОННОГО ОБУЧЕНИЯ ДЕТЕЙ С ОГРАНИЧЕННЫМИ ВОЗМОЖНОСТЯМИ

А.Н. Варнавский, Л.В. Тимохина

Рязанский государственный радиотехнический университет

Дистанционное обучение позволяет обучать детей, которые не имеют возможности посещать школу по состоянию здоровья. Ценность дистанционного образования заключается и в том, что оно индивидуально, для каждого ребенка создается учебно-календарный график, расписание, позволяющее совмещать и распределять время на обучение и необходимое лечение. Это полностью подтверждает опыт регионального Центра дистанционного образования. По соглашению

между правительством Рязанской области и Министерством образования РФ, к концу 2012 года в региональном Центре дистанционного образования должно обучаться около четырехсот человек в возрасте от шести с половиной до двадцати трех лет.

В процессе обучения на ученика воздействует ряд негативных факторов:

- психоэмоциональная напряженность;
- монотония;
- напряжение отдельных мышечных групп;
- вынужденная поза.

Если у ребенка есть проблемы со здоровьем, то даже незначительные отклонения основных показателей жизнедеятельности могут причинить вред, или, по меньшей мере, свидетельствовать об ухудшении состояния здоровья и являться обоснованными причинами для принятия каких-либо решений касательно режима его обучения.

Поскольку необходимым элементом рабочего места обучаемого является компьютер с манипулятором «мышь», то предлагается разработать модификацию этого устройства применительно для поддержки процесса обучения и динамического контроля состояния ученика.

Для оценки состояния обучаемого предлагается использовать следующие биоэлектрические сигналы:

1) кожно-гальваническая реакция (КГР) – отражает процессы терморегуляции в связи с мышечной активностью, а опосредованно – силу и продолжительность стрессовых ситуаций. Фоновые физические колебания КГР и их интегральные показатели – количество, амплитуда и площадь отражают уровень тревожности и могут быть использованы для выявления индивидуально-психологических особенностей;

2) кожная температура – является достаточно достоверным показателем для определения состояния человека;

3) сигнал пульса – может использоваться для экспресс-диагностики сердечно-сосудистой системы и определения наличия стресса и изменения психоэмоционального состояния.

Для снятия кожно-гальванической реакции предлагается использовать схему на основе делителя напряжения из сопротивления участка ладони и резистора, встроенного в манипулятор. В качестве участка ладони может быть выбрано расстояние между указательным и средним пальцами.

Для регистрации пульсового сигнала предлагается использовать оптический датчик. Он представляет собой комбинацию светодиода (излучателя) и фотодиода (светоприемника). Измерительное устройство регистрирует изменение светопрозрачности указательного пальца,

в зависимости от ритма пульсации крови в течение определенного периода времени t . Датчик обрабатывает сигнал и передает на компьютер усредненное за промежуток времени значение.

Для съема температуры можно использовать термопару.

Программное обеспечение, необходимое для работы устройства, включает в себя две части: модуль для обеспечения взаимодействия между системой дистанционного обучения и мышью. Программное обеспечение в соответствии с заложенным в него алгоритмом работы осуществляет анализ биоэлектрических сигналов и сохранение информации о состоянии ученика и разрешении или запрете работы в системе.

Использование таких средств позволит повысить качество дистанционного обучения детей с ограниченными возможностями.

СОДЕРЖАНИЕ

ЧАСТЬ 1

Н.С. Харламова ПЕРСПЕКТИВНОЕ НАПРАВЛЕНИЕ ФИЗИОТЕРАПИИ – БИОАДПТИВНАЯ 3D-МАГНИТОТЕРАПИЯ.....	3
А.П. Казанцев ПРОЕКТ ТЕЛЕМЕДИЦИНСКОЙ СИСТЕМЫ АМБУЛА- ТОРНОГО СОПРОВОЖДЕНИЯ БЕРЕМЕННОСТИ НА ОСНОВЕ ИСКУССТВЕННОГО ИНТЕЛЛЕКТА.....	8
<u>СЕКЦИЯ 1. ЭКОЛОГИЧЕСКИЕ И МЕДИЦИН- СКИЕ СИСТЕМЫ И КОМПЛЕКСЫ</u>	16
М.Е. Юрин ПРИМЕНЕНИЕ МЕТОДА КОРРЕЛЯЦИОННОЙ ФЛУО- РЕСЦЕНТНОЙ СПЕКТРОСКОПИИ ДЛЯ НЕРАЗРУ- ШАЮЩЕГО КОНТРОЛЯ БИОАКТИВНЫХ ПРЕПАРА- ТОВ.....	16
А.Ю. Архипова БИОИМПЕДАНСНЫЙ АНАЛИЗАТОР НОВОГО ПОКОЛЕНИЯ.....	21
К.В. Семенова СПОСОБ ДИАГНОСТИКИ ВАРИКОЗНОГО РАСШИРЕ- НИЯ ВЕН ПИЩЕВОДА С ПОМОЩЬЮ МАГНИТНОГО МАРКИРОВАНИЯ КРОВИ.....	25
Д.М. Хансеев ПРИМЕНЕНИЕ НЕЙРОПОДОБНЫХ СЕТЕВЫХ СТРУК- ТУР В ЗАДАЧАХ КЛАССИФИКАЦИИ ДЫХАТЕЛЬНЫХ ШУМОВ.....	31
А.П. Порван, А.Л. Петухова, Е.В. Высоцкая ИНФОРМАЦИОННАЯ ТЕХНОЛОГИЯ ОПРЕДЕЛЕНИЯ ВЛИЯНИЯ ПОЧВ НА СОДЕРЖАНИЕ ТЯЖЕЛЫХ МЕ- ТАЛЛОВ В ПРОДУКТАХ ПИТАНИЯ.....	33
Д.Д. Монашева АППАРАТ ДЛЯ ЛЕЧЕБНОГО ВОЗДЕЙСТВИЯ ДИАДИ- НАМИЧЕСКИМИ ТОКАМИ.....	34

В.А. Линьков, П.В. Линьков, Ю.В. Линьков, Н.В. Вишняков, С.Н. Вишнякова, А.К. Мусолин ОЦЕНКА ЭЛЕКТРОЭФФЕКТИВНОСТИ АРХИТЕКТУРЫ ТРЕХФАЗНЫХ ЭЛЕКТРИЧЕСКИХ СЕТЕЙ С НЕЛИНЕЙНЫМИ НАГРУЗКАМИ КОМПЬЮТЕРНОГО ТИПА В МЕДИЦИНСКИХ УЧРЕЖДЕНИЯХ.....	38
Е.Ю. Шукейло СРЕДСТВА ДЛЯ СОЗДАНИЯ ОБЩЕРОССИЙСКОЙ БА- ЗЫ ДАННЫХ В ПРОГРАММНОМ КОМПЛЕКСЕ «ЦЕНТР ЗДОРОВЬЯ».....	42
Е.В. Власова, О.О. Голубятников, О.А. Остапенко, А.Ю. Потлов, Д.А. Семенов ВЫЧИСЛЕНИЕ КОЭФФИЦИЕНТОВ ДЛЯ ОПРЕДЕЛЕ- НИЯ КОНЦЕНТРАЦИИ ГЛЮКОЗЫ В КРОВИ.....	47
Э.А. Гладкова ОЦЕНКА ИЗМЕНЕНИЯ КАЧЕСТВА ПРИЗЕМНОГО СЛОЯ АТМОСФЕРНОГО ВОЗДУХА Г. РЯЗАНЬ ПОД ВОЗДЕЙСТВИЕМ АВТОТРАНСПОРТА С ПОМОЩЬЮ МЕТОДОВ ЭКОЛОГИЧЕСКОГО МОНИТОРИНГА.....	52
А.Б. Матанцев СПОСОБЫ УМЕНЬШЕНИЯ ПОГРЕШНОСТЕЙ ПОЛУ- ПРОВОДНИКОВЫХ ДАТЧИКОВ ГАЗА И МЕТОДЫ ИХ ИССЛЕДОВАНИЯ.....	56
Н.В. Павлова СОГЛАСОВАННОСТЬ ДИСТАНТНЫХ АНАЛИЗАТОРОВ ПРИ ПЕРЦЕПЦИИ ВНЕШНЕЙ ИНФОРМАЦИИ ГОЛОВ- НЫМ МОЗГОМ ЧЕЛОВЕКА.....	62
А.П. Порван, Ю.В. Журавлёва, М.А. Пашенко ИНФОРМАЦИОННАЯ ТЕХНОЛОГИЯ ВЫЯВЛЕНИЯ СТРЕССА У СТУДЕНТОВ.....	65
В.А. Сухенький ЭКСПЕРТНЫЙ АНАЛИЗ ЭЛЕКТРОМИОГРАФИЧЕСКО- ГО СИГНАЛА.....	67
В.Н. Тихонов СИСТЕМА АВТОМАТИЗИРОВАННОЙ РАННЕЙ ДИАГ- НОСТИКИ МЕЛАНОМЫ КОЖИ.....	69

К.Г. Половенко ДИАГНОСТИЧЕСКИЕ ВОЗМОЖНОСТИ АВТОМАТИЗИ- РОВАННОГО МЕТОДА ОБРАБОТКИ ЭЛЕКТРОМИО- ГРАФИЧЕСКИХ СИГНАЛОВ ПРИ ГИПЕРКИНЕЗАХ.....	72
А.А. Чернышев, Е.В. Высоцкая УНИВЕРСАЛЬНАЯ СИСТЕМА УПРАВЛЕНИЯ ПРОТЕ- ЗОМ ПРЕДПЛЕЧЬЯ НА РАСЩЕПЛЕННУЮ КУЛЬТЮ.....	74
П.С. Покровский, Д.С. Семин АЛГОРИТМ ПОИСКА ОБЪЕКТОВ КОСМИЧЕСКОГО МУСОРА ДЛЯ СИСТЕМ МОНИТОРИНГА ОКОЛОЗЕМ- НОГО ПРОСТРАНСТВА.....	76
М.Е. Виноградова ДЕТЕРМИНИРОВАННЫЙ АЛГОРИТМ КЛАССИФИКА- ЦИИ АКУСТИЧЕСКИХ ШУМОВ ДЛЯ РЕШЕНИЯ ЗАДАЧ МЕДИЦИНСКОЙ ДИАГНОСТИКИ.....	79
Е.С. Вековищева, С.И. Мальченко, А.В. Шилин РАЗРАБОТКА ВИРТУАЛЬНОЙ МОДЕЛИ СПЕКТРОФО- ТОМЕТРА МЕДИЦИНСКОГО НАЗНАЧЕНИЯ.....	82
А.А. Ахтырченко, М.В. Зубков ВИРТУАЛЬНЫЙ ПОЛЯРОГРАФ.....	84
В.Т. Дмитриев, Д.И. Лукьянов ПРИМЕНЕНИЕ ПРЕДСТАВЛЕНИЯ ХУРГИНА- ЯКОВЛЕВА В НЕИНВАЗИВНОЙ ДИАГНОСТИКЕ ГО- ЛОСОВОГО ТРАКТА.....	86
А.Е. Королёв, В. В. Васильев, К.В. Шемарин ВЕНТИЛЯТОР-ОЗОНАТОР ДЛЯ ОЧИСТКИ И ОБЕЗЗА- РАЖИВАНИЯ ВОЗДУХА.....	87
А.А. Голофеев ОПЫТ ЭКСПЛУАТАЦИИ ПРОГРАММНО- АППАРАТНОГО КОМПЛЕКСА «ЗДОРОВЫЙ РЕБЕНОК» ДЛЯ ОЦЕНКИ СОСТОЯНИЯ ЗДОРОВЬЯ ДЕТЕЙ И ПОД- РОСТКОВ.....	91
А. А. Одинокова, А.Ю. Потлов, Гахзар Мохаммед МОДЕРНИЗАЦИЯ ТЕЛЕВИЗИОННОЙ СИСТЕМЫ ПО- ИСКА ПОСТРАДАВШИХ «СИСТЕМА 1К».....	94

Ю.А. Лосева, Д.А. Караваева, Л.Б. Ильинская ПРИМЕНЕНИЕ ГБО У НАРКОЗАВИСИМЫХ ЖЕНЩИН ВО ВРЕМЯ БЕРЕМЕННОСТИ И РАННЕМ ПОСЛЕРОДО- ВОМ ПЕРИОДЕ.....	99
М.Е. Дорогов СТОХАСТИЧЕСКОЕ МОДЕЛИРОВАНИЕ ПРОЦЕССА РЕПРОДУКЦИИ СЕЛЬСКОХОЗЯЙСТВЕННЫХ БИОЛО- ГИЧЕСКИХ ОБЪЕКТОВ. ДОСТИЖЕНИЕ И ИНДУКЦИЯ ПОЛОВОЙ ЗРЕЛОСТИ.....	102
М.Е.Дорогов СТОХАСТИЧЕСКОЕ МОДЕЛИРОВАНИЕ ПРОЦЕССА РЕПРОДУКЦИИ СЕЛЬСКОХОЗЯЙСТВЕННЫХ БИОЛО- ГИЧЕСКИХ ОБЪЕКТОВ. МОДЕЛЬ ЭСТРАЛЬНОГО ЦИКЛА.....	103
М.Е.Дорогов СТОХАСТИЧЕСКОЕ МОДЕЛИРОВАНИЕ ПРОЦЕССА РЕПРОДУКЦИИ СЕЛЬСКОХОЗЯЙСТВЕННЫХ ЖИВОТ- НЫХ. МОДЕЛЬ СУПОРОСНОГО И ЛАКТАЦИОННОГО ПЕРИОДОВ.....	105
Н.Н. Стрелков, М.Б. Каплан ОПЫТ ТЕСТИРОВАНИЯ УСТРОЙСТВА МОНИТОРИН- ГА ЭЛЕКТРОДЕРМАЛЬНОЙ АКТИВНОСТИ.....	108
С.В. Субботин, А.И. Бубликова КОМПЛЕКСНАЯ ТЕРАПИЯ ВТОРИЧНОЙ АМЕНОРЕИ У ДЕВУШЕК-ПОДРОСТКОВ, СТРАДАЮЩИХ ФИЗИЧЕ- СКОЙ ЗАВИСИМОСТЬЮ ОТ ГЕРОИНА, НА 3-4 ЭТАПАХ ЛЕЧЕНИЯ НАРКОМАНИИ.....	113
М. Мохаммед, Л.Б. Ильинская ПРИМЕНЕНИЕ ГБО ПРИ СИНДРОМЕ ЗАДЕРЖКИ РАЗ- ВИТИЯ ПЛОДА.....	115
С. Хамдун РОЛЬ КАРДИОТОКОГРАФИИ В ВЕДЕНИИ РОДОВ У ЖЕНЩИН С ДИАГНОСТИРОВАННЫМ ТУБЕРКУЛЁЗОМ.....	116

<u>СЕКЦИЯ 2. МЕТОДЫ ИССЛЕДОВАНИЙ, МОДЕЛИРОВАНИЕ МЕДИКО-БИОЛОГИЧЕСКИХ ПРОЦЕССОВ И СИСТЕМ</u>	119
В.А. Погодина МОДЕЛЬ ВАРИАБЕЛЬНОСТИ РИТМА СЕРДЦА С УЧЕТОМ БАРОРЕЦЕПТОРНОЙ ЧУВСТВИТЕЛЬНОСТИ	119
Е.А. Захарова ПОДАВЛЕНИЕ ПОМЕХ, ВОЗДЕЙСТВУЮЩИХ НА ЭКГ-СИГНАЛ, В СИСТЕМАХ КОМПЕНСАЦИИ ГЕОМАГНИТНЫХ БУРЬ	124
В.С. Леушкин, Ю.С. Глазунова РАЗРАБОТКА МЕТОДОЛОГИЧЕСКИХ ОСНОВ ПОСТРОЕНИЯ СИСТЕМ КОМПЕНСАЦИИ И МОДЕЛИРОВАНИЯ ГЕОМАГНИТНЫХ ВОЗМУЩЕНИЙ И ГИПОМАГНИТНЫХ ПОЛЕЙ	127
А.М. Абрамов МОДЕЛИРОВАНИЕ МЕТОДА "СКОЛЬЗЯЩЕЙ" ГИСТОГРАММЫ ПРИ ИСПЫТАНИЯХ КАНАЛОВ ИЗМЕРЕНИЯ МАГНИТНОГО ПОЛЯ КОМПЛЕКСА «МУЛЬТИМАГМХ»	128
И.А. Джерики НОВЫЙ ПОДХОД К ЛЕЧЕНИЮ ФЕТОПЛАЦЕНТАРНОЙ НЕДОСТАТОЧНОСТИ	131
А.А. Федотов ВЫБОР ПАРАМЕТРОВ ИЗМЕРИТЕЛЬНОГО ПРЕОБРАЗОВАТЕЛЯ СЕРДЕЧНОГО РИТМА	133
С.П. Вихров, Н.В. Вишняков, С.Н. Вишнякова, В.А. Линьков, В.Г. Литвинов СИНТЕЗ ДИАГНОСТИЧЕСКИХ СИСТЕМ С ПИКОСЕКУНДНЫМ РАЗРЕШЕНИЕМ ДЛЯ АНАЛИЗА ДИНАМИКИ ТРАНСФОРМАЦИИ ЭЛЕКТРОМАГНИТНЫХ ПРОЦЕССОВ	139
Д.В. Панюхин, Д.В. Федоров СРАВНИТЕЛЬНАЯ ОЦЕНКА ПОМЕХОУСТОЙЧИВОСТИ АППАРАТНЫХ СРЕДСТВ ЭЛЕКТРОКАРДИОГРАФИИ	140
А.В. Бусыгин ЯЗЫК advancedQL В ОБЛАСТИ ИНФОРМАЦИОННО-ИЗМЕРИТЕЛЬНОЙ И БИОМЕДИЦИНСКОЙ ТЕХНИКИ	142

Е.В. Барышева, А.А. Басов, С.Н. Болотин, С.С. Джимаков, М.А. Долгов, С.Р. Федосов О ВЛИЯНИИ ВОДЫ С ПОНИЖЕННЫМ СОДЕРЖАНИЕМ ДЕЙТЕРИЯ НА ПОКАЗАТЕЛИ ПРООКСИДАНТНО- АНТИОКСИДАНТНОЙ СИСТЕМЫ У ЛАБОРАТОРНЫХ ЖИВОТНЫХ.....	143
А.А. Индюхин, В.Ф. Леймакин МЕТОД ДИАГНОСТИКИ ВЫЗВАННЫХ ПОТЕНЦИА- ЛОВ.....	149
А.Н. Страшненко, Е.В. Высоцкая ИНФОРМАЦИОННАЯ ТЕХНОЛОГИЯ ПОДДЕРЖКИ ПРИНЯТИЯ РЕШЕНИЯ ПРИ ОПРЕДЕЛЕНИИ СТАДИИ И ВЫБОРЕ МЕТОДА ЛЕЧЕНИЯ ПЕРВИЧНОЙ ОТКРЫТО- УГОЛЬНОЙ ГЛАУКОМЫ.....	153
К.В. Сидоров К ВОПРОСУ ПОСТРОЕНИЯ МОДЕЛИ РАСПОЗНАВА- НИЯ ЭМОЦИОНАЛЬНЫХ СОСТОЯНИЙ ЧЕЛОВЕКА ПО РЕЧЕВОМУ СИГНАЛУ.....	155
И.И. Волков, Авад Али Мохаммед МЕТОД КЛАССИФИКАЦИИ СЛОЖНЫХ СИСТЕМ НА ОСНОВЕ АНАЛИЗА СИГНАЛОВ СО СКРЫТЫМИ ПЕ- РИОДИЧНОСТЯМИ.....	161
Е.С. Кожевников РАЗРАБОТКА ЭКВИВАЛЕНТНОЙ ЭЛЕКТРИЧЕСКОЙ СХЕМЫ ЗАМЕЩЕНИЯ ПАРАМЕТРОВ КОСТНОЙ ТКА- НИ В ПРОЦЕССЕ ЕЁ ВОССТАНОВЛЕНИЯ.....	166
Н.О. Стрелков РЕКОНСТРУКЦИЯ ТРЕКОВ И ГОДОГРАФОВ ЭКВИВА- ЛЕНТНОГО ТОКОВОГО ДИПОЛЯ СЕРДЦА ЧЕЛОВЕКА ПРИ ИСПОЛЬЗОВАНИИ МОДЕЛИ ТОРСА В ФОРМЕ КРУГОВОГО ЦИЛИНДРА.....	170
Е.А. Андреева НЕПРЕРЫВНАЯ АУТЕНТИФИКАЦИЯ, ИСПОЛЬЗУЮ- ЩАЯ ФОНОКАРДИОГРАФИЧЕСКИЙ МЕТОД.....	176
М.П. Булаев, Е.Ю. Сеняева РАНГОВАЯ КОРРЕЛЯЦИЯ В МЕДИЦИНСКИХ ЗАДА- ЧАХ.....	181

С.О. Куликов НЕПАРАМЕТРИЧЕСКИЕ КРИТЕРИИ В ОЦЕНКЕ ЖИЗНЕННО ВАЖНЫХ ПОКАЗАТЕЛЕЙ ЧЕЛОВЕКА.....	183
М.К. Богомолов СТОХАСТИЧЕСКАЯ АППРОКСИМАЦИЯ В ЗАДАЧАХ МЕДИЦИНЫ.....	185
М.П. Булаев, М.А. Шмонова ФАКТОРНЫЙ АНАЛИЗ ПРОГРАММЫ STATISTICA ПРИ ОБРАБОТКЕ МЕДИЦИНСКИХ ДАННЫХ.....	188
М.П. Булаев, И.С.Маркова СТАТИСТИКА 8.0 В ЗАДАЧАХ ИССЛЕДОВАНИЯ БИО- МЕДИЦИНСКИХ ПОКАЗАТЕЛЕЙ ЧЕЛОВЕКА.....	192
Е.А. Логинова МЕТОДИЧЕСКИЕ ОСОБЕННОСТИ ОПРЕДЕЛЕНИЯ СТАБИЛЬНЫХ МЕТАБОЛИТОВ ОКСИДА АЗОТА В БИОЛОГИЧЕСКИХ ЖИДКОСТЯХ.....	194
И.К. Башкина, О.В. Мельник НОВЫЕ МЕТОДЫ И ДИАГНОСТИЧЕСКИЕ СИСТЕМЫ ВЫЯВЛЕНИЯ ПРИЗНАКОВ ЭЛЕКТРИЧЕСКОЙ НЕСТА- БИЛЬНОСТИ МИОКАРДА.....	200
И.А. Самофалов, И.В. Прасол ПРОБЛЕМЫ ПОМЕХОЗАЩИЩЕННОСТИ ПРИ АППА- РАТНОМ ИЗМЕРЕНИИ ГЛУБИНЫ КОРНЕВЫХ КАНА- ЛОВ.....	202
Д.С. Туляков МОДЕЛИРОВАНИЕ ПРОГНОЗОВ В УСЛОВИЯХ ИН- ТЕРВАЛЬНОЙ НЕОПРЕДЕЛЕННОСТИ ПАРАМЕТРОВ.....	204
Я.В. Носова АСПЕКТЫ ПОДГОТОВКИ ФАНТОМНЫХ ОБЪЕКТОВ ДЛЯ ВИРТУАЛЬНОГО ТРЕНАЖЕРА ПРИ ИЗУЧЕНИИ ОСНОВ РАБОТЫ УЗ-СКАНЕРОВ.....	210
М.Ю. Тымкович ПОСТРОЕНИЕ И ИСПОЛЬЗОВАНИЕ АТЛАСА ВНУТ- РИМОЗГОВЫХ СТРУКТУР ПРИМЕНИТЕЛЬНО К ПЛА- НИРУЮЩЕЙ ХИРУРГИЧЕСКОЙ СИСТЕМЕ.....	212
М.А. Антакон ИССЛЕДОВАНИЕ ВЛИЯНИЯ ПОЛЯРИЗАЦИИ В МЕТО- ДЕ ДВУМЕРНОЙ ФИЛЬТРАЦИИ С ИСПОЛЬЗОВАНИЕМ ВЕСОВЫХ МАТРИЦ.....	215

М.А. Антаков, И.С. Бурнаевский АППАРАТНЫЕ ФУНКЦИИ ГЕКСАГОНАЛЬНЫХ КОН- ФИГУРАЦИЙ НА ОСНОВЕ ТРОИЧНЫХ ПОСЛЕДОВА- ТЕЛЬНОСТЕЙ.....	221
Т.А. Жуков КОМПЬЮТЕРНОЕ МОДЕЛИРОВАНИЕ ФИЗИЧЕСКИХ ПРОЦЕССОВ КРИОХИРУРГИИ.....	226
В.А. Ревуцкий АЛГОРИТМ КЛАССИФИКАЦИИ НЕСАНКЦИОНИРО- ВАННОГО ИСТОЧНИКА ИЗЛУЧЕНИЙ.....	229
А.С. Леонтьев ИССЛЕДОВАНИЕ ПРИЧИННО-СЛЕДСТВЕННЫХ СВЯ- ЗЕЙ В ДИАГНОСТИКЕ РАННЕЙ ГЛАУКОМЫ.....	233
А.В. Наумова НЕЛИНЕЙНОСТЬ МОДЕЛИ ДИФфуЗИИ ЯЧЕЙКИ.....	239
А.А. Одинокова МОДЕЛИРОВАНИЕ СТАТИЧЕСКИХ ХАРАКТЕРИСТИК МИКРОЭЛЕКТРОННЫХ СТРУКТУР БИОМЕДИЦИН- СКОЙ ТЕХНИКИ.....	244
С.В. Синдеев МОДЕЛЬ СИСТЕМЫ КРОВООБРАЩЕНИЯ НА ОСНОВЕ ЧЕТЫРЕХ УПРУГИХ КАМЕР.....	248
Е.В. Стрыгина ИССЛЕДОВАНИЕ ПОКАЗАТЕЛЕЙ ГЕМОДИНАМИКИ.....	252
Г.А. Машевский ИСПОЛЬЗОВАНИЕ НЕЙРОСЕТЕВОГО МОДЕЛИРОВА- НИЯ ДЛЯ ДИАГНОСТИКИ И МОНИТОРИНГА СО- СТОЯНИЯ ПАЦИЕНТОВ В ПОСТОПЕРАЦИОННЫЙ ПЕ- РИОД.....	256
Е.А. Семенова ПРИМЕНЕНИЕ БАЙЕСОВСКОЙ СТРАТЕГИИ В СИСТЕ- МЕ ПОДДЕРЖКИ ПРИНЯТИЯ РЕШЕНИЙ ВРАЧА- ТЕРАПЕВТА ПРИ ДИАГНОСТИКЕ АНЕМИИ.....	261
А.З. Яфаров ФОРМИРОВАНИЕ ПРОСТРАНСТВА ПРИЗНАКОВ ДЛЯ ДИСТАНЦИОННОГО КОНТРОЛЯ ФУНКЦИОНАЛЬНО- ГО СОСТОЯНИИ ЧЕЛОВЕКА-ОПЕРАТОРА.....	264

Н.В. Шпенглер, С.П. Кравцова, Е.Г. Юткина ДЖОУЛЬМЕТРИЧЕСКИЙ МЕТОД ДЛЯ ИССЛЕДОВАНИЯ МОРФОЛОГИЧЕСКИХ ПРИЗНАКОВ ПРИ ВОСПАЛИ- ТЕЛЬНОМ ПРОЦЕССЕ ПАНКРЕОНЕКРОЗЕ.....	266
А.Н. Варнавский ВЫБОР ОПТИМАЛЬНЫХ ЗНАЧЕНИЙ КОРРЕКТИРУЮ- ЩИХ КОЭФФИЦИЕНТОВ ДЛЯ ПАРАМЕТРОВ РАБОТЫ ЧЕЛОВЕКО-МАШИННЫХ СИСТЕМ.....	270
А.Н. Варнавский, Л.В. Тимохина АППАРАТНО-ПРОГРАММНЫЕ СРЕДСТВА ПОДДЕРЖ- КИ ДИСТАНЦИОННОГО ОБУЧЕНИЯ ДЕТЕЙ С ОГРА- НИЧЕННЫМИ ВОЗМОЖНОСТЯМИ.....	272

ЧАСТЬ 2

<u>СЕКЦИЯ 3. АВТОМАТИЗИРОВАННЫЕ КОМ- ПЛЕКСЫ И ТЕЛЕМЕДИЦИНСКИЕ СИСТЕМЫ</u>	3
А.В. Уклеikin СОВРЕМЕННЫЕ АСПЕКТЫ ПРИМЕНЕНИЯ СИСТЕМ МОНИТОРИНГА ПОКАЗАТЕЛЕЙ СОСТОЯНИЯ ЧЕЛО- ВЕКА.....	3
С.С. Лукша СИСТЕМА АВТОМАТИЧЕСКОГО СБОРА, ОБРАБОТКИ И ХРАНЕНИЯ ДАННЫХ ПАЦИЕНТА.....	5
В. М. Сахибгареев ОСОБЕННОСТИ АДАПТАЦИИ МЕТОДИКИ ВОЗДЕЙ- СТВИЯ В АСПЕКТЕ МАГНИТОТЕРАПЕВТИЧЕСКОЙ РЕШЁТКИ.....	7
В. М. Сахибгареев КОНТРОЛЬ БИОТРОПНЫХ ПАРАМЕТРОВ МАГНИТО- ТЕРАПЕВТИЧЕСКОЙ РЕШЁТКИ.....	11
А.И. Бодров АВТОМАТИЗАЦИЯ ПОВЕРКИ ЭЛЕКТРОКАРДИОГРА- ФА С ПОМОЩЬЮ ВЕЙВЛЕТ-АНАЛИЗА СИНТЕЗИРО- ВАННОГО ЭЛЕКТРОКАРДИОСИГНАЛА.....	16
М.В. Ватуев ЭЛЕКТРОННЫЙ АНАЛИЗАТОР ЭЛЕКТРИЧЕСКИХ ПА- РАМЕТРОВ БИОЛОГИЧЕСКИХ ЖИДКОСТЕЙ.....	20

А.И. Мурго МИКРОКОНТРОЛЛЕРНАЯ ПЛАТФОРМА ПОДДЕРЖКИ РАЗРАБОТКИ ТЕЛЕМЕТРИЧЕСКИХ КОМПЛЕКСОВ ДЛЯ МЕДИЦИНСКИХ ПРИЛОЖЕНИЙ.....	25
Р.Ю. Дорошенко РАЗРАБОТКА АЛГОРИТМА ПЕРЕДАЧИ ДАННЫХ В ПРИБОРАХ ОЦЕНКИ СТЕПЕНИ ЖИЗНЕСПОСОБНО- СТИ КЛЕТОЧНОЙ СУСПЕНЗИЙ.....	30
А.П. Попова МЕХАНИКО-ГИДРАВЛИЧЕСКАЯ СИСТЕМА ДЛЯ МО- ДЕЛИРОВАНИЯ СТЕНОЗА МИТРАЛЬНОГО КЛАПАНА ЛЕВОЙ ПОЛОВИНЫ СЕРДЦА.....	33
Н.А. Щукин, А.П. Порван, Е.В. Высоцкая ИНФОРМАЦИОННАЯ ТЕХНОЛОГИЯ НЕИНВАЗИВНОЙ ДИАГНОСТИКИ ОНКОЛОГИЧЕСКИХ ЗАБОЛЕВАНИЙ.....	36
Адел Абдулсалам Насер ПРОГРАММНЫЙ ПАКЕТ НЕЙРОСЕТЕВОГО МОДЕЛИ- РОВАНИЯ ДЛЯ АНАЛИЗА И КЛАССИФИКАЦИИ ПА- ТОЛОГИЙ НА ИЗОБРАЖЕНИЯХ ГЛАЗНОГО ДНА.....	38
Н.А. Швецова МЕТОДИКА ДИАГНОСТИКИ ЗАБОЛЕВАНИЙ ПО ИЗО- БРАЖЕНИЯМ САМООРГАНИЗУЮЩИХСЯ СТРУКТУР.....	43
А.В. Крошилин, С.В. Крошилина МЕТОДИКА ПРОЕКТИРОВАНИЯ СИСТЕМЫ ПОД- ДЕРЖКИ ПРИНЯТИЯ РЕШЕНИЙ НА ОСНОВЕ НЕЧЕТ- КОЙ ЛОГИКИ ДЛЯ ОЦЕНКИ СОСТОЯНИЯ ЗДОРОВЬЯ ПАЦИЕНТОВ «STACIONAR».....	50
А.В. Алпатов, А.В. Кирюхин, М.Ю. Митрофанова РАЗРАБОТКА ПРОГРАММНОГО КОМПЛЕКСА ВИЗУА- ЛИЗАЦИИ И ОБРАБОТКИ СЕРДЕЧНОГО РИТМА.....	52
А.А. Федоров ОПРЕДЕЛЕНИЕ ТЕМПЕРАТУРНЫХ НАПРЯЖЕНИЙ В СИСТЕМАХ ОСТЕОСИНТЕЗА ПЛЕЧЕВОЙ КОСТИ.....	57
И.С. Рунов, Р.Д. Миргаязов СИСТЕМА ДИСТАНЦИОННОГО ХОЛТЕРОВСКОГО МОНИТОРИРОВАНИЯ.....	61

Л.В. Чиж ИНФОРМАЦИОННО-ОБРАЗОВАТЕЛЬНАЯ СРЕДА КАК ФАКТОР УПРАВЛЕНИЯ ПРОЦЕССОМ ОБУЧЕНИЯ КУРСАНТОВ.....	64
П.Ю. Мыльников SPSS В ОБРАБОТКЕ ДАННЫХ МЕДИЦИНСКОГО ОБС- ЛЕДОВАНИЯ.....	67
Е.Б. Жаркова РАЗРАБОТКА ЦИФРОВОГО ЦВЕТОМЕТРИЧЕСКОГО АНАЛИЗАТОРА ДЛЯ ОПРЕДЕЛЕНИЯ СОСТАВА ВЕ- ЩЕСТВ.....	72
М.С. Фролова ПОСТАНОВКА ЗАДАЧИ ОПТИМАЛЬНОГО ВЫБОРА ДЛЯ ЛПУ МЕДИЦИНСКОГО ОБОРУДОВАНИЯ С УЧЕ- ТОМ ИНТЕГРАЦИИ В МЕДИЦИНСКУЮ ИНФОРМА- ЦИОННУЮ СИСТЕМУ.....	73
О.Е. Гапон ИСПОЛЬЗОВАНИЕ ТЕХНОЛОГИИ ВЕЙВЛЕТНОГО АНАЛИЗА ДЛЯ СЖАТИЯ ЭКГ ДАННЫХ В ТЕЛЕМЕДИ- ЦИНЕ.....	80
Т.А. Чудакова АНАЛИЗ РЕНТГЕНОСКОПИЧЕСКИХ ИЗОБРАЖЕНИЙ НА ОСНОВЕ МНОГОМЕРНОГО БЫСТРОГО ПРЕОБРА- ЗОВАНИЯ ФУРЬЕ.....	82
О.М. Дацок, Д.В. Павленко, А.В. Хоружная АЛГОРИТМ ОБРАБОТКИ КАРДИОСИГНАЛОВ ДЛЯ ФОРМИРОВАНИЯ АВТОМАТИЧЕСКОГО ОПИСАНИЯ КАРДИОГРАММЫ.....	85
М.А. Лядов РАСПРЕДЕЛЕННАЯ ИНФОРМАЦИОННАЯ СИСТЕМА АВТОМАТИЗИРОВАННОГО СБОРА И ОЦЕНКИ СО- СТОЯНИЯ ЗДОРОВЬЯ ШКОЛЬНИКОВ РЕГИОНА.....	91
О.А. Остапенко РАЗРАБОТКА МЕДИЦИНСКОГО ДИАГНОСТИЧЕСКО- ГО КОМПЛЕКСА НОВОГО ПОКОЛЕНИЯ ДЛЯ ПРОВЕ- ДЕНИЯ СКРИНИНГ-ОБСЛЕДОВАНИЯ ДЕТЕЙ.....	96

А.М. Черникова, О.В.Чичканова МИКРОПРОЦЕССОРНАЯ СИСТЕМА ДИАГНОСТИКИ- СОСТОЯНИЯ ЩИТОВИДНОЙ ЖЕЛЕЗЫ И ПЕРИФЕРИ- ЧЕСКИХ КРОВЕНОСНЫХ СОСУДОВ.....	101
А.И. Истомина, Е.Н. Пересыпкина ОПТИЧЕСКАЯ СИСТЕМА ОБНАРУЖЕНИЯ ЦЕЛЛЮЛИ- ТА НА РАННИХ СТАДИЯХ.....	106
Е.Ю. Игушева ИНТЕГРАЦИЯ ЛАБОРАТОРНОЙ ИНФОРМАЦИОННОЙ СИСТЕМЫ И АВТОМАТИЧЕСКОГО ЛАБОРАТОРНОГО ОБОРУДОВАНИЯ: ПРОБЛЕМЫ И ПЕРСПЕКТИВЫ.....	110
Е.А. Пустозеров СИСТЕМА СБОРА И АНАЛИЗА МЕДИЦИНСКОЙ ИН- ФОРМАЦИИ БОЛЬНЫХ САХАРНЫМ ДИАБЕТОМ.....	112
Д.В. Савенков АВТОМАТИЗИРОВАННАЯ СИСТЕМА ОЦЕНКИ РИСКА РАЗВИТИЯ АТЕРОСКЛЕРОЗА И ИШЕМИЧЕСКОЙ БО- ЛЕЗНИ СЕРДЦА.....	115
И.В. Хлызова ИЗМЕРИТЕЛЬНО-ИНФОРМАЦИОННАЯ СИСТЕМА И МЕТОД ОЦЕНКИ СИЛОВЫХ ХАРАКТЕРИСТИК КИС- ТЕВОВОГО СХВАТА НА ЭТАПАХ РЕАБИЛИТАЦИИ ИН- ВАЛИДОВ.....	120
Ю.А. Кривоногова ОБРАБОТКА ДЖОУЛЬМЕТРИЧЕСКИХ СИГНАЛОВ ПРИ ОЦЕНКЕ ДИНАМИКИ ПРОТЕКАНИЯ ВОСПАЛИТЕЛЬ- НЫХ ПРОЦЕССОВ ПРИ ГНОЙНОМ ГАЙМОРИТЕ.....	125
Л.И. Панюшкина, С.М. Герашенко ОПТИМИЗАЦИЯ СТРУКТУРЫ ИНТЕРНЕТ-ПОРТАЛА КАФЕДРЫ «МЕДИЦИНСКИЕ ИНФОРМАЦИОННЫЕ СИСТЕМЫ И ТЕХНОЛОГИИ» ПЕНЗЕНСКОГО ГОСУ- ДАРСТВЕННОГО УНИВЕРСИТЕТА.....	131
Л.Ю. Кривоногов, А.Е. Клебнева, А.М. Хомяков БЕСПРОВОДНАЯ СИСТЕМА РЕГИСТРАЦИИ И АНАЛИ- ЗА ЭЛЕКТРОКАРДИОСИГНАЛОВ.....	136
А.В. Ермачихин, С.А. Кострюков ИЗМЕРИТЕЛЬНО-АНАЛИТИЧЕСКИЙ КОМПЛЕКС ДЛЯ ИССЛЕДОВАНИЯ ШУМОВ В БИОЛОГИЧЕСКИХ СИСТЕМАХ.....	142

А.Н. Варнавский, Н.В. Чекан АВТОМАТИЗИРОВАННАЯ СИСТЕМА СНИЖЕНИЯ РИСКОВ АВАРИЙ НА ТРАНСПОРТЕ.....	147
<u>СЕКЦИЯ 4. ДАТЧИКИ, ДИАГНОСТИЧЕСКИЕ И ТЕРАПЕВТИЧЕСКИЕ УСТРОЙСТВА</u>	150
А.А. Жильников СПОСОБ НЕРАЗРУШАЮЩЕЙ ОБЪЕМНОЙ РЕГИСТРА- ЦИИ МАГНИТНЫХ ПОЛЕЙ В МАГНИТОТЕРАПИИ.....	150
М.В. Сушилина ОПРЕДЕЛЕНИЕ КООРДИНАТ КОНТРОЛЬНЫХ ТОЧЕК ВОЗДЕЙСТВИЯ ДЛЯ КОМПЛЕКСОВ ХРОНОМАГНИ- ТОТЕРАПИИ.....	152
Е.С. Артюшина, Н.С. Харламова МАГНИТОТЕРАПЕВТИЧЕСКОЕ УСТРОЙСТВО С РЕО- ГРАФИЧЕСКИМ КАНАЛОМ.....	157
Е.О. Путилин БЕСКОНТАКТНОЕ СКАНИРОВАНИЕ ПРОЦЕССОВ СЕРДЦЕБИЕНИЯ И ДЫХАНИЯ ПАЦИЕНТА МАГНИТО- ТЕРАПЕВТИЧЕСКОГО КОМПЛЕКСА.....	159
Е.О. Путилин МОДЕЛИРОВАНИЕ ИМПУЛЬСНО-ФАЗОВОГО СКАНИ- РОВАНИЯ ПАЦИЕНТА КОМПЛЕКСНОЙ ХРОНОМАГ- НИТОТЕРАПИИ.....	163
А.В. Замятин, А.А. Тришин АНАЛИЗ МЕТОДОВ И СРЕДСТВ ФОРМИРОВАНИЯ НЕ- ОДНОРОДНЫХ МАГНИТНЫХ ПОЛЕЙ ДЛЯ МАГНИТО- ТЕРАПИИ И ИЗМЕРЕНИЯ ИХ ПАРАМЕТРОВ.....	167
С.С. Лукша ПОРТАТИВНЫЙ ДЕФИБРИЛЛЯТОР-МОНИТОР С ФУНКЦИЕЙ КОНТРОЛЯ ПАРАМЕТРОВ СЕРДЕЧНО- СОСУДИСТОЙ СИСТЕМЫ.....	172
А.В. Антипина ЛАЗЕРНОЕ ТЕРАПЕВТИЧЕСКОЕ УСТРОЙСТВО.....	173
М.В. Сорокин, А.С. Быстров ПРИМЕНЕНИЕ ТЕНЗОМЕТРИЧЕСКИХ СИСТЕМ В ЖИ- ВОТНОВОДСТВЕ.....	176

В.А. Ургапов СИСТЕМА ТЕХНИЧЕСКОГО ЗРЕНИЯ, ОБЕСПЕЧИ- ВАЮЩАЯ ОРИЕНТАЦИЮ В ПРОСТРАНСТВЕ СЛЕПЫХ И СЛАБОВИДЯЩИХ ЛЮДЕЙ.....	180
А.Ю. Маликов АНАЛИЗ ФИЗИЧЕСКОГО СОСТОЯНИЯ ВОДИТЕЛЯ ТРАНСПОРТА ДАЛЬНЕГО СЛЕДОВАНИЯ НА ОСНОВЕ ВИДЕОДАТЧИКА.....	183
И.А. Климов ИЗУЧЕНИЕ СТЕПЕНИ ВЛИЯНИЯ АНТРОПОГЕННОЙ НАГРУЗКИ НА АДАПТАЦИОННЫЕ ВОЗМОЖНОСТИ ОРГАНИЗМА ДЕТЕЙ.....	186
Е.В. Высоцкая, А.П. Порван, Д.А. Амбросов ИНФОРМАЦИОННАЯ ТЕХНОЛОГИЯ ДИАГНОСТИКИ АРТЕРИАЛЬНОЙ ГИПЕРТЕНЗИИ.....	191
Е.Д. Мишустин, А.П. Порван, Е.В. Высоцкая ИНФОРМАЦИОННАЯ ТЕХНОЛОГИЯ ПСИХОДИАГНО- СТИКИ ЛЮДЕЙ С ОГРАНИЧЕННЫМИ ВОЗМОЖНО- СТЯМИ ЗДОРОВЬЯ.....	193
А.В. Евстафьева УСТРОЙСТВО ОПРЕДЕЛЕНИЯ ПРОСТРАНСТВЕННО- ВРЕМЕННОГО РАСПРЕДЕЛЕНИЯ ДАВЛЕНИЯ СТОПЫ.....	194
А.М. Гузаирова УСТРОЙСТВО ДЛЯ СНИЖЕНИЯ НАГРУЗКИ НА СЕРД- ЦЕ.....	197
С.В. Харьков НЕЧЕТКИЕ НЕЙРОННЫЕ СЕТИ ДЛЯ ИНТЕГРАЛЬНОЙ ОЦЕНКИ СОСТОЯНИЯ ЗДОРОВЬЯ.....	199
А.В. Орлов, А.Л. Галиев ПРИМЕНЕНИЕ ИЗМЕРИТЕЛЬНОГО ГЕНЕРАТОРА ЗА- ДАННОЙ МОЩНОСТИ В БИМЕДИЦИНСКИХ ЦЕЛЯХ.....	204
П.А. Блинов ИСПОЛЬЗОВАНИЕ МИКРОКОНТРОЛЛЕРОВ СЕМЕЙ- СТВА PIC24 ФИРМЫ MICROCHIP В ЗАДАЧАХ ПЕР- ВИЧНОЙ ОБРАБОТКИ БИОСИГНАЛОВ.....	210
А.А. Хдрял ТЕХНИЧЕСКАЯ РЕАЛИЗАЦИЯ БИОЛОГИЧЕСКОЙ ОБ- РАТНОЙ СВЯЗИ В ГЕМОДИАЛИЗЕ.....	213

А.Ф. Шишкина УСТРОЙСТВО ПОВЫШЕНИЯ УСТОЙЧИВОСТИ СЛУ- ХОВЫХ АППАРАТОВ МЕТОДОМ КОМПАНДИРОВА- НИЯ ОГИБАЮЩЕЙ РЕЧЕВОГО СИГНАЛА.....	219
Н.И. Юмагулов ПРОГРАММНОЕ УПРАВЛЕНИЕ МОЩНОСТЬЮ В ИЗ- МЕРИТЕЛЬНЫХ ГЕНЕРАТОРАХ С КОЛЕБАТЕЛЬНЫМ КОНТУРОМ.....	223
Н. С. Точилина СРЕДСТВА ПОДАВЛЕНИЯ ВЛИЯНИЯ АДДИТИВНЫХ ПОМЕХ НА ЭЛЕКТРОКАРДИОСИГНАЛ НА ОСНОВЕ ФИЛЬТРАЦИИ.....	228
П.Л. Шувалов СПОСОБ ВЫДЕЛЕНИЯ ТР-СЕКМЕНТОВ ЭЛЕКТРОКАР- ДИОСИГНАЛА.....	231
Е.А. Логинова ПРИМЕНЕНИЕ НИЗКОИНТЕНСИВНОЙ ЛАЗЕРНОЙ ТЕ- РАПИИ ДЛЯ ЗАЖИВЛЕНИЯ ШВОВ У РОДИЛЬНИЦ ПО- СЛЕ КЕСАРЕВА СЕЧЕНИЯ, ЭПИЗИОТОМИИ И РАЗРЫ- ВОВ ПРОМЕЖНОСТИ.....	234
Д.И. Бородкин ИССЛЕДОВАНИЕ ЗАВИСИМОСТИ ТОЧНОСТИ СТАТИ- СТИЧЕСКИХ И СПЕКТРАЛЬНЫХ ХАРАКТЕРИСТИК РИТМА СЕРДЦА ОТ ЧАСТОТЫ ДИСКРЕТИЗАЦИИ ЭЛЕКТРОКАРДИОСИГНАЛА.....	236
И.В. Парамошин ИССЛЕДОВАНИЕ ВЛИЯНИЯ НЕРАВНОМЕРНОСТИ ДИСКРЕТИЗАЦИИ НА ТОЧНОСТЬ ОЦЕНОК ХАРАКТЕ- РИСТИК РИТМА СЕРДЦА.....	238
С.О. Гаевой, А.Н. Корщиков КОНТРОЛЬ ПРОЦЕССОВ ЗАСЫПАНИЯ И ПОТЕРИ ВНИМАНИЯ ВОДИТЕЛЕМ ТРАНСПОРТНОГО СРЕДСТ- ВА.....	241
Д.В. Михайленко, А.С. Нечипоренко УСОВЕРШЕНСТВОВАНИЕ СХЕМЫ ИЗМЕРИТЕЛЬНОГО ЗОНДА ПРИБОРА РЕГИСТРАЦИИ ОАЭ.....	243
А.И. Савицкий ИЗМЕРИТЕЛЬНЫЙ МОДУЛЬ ДЛЯ РЕГИСТРАЦИИ ТРЕ- МОРА.....	245

Н.И. Макарова СТРУКТУРА ПРЕОБРАЗОВАТЕЛЯ ЧАСТОТЫ В КОД НА ОСНОВЕ АЛГОРИТМА НЕЧЕТКОГО ВЫВОДА ТАГАКИ- СУГЕНО.....	248
Е.Е. Гомов, А.П. Казанцев ОЦЕНКА ТОЧНОСТИ ДОПЛЕРОМЕТРИИ ЧАСТОТЫ СЕРДЕЧНЫХ СОКРАЩЕНИЙ ПЛОДА.....	251
К.А. Агеев СТРУКТУРНАЯ МОДЕЛЬ РЕЗОНАНСНОГО ДАТЧИКА НА ОСНОВЕ ИНС-ТЕХНОЛОГИИ.....	257
О.С. Куроедова ИЗМЕРЕНИЕ ВОЛЬТ-АМПЕРНЫХ ХАРАКТЕРИСТИК.....	261
А.Ю. Потлов МОДЕЛИРОВАНИЕ МИГРАЦИИ ФОТОНОВ В ДИФФУ- ЗИОННОЙ ОПТИЧЕСКОЙ ТОМОГРАФИИ.....	265
А.Ю. Потлов, К. Галев, С. Назар ПОСТРОЕНИЕ СТРУКТУРНОГО ИЗОБРАЖЕНИЯ В ОП- ТИЧЕСКОЙ КОГЕРЕНТНОЙ ТОМОГРАФИИ.....	267
А.С. Суслина МЕТОДЫ ИЗМЕРЕНИЯ ВОЛЬТ-АМПЕРНЫХ ХАРАКТЕ- РИСТИК.....	270
Л.Ю. Кривоногов, А.Е. Клебнева ОЦЕНКА КАЧЕСТВА АЛГОРИТМОВ ПОДАВЛЕНИЯ ПОМЕХ В ЭЛЕКТРОКАРДИОСИГНАЛАХ.....	274
А.А. Бровкин ВЫБОР ОПТИМАЛЬНЫХ РАЗМЕРОВ ГИДРОДИНАМИ- ЧЕСКОГО ФЛОУСПИРОМЕТРИЧЕСКОГО ПРЕОБРАЗО- ВАТЕЛЯ НА ОСНОВЕ ТРУБКИ ПИТО.....	280