

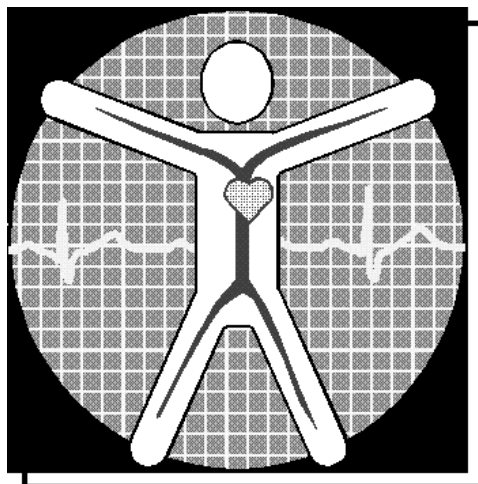
**МИНИСТЕРСТВО ОБРАЗОВАНИЯ И НАУКИ
РОССИЙСКОЙ ФЕДЕРАЦИИ
МИНИСТЕРСТВО ОБРАЗОВАНИЯ РЯЗАНСКОЙ ОБЛАСТИ
РЯЗАНСКИЙ ГОСУДАРСТВЕННЫЙ
РАДИОТЕХНИЧЕСКИЙ УНИВЕРСИТЕТ**

**БИОТЕХНИЧЕСКИЕ, МЕДИЦИНСКИЕ
И ЭКОЛОГИЧЕСКИЕ СИСТЕМЫ
И КОМПЛЕКСЫ**

БИОМЕДСИСТЕМЫ – 2015

**XXVIII ВСЕРОССИЙСКАЯ НАУЧНО-ТЕХНИЧЕСКАЯ
КОНФЕРЕНЦИЯ
СТУДЕНТОВ, МОЛОДЫХ УЧЕНЫХ И СПЕЦИАЛИСТОВ**

МАТЕРИАЛЫ КОНФЕРЕНЦИИ



Рязань 2015

УДК 615.47:621.37/89

Сборник включает материалы докладов Всероссийской научно-технической конференции студентов, молодых ученых и специалистов «Биотехнические, медицинские и экологические системы и комплексы» (Биомедсистемы – 2015). Освещаются вопросы обработки биомедицинской и экологической информации, применения измерительно-вычислительных комплексов в медицине и экологии, автоматизации сбора данных о развитии болезни и состоянии здоровья больных, разработки систем и устройств воздействия на биологические объекты.

Авторская позиция и стилистические особенности публикаций полностью сохранены.

ISBN 978-5-7722-0276-0

© Рязанский государственный
радиотехнический университет

2015

МЕТОДИКА ПРОЕКТИРОВАНИЯ АВТОМАТИЗИРОВАННЫХ АППАРАТОВ МЕХАНОТЕРАПИИ ПОЗВОНОЧНИКА

Н.И. ГИНИЯТУЛЛИН
ООО НВП «Орбита», г. Уфа

Актуальность проектирования

В современном мире в связи с урбанизацией, низкой двигательной активностью, изменением режима и качества питания, ухудшением экологических условий окружающей среды заболеваниями позвоночника страдают до 80% жителей земного шара. Статистические исследования показывают, что патология только пояснично-крестцового отдела составляет около 30% общей заболеваемости. В возрасте от 30 до 45 лет боли в спине являются одной из наиболее частых причин потери трудоспособности.

Вот почему столь важна сегодня разработка отечественных программно управляемых оздоровительных комплексов - автоматизированных аппаратов механотерапии, предназначенных для проведения дозированного вытяжения и вибрационно-механического воздействия на позвоночник и суставы, что, в целом, может быть рассмотрено как вклад в реализацию национальной программы по охране здоровья работающего населения в РФ.

Развитие медицинской реабилитации и профилактики - один из приоритетов в процессе модернизации системы здравоохранения в РФ. При этом очевидно, что полноценная реабилитация без использования современного оборудования проблематична. Неслучайно в проекте приказа Минздрава РФ №1705н от 29.12.2012 «О порядке организации медицинской реабилитации» большое внимание уделяется оснащению центров медицинской реабилитации отечественным оборудованием для пассивной, активно-пассивной механотерапии и кинезитерапии. Это особенно важно сейчас, когда необходимо запускать производственные комплексы, решающие проблемы импортозамещения в области медицинской техники.

Тема представленной работы отвечает основным направлениям модернизации здравоохранения в РФ в соответствии с Федеральным законом №323 - 3. «Об основах охраны здоровья граждан Российской Федерации». В настоящее время в связи с санкциями, введенными рядом стран мира в отношении России, перед правительством поставлена особая задача - увеличить импортозамещение медицинских изделий до 2020 года на 35%. В этом аспекте рассматриваемая научно-практическая работа является своевременной, актуальной, направленной на коммерциализацию новых разработанных

высокотехнологичных изобретений по механотерапии - аппаратов серии «ОРМЕД».

Механотерапия трех столетий – этапы развития

Основоположителем медицинской механотерапии был шведский физиотерапевт, академик Шведской академии наук Густав Цандер. По его инициативе в 1865 году в Швеции был основан первый в мире медико-механический институт, где проводились исследования влияния физических упражнений на различные изменения в опорно-двигательной системе человека. В свою очередь, залы лечебных учреждений, в которых были установлены такие аппараты, получили название «механических институтов Цандера» и вскоре стали неотъемлемой принадлежностью каждого благоустроенного санаторно-курортного учреждения. В царской России «Цандеровские институты механотерапии» были открыты в Петербурге, Москве, Киеве и других городах.

Аппараты Цандера действуют на мускулы путем трясения, валяния, толчков, глажения и вибрационного движения особых приборов для мобилизации тугоподвижных суставов, сберегают силы пациента, избавляя от напряжения с его стороны. Вопрос об открытии «Механотерапии» на Кавказских Минеральных Водах (КМВ) возник в конце 90-х годов XIX века. Но только в 1902 году (газета «КМВ» за 05.07.1902 г.) состоялось открытие Института механотерапии на КМВ в Ессентуках, после чего начинает действовать «Ессентукская механотерапия» – прародительница современных центров восстановительной медицины, медицинской реабилитации и профилактики.

В 1902 году первых больных принял Цандеровский институт механотерапии в Ессентуках, где был установлен комплекс из 62 оригинальных аппаратов, большая часть из которых действует и поныне. В 1908 году в Москве на Петровке открылась Первая Московская механическая лечебница Цандеровского института. Огромная заслуга в развитии, обосновании и внедрении в клиническую практику лечебной гимнастики, массажа и механотерапии в России принадлежит И.З. Забудовскому и Г.К. Соловьеву.

К аппаратам механотерапии последнего поколения относятся автоматизированные механотерапевтические установки серии «ОРМЕД», которые объединяют в себе новейшие медицинские технологии реабилитации и лечения заболеваний позвоночника и суставов за счет механического дозированного вытяжения и роликового вибромассажа позвоночника, сочетающегося с тепловой релаксацией паравerteбральной мускулатуры [1].

В результате снимается мышечный спазм и восстанавливается нормальная подвижность позвонков. Таким образом, оптимизируются биомеханические функции мышечного корсета позвоночника, устраняется защемление или сдавливание нервных окончаний. Восстанавливается проводимость нервных импульсов к внутренним органам и тканям, что обеспечивает нормальное циркулирование ликвора в стволе спинного мозга и служит активной профилактикой мозгового ишемического инсульта. Регулярное лечение на таких аппаратах механотерапии способствует постоянному поддержанию нормального функционирования позвоночных артерий и профилактике развития остеофитов, приводящих к необратимой гипоперфуляции позвоночной артерии и вертебрально-базилярной системе в целом, что очень актуально для людей, перенесших инсульт.

Целями работы являются: обобщенный структурный анализ, систематизация принципов построения, разработка и исследование биомеханических моделей, используемых для создания автоматизированных механотерапевтических программно-управляемых комплексов серии «ОРМЕД», и подготовка их к серийному производству на промышленной основе. Для достижения этих целей необходимо:

- выявить и изложить лечебные свойства и функциональные возможности базовых аппаратов механотерапии;
- раскрыть механизмы действия физических факторов на структуру биомеханики позвоночника и предложить методы их применения в клинической практике в целях устранения болей в спине, пояснице, связанных с патобиомеханическими изменениями, возникающими при дистрофических заболеваниях позвоночника.

Обобщенная структурная схема автоматизированных комплексов для вибрационно-механического массажа и дозированного вытяжения позвоночника

Для описания процесса получения преобразования и передачи управляющих сигналов для лечебного механического воздействия на пациента и определения места, функции исполнительных механизмов и узлов комплекса в обобщенном виде, без рассмотрения каких-либо конкретных систем, воспользуемся структурной схемой автоматизированного программно-управляемого комплекса для вибрационно-механического массажа и дозированного вытяжения позвоночника, представленной на рис. 1 и 2. Комплекс состоит из блока датчиков контроля заданных режимов вытяжения и вибрационно-механического массажа, программного блока и блока исполнительных механизмов [2].

Основное назначение автоматизированного комплекса состоит в том, чтобы получить от датчиков информацию $x(t)$ о значениях заданных контролируемых параметров и внесении их в программный блок, где после обработки с учетом установленных ограничений, выдается выходной сигнал $y = f(x)$ для управления электромеханическими параметрами исполнительных механизмов, установленных в блоке, в зависимости от заданной программы процедуры путем биомеханического лечебного воздействия на позвоночник пациента.

Описание конструкции комплекса (в статике)

Комплекс содержит полый корпус, кушетку, которая состоит из неподвижной «грудной» и подвижной «тазобедренной» секций (рис.1). Последняя снабжена роликами и выполнена с возможностью продольного перемещения по направляющим, прикрепленным к платформе, и стопором, обеспечивающим фиксацию секции в исходном положении [3].

В кушетке выполнена продольная прямоугольная прорезь, соответствующая размещению на ней позвоночника пациента. Данная прорезь закрыта сверху двухсекционной накладкой, в которую вшиты тепловые элементы, выполненные на основе гибкой графитовой ленты.

На торцах корпуса установлены торцевые ручки, тяговые рычаги вытяжения соответственно шейного и поясничного отделов позвоночника, а на левом торце закреплен также выносной пульт управления, размещенный на стойке-выноске. Внутри корпуса размещены массажная тележка, механизмы поджатия, перемещения, вытяжения и блок программного обеспечения (рис.2).

Назначение и функции исполнительных механизмов

Кушетка предназначена для размещения на ней пациента во время проведения процедур. При этом благодаря подвижности ее секции, установленной на роликах, достигается снижение трения между телом пациента и данной секцией. В результате повышается точность измерения усилий вытяжения поясничного отдела позвоночника. Благодаря тепловым элементам повышается эффективность механического массажа путем одновременного подогрева мышц спины пациента.

Массажная тележка снабжена двумя парами роликов-массажеров, которые могут перемещаться вдоль прямоугольной прорези кушетки. При этом обеспечивается продольный механический массаж костно-суставных элементов позвоночника и околопозвоночных мышц и связок. Массажная тележка имеет также вибратор с соответствующим электроприводом. Вибратор, при

необходимости, может обеспечивать вибрацию роликов-массажеров, а следовательно, вибромассаж спины пациента в период проведения процедур.

Механизм поджатия снабжен электроприводом и датчиком уровня поджатия и предназначен для подъема и опускания массажной тележки до заданной высоты и обеспечения тем самым необходимого усилия прижатия роликов-массажеров к спине пациента при проведении процедур. Механизм перемещения снабжен электроприводом, сигнализатором положения массажной тележки в крайнем (исходном) положении и предназначен для возвратно-поступательного перемещения массажной тележки с роликами-массажерами вдоль прямоугольной прорези кушетки.

Единый механизм вытяжения предназначен для формирования необходимых усилий вытяжения. Для этого он снабжен электроприводом, датчиком силы вытяжения, сигнализатором превышения усилия в 20 кг при вытяжении шейного отдела позвоночника, сигнализатором превышения усилия в 60 кг при вытяжении поясничного отдела позвоночника и тяговыми рычагами вытяжения соответственно шейного и поясничного отделов позвоночника. Датчик силы вытяжения реализован на базе тензодатчика и предназначен для формирования сигналов, пропорциональных величине заданных сил вытяжения.

Рычаги и вытяжения соединены через гибкие связи с соответствующими элементами (поясами, ремнями) крепления пациента. Данные рычаги расположены на противоположных торцах корпуса и выполнены в виде вертикальных стоек, снабженных горизонтальными перекладинами, взаимодействующими с соответствующими гибкими связями. Данные рычаги крепятся к соответствующим кронштейнам с помощью специальных фиксаторов.

Элемент крепления представляет собой петлю Глиссона (подбородочный бандаж) и обеспечивает проведение процедуры вытяжения шейного отдела позвоночника. Элемент крепления выполнен в виде тазового пояса. Элемент крепления выполнен в виде грудного пояса.

По отдельному заказу потребителя комплекс может быть укомплектован механизмом регулировки высоты перекладины тягового рычага вытяжения поясничного отдела позвоночника (сокращенно - механизмом регулировки «уровня рычага»). В этом случае рычаг дополнительно снабжается шарнирно соединенным с ним поворотным плечом с перекладиной и электроприводом (рис. 1).

Программный блок (рис. 2) предназначен для управления работой аппарата на основе записанной в его памяти программы и информационных сигналов, поступающих с других блоков. Для этого входы программного блока соединены с выходами блока датчиков первичной информации, а именно: датчика уровня поджатия, датчика силы вытяжения, датчика вибрации, датчика положения массажной тележки, датчика температуры, датчика превышения 20 кг силы шейного вытяжения, датчика превышения 60 кг силы поясничного вытяжения. Выходы данного программного блока подключены к входам блока исполнительных механизмов: тепловых элементов, электропривода вибратора, электропривода механизма поджатия, электропривода механизма перемещения массажной тележки, электропривода механизма вытяжения, электропривода механизма уровня тягового рычага, звукового сигнализатора.

Программный блок представляет собой печатную плату с размещенными на ней микросхемами и другими электрорадиоэлементами и реализован на базе микроконтроллера. Цветной сенсорный ЖК пульт управления предназначен для ввода в программный блок всех параметров процедур, управления работой аппарата в ручном режиме и индикации поступающих на него информационных сигналов. Он представляет собой совокупность сенсорных переключателей и индикаторов и выполнен регулируемым по высоте и с возможностью ориентации в горизонтальной плоскости путем размещения его на стойке-выноске. Необходимое по высоте и в горизонтальной плоскости положение пульта достигается с помощью фиксатора.

Пульт управления имеет специальное гнездо для подключения FLASH-карты. Обмен информацией между пультом и программным блоком управления осуществляется через последовательный интерфейс данных типа RS-232.

Для повышения безопасности выполнения процедур аппарат снабжен выносной аварийной кнопкой и звуковым сигнализатором (рис. 1). Сигнализаторы реализованы на базе электромеханических концевых выключателей и на базе датчика Холла. Благодаря сигналам, поступающим с последнего, массажная тележка внутри корпуса всегда занимает одно и то же исходное положение.

Принцип действия и работа автоматизированного комплекса

До начала сеанса массажа и вытяжения позвоночника оператор (медработник) размещает пациента на кушетке, закрепляет на нем

необходимые элементы крепления и вводит через пульт управления заранее задаваемые параметры процедуры:

- уровень подогрева кушетки;
- уровень вибрации роликов-массажеров (если вибрация не противопоказана пациенту);
- уровень поджатия роликов-массажеров;
- другие параметры.

В следующий момент медработник с пульта управления запускает программный блок. Под действием управляющих сигналов последнего включаются блоки и механизмы аппарата и начинается заданная программа лечебной процедуры.

Тепловой массаж

С запуском процедур начинают работать нагревательные элементы, и спина пациента подвергается тепловому воздействию, благодаря чему облегчается механический массаж его позвонков, мышц и связок.

Механический массаж

Кроме того, по сигналу с блока запускается электропривод механизма перемещения и массажная тележка начинает перемещаться, обеспечивая возвратно-поступательное движение роликов-массажеров в пределах прорези кушетки вдоль линии оси позвоночника. В результате такого перемещения (прокатывания) роликов-массажеров проводится продольный паравертебральный механический массаж спины пациента.

Вибромассаж

Если лечебная процедура предполагает также вибрацию, включается электропривод (электродвигатель постоянного тока) вибратора (эксцентрика), осуществляющий вибрацию роликов-массажеров. Усилие поджатия роликов-массажеров к спине пациента определяется уровнем (высотой) подъема массажной тележки, обеспечиваемым электроприводом и измеряемым датчиком уровня поджатия.

В аппарате имеется также возможность воздействия вибромассажем только на выбранный локальный участок позвоночника. Следует отметить, что при таком механическом массаже в результате изменения межпозвонкового расстояния имеет место также микровытяжение отдельных участков позвоночника.

Вытяжение шейного отдела позвоночника

Данную процедуру рекомендуется начать с предварительного механического массажа (вибромассажа, разминания) спины пациента.

Работа аппарата в режиме вытяжения начинается с подачи управляющего сигнала с программного блока. В результате включается электропривод механизма вытяжения позвоночника. Усилие вытяжения через тяговый рычаг, гибкую связь и элемент крепления передается на шейный отдел позвоночника пациента, в результате чего происходит его вытяжение.

Усилие вытяжения измеряется датчиком силы вытяжения, сигналы с которого поступают в программный блок, где происходит сравнение с заданными значениями вытяжения. Скорость нарастания усилия вытяжения и максимальное его значение определяются программой лечебной процедуры. При достижении заданной силы вытяжения электропривод отключается.

Далее, в зависимости от заданной программы лечения, производится выдержка в течение определенного промежутка времени максимального значения силы вытяжения. По истечении этого времени включается электропривод вытяжения таким образом, при котором его вал начинает вращаться в обратном направлении. При этом происходит плавный сброс силы вытяжения до некоторого заданного минимального значения (или до нуля).

Описанный выше цикл вытяжения может повторяться. Количество таких циклов вытяжения определяется программой выполнения процедуры. В случае превышения усилия вытяжения граничного значения в 20 кг контакты сигнализатора замыкаются, оповещая об этом программный блок. По данному сигналу последний останавливает работу аппарата и включает звуковой сигнализатор.

Вытяжение поясничного отдела позвоночника

Данную процедуру также рекомендуется начать с предварительного механического паравертебрального массажа (вибромассажа, разминания) спины пациента.

Вытяжение поясничного отдела позвоночника производится, в основном, аналогично описанному выше шейному вытяжению. В соответствии с программой лечебной процедуры под действием управляющего сигнала с программного блока включается электропривод единого механизма вытяжения позвоночника. Усилие вытяжения через тяговый рычаг, гибкую связь и элемент крепления передается на поясничный отдел позвоночника пациента, в результате чего происходит его вытяжение. Усилие вытяжения измеряется датчиком силы вытяжения, сигналы с которого поступают в программный блок, где происходит сравнение с заданными значениями вытяжения.

Скорость нарастания усилия вытяжения и максимальное его значение определяются программой лечебной процедуры. По достижении заданной силы вытяжения электропривод вытяжения отключается.

Далее, в зависимости от заданной программы лечения, производится выдержка в течение определенного времени максимального значения силы вытяжения. По истечении этого времени включается электропривод вытяжения таким образом, при котором его вал начинает вращаться в обратном направлении. При этом происходит плавный сброс силы вытяжения до некоторого заданного минимального значения (или до нуля). По истечении заданного времени описанная выше процедура (цикл вытяжения) может повторяться. Количество циклов вытяжения определяется программой выполняемой процедуры.

В случае превышения предельной силы вытяжения граничной величины в 60 кг контакты сигнализатора замыкаются, оповещая об этом программный блок. По данному сигналу последний останавливает работу аппарата и включает звуковой сигнализатор.

Выводы

Таким образом, аппарат обеспечивает возможность одновременного (комплексного) или раздельного воздействия на позвоночный столб теплом, вибрацией, механическим (аппаратным) массажем с индивидуализацией сил механического массажа и дозированного вытяжения позвоночника.

Разработка автоматизированного комплекса основана на принципах биотехнической системы (БТС), взаимодействии и взаимозависимости технической системы и живого организма. Эти же принципы определяют необходимость учитывать при реализации управления состояние не только технической, но и биологической составляющей БТС. Перечисленные параметры могут быть использованы для корректировки системы управления с целью более физиологичного взаимодействия аппарата механотерапии и состояния позвоночника как биологического объекта.

Библиографический список

1. Гиниятуллин Н.И., Гавришев С.В., Гиниятуллин М.Н. Механотерапия: Тракционная терапия (лечение вытяжением) / Под ред. Н.И. Гиниятуллина. М.: Медицина, 2013. – 432 с.
2. Гиниятуллин Н.И., Жулев В.И., Маликов А.С., Гиниятуллин М.Н. Автоматизированные механотерапевтические комплексы и результаты их применения в клинической практике // Биомедицинская радиоэлектроника. 2015, №5. – С.46-45.

3. Патент № 2265427 (РФ). Устройство для вытяжения позвоночника / Н.И. Гиниятуллин, М.Н. Гиниятуллин.

Подписуемые надписи

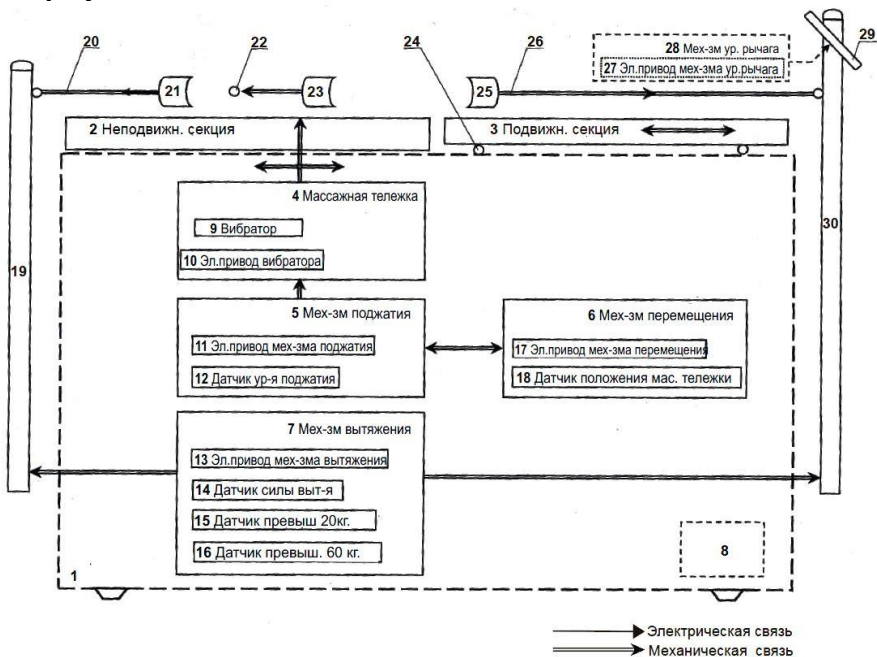


Рис. 1. Основные механические узлы и связи в автоматизированном комплексе:

1 – полый корпус; 2 – неподвижная секция, установленная на платформе; 3 – подвижная секция кушетки; 4 – массажная тележка; 5 – механизм поджатия роликов-массажеров телу пациента; 6 – электропривод механизма перемещения роликов массажеров; 7 – механизм вытяжения позвоночника; 8 – программный блок; 9 – вибратор; 10 – электропривод вибратора; 11 – электропривод механизма поджатия роликов-массажеров; 12 – датчик уровня поджатия роликов; 13 – электропривод механизма вытяжения; 14 – датчик силы вытяжения; 15 – датчик превышения 20 кг; 16 – датчик превышения 60 кг; 17 – электропривод механизма линейного перемещения роликов-массажеров; 18 – датчик положения массажной тележки; 19 – рычаг шейного вытяжения; 20 – гибкая связь для вытяжения шейного отдела позвоночника; 21 – петля Глиссона; 22, 23 – элементы крепления грудного пояса; 24 – ролики катания подвижной секции; 25, 26 – тазовый пояс и ремни крепления; 27 – электропривод механизма уровня рычага; 28 – механизм регулировки уровня рычага; 29 – переключатель тягового рычага 30

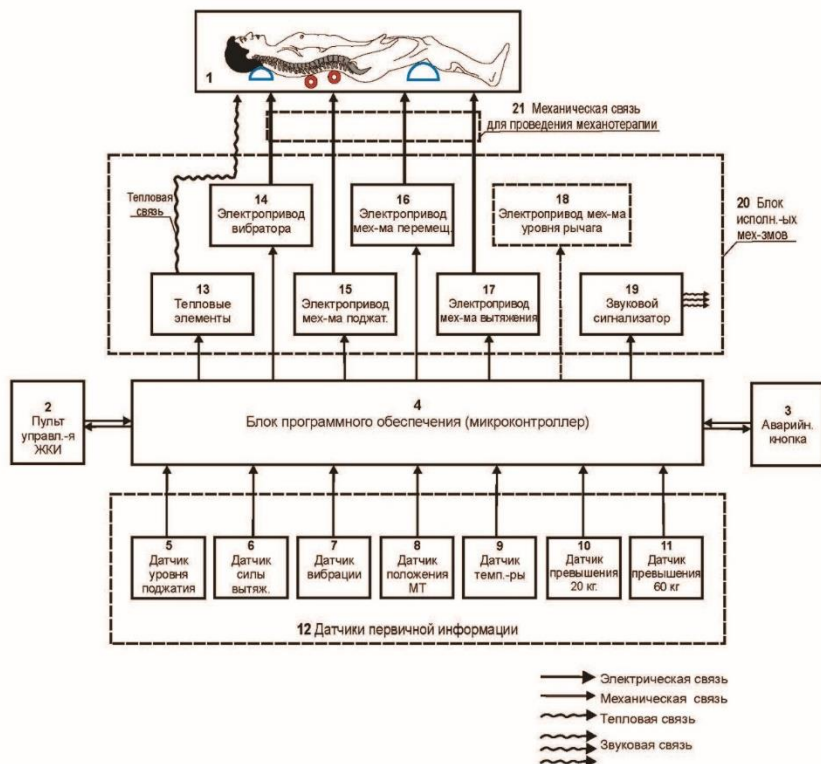


Рис. 2. Обобщенная структурно-информационная схема автоматизированного программно-управляемого комплекса для механотерапии:

1 – пациент; 2 – пульт управления; 3 – аварийная кнопка; 4 – блок программного обеспечения на базе микроконтроллера; 5 – датчик высоты роликов массажеров; 6 – датчик силы вытяжения; 7 – датчик уровня вибрации; 8 – датчик положения массажной тележки (роликов массажеров); 9 – датчик температуры; 10 – датчик превышения 20 кг силы вытяжения; 11 – датчик превышения 60 кг силы вытяжения; 12 – блок датчиков первичной информации; 13 – тепловые элементы; 14 – электродвигатель вибратора; 15 – электропривод установки роликов-массажеров; 16 – электропривод механизма линейного перемещения массажной тележки; 17 – электропривод вытяжения; 18 – электропривод уровня тягового рычага; 19 – звуковой сигнализатор; 20 – блок исполнительных механизмов; 21 – механические связи с пациентом для проведения механотерапии

МЕТОДЫ И СРЕДСТВА КОРРЕКТИРУЮЩЕГО ВОЗДЕЙСТВИЯ НА ДЫХАТЕЛЬНУЮ СИСТЕМУ ЧЕЛОВЕКА

**Н.В. ИВАХНО, КАНД. ТЕХН. НАУК, ДОЦЕНТ
ФГБОУ ВО «Тулский государственный университет»**

Известно, что в последние десятилетия отмечается рост заболеваемости хроническим обструктивным бронхитом и бронхиальной астмой, а сердечно-сосудистые заболевания остаются на сегодняшний день ведущей причиной смертности во всем мире [1,2]. Одной из первостепенных задач отечественного и мирового здравоохранения является поиск эффективных немедикаментозных методов лечения заболеваний дыхательной системы, а также восстановления пациентов, перенесших инфаркт миокарда [2]. Поэтому возрастает значимость реабилитационных программ, компонентом которых являются дыхательные упражнения, реализуемые с помощью специальной аппаратуры корректирующего воздействия - дыхательных тренажеров (ДТ).

Системные изменения при гиподинамии у больных с двигательными нарушениями, среди которых следует выделить снижение максимального потребления кислорода, атрофию мышечной системы, приводят в период реабилитации к гиперметаболической тканевой гипоксии. Это происходит при значительном усилении функций различных тканей, особенно мышечной, повышении их потребностей в кислороде и неспособности организма адекватно увеличить к ним приток крови, богатой кислородом [1].

Проведенные медицинскими специалистами многочисленные исследования доказали необходимость применения реабилитационных программ при заболеваниях дыхательной и сердечно-сосудистой систем (А.Г. Чучалин, 2002, V.N. Singh, 2006, Гофман, 2005, Стручков П.В., 2004, Хадарцев А.А., 2006, Федоров С.Ю., 2006), компонентом которых являются дыхательные упражнения, позволяющие уменьшить проявление хронической дыхательной недостаточности. Методы немедикаментозного лечения, направленные на активацию системы кислородного обеспечения тканей, профилактику развития вторичной тканевой гипоксии, могут рассматриваться как способы тренирующей терапии, необходимые для комплексной реабилитации больных с двигательными нарушениями [1,4,5]. Совокупность медицинских показаний является предпосылкой создания приборов и аппаратов тренажерного воздействия на дыхательную систему пациента (АТВ), задающих сопротивление в дыхательном контуре. Они предназначены для биологической имитации дыхательных нагрузок аналогично тем,

которые возникают в процессе выполнения оздоровительных физических упражнений: бег, плавание, гимнастика, лыжные прогулки и т.п.

К техническим устройствам для воздействия на дыхательную систему человека относятся аппараты искусственной вентиляции легких с применением импульсно-вибрационных местных воздействий для массажа грудной клетки, а также ингаляторы для индивидуального применения.

Среди наиболее известных комплексов корректирующего воздействия на дыхательную систему выделяют тренажеры дыхательной мускулатуры и устройства для гипокситерапии [3].

Аппаратной реализацией гипокситерапии является дыхательный тренажер «Карбоник», который предназначен для создания дозированной гиперкапнии и гипоксии.

Тренажеры дыхательной мускулатуры делятся на три типа: дроссельный, с водяным затвором и с кратковременным пиковым сопротивлением в начале вдоха и выдоха (релейный). Реализацией указанных моделей в отечественном производстве является: БВД-01, ТДИ-01 (тренажер Фролова), ЭОЛ, «Новое дыхание» и др.

Из зарубежных аналогов следует выделить SmartBreathe (страна-изготовитель Швеция), дыхательный тренажер Threshold IMT (производитель Германия), Powerbreathe (Великобритания).

Определены показания к применению АТВ, методы их использования в огромном разнообразии практических ситуаций. Однако сама аппаратура рассмотрена описательно, существующие модели АТВ не обеспечивают настройку режимов функционирования в зависимости от типа заболеваний пациента и возможных областей применения, не обеспечивают формирование оптимальной нагрузки при корректирующем воздействии на дыхательную и сердечно-сосудистую систему на основании анализа параметров биотехнической системы «АТВ-пациент».

Создание автоматизированных адаптивных тренажерных комплексов представляет собой достаточно сложную теоретическую проблему. Это, в первую очередь, связано с физиологическим происхождением обрабатываемых сигналов, что обуславливает их разнообразие и изменчивость. Так как аппаратура оказывает управляющее воздействие, то одновременно должно осуществляться диагностирование состояния дыхательной системы человека, обработка результатов в реальном масштабе времени и корректировка нагрузки [4,5].

Это определило постановку и решение в данной работе актуальной проблемы, заключающейся в создании научно-обоснованной методологической базы, определении технических параметров аппаратуры корректирующего воздействия адаптивного типа, обладающей новыми качественными характеристиками для обеспечения всего разнообразия применения в лечебной, восстановительной и спортивной медицине.

Для решения указанной проблемы ставятся следующие задачи:

1. Формирование технических требований к классу медицинской аппаратуры – дыхательные тренажеры в зависимости от области применения – лечебно-диагностической, профилактической.

2. Разработка методологии построения математических и структурно-функциональных моделей обработки сигналов и распознавания дыхательной активности в аппаратуре корректирующего воздействия, рекомендации по их оптимальному выбору.

3. Разработка математической модели биотехнического комплекса «аппаратура корректирующего воздействия – дыхательная система человека».

4. Определение основных информационных параметров дыхания при формировании различных типов воздействия на дыхательную систему, формирование критериев адаптации.

5. Разработка обобщенной структуры комплексов корректирующего воздействия на дыхательную систему с анализом начального и текущего состояния дыхательной системы и корректировкой режимов функционирования.

6. Выбор и обоснование технического облика системы, реализующего адаптивное управление в аппаратуре корректирующего воздействия на дыхательную систему человека, с разработкой макетного образца и проведением экспериментальных исследований.

Практическая значимость исследований, проводимых в рамках решения указанной проблемы, состоит в том, что результаты послужат основой создания нового класса приборов медицинского назначения, обеспечивающих корректирующее воздействие на дыхательную систему пациента, использование которых позволит: повысить эффективность лечения больных бронхиальной астмой и хроническим обструктивным бронхитом; повысить эффективность реабилитационных программ у больных с постинфарктным состоянием и двигательными нарушениями; снизить последствия негативных факторов; формулировать направления дальнейших медико-технических исследований, одно из которых - выявление возможностей лечения больных с синдромом ночного апноэ.

Библиографический список

1. Федоров С.Ю., Цкипури Ю.И., Хадарцев В.А. Тренировка дыхательной мускулатуры// Вестник новых медицинских технологий. Тула – 2009 – Т.XVI, № 2 – С.154 -156.
2. Колесникова Е.А. Автореферат диссертации «Эффективность тренировок дыхательной мускулатуры в комплексной терапии больных инфарктом миокарда в остром периоде и на различных этапах реабилитации», 2009 г.
3. Логунов А.Т. и др. Мобильный дыхательный тренажер для проведения гипоксически-гипероксических тренировок. Патент на изобретение RU2521841 МПК А61М16/00 Опубликовано 01.03.2013.
4. Ивахно, Н.В. Обобщенная структура комплексов интеллектуального тренажерного воздействия на дыхательную систему //Известия Тульского государственного университета. Серия. Технические науки. – 2014. – №11 (81). – С.110–114.
5. Ивахно, Н.В. Структура и алгоритм контура самодиагностики интеллектуальных тренажеров дыхательной мускулатуры//Биотехносфера. №3, (39). 2015 г., С.40-44.

1. ЭКОЛОГИЧЕСКИЕ И МЕДИЦИНСКИЕ СИСТЕМЫ И КОМПЛЕКСЫ

ИНФОРМАЦИОННО-ИЗМЕРИТЕЛЬНАЯ СИСТЕМА КОНТРОЛЯ И РЕГУЛИРОВАНИЯ ПАРАМЕТРОВ МИКРОКЛИМАТА В ПОМЕЩЕНИЯХ СЕЛЬСКОХОЗЯЙСТВЕННОГО НАЗНАЧЕНИЯ

А.Н. БЫКОВА, М.Б. КАПЛАН

Рязанский государственный радиотехнический университет

В докладе представлена разработка информационно-измерительной системы контроля и регулирования параметров микроклимата в помещениях сельскохозяйственного назначения. Основной задачей разрабатываемой системы являются контроль и регулирование температуры, влажности и освещенности. Контроль над микроклиматом обеспечит максимально комфортные условия содержания и выращивания сельскохозяйственной продукции.

В ИИС функции отдельных измерительных приборов выполняются единым централизованным автоматическим устройством, связанным с первичными измерительными преобразователями, воспринимающими измерительную информацию о множестве физических величин и осуществляющими измерение этих величин, обработку результатов измерения по определенной программе с последующей выдачей человеку или управляющей машине выходной информации [1].

На этапе исследования возможных путей решения поставленной задачи были рассмотрены вопросы измерения и контроля параметров, перечислены основные методы решения рассматриваемой задачи.

Разработанная система позволяет поддерживать комфортную температуру и освещенность в любое время года. Для этого по периметру помещения устанавливаются датчики, сигналы с которых снимаются через каждые 2 минуты и передаются в блок управления, который в свою очередь осуществляет управление вспомогательной системой охлаждения, вентиляции и освещенности.

Измерительная часть системы представлена тремя видами датчиков: 16 датчиков температуры, 4 датчика влажности и 4 датчика освещенности, каждый из которых будет располагаться относительно размеров рассматриваемого помещения. Максимальное расстояние между датчиками – 20 метров.

Датчики обладают линейной характеристикой преобразования и вырабатывают выходное напряжение, пропорциональное измеренному значению параметра [2]. Чтобы сохранить требуемую характеристику в условиях даже малых сигналов, а также обеспечить нужный уровень сигнала, подаваемого на АЦП, после датчика сигнал попадает на канал нормализации, включающий в себя инструментальный усилитель и фильтр нижних частот Баттерворта 2 порядка. С канала нормализации усиленный и обработанный измерительный аналоговый сигнал поступает на коммутатор, с него на вход АЦП, с помощью которого происходит оцифровка сигнала. В дальнейшем сигнал в виде кода поступает на микроконтроллер, где происходит преобразование в код измеряемой величины, в соответствии с градуировочными таблицами и запись в память. С микроконтроллера обработанный сигнал через интерфейс RS-485 поступает на ПЭВМ и отображается на экране компьютера посредством установленного на нем программного обеспечения, для слежения за изменяющимися значениями параметров.

Информация о каждом из них будет выводиться на монитор ПЭВМ в виде окна, посредством установленного программного обеспечения, с режимами работы системы и сведениями о каждом из измерений. Окно программы данной системы представлено в виде таблицы с информацией по каждому из измерений, проводимых за определенный промежуток времени. Также есть возможность вывода результатов среднестатистического показания любого из параметров за указанный период. Режим работы может выбирать оператор ПЭВМ. При запуске ПЭВМ в окне высвечиваются текущие значения параметров, корректировка производится автоматически.

В момент подачи сигнала на ПЭВМ, микроконтроллер может осуществлять управление исполнительным устройством, представленным в виде вентиляционно-отопительной системы, системы испарительного охлаждения и светодиодных светильников.

Для регистрации каждого из параметров будет определена периодичность. Все данные заносятся на ПЭВМ, которая находится под наблюдением оператора, следящего за происходящим процессом.

На сегодняшний день в сельскохозяйственной отрасли не наблюдается массового выпуска подобных информационно-измерительных систем, предоставляющих существенное преимущество в плавности регулирования микроклимата и снижении энергопотребления, в связи с чем очевидна актуальность данной разработки.

Библиографический список

1. Раннев Г.Г. Измерительные информационные системы. М.: Издательский центр «Академия», 2010, 336 с.
2. Левшина Е.С., Новицкий П.В. Электрические измерения неэлектрических величин. Л.: Энергоиздат, 1983, 320 с.

ОБНАРУЖЕНИЕ АВТОМОБИЛЕЙ НА ПАРКОВОЧНЫХ МЕСТАХ

Н.К. ХОАЙ, А.С. АШИХМИН

Рязанский государственный радиотехнический университет

Одним из существенных факторов, влияющих на экологическую обстановку в городах, является загрязнение атмосферного воздуха выхлопными газами автомобильного транспорта. В первую очередь это относится к мегаполисам, где концентрация этого рода загрязнений часто превосходит допустимые нормы. В менее крупных городах Российской Федерации существуют дополнительные проблемы, связанные с парковкой автомобилей на не предназначенных для этих целей территориях, во дворах жилых домов, на газонах и т. п. Это приводит к выносу почвы на проезжую часть улиц и дорог с последующим пылевым загрязнением воздуха.

Эффективным средством снижения излишнего трафика, связанного с поиском свободного парковочного места вблизи пункта назначения, а также мерой искоренения несанкционированных стоянок автомобилей, очевидно, является создание широкой сети общедоступных, в том числе платных, парковок. За рубежом подобные системы развиты достаточно хорошо. Целым рядом фирм выпускается специализированное оборудование, необходимое для эффективной эксплуатации таких объектов. Централизованные комплексы, позволяющие управлять подобными системами, носят название Street Parking System (SPS).

Одной из важных составляющих, необходимых для успешного функционирования SPS, является ее информационная компонента, которая позволяет довести до всех потенциальных пользователей парковок данные о наличии и координатах свободных мест для стоянки. Источником первичных данных для этой компоненты должны быть сенсорные устройства, обеспечивающие установление наличия или отсутствия автомобиля на конкретном парковочном месте.

В настоящее время известно довольно много способов обнаружения автомобилей в заданных местах. Среди них можно отметить достаточно экзотичные, например, базирующиеся на анализе

интерференционной картины электромагнитного излучения радиочастотного диапазона. Этот метод пока не достиг состояния, пригодного для сертифицированного применения. В подземных парковках возможно применение ультразвуковых сенсоров, устанавливаемых на потолке, непосредственно над парковочными местами. На территориях, где доступен обзор всей стоянки с определенного места, возможно применение видеокамер с интеллектуальной обработкой изображений. Известны попытки применения лазерного сканера в аналогичных условиях. Возможно также применение датчиков движения, однако в этом случае возникают затруднения в определении занятости места, если автомобиль находится на нем неподвижно в течение длительного времени. В отдельных случаях применяются сенсоры на основе индуктивной петли, охватывающей площадь парковочного места и расположенной под дорожным покрытием.

Наиболее экономически конкурентным, аппаратно надежным и доступным для применения уже в настоящее время, видимо, является сенсор на основе датчика магнитного поля. Магнитное поле Земли, претерпевает заметное искажение при установке непосредственно над датчиком среднего легкового автомобиля, узлы и детали которого содержат в значительных количествах такие ферромагнитные материалы, как сталь, никель, кобальт.

В докладе приводятся результаты сравнительного технического анализа различных способов обнаружения автомобилей на стоянке в применении к российским условиям с целью оценки возможности производства более дешевых, чем импортные, компонентов SPS внутри страны.

Библиографический список

1. Zusheng Zhang, Xiaoyun Li, Huaqiang Yuan, Fengqi Yu. A Street Parking System Using Wireless Sensor Network. International Journal of Distributed Sensor Network, Volume 2013 (2013).
2. PLOTUS Wireless Vehicle Detector System. www.agilsense.com. 11.11.2015 г.

РАЗРАБОТКА СИСТЕМЫ ДЛЯ ОБНАРУЖЕНИЯ НАРКОТИЧЕСКИХ ВЕЩЕСТВ ВО ВНЕЛАБОРАТОРНЫХ УСЛОВИЯХ

Д.Ю. ТРУШИНА, В.Н.МОРОЗОВ

Рязанский государственный радиотехнический университет

В докладе представлена система для обнаружения наркотических веществ во внелабораторных условиях. Система содержит средства для обработки и преобразования проб воздуха и устройства для передачи информации на сервер, где она обрабатывается.

Проба воздуха с тестовыми веществами подается в систему пробоотбора для доставки газовой пробы из анализируемого воздушного объема к сенсорной матрице. В систему пробоотбора входит система регенерации, предназначенная для восстановления работоспособности сенсорной матрицы после воздействия на нее активных компонентов воздушной среды. В матричном блоке сенсоров порция газовой смеси разделяется на отдельные фракции, которые прогоняются через систему специальных рецепторов и, в зависимости от состава и количества, изменяют их характеристики. Показания сенсоров подаются на усилитель, который усиливает сигнал и подаёт его во внешнюю цепь

Результат с матричного сенсорного блока поступает в виде частот (опорная частота и частоты с информационных сенсоров), которые вычитаются в смесителе, в результате образуется разностная частота. Именно массив разностных частот, получаемый последовательно со всей матрицы, служит основой идентификация запаха образца. Для дальнейшей обработки сигналов используется блоки усилителя и фильтра. Затем разностная частота преобразуется в код с помощью АЦП микроконтроллера, где и решается задача идентификации. Результаты с каждого МК отправляются на общий центральный МК (ЦМК), где происходит анализ данных со всех модулей системы. Для управления центральным микроконтроллером была выбрана матричная клавиатура. Для непосредственной связи с компьютером используется интерфейс RS-232.

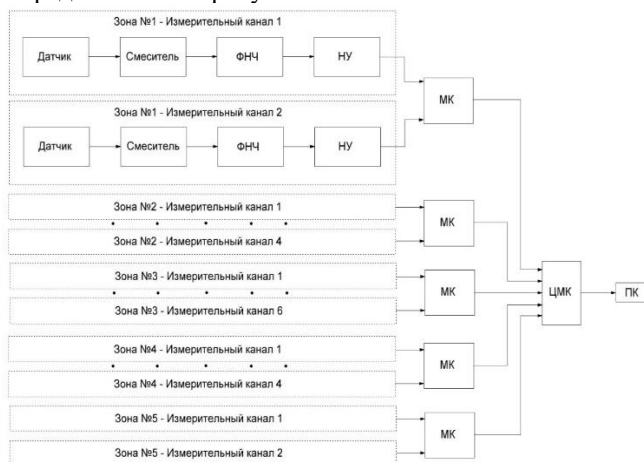
Система спроектирована для здания, состоящего из 5 зон, в каждой зоне размещается определённое количество измерительных каналов:

- зона №1 -2 измерительных канала;
- зона №2 - 4 измерительных канала;
- зона №3 - 6 измерительных каналов;

зона №4 - 4 измерительных канала;

зона №5 - 2 измерительных канала.

Структурная схема системы для обнаружения наркотических веществ представлена на рисунке.



Структурная схема системы для обнаружения наркотических веществ

Библиографический список

Иванов Д.В. Проблемы использования специальных средств для обнаружения наркотических веществ, Актуальные проблемы борьбы с преступлениями и иными правонарушениями. Материалы международной научно-практической конференции. – М., 2006.

ТРЕХФАЗНЫЙ ЭЛЕКТРОННО-ИМПУЛЬСНЫЙ ПРЕОБРАЗОВАТЕЛЬ ДЛЯ МЕДИЦИНСКОЙ ТЕХНИКИ.

Д.Д. Манцеров, Е.М. Прошин

Рязанский государственный радиотехнический университет

При создании аппаратуры для медицинских учреждений, непосредственно контактирующих с пациентами, предъявляются особые требования к безопасности, особенно их необходимо учитывать при питании аппаратуры от трех фаз, так как короткое замыкание трехфазной сети на человеке практически гарантирует летальный исход. Поэтому применение стандартных источников, для большинства учреждений, не правильно и опасно. Кроме того, любая аппаратура в особенности медицинская взаимодействует с электромагнитными

полями, что может повлиять на её точность и работоспособность поэтому к защите от помех также стоит уделить внимание, не говоря уж о надежности самого прибора, к ней тоже нужен особый более требовательный подход. В связи с вышесказанным стоит обозначить требования, которые действуют в России

ГОСТ Р50267.0-92 «Изделия медицинские электрические. Часть 1. Общие требования безопасности» и ГОСТ Р50267.0.2-95 «Изделия медицинские электрические. Часть 1. Общие требования безопасности. 2. Электромагнитная совместимость. Требования и методы испытаний».

В статье сложно подробно рассмотреть весь обширный ряд стандартов, поэтому уделим внимание обсуждению того, как требования безопасности, установленные этими стандартами, влияют на конструкцию и технические параметры источников электропитания: надежность изоляции и трансформатор, не имеющий общего для обмоток сердечника, увеличивают габариты, защита от электромагнитного излучения увеличивает массу, а требования к надежности заставляют использовать более долговечные и дорогостоящие материалы.

Трехфазный электронно-импульсный преобразователь для медицинской техники, как правило используется в магнитной терапии. Поэтому стоит заметить, что к защите от электромагнитного излучения надо предъявить большие требования, так как вредно излучение не должно воздействовать на пациента, не должно влиять на трансформатор и терапевтические катушки, и не должно возникать пробоя диэлектриков таких как воздуха в палате клиники или изоляции преобразователя.

Также стоит сказать об управлении данным устройством и санитарно-гигиенических норм. Их управление должно быть максимально простым и точным, а также, помимо выше перечисленных требований (ГОСТ Р50267.0-92 и ГОСТ Р50267.0.2-95) к устройству нужно обращать внимание на санитарно-гигиенических норм медицинских учреждений и не использовать материалы, которые этими нормами запрещены.

МИКРОПРОЦЕССОРНАЯ СИСТЕМА ДИАГНОСТИКИ НА ОСНОВЕ МОДЕЛИ ЭЭГ

В. В. МИЛЯЕВА, Н.Л. КОРЖУК, А.Ф. ИНДЮХИН

Тулский государственный университет

Медицинская диагностика является приоритетным направлением в развитии теории биотехнических систем (БТС). Представляется целесообразной разработка диагностической БТС на базе микропроцессора ARM, поскольку компактный прибор удобнее в условиях массового скрининга детей по месту проживания или учебы.

ЭЭГ головного мозга наиболее полно и оперативно отражает как протекающие в организме психические и физиологические процессы, так и его статус – неврологический, возрастной, соматический. Электрофизиологические маркеры неврологических нарушений – зрения, слуха, задержки психического развития могут быть выявлены как в фоновой ЭЭГ [1], так и в вызванной активности мозга – в ответ на когнитивную внешнюю стимуляцию.

Рассмотрим блок-схему системы.

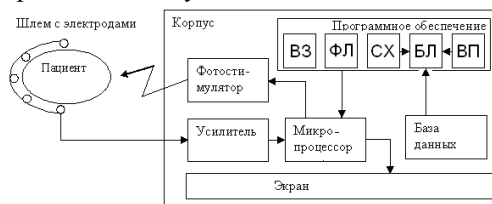


Рис.1. Блок-схема БТС. Программное обеспечение: ВЗ – визуализации ЭЭГ; ФЛ – цифровой фильтрации; СХ – расчета синхронизации ЭЭГ; ВП – выделения вызванных потенциалов; БЛ – блок логической обработки и определения электрофизиологических маркеров

Как видно из рис.1, при работе БТС со скальпа пациента снимаются сигналы биоэлектрической активности головного мозга. Эти сигналы отображаются на экране, что позволяет контролировать качество установки электродов.

В качестве монитора используются один или два цветных индикатора TFT8K1658TFT с разрешением 320 на 240 точек. Индикатор позволяет выводить изображение с частотой кадров до 10 в секунду. Применена схема, которая имеет 4 входных бита от процессора и при помощи сдвига за 4 такта формирует на входе индикатора 16 бит – именно такую разрядность имеет индикатор. Данная схема позволяет понизить скорость данных на входе индикатора до той, которую он способен воспринимать, а также позволяет избавиться от программных

циклов ожидания микропроцессора, поскольку он работает на частоте 100 мГц, а индикатор может принимать поток данных только на частоте до 15 мГц в режиме индикации.

Реализуется предложенный в [1] способ диагностики неврологических нарушений методом расчета уровней и частот синхронизации. Это наиболее затратный с точки зрения времени процессора этап. Существенное сокращение времени обработки предполагается достигнуть благодаря обработке не всех возможных сочетаний пар отведений (120 пар при 16 активных отведениях).

Математическая модель фильтрации представлена в виде рекуррентного уравнения двух цифровых фильтров с настраиваемой полосой пропускания и различными уровнями подавления высоких и низких частот. Параметры фильтров автоматически изменяются в зависимости от частоты доминирующего ритма и дисперсии высокочастотных и низкочастотных шумов ЭЭГ. По окончании настройки фильтров параметры с заданным уровнем точности будут отображать спектр фоновой ЭЭГ.

Если спектры двух каналов изменяются в пределах от 0 до 1, то их произведение можно рассматривать как оценку когерентности этих сигналов. На рис. 2 приведены результаты расчетов для трех случаев соотношений спектров двух сигналов.

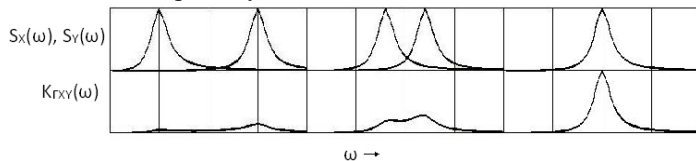


Рис. 2. Графики спектров двух сигналов и оценка значений когерентности

На рис. 2 спектры сигналов представлены в виде квадратов передаточных функций формирующих фильтров. Как видно из рис. 2, полученная оценка когерентности по характеру и значениям соответствует полученной по известным формулам: она изменяется в пределах от 0 до 1, имеет максимум там, где спектры сигналов наиболее близки.

Таким образом, по предлагаемому методу можно вычислять оценку когерентности. Из этого следует, что знание спектра сигнала обеспечивает получение оценки со вполне достаточной для практических целей точностью.

По параметрам модели расчетным путем вычисляются оценки степени синхронизации ЭЭГ во всех имеющихся отведениях, что позволит диагностировать наличие неврологических нарушений.

Устойчивый процесс самонастройки обеспечивается методами классической теории управления с коррекцией рассчитанных параметров и учетом влияния существенных нелинейностей по результатам математического моделирования.

Вызванная активность головного мозга (когнитивная составляющая, соответствующая мысленному проговариванию порядкового номера вспышки) по завершении автоматического построения и настройки модели (ожидаемое время не более 0,5 с) может быть отделена от фоновой в реальном времени, и по ее параметрам оценена адекватность процессов реагирования испытуемого на внешние стимулы.

На рис. 3 представлена функциональная схема устройства для выделения сигнала вызванной активности UBA из сигнала UЭЭГ.

На схеме обозначены Ф1 и Ф2 – фильтры с переменными параметрами, С – сумматор, Р1 и Р2 – регуляторы, БЛ – блок логики.

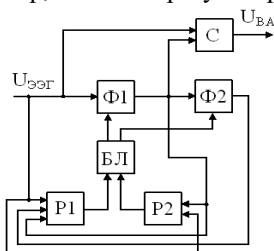


Рис. 3. Функциональная схема устройства

Параметры вызванной активности являются важным диагностическим признаком даже в традиционном их понимании – как результат синхронного усреднения множественных ответов [2]. В предлагаемой системе благодаря работе схемы рис. 3 по отдельности анализируются единичные ответы на внешние стимулы, что существенно повышает чувствительность метода.

Сравнение с накопленной базой данных позволит эффективно выявить неврологические нарушения.

Библиографический список

1. Индюхин А.А. Скрининговая система диагностики неврологических нарушений на основе самонастраивающегося фильтра. Дисс. ... канд. техн. наук. – Курск, 2013.
2. Опыт применения вызванных потенциалов в клинической практике / Под ред. В.В. Гнездицкого, А.М. Шамшиновой. М.: АОЗТ «Антидор», 2001. – 480 с.

ЭКОЛОГИЧЕСКИЙ КОНТРОЛЬ ИЗЛУЧЕНИЙ СРЕДСТВ ЦИФРОВОЙ СВЯЗИ

А.А. ХАМИТОВ, Е.М. ПРОШИН.

Рязанский государственный радиотехнический университет

С каждым годом всё более заметно значительное увеличение электромагнитного загрязнения окружающей среды человека. Научно доказано, что облучение электромагнитными полями (ЭМП) является причиной болезни Паркинсона, потери памяти, болезни Альцгеймера, рака, изменения поведения. К основным источникам электромагнитного излучения ЭМИ теперь относятся и средства мобильной связи. Система сотовой связи формируется в виде ячеек (сотов), покрывающих обслуживаемую территорию. В центре каждой соты находится базовая станция БС, обслуживающая подвижные станции в пределах соты. Связь между базовыми и подвижными станциями выполняется по радиоканалам. Иначе говоря, абонент подвергается воздействию сверхвысокочастотных излучений СВЧ от телефона постоянно.

Экологическим контролем занимается государство. В 2003 году в России введен в действие Федеральный нормативный документ Санитарные нормы и правила «Гигиенические требования к размещению и эксплуатации сухопутной подвижной радиосвязи (СанПиН 2.1.8/2.2.4.1190-03)». Документом устанавливаются предельно допустимые уровни для населения ЭМИ, создаваемых базовыми станциями мобильной связи и временный допустимый уровень (ВДУ) воздействия на человека ЭМП, создаваемого сотовыми телефонами.

Для экологического контроля используют измеритель параметров ЭМП. Он состоит из преобразователя «поле-напряжение», блока обработки сигнала и индикатора. Преобразователь для магнитных полей — это катушки, магниторезисторы, феррозонды, датчики Холла. Преобразователи для электрических полей — это электрические вибраторы, многоэлектродные подвижные системы. Преобразователи для измерения потока энергии СВЧ ЭМП используются дипольно-детекторные микросборки, СВЧ-термисторы и термопарные преобразователи. Блок обработки состоит из усилителей, фильтров, выпрямителей сигналов, корректирующих элементов. Индикатор может быть: стрелочный, жидкокристаллический или то и другое вместе. Приборы, выполненные по такой схеме, могут быть

предназначены для решения довольно широкого круга задач, объединённых по главному признаку.

БИОТЕХНИЧЕСКАЯ СИСТЕМА ДЛЯ ВЫЯВЛЕНИЯ СКРЫВАЕМОЙ ИНФОРМАЦИИ С ИСПОЛЬЗОВАНИЕМ КОГНИТИВНЫХ ВЫЗВАННЫХ ПОТЕНЦИАЛОВ ГОЛОВНОГО МОЗГА

Е.М. ТАЛЕБ, Р.В. ИСАКОВ, Л.Т.СУШКОВА

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

Выявление скрываемой человеком информации является сложной задачей вследствие того, что она закодирована в сложной нейронной структуре головного мозга. Типовые средства полиграфического исследования позволяют лишь косвенно оценить процессы, происходящие в организме человека. Приблизиться к источнику информации позволяет использование вызванных биоэлектрических потенциалов (ВП) головного мозга. Вызванные потенциалы отражают сложные когнитивные процессы, которые связаны с получением, хранением и извлечением информации обследуемым лицом и о событиях, в которых он участвовал.

Научно установлен факт наличия ВП при распознавании человеком знакомых и ожидаемых им образов. Данный ВП получил название эффект P300 (рис.1).

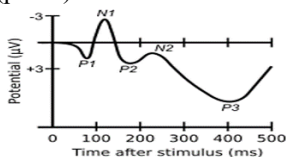


Рис.1 - Компонент P300

Эффект P300 возникает после предъявления стимула человеку. Этот момент принимается за нулевую точку отсчета, за которой следует комплекс P300 с пиками N2 и P3, отражающий процесс опознания значимых стимулов. Сначала начинается восприятие — V-волна, затем опознание и дифференциация (компонент N2) — во временном промежутке 180—325 мс, принятие решения и запоминание (P3) — в промежутке 300—400 мс после визуальной или слуховой демонстрации стимула (рис.1). Компонент P300 отражает процессы распознавания, запоминания, сравнения стимула и принятия решения.

На выделение волны P300 влияют различные факторы: сложность задачи опознания значимых стимулов, вероятность их появления, межстимульный интервал при подаче стимулов, уровень

внимания к предъявляемым стимулам, интенсивность стимула, характер стимуляции и др. Обычно эти условия стараются стандартизировать. Также имеются некоторые индивидуальные параметры, которые влияют на характеристики P300 у испытуемых. Из них наибольшее значение имеют возраст и когнитивные способности, в частности состояние так называемой оперативной памяти головного мозга.

Описание метода

Метод основан на регистрации потенциала P300 в ответ на визуальные стимулы. Мозговой ответ на значимый стимул по данным ряда авторов более выражен, чем ответ на нейтральный стимул. Данный метод заключается в следующем:

1) На тело испытуемого человека накладывают датчики ЭЭГ, затем происходит фоновая регистрация потенциалов головного мозга в условиях покоя.

2) На экране перед испытуемым с помощью разработанной программы производится автоматический показ лиц (визуальный стимул) и параллельно происходит регистрация ВП (рис.2). У человека, при виде информации, которую он собирался скрыть, появляется потенциал P300.

3) С помощью компьютерной программы производится обработка данных, по результатам которой изображения знакомых и незнакомых лиц помечаются и выдаются оператору.



Рис. 2 - Структурная схема системы.

Результаты экспериментального исследования данного подхода представлены на рисунках 3, 4.

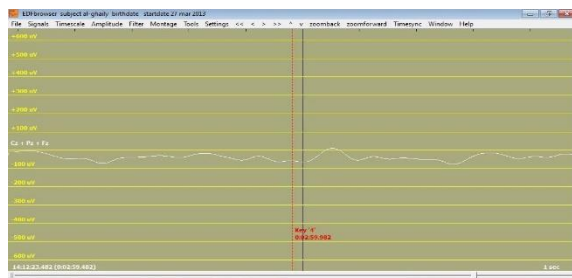


Рис.3 - ЭЭГ с незначимым стимулом

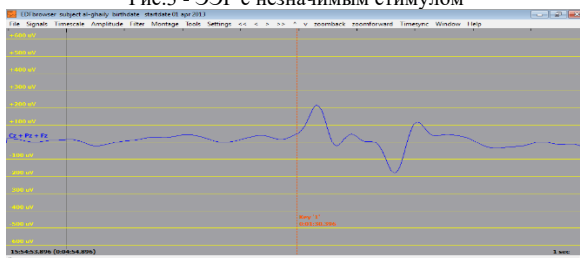


Рис.4 - ЭЭГ со значимым стимулом

В качестве примера на рисунках 3, 4 представлены результаты одного испытуемого. Для данного испытуемого была проведена регистрация когнитивных вызванных потенциалов с помощью компьютерной ЭЭГ - системы “NVX36”, при этом использовано 3 электрода из стандартной системы отведений (Cz, Pz, Fz). Исследование проводилось по представленной выше методике.

Результат исследования показал, что при опознании лиц (значимый стимул) у испытуемых регистрировалась (образовалась) волна P300 в промежутке 100-500 мс (рис.3), а при незначимом стимуле (незнакомые лица) не образовалась волна P300 (рис.4). Данные предварительные результаты позволяют сделать вывод о целесообразности применения эффекта P300 в данной предметной области.

Библиографический список

1. Зенков Л.Р., Ронкин М.А. Функциональная диагностика нервных болезней. М., - 1991
2. Гнездицкий В.В. Вызванные потенциалы мозга в клинической практике. Таганрог ТРТУ, 1997. 102с.

РАЗРАБОТКА СИСТЕМЫ КОНТРОЛЯ И УПРАВЛЕНИЯ АВТОНОМНЫМ ВОДОСНАБЖЕНИЕМ

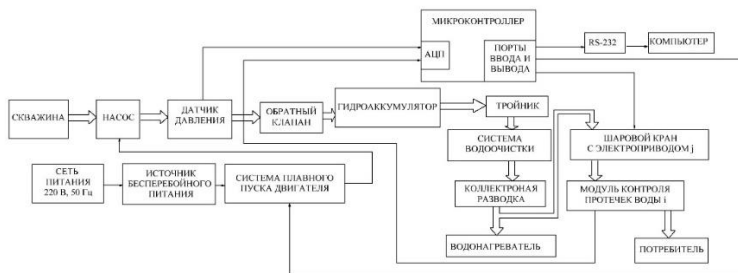
А.В. ПОПОВ, В.И.ЖУЛЕВ

Рязанский государственный радиотехнический университет

В докладе представлена система контроля и управления автономным водоснабжением. Данная система позволяет организовать централизованное водоснабжение загородного дома. Вода поступает из колодца на насос, который обеспечивает подачу воды. На микроконтроллер поступают сигналы с датчика давления и модуля протечек воды, а управляющие сигналы - на шаровой кран с электроприводом и систему плавного пуска двигателя. При давлении низком давлении (0,15 – 0,2 МПа) микроконтроллер выдает сигнал логической единицы на систему плавного пуска двигателя, которая включает водозаборный насос. Когда давление в системе установится на номинальном уровне (0,25 – 0,35 МПа), микроконтроллер выдает сигнал логического нуля на систему плавного пуска двигателя, выключающей насос.

Гидроаккумулятор является баком, в который закачивается вода. Обратный клапан необходим для того, чтобы не допустить протекание воды в обратном направлении. Тройник оборудован запорным краном. Он ставится на выводящую трубу: одна труба будет обслуживать дом, а другая на технические нужды – поливку огорода, сада и т.д. При наличии течи в водопроводе модуль контроля протечек воды выдает на АЦП микроконтроллера напряжение, которое соответствует заданному порогу срабатывания. После чего микроконтроллер выдает управляющий сигнал, закрывающий шаровой кран с электроприводом, устраняя протечку. Система водоочистки служат для фильтрации вредных примесей, содержащихся в воде. Коллекторная разводка предназначена для разделения холодной и горячей воды. Труба, предназначенная для холодной воды, подключается к ее коллектору с холодной водой. Труба для горячей воды подключается непосредственно к водонагревателю. Труба для горячей воды подключается из водонагревателя к коллектору для горячей воды, который предусматривает размещение труб по всему дому. Источник бесперебойного питания необходим для автономной работы системы водоснабжения при отключении питающей сети (см. рисунок).

Сведения о давлении, состоянии фильтров и состоянии трубопроводов отображаются на мониторе, посредством интерфейса RS-232.



Структурная схема системы контроля и управления автономным водоснабжением

Лурье Г.И. Датчики давления для общепромышленного назначения: учеб. пособ. 2005.

ПРОТИВОРЕЧИЯ, ВОЗНИКАЮЩИЕ ПРИ ПРОЕКТИРОВАНИИ СИСТЕМ ОБЕСПЕЧЕНИЯ ЭКОЛОГИЧЕСКОЙ БЕЗОПАСНОСТИ

НА ОБЪЕКТАХ НЕФТЕГАЗОВОЙ ОТРАСЛИ

А.В. МИХАЙЛОВ, Т.Н. ГОВОРУХИНА

Юго-Западный государственный университет

Основы газотранспортной сети России были заложены в восьмидесятые годы прошлого столетия. В настоящий момент возраст более чем 40% магистральных трубопроводов превышает 30 лет. Из-за существенного технического износа оборудования повышается риск аварий на объектах нефтегазовой отрасли. Существенный износ происходит также по причине того, что большая часть месторождений находится в экстремальных природно-климатических условиях. Как следствие, аварии на объектах нефтегазовой отрасли – реальная угроза настоящего времени.

В связи с этим создание систем обеспечения экологической безопасности (СОЭБ), а также усовершенствование ряда их модулей остается актуальной задачей.

Практически в любой отрасли на любом из сложных динамических объектов (СДО) задача оптимизации процессов контроля основных технологических процессов является многокритериальной. Еще более высокий порядок сложности присущий задачам оптимального управления, как отдельными СДО, так и их объединениями, малыми и большими комплексами, в конечном итоге – целой структурой отрасли. Поддержка принятия управленческих

решений руководителями различных рангов и диспетчерами (операторами) различных уровней основывается на результатах работы автоматических и автоматизированных информационно-аналитических систем, в состав которых входят как компоненты низшего уровня иерархии телеметрические системы (ТМС) различной сложности, архитектуры и аналитического наполнения.

Целевая функция системы мониторинга, имеющей в своем составе ТМС может быть охарактеризована как формирование, получение и организация числовой, семантической и методологической поддержки принятия управляющих решений на всех уровнях системной иерархии на основе получения информации в аналоговом, цифровом и известительном видах от различных датчиков, её обработки и представления итоговых данных о состоянии и безопасном функционировании контролируемых СДО, их объединений. Для этого организуется соответствующая информационная среда, её алгоритмическое и программное обеспечение. Специальное программное обеспечение отображается, соответственно, на территориально распределенную периферийную и локальные диспетчерские сети мониторинга, обеспечивая формирование оперативных и долговременных сведений (данных) как в периферийной сети, так и в диспетчерских пунктах управления (диспетчерская сеть – локальные и центральный пункты контроля и управления) по выбранным каналам связи.

Сложность решения задач СОЭБ заключается, в частности, в том, что стремление достижения функциональной полноты для периферийной части этой системы наталкивается на противоречие между потребностью контролировать максимально возможное число параметров и характеристик СДО при ограничениях на аппаратный, энергетический, стоимостный и надежностный ресурсы периферийной сети.

Кроме того, увеличение уровня сложности СДО требует значительного увеличения числа контролируемых параметров, характеризующих их текущее состояние и безопасность функционирования. Количество параметров и характеристик при этом достигает сотен и даже тысяч.

Трудности в формировании единой технологии в построении ПСОЭБ функциональные, структурные, алгоритмические и программные, определяются следующим:

- отсутствует единый подход в классификации ситуаций для СДО в различных отраслях научного, промышленного и хозяйственного типов;

- отдельные компоненты для систем контроля, мониторинга и управления изготавливаются различными предприятиями, каждое со своим технологическим подходом, что в дальнейшем усложняет их совместное использование, т.е. без доработок невозможна полная адекватность связей, функций, структур и конструктивов;

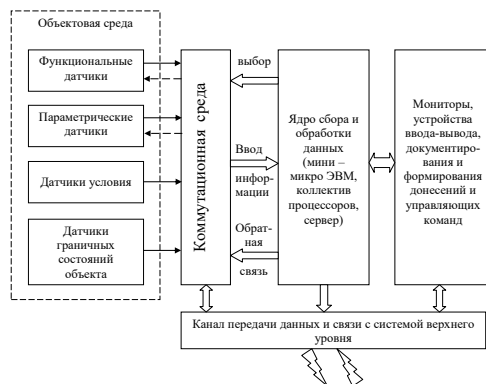
- периферийные системы получения и обработки первичной измерительной информации, представляющей собой совокупность аппаратно-программных средств с различной функционально-структурной организацией и протоколами обмена, воспринимаемые только «своим» локальным диспетчерским пунктом, сложно сопрягаются между собой;

- обратная связь между локальными диспетчерскими пунктами и периферийными системами ограничивается запросом данных и управлением устройствами типа «регулятор давления» или «задвижка», в частных случаях – обновлением СПО;

- недостаточно изучены поведение подконтрольных целенаправленных процессов, в связи с чем значительно упрощены динамические модели состояния и наблюдения;

- значительная априорная неопределенность относительно параметров и характеристик входных воздействий для ТМС, что влечет неточности в формировании их основных и сервисных функций как поддержки целевой функции системы в целом. Это, в свою очередь, обуславливает недостоверное оценивание текущей ситуации и, как следствие, - неправильное или запоздалое принятие решений со всеми вытекающими последствиями.

Также серьезным противоречием является территориальная распределенность СДО с большим числом (многие тысячи) контролируемых параметров и, следовательно, разветвленной сетью первичных информационных каналов, что серьезно усложняет структуру и процесс коммутации входных сигнальных потоков (рисунок) и последующую их обработку ядром системы. Кроме того, объемно возрастающие временные затраты на получение текущей измерительной информации, её сжатие, тем более, вторичную обработку информации, осложняют контроль и прогнозирование развития нештатных ситуаций, что может вызвать аварию, а в серьезном случае – катастрофу.



Структурная схема системы телеметрического мониторинга

Поэтому настоятельной необходимостью является поиск путей и разработка методов, структур и алгоритмов, позволяющих с единых системных позиций на базе типовых интеллектуальных компонентов создать первичную (периферийную) информационную сеть получения информации от СДО с возможностью распределенной первичной и частично вторичной обработки данных уже на участке информационно-добывающей сети нижнего уровня, а также с приданием ей управляющих функций при критическом развитии нештатных ситуаций на любом из контролируемых участков. Это позволит разрешить упомянутые противоречия.

Библиографический список

1. Говорухина Т.Н. Особенности функционирования модуля периферийной системы обеспечения экологической безопасности [Текст] / Т.Н. Говорухина, А.В. Михайлов // Медико-экологические информационные технологии – 2015: материалы XVIII Международной научно-технической конференции. Юго-Зап. гос. ун-т. – Курск, 2015. – С.137-144.
2. Алфеев, В.Н. Методы и средства для построения информационных сетей / В.Н. Алфеев, Л.С. Чугунов, Ю.Н. Еремеев, А.А. Бурмака, И.Л. Деревянченко // Газовая промышленность. – 2004.- №9. – С. 23-25.

ИНФОРМАЦИОННАЯ СИСТЕМА УПРАВЛЕНИЯ ЭКОЛОГО-ГЕОБОТАНИЧЕСКИМИ И ПРОСТРАНСТВЕННЫМИ ДАННЫМИ С ИСПОЛЬЗОВАНИЕМ ГИС GOOGLE EARTH И GOOGLE MAPS

К.Б. ЩУКОВА, О.С. ТОКАРЕВА, Е.А. МИРОШНИЧЕНКО

«Томский политехнический университет»

В настоящее время для различных научных организаций характерно нецентрализованное хранение данных, слабо формализованное представление информации, колоссальные объемы бумажного документооборота, отсутствие контроля ошибок в документации и сохранности информации, негибкий доступ к данным, отсутствие многопользовательской работы с данными. Это приводит к таким негативным последствиям, как потеря и путаница в данных, наличие серьезных ошибок в документации, низкая скорость создания, обработки и передачи документов и информации на бумажных носителях.

В частности, в геоботанике и экологии в процессе изучения ландшафта местности накапливаются большие объемы разнородных данных, например, файлы GPS-навигаторов, файлы в формате MS Word и Excel, бланки с данными в бумажном виде, изображения ландшафта местности, 3D-модели, различные карты и др.

В последнее время также наблюдается активные интерес со стороны специалистов в области экологии и геоботанике к использованию данных дистанционного зондирования (ДЗЗ) Земли и ГИС-технологиям [1], как инструменту для решения задач картирования растительного покрова территорий для мониторинга и оценки его состояния, 2D и 3D моделирования рельефа местности, пространственного анализа данных, составления ландшафтных и лесных карт, а также планов лесонасаждений.

Как показал проведенный анализ аналогичных разработок, ориентированных на работу с ботанико-экологической информацией, на сегодняшний день наиболее известны три крупные информационные системы для хранения и анализа данных геоботанических описаний: TurboVEG, Juice и IBIS [3-4]. Данные программы поддерживают фитоценоотическую базу данных, а также позволяют автоматизировать процесс анализа и классификации растительных сообществ. Однако они не в полной мере удовлетворяют требованиям отдельных пользователей, и их доработка не представляется возможной из-за закрытого кода или использования устаревших технологий.

В связи с этим существует потребность в автоматизации процесса работы с большими объемами разнородных эколого-геоботанических и пространственных данных, интеграции таких данных, полученных из различных источников, в единое информационное пространство и создании информационной системы (ИС) для управления такими данными, а также решения задач картографирования и моделирования с использованием ГИС-технологий.

Целью работы является создание информационной системы управления эколого-геоботаническими и пространственными данными с использованием ГИС Google Earth и Google Maps. Функциональные возможности ИС совместно обсуждались с Институтом степи УрО РАН, г. Оренбург.

Для проектирования информационной системы использован нисходящий метод функционального моделирования в нотации IDEF0, для формирования структуры концептуальной модели данных – объектный подход, для интеграции разнородных данных – метод федерализации и распространения данных, для реализации системы – методы объектно-ориентированного программирования. При разработке ИС использованы современные технологии, такие как языки программирования C#, JavaScript, HTML и CSS, СУБД – MS SQL Server 2008, технология доступа к данным – ADO.NET, среда проектирования физической и логической модели БД – Toad Data Modeler 5.2, платформа – .NET Framework 4.5.

Исследованы эколого-климатическая и геоботаническая области знаний с позиции информационного обеспечения деятельности этих сфер. На этапе проектирования БД определены взаимосвязи и семантика между геоботаническими объектами, а также выявлены типовые структуры в их описании.

Разработанная БД содержит 41 таблицу, среди которых 22 справочника. Справочники предназначены для хранения часто вводимых названий, что облегчает работу пользователей и позволяет избежать разночтений при дальнейшем анализе данных. БД позволяет хранить не только геоботанические, но и пространственные характеристики объектов.

Разработанная ИС включает 5 основных подсистем, обеспечивающих сбор, обработку и загрузку данных, хранение и управление данными, формирование отчетности, визуализацию данных и взаимодействие с ГИС Google Earth и Google Maps.

ИС обладает клиент-серверной архитектурой под управлением реляционной БД и следующими функциональными возможностями:

импорт/экспорт данных из GPS-файлов и MS Excel в реляционную БД; функции управления геоботаническими и пространственными данными (добавление, удаление, обновление, поиск, фильтрация); ведение геоботанических бланков с сохранением данных в БД; многопользовательский доступ к данным; генерация отчетов в формате MS Word и Excel; валидация данных; резервное копирование БД; создание меток, 3D-моделей местности, смешанных геометрических слоев, тематических карт, путей, маршрутов наземных исследований на картах Google Earth и Google Maps с сохранением в БД. Поддержка многопользовательского доступа к БД обеспечивает параллелизм работы и целостность данных.

Предложен принцип интеграции пространственных данных с эколого-геоботанической информацией, а также взаимодействия системы информационного обеспечения с ГИС Google Earth и Google Maps посредством разработки алгоритма локального геосервера. Взаимодействие клиента с веб-сервером Google Earth осуществляется посредством передачи HTTP-запросов и ответов локальному геосерверу, который обеспечивает коммуникацию между клиентом и веб-сервисом Google Earth и Google Maps.

Примеры функционирования ИС приведены на рисунках 1 и 2.

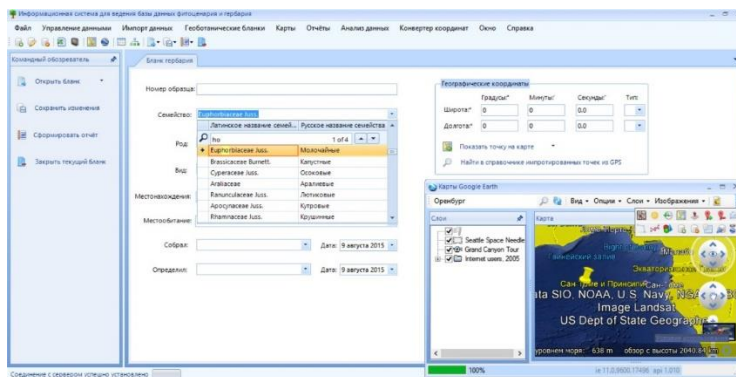


Рис. 1 Пример функционирования системы

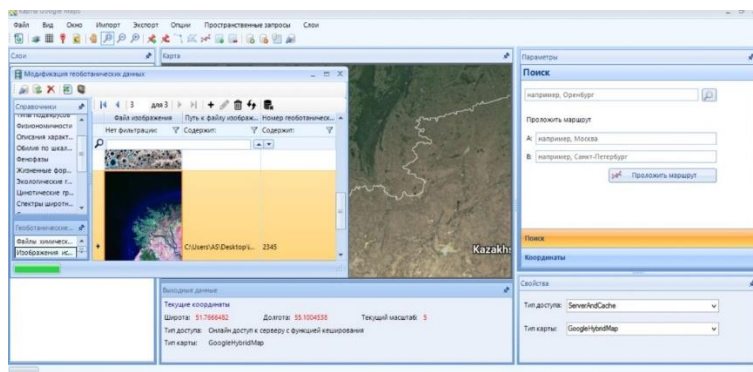


Рис. 2 Пример функционирования системы

На данный момент система выпущена в тестовую эксплуатацию в Институте степи УрО РАН.

Библиографический список

1. Зверев А.А. Информационные технологии в исследованиях растительного покрова: Учебное пособие. – Томск: ТМЛ-Пресс, 2007. – 304 с.
2. Попов С.Ю. Геоинформационные системы и пространственный анализ данных в науке о лесе. – Санкт Петербург: Интермедия, 2013. – 400 с.
3. Hennekens M. Stephan, Schaminee H.J. Joop. TurboVEG, a comprehensive data base management system for vegetation data // Journal of Vegetation Science. – 2011. – V. 12. – P. 589-591.
4. Lubomír Tichý. Juice, software for vegetation classification // Journal of Vegetation Science. – 2002. – V. 13. – P. 451-453.

ЛОКАЛИЗАЦИЯ ПОГЛОЩАЮЩИХ И РАССЕИВАЮЩИХ НЕОДНОРОДНОСТЕЙ С ПОМОЩЬЮ ИМПУЛЬСНОЙ ДИФфуЗИОННОЙ ОПТИЧЕСКОЙ ТОМОГРАФИИ

А.Ю. ПОТЛОВ, С.Г. ПРОСКУРИН

«Тамбовский государственный технический университет»

Процесс восстановления изображения в диффузионной оптической томографии (ДОТ) продолжителен по времени. Даже при использовании больших объемов оперативной памяти и скорости вычислений компьютерных систем решение обратной задачи проходит в режиме пакетной обработки, что является одной из ключевых проблем

ДОТ. Поэтому разработка упрощенных методов регистрации неоднородностей в биологических тканях является актуальной задачей.

Целью данной работы является разработка метода локализации неоднородностей в импульсной ДОТ, основанного на начальном приближении, формируемом по результатам анализа поздно пришедших фотонов (ППФ) всех временных функций рассеяния точки (ВФРТ).

Для выделения ППФ у всех ВФРТ удаляются начальные области, соответствующие рано пришедшим фотонам, и срединные области, соответствующие фотонам со средним временем пролёта. Затем ППФ очищаются от шумов и аппроксимируются прямыми линиями.

Далее отнеся количество ППФ, попавших на детектор α к площади поверхности детектора S_a и времени Δt , получаем величину плотности потока фотонов на детекторе $P(\alpha, t)$:

$$P(\alpha, t_3) = \frac{R_p(\alpha, t)}{S_a \Delta t}.$$

Находим среднюю плотность потока ППФ на $\alpha - M$ детекторе:

$$\overline{P(\alpha)} = \frac{\Delta t}{T - T_{\text{isot}}} \sum_{T_{\text{isot}}}^T P(\alpha, t).$$

И наконец, нормируя $\overline{P(\alpha)}$, получаем индекс неоднородности $IH(\alpha)$, представляющий собой зависимость средней плотности ППФ от угла между световодом источника излучения и световодом детектора соответствующего ВФРТ.

Для формирования начального приближения к распределениям коэффициентов поглощения и рассеяния в исследуемом объекте индекс неоднородности подвергается следующему преобразованию:

$$IH(\alpha)_{st} = \begin{cases} 1, & IH(\alpha) \geq P_1 \\ 0, & P_2 \geq IH(\alpha) > P_1 \\ -1, & IH(\alpha) < P_2 \end{cases},$$

где $IH(\alpha)_{st}$ – ступенчатая функция, P_1 и P_2 – экспериментально найденные уровни средней плотности ППФ, соответствующие влиянию на детекторы рассеивающей, P_1 , и поглощающей, P_2 , неоднородностей. Причем, P_1 должно всегда быть больше P_2 .

На основе анализа участков $IH(\alpha)_{st} = -1$, формируется начальное приближение к пространственному распределению коэффициента поглощения. Для каждого такого участка последовательно делается предположение, что в моделируемом объекте располагается сферическая поглощающая неоднородность диаметром равным

половине длины хорды между углами, соответствующими началу и концу участка $IH(\alpha)_{st} = -1$. Причем неоднородность считается равноудалённой от центра исследуемого объекта и точки на границе этого объекта, располагающейся под углом соответствующим середине участка $IH(\alpha)_{st} = -1$. Начальное приближение к пространственному распределению коэффициента рассеяния вычисляется аналогичным образом, с той лишь разницей, что анализируются участки $IH(\alpha)_{st} = 1$ и им в соответствие ставятся рассеивающие неоднородности.

После определения начального приближения на основе результатов анализа ППФ производится итерационная реконструкция изображения на основе диффузионного приближения. При этом целевая функция определяется в следующем виде [6]:

$$\psi = \sum_{360^\circ/N}^{360^\circ} \sum_n^T (R_{\alpha,t}[\mu_a, \mu_s] - M_{\alpha,t})^2 \sigma_{\alpha,t}^{-2} \quad (1)$$

где $M_{\alpha,t}$ – матрица результатов измерений, т.е. $R(\alpha, t)$, полученная с детекторов установки импульсной ДОТ, $R_{\alpha,t}[\mu_a, \mu_s]$ – матрица прогнозируемых значений, т.е. $R(\alpha, t)$ вычисляемая для начального и последующих приближений с помощью диффузионного приближения, $\sigma_{\alpha,t}$ – стандартное отклонение для измерения соответствующего α, t .

Предложенный алгоритм локализации неоднородностей в импульсной ДОТ реализован в виде специализированного программного продукта в среде LabVIEW. Для минимизации целевой функции (1) использован метод оврагов с поиском экстремумов по алгоритму градиентного спуска [6].

Результаты восстановления изображения по предложенному способу рассмотрим на примере цилиндрического объекта, содержащего на оси падающего излучения одиночную поглощающую неоднородность сложной формы. Сечение объекта, сделанное на высоте источника излучения и детекторов, показано на рис. 1а. Результат решения обратной задачи представлен на рис. 1б. Относительное отклонение пространственных распределений коэффициентов поглощения, $Ma_{ish}^{u,v}$, в этом объекте (рис. 1а) от соответствующих распределений, $Ma_{rec}^{u,v}$, полученных в результате решения обратной задачи (рис. 1б) было вычислено по формуле (2) и составило $\Delta = 8.2\%$:

$$\Delta = \sum_0^U \sum_0^V \left| \frac{Ma_{rec}^{u,v} - Ma_{ish}^{u,v}}{Ma_{rec}^{u,v}} \right| \quad (2)$$

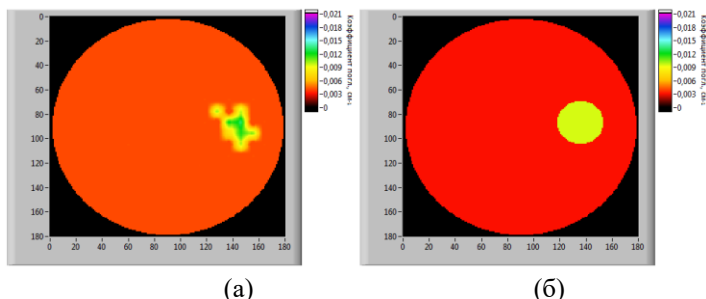


Рис. 1. – Распределение коэффициента поглощения в исследуемом объекте, содержащем крупную неоднородность сложной формы (а), и результат локализации неоднородностей (б).

Предложенный алгоритм картирования неоднородной в импульсной ДОТ может быть использован для ускоренного восстановления локализаций поглощающих и рассеивающих неоднородностей в исследуемом биомедицинском объекте [6] при диагностике структур головного мозга [7], в травматологии, а также при маммографических исследованиях.

Библиографический список

1. Зимняков Д.А., Тучин В.В. Оптическая томография тканей // Квантовая электроника. 2002. Т. 32. С. 849–867.
2. Проскурин С.Г., Фролов С.В., Потлов А.Ю., Ошурков В.Ю. Детектирование поглощающей неоднородности в диффузионной оптической томографии // Вестник Тамбовского государственного технического университета, 2012. Т. 18. № 1. С. 212–215
3. Proskurin S.G., Potlov A.Yu., Frolov S.V. Detection of an absorbing heterogeneity in a biological object during recording of scattered photons // Biomedical Engineering, 2013. Vol. 46. №6. p.219–223.
4. Proskurin S.G., Potlov A.Y. Early- and late-arriving photons in diffuse optical tomography, Photonics & Lasers in Medicine, 2013. Vol.2. Iss.2. p.139–146.
5. Potlov A.Yu., Proskurin S.G., Frolov S.V. Three-dimensional representation of late arriving photons for the detection of inhomogeneous in diffuse optical tomography // Quantum Electronics, 2014. Vol. 44. №2. p. 174–181.
6. Потлов А.Ю., Фролов С.В., Проскурин С.Г. Локализация неоднородностей в диффузионной оптической томографии на основе поздно пришедших фотонов // Оптика и спектроскопия, 2016. том 120. № 1. С. 12–23. (принята к печати)

7. Riley J., Amyot F., Pohida T. et al. A hematoma detector—a practical application of instrumental motion as signal in near infra-red imaging // Biomedical Optics Express, 2012. Vol. 3. No. 1. p.192-205

ЦВЕТОВОЕ ДОПЛЕРОВСКОЕ КАРТИРОВАНИЕ ЗНАКОПЕРЕМЕННЫХ ПОТОКОВ В ОПТИЧЕСКОЙ КОГЕРЕНТНОЙ ТОМОГРАФИИ

А.Ю. ПОТЛОВ, С.В. ФРОЛОВ, С.Г. ПРОСКУРИН

«Тамбовский государственный технический университет»

Объединение принципов оптической когерентной томографии (ОКТ) и доплеровской диагностики позволяет создать многофункциональные системы для визуализации морфологических особенностей и структуры гемодинамики биообъектов.

Целью данной работы является реализация метода значоувствительного цветового картирования одной выбранной скорости (ОСВ) потока со сложной геометрией на базе ОКТ системы.

Отличительной особенностью предлагаемого метода картирования является то, что имеется возможность выбора визуализируемой скорости, V_{sel} в диапазоне $0,5 \text{ мм/с} \leq V_{sel} \leq 500 \text{ мм/с}$, и точности её определения, ε , в диапазоне $0\% \leq \varepsilon \leq 100\%$. На основании этих параметров находятся верхняя, V_{upper} , и нижняя, V_{lower} , границы диапазонов картируемых скоростей:

$$V_{upper} = V_{sel} \cdot \left(1 + \frac{\varepsilon}{100\%}\right),$$

$$V_{lower} = V_{sel} \cdot \left(1 - \frac{\varepsilon}{100\%}\right).$$

Таким образом, локализации и направления потоков картируются не для всех скоростей, а только для попадающих в интересующий отрезок $V_{lower} \leq V \leq V_{upper}$, а также симметричный ему $-V_{upper} \leq V \leq -V_{lower}$.

Если, исходные данные для цветового доплеровского картирования представлены в виде дискретной функции $x[n, m]$, где n - номер отсчёта в А-скане, m - номер А-скана, тогда, получение функций $x_{odd}[n, m]$ и $x_{even}[n, m]$, соответствующих положительному и

отрицательному сдвигу несущей частоты, из $x[n, m]$ осуществляется следующим образом :

$$x_{\text{odd}}[n, m] = \begin{cases} x[n, m], & \text{для нечётных } m \\ 0, & \text{иначе} \end{cases}$$

и

$$x_{\text{even}}[n, m] = \begin{cases} 0, & \text{для нечётных } m \\ x[n, m], & \text{иначе} \end{cases}.$$

Для точной регистрации ОСВ внутри биообъекта с помощью полосовых цифровых фильтров [4] Бесселя 5-го порядка для каждого фиксированного m выделяются заданная полоса частот $x_{\text{odd}}[n, m]$ и симметричная ей полоса $x_{\text{even}}[n, m]$. Верхняя, ω_{upper} , и нижняя, ω_{lower} , частоты среза полосовых фильтров находятся как:

$$\omega_{\text{upper}} = \frac{2\pi f_{\text{st}} V_{\text{upper}}}{V},$$

$$\omega_{\text{lower}} = \frac{2\pi f_{\text{st}} V_{\text{lower}}}{V},$$

где f_{st} является константой для конкретного прибора и представляет собой доплеровский сдвиг соответствующий $V = 1$ мм/с и вычисляемый по следующей формуле:

$$f_{\text{st}} = \frac{2V \cos(\alpha)}{\lambda_0}.$$

Параллельно с предыдущей операцией для каждого фиксированного m полосовым фильтром Баттерворта 3-го порядка удаляются высоко- и низкочастотные аналоговые помехи $x[n, m]$.

После цифровой полосовой фильтрации $x[n, m]$, $x_{\text{odd}}[n, m]$ и $x_{\text{even}}[n, m]$ подвергаются независимой обработке по А-сканам. Для каждого А-скана выполняется быстрое преобразование Фурье с оконной функцией Хемминга . Для получения спектрограммы амплитудные спектры, вычисленные на коротких сегментах, объединяются в функцию двух переменных. Затем с помощью преобразования Гильберта выделяются огибающие демодулированного сигнала, которые для сжатия динамического диапазона логарифмируются. В результате этих операций, А-сканы вновь становятся одномерными функциями, а их совокупности $x[r, m]$, $x_{\text{odd}}[r, m]$ и $x_{\text{even}}[r, m]$ – двумерными. Развертки интенсивности для них –

это полноценные В-сканы, т.е. структурные изображения, полученные для выделенной фильтром Бесселя полосы частот положительной части доплеровского спектра, симметричной ей полосы частот отрицательной части доплеровского спектра и всего спектра сигнала, очищенного от помех.

Идентификация направлений потоков жидкости $x_{trends}[r, m]$ выполняется на базе поэлементного вычитания $x_{even}[r, m]$ из $x_{odd}[r, m]$ со сдвигом на один А-скан:

$$\begin{aligned} x_{odd-1}[r, m] &= x_{odd}[r, m] \setminus x_{odd}[r, m_{last}], \\ x_{trends}[r, m] &= x_{odd-1}[r, m+1] - x_{even}[r, m], \end{aligned}$$

где символ " $\setminus$ " обозначает разность функций $x_{odd}[r, m]$ и $x_{odd}[r, m_{last}]$ как двух множеств, m_{last} - номер последнего А-скана. Далее с помощью логического анализа полученных результатов формируются функции, характеризующие положительно $x_{pos}[r, m]$, и отрицательно, $x_{neg}[r, m]$, направленные потоки:

$$\begin{aligned} x_{pos}[r, m] &= x_{trends}[r, m] \cdot h(x_{trends}[r, j]) \\ &\text{и} \\ x_{neg}[r, m] &= x_{trends}[r, m] \cdot h(-x_{trends}[r, m]), \end{aligned}$$

где $h(x)$ - функция Хэвисайда.

Важно отметить, что в большинстве случаев неподвижная часть (сигнал считанный на несущей частоте) не будет представлена в $x_{pos}[r, m]$ и $x_{neg}[r, m]$, поэтому формулы идентификации направлений потоков жидкостей используются с целью учета случая, при котором скорость сканирования в плече образца попала в выбранный диапазон детектируемых скоростей потоков [2].

Кодирование $x_{pos}[r, m]$ и $x_{neg}[r, m]$ выполняется по следующим формулам:

$$\begin{aligned} x_{mpos}[r, m] &= h(x_{pos}[r, m] - P) \\ &\text{и} \\ x_{mneg}[r, m] &= -\overline{h(x_{neg}[r, m] + P)}, \end{aligned}$$

где P - экспериментально найденный минимальный уровень, отделяющий сигнал потока от шума.

После этого $x_{mpos}[r, m]$ и $x_{mneg}[r, m]$ объединяются [2] в картограмму направлений и локализаций потоков $x_{cart}[r, m]$:

$$x_{cart}[r, m] = x_{mpos}[r, m] + x_{mneg}[r, m].$$

Затем $x[r, m]$ переводится в специальную цветовую шкалу, получившийся при этом В-скан $x_{st}[r, m]$ комплексируется с картограммой направлений и локализаций потоков $x_m[r, m]$:

$$x_{sum}[r, m] = x_{st}[r, m] + x_{cart}[r, m].$$

В итоге, для построения развертки интенсивности по данным $x_{sum}[r, m]$ используется псевдо-цветовая шкала [6], включающая оттенки зелёного, для визуализации внутренней структуры неподвижного объекта, красный и синий цвета для визуализации направления движения, белый цвет используется как начало отсчёта (нет ни движения, ни отражения).

Библиографический список

1. Зимняков Д.А., Тучин В.В. Оптическая томография тканей // Квантовая электроника, 2002. Т. 32. С. 849–867.
2. Проскурин С.Г., Потлов А.Ю., Фролов С.В. Доплеровское картирование знакопеременного потока со сложной структурой с помощью оптической когерентной томографии // Квантовая электроника, 2013. Т.44. С. 54–58.
3. Проскурин С.Г., Потлов А.Ю., Галёб К.И.С., Абдулкарим С.Н. Построение структурного изображения биообъекта с использованием растрового усреднения в оптической когерентной томографии // Известия Южного федерального университета. Технические науки, 2012. №9. С. 129–134.
4. Потлов А.Ю., Проскурин С.Г. Алгоритм цветового доплеровского картирования направлений потоков биологических жидкостей в оптической когерентной томографии // Научно-технические ведомости Санкт-Петербургского государственного политехнического университета, 2013. Т. 176. № 4. С. 71–78.
5. Avsievich T.I., Potlov A.Yu., Proskurin S.G. Role of the carrier frequency in Doppler OCT // Asia-ARVO 2015: International Conference of the Association for Research in Vision and Ophthalmology (Yokohama, Japan) 16th–19th February, 2015. 146. P37-6. p. 381.

6. Proskurin S.G., Potlov A.Yu., Frolov S.V. One specific velocity color mapping using optical coherence tomography // Journal of Biomedical Optics, 2015. №20(5). P. 051034.

РАЗРАБОТКА ПРОГРАММЫ ОБУЧЕНИЯ ВРАЧЕЙ РАБОТЕ С РИАМС В РАМКАХ ИНФОРМАТИЗАЦИИ ЗДРАВООХРАНЕНИЯ

О.А. САПРЫГИНА, Ю.В. ТАХТОБИНА, В.В. ПЕСКОВ

Научно-информационное объединение «МедИнфо»

В связи с развитием информационных процессов в системе здравоохранения и автоматизацией рабочих мест медицинских специалистов возникает необходимость полноценного обучения студентов-медиков и врачей работе с информационными системами. Очевидно, что результаты комплексной модернизации медицины зависят не только от функциональных характеристик программного обеспечения, но от квалификации специалиста, который применяет вычислительные ресурсы в своей профессиональной деятельности. Поэтому вопрос о подготовке медицинских специалистов, обладающих навыками работы с вычислительной техникой по-прежнему актуален, как и несколько лет назад. И от того, насколько правильным будет выбран подход к содержанию учебного курса подготовки, будет зависеть эффективность использования средств вычислительной техники в современном здравоохранении.

Программа модернизации здравоохранения в России произвела значительный эффект в материально-техническом обеспечении, большинство лечебно-профилактических учреждений (ЛПУ) страны были оснащены достаточно современным вычислительным и лечебно-диагностическим оборудованием, в частности, в Томскую область было поставлено более 10000 аппаратов тонких клиентов и более 250000 единиц оргтехники. Информатизация в медицине является новым уровнем развития, так как существует прямая зависимость повышения качества оказания медицинской помощи от качества использования современной техники. Однако, несмотря на наличие достаточно качественных и проработанных программных решений, лежащих в основе современным медицинских информационных систем (МИС), современное оборудование и отсутствие дефицита компьютеров, в большинстве ЛПУ отсутствует опыт перехода на электронные принципы хранения и обработки информации. Так как в большинстве ЛПУ работают не молодые специалисты, а, в основном, люди «в возрасте», то зачастую наблюдается картина неуверенного

использования средств вычислительной техники. Данная ситуация приводит к тому, что целое поколение врачей воспринимают внедрение новых информационных технологий как дополнительную нагрузку и при любом удобном случае предпочитают работать «по-старинке» - с бумажной документацией. Таким врачам и медсёстрам по привычке проще и быстрее внести сведения о пациенте в бумажный бланк, чем в электронную форму, однако потом операторы или статисты вбивают ту же самую информацию в электронную базу данных. Сомнительна автоматизация, информация дублируется и в конечном итоге все равно оказывается на электронных носителях. При таком нерациональном подходе к возможностям информационных ресурсов и медицинских информационных систем плюсы модернизации становятся очень неочевидными, если не сомнительными. Вывод напрашивается автоматически: чтобы информационные технологии действительно стали инструментом, повышающим эффективность работы медицинских организаций, и как следствие, привели к повышению качества оказания медицинской помощи, возникает необходимость обучения медицинских работников навыкам работы с современной информационной инфраструктурой и навыкам работы с МИС.

В России практически отсутствует школа, которая бы готовила специалистов, владеющих навыками работы в среде конкретных информационных систем, т.е. профессионалов высокого уровня в предметной области эффективного использования различных МИС. Более того, в России полностью отсутствует школа, которая бы готовила преподавателей, обучающих студентов и врачей именно современным подходам в сфере ИТ. Попытки медиков изучать особенности работы с МИС с помощью справочников и обращений за консультацией в службы технической поддержки очень и очень неэффективны. На самостоятельное изучение системы у врачей при их загруженном графике нет времени, а консультации техподдержки позволяют решить лишь какую-то конкретную проблему, но не дают полного представления о возможностях работы в МИС.

Очевидно, сложно принять доводы от лица студентов, но если взять во внимание наши аргументы о том, что в вузах отсутствует программа обучения узкой специализации в предмете именно этапа внедрения МИС, то мы предлагаем начать организацию учебных курсов для подготовки экспертов, обучающих персонал ЛПУ пользованию МИС.

Для организации эффективного обучения пользователей необходимо:

1. Обучать основам современных технологий обработки информации всех студентов медицинских специальностей и медицинских специалистов, если их возраст не превышает 60 лет.

2. Для обучения привлекать профессионалов определенной предметной области.

3. Изучать основы использования не абстрактной МИС, а преподавать именно ту систему, которая применяется в конкретном регионе, на примере Томской области это МИС «БАРС».

4. В зависимости от ситуации использовать и свои преподавательские кадры, но с обязательным утверждением курса обучения у независимых экспертов в данной предметной области.

Приведём пример. Согласно исследованиям[2], по итогам деятельности за год в специализированном центре для обучения медицинского персонала работе с региональной информационно-аналитической медицинской системой (РИАМС) прошли обучение более 1900 врачей и медсестер. В результате 96% участников семинаров подтвердили, что полученная ими информация оказалась полезной в работе. 3,5% респондентов по разным причинам пока не уверены, что смогут применить новые знания на практике. Беспольными их назвали менее 0,5% опрошенных. Свыше 80% участников семинаров отметили, что хотели бы продолжить изучение функционала РИАМС на более глубоком уровне.

Обучение в специализированных обучающих центрах довольно дорогое и требует дополнительного времени, не каждый врач может себе позволить подобное обучение. Поэтому более эффективным решением этого вопроса является появление именно новых преподавателей, обладающих базовыми знаниями в области медицины и принципах функционирования ЛПУ с одной стороны, и имеющих профессиональные навыки работы с МИС с другой. Подобные «посредники» между IT-технологиями и практической медициной помогут эффективно решить проблемы внедрения информатизации здравоохранения.

При организации такого учебного процесса появляется возможность в кратчайшие сроки обеспечить массовую компетентность специалистов, тем самым в перспективе решая проблемы квалифицированной работы с МИС, что позволит выгодно оптимизировать работу лечебного учреждения. И, как было сказано выше, повышая качество использования современных медицинских систем мы повышаем качество оказываемых медицинских услуг.

Библиографический список:

1. Концепция развития системы здравоохранения в Российской Федерации до 2020 г. [Электронный ресурс] – Режим доступа : URL: [http: www.rosminzdrav.ru](http://www.rosminzdrav.ru)
2. Обучение медицинского персонала работе с МИС как базовый элемент информатизации здравоохранения [Текст] // под редакц. Е.А. Лопатиной //«ГлавВрач», выпуск №9. М.: Панорама, 2014 – С. 67- 71. Информатизация здравоохранения Томской области. Развитие ЕГИСЗ. [Электронный ресурс] – Режим доступа : URL: [http: www.infocom.nso.ru/sites/infocom.nso.ru/wodby_files/files/wiki/2015/04/4_alehin_tomskaya_oblast_bars.pdf](http://www.infocom.nso.ru/sites/infocom.nso.ru/wodby_files/files/wiki/2015/04/4_alehin_tomskaya_oblast_bars.pdf)

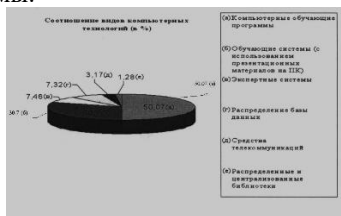
ИНФОРМАЦИОННО - ОБРАЗОВАТЕЛЬНЫЕ ТЕХНОЛОГИИ В ДИСЦИПЛИНАХ УНИВЕРСИТЕТА

М.П. БУЛАЕВ

«Рязанский государственный медицинский университет
им. акад. И.П.Павлова»

Информатизация образования - сегодня абсолютное и обязательное условие создания интеллектуальной базы высшей школы. Эти требования обязывают и наш университет настойчиво продвигаться в направлении широкого использования новых информационных образовательных технологий во всех дисциплинах разных специальностей. По всем кафедрам университета была проведена оценка использования в их дисциплинах информационных образовательных технологии по 14 различным номинациям: электронные учебники, экспертные системы, распределенные базы данных, обучающие программы, тьютеры, программы тестового контроля, телекоммуникационные системы и т.д.

Значения компьютерных технологии по всем 14 номинациям используемым на кафедрах университета приведены в относительных цифрах. Эти показатели объединены по 6 разделам и ниже приведены в виде круговой диаграммы.



Анализ всех упомянутых материалов, позволяет сделать в целом следующие выводы:

очень хорошо используются ПК в режиме тестового контроля знаний: всего - 432 теста;

подготовлены в достаточном количестве электронные учебники: всего 325;

хорошо представлены обучающие системы на ПК, с использованием презентационных материалов, подготовленных средствами Power Point - всего таковых 248.

Вместе с этим, по некоторым инновационным технологиям, сегодняшние цифры, ещё далеки от желаемых.

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

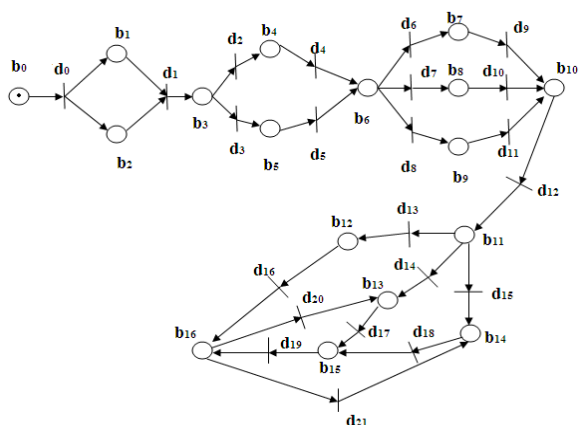
АЛГОРИТМИЗАЦИЯ УПРАВЛЕНИЯ ПРОЦЕССАМИ ДИАГНОСТИКИ И ЛЕЧЕНИЯ ХРОНИЧЕСКОЙ СЕРДЕЧНОЙ НЕДОСТАТОЧНОСТИ НА ОСНОВЕ СЕТЕЙ ПЕТРИ

Е.Н. КОРОВИН, А.С. ТРУХАЧЕВ

Воронежский государственный технический университет

Для управления последовательностью применения инструментальных и лабораторных методов диагностики ХСН и процессом выбора метода и тактики лечения разработана сетевая модель, в которой причинно-следственная связь описывается с помощью сети Петри. Моделируемые процессы диагностики и лечения ХСН описываются множеством событий (действий) и условий, определяющих возможность наступления этих событий, а также причинно-следственными отношениями, устанавливаемыми на множестве пар "события-условия". Узлами такой сети являются методики исследования и лечения, используемые при проведении методов диагностики и лечения. Под переходами понимаются события, происходящие в лечебно-диагностической системе (выполнение диагностических, аналитических, лечебных и других операций), а также события, обладающие фиксированной продолжительностью, соответственно, позиции представляют собой условия, выполнение которых влечет за собой реализацию переходов [1]. Переходы соответствуют событиям, отображающим начало или завершение моделируемых операций.

Имитационная сетевая модель рассматриваемой задачи диагностики и лечения ХСН представлена на рисунке, функциональные назначения позиций указаны в таблице.



Сетевая имитационная модель процесса диагностики и лечения ХСН

Функциональное значение позиции (события)

Наименование позиции	Функциональное значение позиции (события)
b0	Начало процесса диагностики ХСН
b1	Полное физикальное обследование
b2	Лабораторные исследования
b3	Общие инструментальные методы диагностики
b4	Электрокардиография
b5	Рентгенография
b6	Уточнение характера ХСН
b7	Эхокардиография
b8	Радиоизотопная ангиография
b9	Магнитно-резонансная томография
b10	Анализ симптомов и постановка диагноза
b11	Выбор метода и тактики лечения
b12	Лечение не требуется
b13	Ингибиторы ангиотензинпревращающего фермента (ИАПФ)
b14	ИАПФ и Спиронолактон
b15	Оценка результатов лечения
b16	Принятие решения об изменении тактики лечения в соответствии с адаптивным алгоритмом или прекращении лечения в случае выздоровления

Разработанная имитационная модель на основе сети Петри позволяет получить информацию о структуре и динамическом

поведении системы диагностики и лечения ХСН и проводить вариацию диагностических и лечебных мероприятий.

Разработанная имитационная модель на основе сети Петри позволяет отслеживать текущее состояние системы диагностики и лечения ХСН и проводить вариацию диагностических и лечебных мероприятий.

Библиографический список

1. Питерсон Дж. Теория сетей Петри и моделирование систем. М.: Мир, 1984. 264 с.
2. Новикова Е.И. Моделирование биомедицинских систем / Е.И. Новикова, О.В. Родионов, Е.Н. Коровин. Воронеж: ВГТУ, 2008. 196 с.

МОДЕЛИРОВАНИЕ ПРОЦЕССА ВЫБОРА ТАКТИКИ ЛЕЧЕНИЯ ХРОНИЧЕСКОГО ПИЕЛОНЕФРИТА НА ОСНОВЕ «ДЕРЕВА РЕШЕНИЙ»

Е.Н. КОРОВИН, К.О. ЛЕВЕНКОВ

Воронежский государственный технический университет

Хронический пиелонефрит – это неспецифический инфекционно-воспалительный процесс с преимущественным поражением ЧЛС, канальцев почек и интерстициальной ткани. Заболевание является следствием перенесенного острого пиелонефрита, отличается трудностью диагностики, разнообразием клинических форм. Соответственно при назначении лечения врачу приходится учитывать все индивидуальные особенности пациента, а также фазу и форму течения болезни. При хроническом пиелонефрите лечение должно предусматривать следующие мероприятия: повышение иммунной реакции, назначение антибактериальной терапии, устранение причин, вызвавших нарушение пассажа мочи.

В медицинской практике часто используется математическое моделирование, а именно получение диагностических моделей в виде решающих правил. В частности, для решения задач классификации используют методы, основанные на построении деревьев решений. Сущность метода заключается в том, что исходную матрицу X можно свести к набору элементарных правил, представленных в виде иерархической структуры – дерева.

Дерево решений состоит из «листьев» и «ветвей». На «ветвях» дерева решения записаны атрибуты, от которых зависит целевая функция. В «листьях» содержатся сами значения целевой функции. А в прочих узлах – атрибуты, по которым дифференцируются случаи. Для

того чтобы классифицировать новый случай, необходимо спуститься по дереву решений до «листа» и выдать соответствующее данному случаю значение.

Существует множество алгоритмов, которые реализуют построение деревьев решений. С4.5 – это алгоритм построения дерева решений с неограниченным количеством потомков у узла. Разработан данный алгоритм Р. Куинленом для задач классификации. Суть алгоритма Р. Куинлена состоит в следующем: получить модель, предсказывающую значение целевой переменной на основе ряда переменных на входе. Каждый лист дерева и есть значение целевой переменной, измененной при перемещении от корня дерева к листу.

Обучающая выборка, в нашем случае, состоит из 75 историй болезни пациентов урологического отделения БУЗ ВО «ВГКБСМП №10». Пациенты больны различными формами и фазами хронического пиелонефрита. В зависимости от формы и фазы, а также от сопутствующего заболевания, которое существенно осложняет лечение, выбирается определенный вид лечебного воздействия. Признаками, которые являются значимыми для выбора тактики лечения хронического пиелонефрита, являются: анатомические препятствия в прилоханочном или дистальном отделах мочеточника; выраженное снижение функции почек; беременность; нарушении оттока мочи из лоханки; сахарный диабет в анамнезе; неконтролируемое АД; уретроррагия; аллергическая реакция на определенные лекарственные препараты. В качестве целевой переменной будем использовать класс лечение.

С помощью аналитической платформы Deductor Studio Academic построено дерево принятия решений, которое позволяет на основе клинических признаков спрогнозировать результат выбора тактики лечения. Дерево построено с более достоверными правилами в ущерб компактности. Оно состоит из 19 узлов, в основе логических правил которых лежит 8 исходных признаков.



Рис.1. «Дерево решений» выбора тактики лечения хронического пиелонефрита

С помощью программы Deductor Studio Academic выставлены целевые атрибуты. Наиболее значимым атрибутом, для выбора тактики лечения является выраженное снижение функции почек, а также нарушение оттока мочи из лоханки, примерно такое же значение имеет сахарный диабет в анамнезе. Наименее значимым является атрибут - анатомические препятствия в прилоханочном или дистальном отделах мочеточника.

Целевой атрибут: Диагноз				
N°	Номер	Атрибут	Значимость, %	/
1	2	выраженное снижение функции по...		34,607
2	4	нарушении оттока мочи из лоханки		15,841
3	5	Сахарный диабет в анамнезе		14,374
4	3	Беременность в анамнезе		13,785
5	8	аллергическая реакция на лекарс...		7,095
6	7	уретроррагия		6,434
7	6	Неконтролируемое АД		5,259
8	1	анатомические препятствия в при...		2,604

Рис.2. Окно значимости атрибутов

С помощью визуализатора «Правила» в виде таблицы отображены решающие правила, входящие в дерево решений и соответствующие им параметры. Таблица правил содержит следующие графы: N - порядковый номер правила (в нашем случае 10 правил); Условие - условие или набор условий, реализуемых в данном правиле; Решение - указывается результат классификации, полученный на основе данного правила; Поддержка - указываются значения поддержки, как по числу

записей, так и в процентном отношении этого числа к полному объему выборки. Достоверность - указываются значения достоверности, как по числу записей, так и в процентном отношении этого числа от общего числа примеров попавших в данное правило.

Для отнесения пациентов к медикаментозной тактике лечения было сформировано правило №10 с вероятностью 90,91% и поддержкой 28,21% соответственно. Самыми значимыми признаками для выбора медикаментозного лечения являются: отсутствие уретроррагия, отсутствие нарушения оттока мочи из лоханки, а также отсутствие аллергической реакции на лекарственные препараты.

Медикаментозное лечение с учётом беременности – такое решение принимается согласно правилу №4 с вероятностью 100% и поддержкой 5,13%. Значимыми признаками в данном случае является беременность, а также отсутствие нарушение оттока мочи из лоханки.

Для выбора тактики лечения - индивидуальное медикаментозное лечение с учетом аллергической реакции, пользуемся правилом №8 с вероятностью 100% и поддержкой 2,56%. Значимыми признаками являются: отсутствие анатомического препятствия в прилоханочном или дистальном отделах мочеточника, а также присутствие в анамнезе аллергической реакции на лекарства.

Для принятия решения лечения хронического пиелонефрита при помощи катетеризации мочеточника, используем правило №9 с вероятностью 88,24% и поддержкой 21,79%. Самыми значимыми симптомами для принятия решения о данной тактике являются: нарушение оттока мочи из лоханки, отсутствие уретроррагии.

Решение о нефростомии принимается согласно правилам №6 и №7. Оба правила имеют вероятность 100% и поддержку 28,21% и 2,56% соответственно. Значимость имеют такие симптомы как: анатомические препятствия в прилоханочном или дистальном отделах мочеточника, уретроррагии.

Правила 1, 2, 3 и 5 применяются для назначения лечения больным с осложнениями хронического пиелонефрита. К таким осложнениям относятся: сахарный диабет, беременность, неконтролируемое артериальное давление. В каждом из данных случаев выбирается терапия с учетом сопутствующего процесса.

Огромным плюсом «деревя решений» является возможность графически отображать результаты. Благодаря этому выводы данного исследования интерпретировать легче (вследствие наглядности), чем громоздкие математические модели, полученные при нейросетевом моделировании или дискриминантном анализе.

Библиографический список

1. Лопаткин Н.А., Урология М.: ГЭОТАР – МЕД, 2004.
2. Коровин Е.Н., Родионов О.В. Методы обработки биомедицинских данных: учебное пособие. Воронеж: ВГТУ, 2007.
3. Новикова Е.И. Моделирование биомедицинских систем, учебное пособие // Е.И. Новикова, О.В. Родионов, Е.Н. Коровин //, Воронеж: ВГТУ, 2008.

ПРОЦЕДУРА ОЦЕНКИ СОСТОЯНИЯ РАЗВИТИЯ ПАТОЛОГИИ ЭНДОМЕТРИЯ У ЖЕНЩИН НА ОСНОВЕ НЕЙРОСЕТЕВОГО МОДЕЛИРОВАНИЯ

О.В. РОДИОНОВ, М.А. СЕРГЕЕВА

Воронежский государственный технический университет

В ходе исследования для построения моделей постановки диагноза у женщин с гиперпластическими процессами эндометрия было проведено построение нейросетевой модели для оценки состояния развития гиперпластических процессов эндометрия у пациенток с различными медицинскими абортами. Для построения нейросетевой модели диагностики гиперпластических процессов эндометрия по рассматриваемым признакам (табл. 1) использовалась нейронная сеть со слоистой архитектурой, в данном случае с 3-мя скрытыми слоями, с 10 нейронами в каждом слое, где на вход сенсорного (входного) слоя подаются значения 12 признаков, которые характеризуют каждую пациентку, а на выходе результативного (выходного) слоя получаем данные о виде гиперпластического процесса эндометрия.

Таблица 1

Исходные показатели для построения классификационных функций

№	Наименование	Обозначение	Значение
1	Вид аборта	X1	1 – нет аборта 2 – хирургический аборт 3 – миниаборт 4 – медикаментозный аборт
2	Возраст	X2	1 – 18-20 лет 2 – 21-25 лет 3 – 26-30 лет 4 – 31-35 лет 5 – 36-40 лет 6 – 41-45 лет

3	Количество беременностей	X3	0 – нет 1 – 1 беременность 2 – 2 беременности 3 – 3 и более беременностей
4	Количество родов	X4	0 – нет 1 – 1 роды 2 – 2 родов 3 – 3 и более родов
5	Количество аборт	X5	0 – нет 1 – 1 аборт 2 – 2 аборта
6	Осложнения родов	X6	0 – нет 1 – да
7	Наступление менархе	X7	1 – 9-10 лет 2 – 11-12 лет 3 – 13-14 лет 14 – 15 лет и старше
8	НМЦ в анамнезе	X8	0 – нет 1 – да
9	НМЦ с менархе	X9	0 – нет 1 – да
10	Отягощенный гинекологический анамнез (ОГА)*	X10	1 – патология шейки матки 2 – воспаления придатков 4 – миома матки 5 – эндометриоз
11	Отягощенный соматический анамнез (ОСА)*	X11	3 – заболевания желудочно-кишечного тракта 4 – заболевания почек 8 – заболевания щитовидной железы 8 – сахарный диабет 10 – ожирение 10 – гипертоническая болезнь
12	Гормональное лечение (ранее)	X12	0 – нет 1 – да

* - для ОГА и ОСА различным заболеваниям были присвоены ранги соответствующие их диагностической значимости при развитии гиперпластических процессов эндометрия.

Так как рассматриваемые показатели, используемые для постановки диагноза развития патологий эндометрия (X1-X12, табл. 1) представляют собой величины, имеющие разные единицы измерения, то перед их подачей на вход сети они нормируются в диапазоне [-1, 1].

Предобработка входных сигналов (показателей) для подачи в нейронную сеть осуществляется по следующим формулам:

$$w1=(X1-2,5)/1,5; w2=(X2-3,5)/2,5; w3=(X3-1,5)/1,5; w4=(X4-1,5)/1,5; \\ w5=(X5-1)/1; w6=(X6-0,5)/0,5; w7=(X7-2,5)/1,5; w8=(X8-0,5)/0,5;$$

$$w_9=(X_9-0,5)/0,5; w_{10}=(X_{10}-2,5)/2,5; w_{11}=(X_{11}-5)/5; w_{12}=(X_{12}-0,5)/0,5.$$

В качестве нелинейного элемента нейрона используется нелинейный функциональный сигмоидный преобразователь $f(A)=A/(c+|A|)$, где A - выход сумматора нейрона, а константа c - параметр крутизны сигмоиды. Функциональные сигмоидные преобразователи нейронной сети для диагностики гиперпластических процессов эндометрия имеют вид: $Nh_i(A)=A/(0,1+|A|)$.

Фрагмент синдромов 1,2 и 3 уровня (S_{1j} S_{2j} S_{3j}) для 1 и 10 нейрона каждого слоя представлен в табл. 2.

Таблица 2 Фрагмент описания нейронной сети для диагностики гиперпластических процессов эндометрия

Уровень синдромов	Функциональные преобразования
Первый уровень	$S_{1,1}=Nh_1(0,165*w_1 + 0,128*w_2 - 0,019*w_3 - 0,055*w_4 + 0,045*w_5 + 0,025*w_6 - 0,068*w_7 + 0,148*w_8 + 0,195*w_9 + 0,021*w_{10} - 0,066*w_{11} + 0,032*w_{12} + 0,043)$... $S_{1,10}=Nh_1(0,296*w_1 - 0,095*w_2 - 0,047*w_3 - 0,153*w_4 - 0,029*w_5 - 0,114*w_6 + 0,052*w_7 + 0,072*w_8 + 0,007*w_9 + 0,102*w_{10} + 0,160*w_{11} - 0,002*w_{12} - 0,058)$
Второй уровень	$S_{2,1}=Nh_2(-0,162*S_{11} - 0,273*S_{12} + 0,096*S_{13} + 0,148*S_{14} - 0,029*S_{15} + 0,069*S_{16} + 0,098*S_{17} - 0,283*S_{18} + 0,212*S_{19} + 0,093*S_{1,10} - 0,087)$... $S_{2,10}=Nh_2(-0,135*S_{11} - 0,136*S_{12} + 0,039*S_{13} + 0,064*S_{14} - 0,197*S_{15} + 0,088*S_{16} - 0,049*S_{17} + 0,024*S_{18} + 0,158*S_{19} - 0,014*S_{1,10} + 0,027)$
Третий уровень	$S_{3,1}=Nh_3(0,007*S_{21} - 0,221*S_{22} - 0,107*S_{23} + 0,031*S_{24} - 0,016*S_{25} - 0,002*S_{26} + 0,073*S_{27} + 0,005*S_{28} - 0,020*S_{29} - 0,061*S_{2,10} + 0,092)$... $S_{3,10}=Nh_3(-0,051*S_{21} - 0,086*S_{22} - 0,051*S_{23} - 0,141*S_{24} + 0,024*S_{25} - 0,076*S_{26} + 0,179*S_{27} + 0,031*S_{28} - 0,167*S_{29} - 0,018*S_{2,10} + 0,014)$

Полученные зависимости для результативного слоя имеют следующий вид:

$$Z_1= 0,115*S_{31} - 0,276*S_{32} - 0,205*S_{33} - 0,440*S_{34} - 0,274*S_{35} + 0,001*S_{36} + 0,006*S_{37} - 0,278*S_{38} - 0,061*S_{39} + 0,119*S_{3,10} - 0,028 ,$$

$$Z_2= 0,236*S_{31} + 0,247*S_{32} + 0,115*S_{33} + 0,186*S_{34} + 0,127*S_{35} + 0,236*S_{36} + 0,081*S_{37} + 0,353*S_{38} + 0,392*S_{39} + 0,068*S_{3,10} + 0,190 ,$$

$Z3 = -0,149 \cdot S31 - 0,158 \cdot S32 + 0,038 \cdot S33 + 0,091 \cdot S34 + 0,219 \cdot S35 -$
 $- 0,199 \cdot S36 - 0,015 \cdot S37 + 0,007 \cdot S38 - 0,342 \cdot S39 - 0,298 \cdot S3,10 - 0,089$,
 где, Z1 – гиперплазия эндометрия, Z2 – полип эндометрия, Z3 – полип цервикального канала.

Принадлежность пациентки к тому или иному диагнозу определяется максимальным значением Zi.

На основе тестирования контрольной группы больных (115 пациенток) было получено, что точность диагностических моделей на основе нейросетевого моделирования составляет 93,9 %.

Новикова Е.И. Моделирование биомедицинских систем / Е.И. Новикова, О.В. Родионов, Е.Н. Коровин. Воронеж: ВГТУ, 2008. 196 с.

ВОЗРАСТНЫЕ ИЗМЕНЕНИЯ УПРУГОСТИ БИОЛОГИЧЕСКИХ ТКАНЕЙ

А.И. УЛИТЕНКО, А.Н. СТРЕЛКОВ

«Рязанский государственный радиотехнический университет»,
 ГБУ РО ОКБ «Областная клиническая больница»

Понятие упругости достаточно широко используется при исследовании различных биологических тканей [1-5]. Ее изменение приводит к нарушению функционирования отдельных органов и тесно связано с развитием таких заболеваний как абдоминальные грыжи, патологические разрывы связок, контрактура Дюпюитрена, миопия и пресбиопия. Однако традиционный подход к обработке экспериментальных данных, заключающийся в сравнительном анализе графического материала, дает лишь общее представление о величине этого параметра [6]. Поэтому с целью повышения его информативности предлагается метод обработки, основанный на математическом описании результатов прямых измерений. В качестве примера приведены результаты исследований продольной и поперечной упругости белочной оболочки кавернозных тел в зависимости от возраста.

Исследования проводились на образцах, полученных при аутопсии лиц мужского пола, погибших внезапно от травм и острых заболеваний в возрасте от 18 до 83 лет. В процессе экспериментов образцы подвергались прямому воздействию дискретно возрастающей растягивающей силы F с фиксацией соответствующих абсолютных приращений их длины Δl .

Последующая математическая обработка экспериментальных результатов заключалась в преобразовании массива дискретных данных в аналитические зависимости вида:

$$\frac{\Delta l}{l} = f\left(\frac{F}{S}\right), \quad (1)$$

где l и S – исходная длина и площадь поперечного сечения образцов.

Процесс преобразования осуществлялся с использованием общей аппроксимирующей функции, наиболее полно отражающей упругие свойства биологических тканей: достаточно быстрый рост относительных приращений длины $\Delta l/l$ на начальном участке соотношения (1) и их последующее снижение с плавным переходом к практически линейной зависимости от механического напряжения F/S .

Как показывает детальный анализ, такая реакция образцов вполне сопоставима с реакцией физической модели, состоящей из двух, соединенных последовательно элементов: упругого стержня и цилиндра, под поршнем которого находится идеальный газ. Исходя из этого, искомая аппроксимирующая функция может быть представлена в следующем виде:

$$\frac{\Delta l}{l} = \left[\frac{1}{a} + \frac{1}{b + c \frac{F}{S}} \right] \cdot \frac{F}{S}, \quad (2)$$

где a , b и c – постоянные коэффициенты, характеризующие свойства конкретного образца.

Согласно геометрическому определению понятия упругости, ее численное значение равно тангенсу угла наклона касательной к зависимости (1) и, следовательно, определяется выражением:

$$\alpha = \frac{d(\Delta l/l)}{d(F/S)}. \quad (3)$$

Таким образом, после дифференцирования уравнения (2), окончательно получаем:

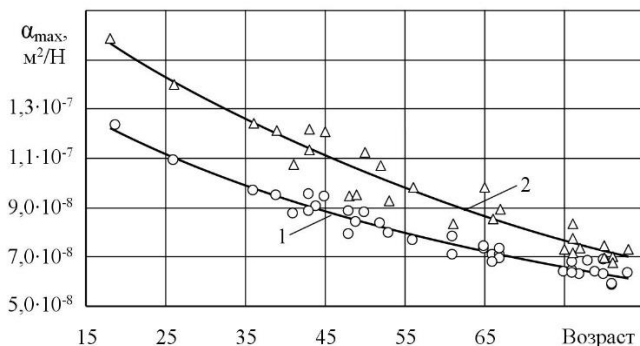
$$\alpha = \frac{1}{a} + \frac{b}{\left[b + c \frac{F}{S} \right]^2}. \quad (4)$$

Как видно, в отличие от твердых тел, величина упругости биологических тканей зависит от величины приложенной силы и, следовательно, не является константой. Поэтому можно говорить лишь о ее исходном значении $\alpha_{\max}$ как о некотором пределе, к которому стремится α при $F \rightarrow 0$. В этом случае уравнение (4) сводится к виду:

$$\alpha_{\max} = \frac{1}{a} + \frac{1}{b}. \quad (5)$$

Обработка экспериментальных данных осуществлялась в пакете расширения Curve Fitting Toolbox вычислительной среды Matlab и сводилась к определению коэффициентов a , b и c в уравнении (2).

Результаты последующего расчета по формуле (5) в виде зависимости исходной продольной и поперечной упругости белочной оболочки от возраста приведены на рисунке.



Зависимость исходной упругости белочной оболочки от возраста и вида растяжения: 1 – продольное; 2 – поперечное

Сплошные кривые, построенные методом наименьших квадратов, свидетельствует о явной тенденции снижения упругости с возрастом. Как видно, в рассматриваемом временном интервале оно составляет около двух раз.

Что касается достаточно большого разброса экспериментальных точек, то, скорее всего, это обусловлено индивидуальными генотипическими и фенотипическими особенностями организма, а также наличием сопутствующих заболеваний.

В заключение следует отметить, что предлагаемая методика математической обработки результатов прямых измерений, рассмотренная на примере белочной оболочки, в полной мере применима для анализа упругих свойств связочного аппарата, артерий

и вен. Наличие количественных соотношений в виде коэффициентов a , b и c открывает широкие возможности для выявления закономерностей в изменениях свойств биологических тканей в возрастном аспекте и при различной патологии.

Библиографический список

1. Илюхин О.В. Стенокардия напряжения и эластические свойства магистральных артерий / О.В. Илюхин, Е.Л., Калганова, Ю.М. Лопатин // Вестник ВолГМУ. – 2005. – № 2 (14). – С. 53-57.
2. Никитин Ю.П. Артериальная жесткость: показатели, методы определения и методологические трудности / Ю.П. Никитин, И.В. Лапицкая // Кардиология. – 2005. – № 11. – С. 113-120.
3. Сторожаков Г.И. Оценка эластических свойств артериальной стенки у больных с артериальной гипертензией / Г.И. Сторожаков, Ю.Б. Червякова // Врач. – 2005. – № 11. – С. 33-36.
4. Червякова Ю.Б. Оценка эластических свойств артерий у больных с артериальной гипертензией разных возрастных групп : автореф. дис. канд. мед. наук – М., 2007. – 26 с.
5. Костин Р.В., Ленков М.В. Подходы к исследованию эластичности глазного яблока как показателя возникновения глаукомы. // Биомедицинская электроника. – 2009. – № 7. С. 42–45.
6. Kelly D.A. Penises as Variable-Volume Hydrostatic Skeletons. // Ann. N.Y. Acad. Sci. – 2007. – V. 1101. – P. 453-463. doi: 10.1196/annals.1389.014

ПСИХОФИЗИОЛОГИЧЕСКАЯ ТРЕНИРОВКА ЧЕЛОВЕКА-ОПЕРАТОРА

О.В. АЛЕКСЕЕВ, Н.Л. КОРЖУК

«Тульский государственный университет»

Психофизиологические исследовательские комплексы применяются для автоматизации психофизиологических обследований и контроля высших психических функций, психомоторики и вегетативной нервной системы. В настоящее время существует большое количество компьютерных психофизиологических комплексов. Ведущим разработчиком таких систем являлся ВНИИ медицинского приборостроения.

Комплекс для психофизиологических исследований - КПФК-99 «Психомат» (разработка ООО «Медпроект-Вита», г. Москва) содержит программы, реализующие наиболее информативные и распространенные в практике психодиагностики и профотбора

методики - запоминание и воспроизведение временных интервалов, оценка кратковременной памяти, простые сенсомоторные реакции (на свет, на звук), сложные сенсомоторные реакции выбора (на световые, звуковые, символьные и словесные стимулы), красно-черные таблицы Шульте-Платонова, скорость и точность арифметических вычислений, а также ряд психологических опросников.

При разработке комплекса в числе прочих требований учитывалась оценка способности обследуемого к предвидению, упреждению развития ситуации. Как видно из вышеприведенного, объем проводимого исследования по полной программе занимает достаточно много времени, что является обычной платой за универсальность и полноту диагностики.

Между тем, актуальной является разработка биотехнической системы с меньшим набором функций, но позволяющей использовать ее в качестве тренажера.

Цель предлагаемой разработки – создание нового компьютерного психофизиологического тренажера, реализующего сопровождение человеком-оператором динамического объекта, описываемого системой дифференциальных уравнений достаточно высокого порядка (восьмого и выше). Объект подчиняется командам, формируемым оператором при помощи манипулятора, однако устойчивое нахождение объекта в заданной зоне может быть обеспечено только в случае опережающих действий оператора.

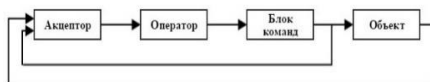


Рис. 1. Функциональная схема психофизиологического тренажера

На рис. 1 изображена функциональная схема тренажера. Акцептор (экран ПК) отображает в одной и той же системе координат (СК) положение объекта, курсор манипулятора, пропорционально отклонению которого от центра СК формируется команда управления объектом, и границы зоны допустимого отклонения объекта. Оператор следит за движущимся по определенному закону объектом, который в зависимости от сложности задачи может испытывать детерминированные или случайные посторонние воздействия. При резком отклонении объекта оператор должен среагировать и дать необходимую команду, чтобы объект не вышел из допустимой зоны отклонений (рис. 2).

Блок команд может формировать как безынерционную команду (пропорциональную отклонению курсора), так и динамическую - с

учетом производных и интегралов от величины отклонения курсора, а также предусматриваются ограничения, зоны нечувствительности и другие нелинейности.

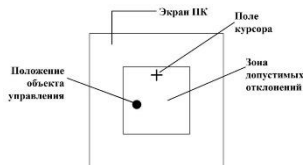


Рис. 2. Схематическое представление окна пользователя

Объект управления в зависимости от условий тренировки может находиться на разном расстоянии от центра зоны и в начальный момент иметь произвольное значение начальной скорости. При правильных действиях оператора достигается оптимальная длина траектории, которая в ходе тренировки измеряется и сообщается после окончания цикла тренировки.

На рис. 3 приводится траектория, близкая к оптимальной – для случая, когда начальная скорость объекта управления направлена практически к центру зоны. Под действием команды управления начальная скорость сначала гасится, а потом оператор плавно выводит объект к центру зоны. Для усложнения задачи на объект действует некоторая помеха, которая стремится увести его от центра зоны, в данном случае вниз. Оператор противодействует помехе, по-видимому, импульсными командами малой амплитуды.

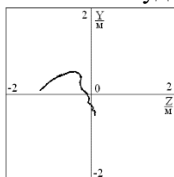


Рис. 3. Траектория объекта управления при квалифицированной работе оператора

Предлагаемый психофизиологический тренажер позволяет задавать многоступенчатые уровни сложности тренировки и проводить как определенный профессиональный отбор, так и улучшить подготовку операторов, занятых на работах, требующих хорошей реакции при высоком уровне ответственности.

Библиографический список

1. Матвеев Е.В., Надеждин Д.С., Васильев А.А., Алешкин Д.В., Гальетов И.В. Приборы и комплексы для психофизиологических исследований высших психических функций детей и подростков //

Труды научно-практической конференции «Проблемы инструментальной оценки состояния и нарушений высших психических функций у детей и подростков с помощью компьютерных тестовых систем (развитие медико-инженерных технологий на рубеже тысячелетий)», 19-20 октября 1999 г, Москва. - С. 74 - 79.

2. Комплекс для психофизиологических исследований компьютерный диагностический коррекционный КПФК-99 «Психомат». Руководство пользователя. М.: Научно-медицинская фирма «Медпроект-Вита», 2005. – 80 с.

НЕВРОЛОГИЧЕСКИЙ СКРИНИНГ В ЦЕНТРАХ ЗДОРОВЬЯ

И.С. ЕПОНЕШНИКОВ, Н.Л. КОРЖУК, А.Ф. ИНДЮХИН.

Тульский государственный университет

Негрубые неврологические нарушения у детей и подростков – зрения, слуха, минимальная мозговая дисфункция диагностируются в существующей системе здравоохранения в результате поэтапного обследования у врачей-специалистов, что не всегда удобно и эффективно. Не существует ни единого методологического подхода, ни эффективных средств автоматизации диагностики. Между тем, все неврологические нарушения фактически сводятся к количественному нарушению уровней и частот взаимодействия биоэлектрической активности различных зон коры головного мозга. Такая постановка задачи приводит к необходимости разработки скрининговой системы регистрации и анализа электроэнцефалограммы (ЭЭГ), которая не будет требовать участия высококвалифицированного специалиста, может быть использована вне лечебного учреждения и с определенным уровнем вероятности автоматически будет ранжировать пациента по группам возможных неврологических нарушений с рекомендациями обратиться к узкому специалисту.

Метод ЭЭГ зарекомендовал себя как чувствительный метод исследования биоэлектрической активности головного мозга, позволяющий проводить как качественный, так и количественный анализ его функционального состояния. Среди множества подходов к обработке ЭЭГ преобладают спектральные преобразования. Для получения достоверного результата необходимо выбрать представительную эпоху записи и задать количество точек преобразования. Эти две как бы независимые операции ставят в тупик практического врача, не говоря уже о том, что количество вариантов расчета даже в стандартных частотных диапазонах исчисляется тысячами. Помнить такое количество показателей невозможно, а время,

выделяемое на одного пациента, не позволяет сопоставить его данные не только с разными группами, но даже с предыдущим посещением. Таким образом, анализ функций когерентности (ФК), дающих количественную оценку взаимосвязей в коре головного мозга, практически недоступен.

В работе представлена система, которая, на основании математических моделей спонтанной биоэлектрической активности мозга, позволяет выявить электрофизиологические маркеры неврологических нарушений и в режиме скрининга выявить их у пациента.

Определение функций когерентности весьма трудоемкая операция, требующая высокой квалификации исполнителя. Даже неправильный выбор эпохи может на порядок исказить результат. Альтернативой может быть только достаточно длительное время наблюдения фоновой активности, при котором картина статистически сглаживается. Этот промежуток времени следует потратить с пользой – по осредненным показателям построить математическую модель биоэлектрической активности мозга.

Математическую модель предполагается выстраивать в виде рекуррентного уравнения цифрового полосового фильтра с настраиваемой полосой пропускания и различными уровнями подавления высоких и низких частот. В общем случае это будет система фильтров – высоких и низких частот. При этом выполняется условие, что на резонансной частоте коэффициент пропускания фильтра всегда равен единице.

Параметры фильтров автоматически изменяются в зависимости от частоты доминирующего ритма и дисперсии высокочастотных и низкочастотных шумов ЭЭГ. По окончании настройки фильтра его параметры (количество их будет зависеть от соотношения амплитуд основных гармоник сигнала) с заданным уровнем точности будут представлять сигнал фоновой ЭЭГ в том смысле, что белый шум, пропущенный через построенный фильтр, будет иметь спектральные характеристики, совпадающие с характеристиками фоновой ЭЭГ.

На рис. 1 представлена функциональная схема цифрового полосового фильтра с переменными коэффициентами, у которого в зависимости от входного сигнала меняются резонансная частота и полоса пропускания. На схеме обозначены: Ф1 и Ф2 – полосовые фильтры, Р1, Р2 – регуляторы; БЛ – блок логики; ω_P , ω_{Π} – резонансная частота и полоса пропускания полосового фильтра соответственно.

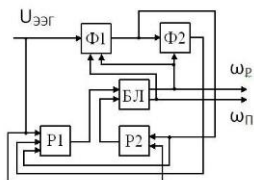


Рис.1. Функциональная схема математической модели с параметрической настройкой

В результате работы устройства рис. 1 после окончания переходного процесса (от 0,3 до 0,5 секунд) управляющие сигналы регуляторов принимают установившиеся значения, соответствующие доминирующей частоте и ширине спектра входного сигнала. Таким образом, становится известной передаточная функция «формирующего фильтра», которая представляет аналитическое выражение спектра сигнала ЭЭГ. По параметрам передаточной функции (а, значит, и спектру входного сигнала) в соответствии с вышеописанными соображениями, можно получить оценку функции когерентности двух сигналов.

Предлагаемое устройство, используемое совместно со штатными компьютерными электроэнцефалографами, позволяет накопить базу, ранжированную по клиническим диагнозам. При достижении заданного уровня достоверности отличий дескриптивные параметры полученной статистики будут положены в основу расчета функции принадлежности пациента к неврологической группе.

Предлагаемая система реализуется в виде компактного прибора с комплектом электродов, закрепленных на шлеме. Обследование занимает минимальное время, проводится силами среднего медицинского персонала и завершается рекомендацией по обращению к соответствующему специалисту в случае обнаружения нарушения.

Система электрофизиологических маркеров неврологических нарушений особенно актуальна при обследовании детей и подростков. Ввиду большой распространенности неврологических нарушений и их тяжелых последствий неврологический скрининг следует проводить возможно шире – вплоть до массовой диспансеризации.

Библиографический список

1. Иванов Л.Б. Прикладная компьютерная электроэнцефалография. М.: АОЗТ «Антидор», 2000. – 256 с.
2. Коржук Н.Л., Индюхин А.Ф., Индюхин А.А., Кузовлев Л.В. Биотехническая система электроэнцефалографического скрининга // Биотехносфера, 2014. - № 3. – С. 60 – 62.

3. Миляева В.В, Ларина И.В, Щевцова Т.А., Думчев А.И. Алгоритмы и модели в неврологической диагностике // Актуальные вопросы биомедицинской инженерии: сборник материалов IV Всероссийской научной конференции для молодых ученых, студентов школьников. 20 октября – 15 декабря 2014 г. – Саратов: ООО «Издательский центр «Наука», 2014. – С. 17 – 20.
4. Индюхин А.А. Скрининговая система диагностики неврологических нарушений на основе самонастраивающегося фильтра. Дисс. канд. техн. наук. – Курск, 2013.

РАЗРАБОТКА ПРОГРАММНОГО ОБЕСПЕЧЕНИЯ ДЛЯ ОБРАБОТКИ РЕЗУЛЬТАТОВ ПОЛИМЕРАЗНОЙ ЦЕПНОЙ РЕАКЦИИ

**А.Р. СУФЭЛЬФА, Д.С. КОНДРАШОВ, А.А. ТИМОХИН, Д.Е.
СКОПИН**

«Юго-Западный государственный университет»

Одним из самых современных методов молекулярной биологии является метод ПЦР диагностики – полимеразная цепная реакция. Исследование методом ПЦР имеет ряд преимуществ перед привычными способами, так как данный метод диагностики позволяет специфично увеличивать (амплифицировать) в сотни раз участок ДНК возбудителя заболевания в исследуемом образце. Теоретически метод ПЦР диагностики позволяет обнаружить даже единственную копию чужеродной ДНК в образце, что позволяет говорить об отсутствии у него предела чувствительности. Кроме высокой чувствительности, исследование методом ПЦР имеет абсолютную специфичность, то есть если метод ПЦР диагностики выполнен правильно, то он не дает ложноположительных результатов.

Однако обработка результатов ПЦР занимает много времени, а если данных много, то это становится все труднее и занимает все больше времени. Предлагается разработать программу, на платформе Java. Данная программа будет решать следующие задачи: обрабатывать снимаемые результаты анализов с помощью полимеразной цепной реакции, предоставлять их в графическом и табличном виде, а также анализировать и создавать статистическую базу данных.

На данный момент существует несколько способов определения результата ПЦР в реальном времени. Наиболее распространенный способ основан на применении флуоресцентного зонда. Такой зонд представляет собой последовательность из 25-30 нуклеотидов, меченых с 5'-конца флуорофором, а с 3'-конца — гасителем флуоресценции. Taq-

полимераза, которая достраивает новую цепь ДНК, обладает 5-3'эндонуклеазной активностью в отношении двуцепочечных фрагментов ДНК, которые она устраняет, отщепляя один или несколько нуклеотидов. Поскольку наряду с флуорофором к нуклеотидному зонду присоединен гаситель, в начале амплификации наблюдается лишь незначительная эмиссия. По мере того, как фермент наращивает цепь, он расщепляет зонд. Флуорофор освобождается от соседства с гасителем и переходит в раствор[3]. В результате чего флуоресценция усиливается и может быть измерена. Уровень флуоресценции, и соответственно, измеряемый сигнал, возрастает пропорционально количеству образующихся ампликонов. Во время отжига происходит гибридизация зонда с целевым фрагментом ДНК, после чего за счет пространственного разделения флуорофора и гасителя, регистрируется флуоресценция.

В другом способе, наиболее простом применяют интеркалирующий флуоресцентный краситель. Однако этот способ имеет существенный недостаток: краситель будет в равной степени окрашивать как специфический (определяемый), так и неспецифический ампликон, если последний будет образовываться в результате реакции.

Данные получаемые с помощью представленных способов будут регистрироваться и обрабатываться разрабатываемой программой, что позволит ускорить процесс анализа полученных данных, на основе метода полимеразной цепной реакции, и собрать достаточно статистических данных для проведения дальнейших исследований. Это облегчит работу специалистов, обрабатывающих результаты анализов. Позволит увеличить максимальное количество пациентов обслуживаемых в день, при использовании тех же ресурсов. А также значительно расширит возможности диагностики наследственных заболеваний, выявление генетических полиморфизмов и проведение исследований на основе статистических данных результатов ПЦР.

Библиографический список

1. Глик Б., Пастернак Дж. Молекулярная биотехнология. Принципы и применение[Текст]/ Глик Б., Пастернак Дж. Пер. с англ. — М.: Мир, 2002. — 589 с.;
2. Щелкунов С.Н. Генетическая инженерия[Текст]/ Щелкунов С.Н. — Новосибирск: Сиб. унив. изд-во, 2004. — 496 с.;
3. Патрушев Л.И. Искусственные генетические системы[Текст]/ Патрушев Л.И. — М.: Наука, 2005. — В 2 т.;
4. Лафоре Р., Структуры данных и алгоритмы Java[Текст]/ Лафоре Р. — М.: Питер, 2013. — 329с.

СИНТЕЗ КОМПАРТМЕНТНОЙ МОДЕЛИ СИСТЕМЫ ТРАНСПОРТА КИСЛОРОДА И УГЛЕКИСЛОГО ГАЗА

С.А. МОРДОВИНА, В.П. МЕЛЕХИН

Рязанский государственный радиотехнический университет

Поддержание баланса между концентрациями основных газов в организме – кислородом (O_2) и углекислым газом (CO_2) является существенным фактором, определяющим условия жизнедеятельности многих организменных структур.

CO_2 , вопреки широко распространённому мнению, необходим организму не меньше, чем кислород. Давление углекислого газа влияет на кору головного мозга, дыхательный и сосудодвигательный центры, обеспечивает тонус и определённую степень готовности к деятельности различных отделов центральной нервной системы, отвечает за тонус сосудов, бронхов, обмен веществ, секрецию гормонов, электролитный состав крови и тканей. Кислород служит энергетическим материалом, и его регулирующие функции ограничены. O_2 – это регенерирующий элемент, служащий для очистки клетки от всех её отходов и отчасти для её сжигания. Основной функцией O_2 является его участие как окислителя в окислительно-восстановительных реакциях в организме. Кислород участвует во всех видах обмена веществ в организме. Он входит в состав белков, витаминов, гормонов, жиров, углеводов, ферментов и других биологически важных веществ.

Таким образом, углекислота – источник жизни и регенератор функции организма, а кислород – источник энергии.

O_2 поступает в организм вместе с воздухом через бронхи, затем попадает в лёгкие, оттуда в кровь, а из крови – в ткани. CO_2 проходит эту цепочку в обратном направлении: образуется в тканях, затем поступает в кровь и оттуда через дыхательные пути выводится из организма.

Комплекс физиологических и физико-химических процессов, обеспечивающих дыхание, подразделяют на пять этапов:

1-й этап – внешнее дыхание, или вентиляция лёгких; это процессы, обеспечивающие ритмическое поступление порций атмосферного воздуха в лёгкие и удаление альвеолярного воздуха из лёгких в атмосферу;

2-й этап – диффузия газов в лёгких; это процессы, обеспечивающие переход кислорода из альвеолярного воздуха в кровь и углекислого газа в обратном направлении;

3-й этап – транспорт газов кровью; это процессы, обеспечивающие растворение кислорода и углекислого газа в крови, связывание их гемоглобином и перенос с током крови;

4-й этап – диффузия газов в тканях; это процессы, обеспечивающие диссоциацию оксигемоглобина в тканевых капиллярах и диффузию кислорода из крови в тканевые структуры межкапиллярных пространств, а также диффузию углекислого газа в обратном направлении, растворение и связывание с гемоглобином и связывание с бикарбонатами;

5-й этап – клеточное дыхание; это биохимические и физико-химические процессы, обеспечивающие аэробное окисление органических веществ с получением энергии, используемой для жизнедеятельности клетки. При этом образуются углекислый газ и вода.

Сложность анализа процессов газообмена заключается в том, что функционирование систем поддержания постоянства газового состава обеспечивается одними и теми же механизмами и, как следствие, связанными системами управления содержанием CO_2 и O_2 в крови. К таким механизмам относят: процесс дыхания, диффузии, транспорт по артериальному и венозному кругам системы кровообращения. Поэтому поиск и выделение причинно-следственных связей между переменными, в координатах которых можно описать функционирование и построить структурную модель системы управления, являются сложной задачей.

Попытки создания моделей дыхательной системы могут быть классифицированы несколькими способами:

модели, которые разрабатываются для изучения конкретных моментов дыхания с целью упрощения модели (минимальные модели);

модели, в которые пытаются включить все известные физиологические функции (промежуточные модели);

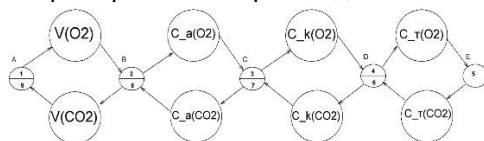
модели, которые охватывают все знания о системе в целом (всесторонние модели).

Jacques J. A. наиболее подходящим способом изучения физиологической системы считал компартментные модели, так как такие модели можно использовать для более подробного исследования процессов переноса вещества и энергии внутри живой системы и обмена их со средой.

В общем случае компартментная модель содержит несколько связанных между собой компартментов, в которых протекают три типа процессов – обмен компонентами между отдельными компартментами, а также между компартментами и средой, превращение компонент и разнообразные процессы, приводящие к исчезновению

рассматриваемых компонент или веществ; процессы последнего типа обозначают общим термином утилизация. Если рассматривать только процессы поступления и распределения кислорода в дыхательной системе, то окислительные процессы, в результате которых кислород переходит в молекулы CO_2 и H_2O , можно рассматривать как процесс его утилизации.

В работе предпринята попытка построить компартментную модель процесса транспорта кислорода и углекислого газа, которая представлена на рисунке, с целью связать значения жизненно важных переменных (показателей газового состава) с управляемыми переменными – характеристиками органов дыхания.



Компартментная модель системы транспорта O_2 и CO_2

Процессу А соответствует 1-й этап комплекса физиологических и физико-химических процессов, обеспечивающих дыхание (были описаны выше); процессу Б соответствует 2-й этап и т.д. по аналогии.

На рис. 1 использованы следующие обозначения: 1 – процесс поступления воздуха в лёгкие, вдох; 2 – переход O_2 из альвеолярного воздуха в кровь; 3 – транспорт O_2 кровью; 4 – диффузия O_2 в тканях; 5 – биохимические и физико-химические процессы, в результате которых образуется CO_2 ; 6 – диффузия CO_2 в тканях; 7 – транспорт CO_2 кровью; 8 – переход CO_2 в альвеолярный воздух из крови; 9 – удаление альвеолярного воздуха из лёгких в атмосферу, выдох; V – объём вдыхаемого и выдыхаемого газов, C_a – альвеолярная концентрация газов, C_k – концентрация в крови, C_t – тканевая концентрация.

Библиографический список

1. <http://zenslim.ru/content/Углекислый-газ-важнее-кислорода-для-жизни>
2. Физиология человека: учеб. пособие / А.А. Семенович [и др.]; под ред. А.А.Семеновича. – 4-е изд., испр. – Минск: Выш. шк., 2012. – 544 с.
3. Cardiovascular and Respiratory Systems. Modeling, Analysis, and Control. by Daniel Schneditz, Hien T. Tran, Franz Kappel and Jerry J. Batzel. Published in 2007 in Philadelphia by Society for Industrial and Applied Mathematics. – 274 p.

4. Теория управления и биосистемы. Анализ сохранительных свойств. Новосельцев В.Н. Главная редакция физико-математической литературы издательства «Наука», М., 1978, 320 стр.

ИСПОЛЬЗОВАНИЕ НЕЧЕТКИХ ГИБРИДНЫХ МОДЕЛЕЙ В ЗАДАЧАХ ПРОГНОЗИРОВАНИЯ И ДИАГНОСТИКИ ЗАБОЛЕВАНИЙ

С.Н. КОРЕНЕВСКАЯ, И.И. ХРИПИНА, Д.Е. СКОПИН
«Юго-Западный государственный университет»

Анализ литературных данных и результаты собственных исследований позволяют сделать вывод о том, что значительное число задач прогнозирования ранней и дифференциальной медицинской диагностики характеризуются высокой сложностью формализации описания классов состояния здоровья организма, а в задачах прогнозирования и ранней диагностики различные классы сильно пересекаются в пространстве информативных признаков. Кроме того, для целого ряда социально значимых заболеваний построение прогностических и диагностических математических моделей затрудняется неполным и нечетким представлением исходных данных. В таких условиях рядом исследователей рекомендуется применять аппарат нечеткой логики принятия решений.

Одной из основных проблем практического применения этого математического аппарата является сложность выбора формы и параметров элементов нечетких решающих правил и способов их агрегации в системы нечетких решающих правил. Значительная часть этих проблем может быть решена путем применения коллективов нечетких решающих правил, обучение которых осуществляется при использовании данных разведочного анализа.

Практика решения задач прогнозирования и медицинской диагностики показала, что в условиях плохой формализации при недостаточной статистике и выборе типа решающих правил, объединяемых в коллективы, наиболее целесообразно использовать последовательный секвенциальный анализ А.Вальда, диалоговые системы распознавания образов и нечеткую логику принятия решений в ее приложениях к решению классификационных задач.

Из перечисленных методов процедуры А.Вальда и диалоговые системы распознавания образов изначально не имеют нечеткой интерпретации и для их использования в общей методологии синтеза нечетких гибридных моделей необходим переход к нечеткому описанию их классификационных возможностей.

Традиционно последовательную статистическую процедуру А.Вальда принято применять в условиях наличия обучающей выборки, когда имеются затруднения в выборе функций принадлежности к исследуемым классам состояний. В ходе реализации метода А.Вальда производится расчет диагностического коэффициента ДК.

При переходе к нечеткому Вальдовскому классификатору уверенность в классификации UGV_l определяется функцией принадлежности к ω_l с базовой переменной, определяемой по шкале ДК [1].

$$\text{То есть } UGV_l = \mu_{\omega_l}(\text{ДК})(1)$$

Если в ходе проведения разведочного анализа по изучению структуры данных с применением отображающих пространств находятся двумерные пространства с приемлемым разделением классов в отображающем пространстве, то удобно использовать метод диалогового конструирования двумерных классификационных пространств [4].

В соответствии с этим методом двумерное отображающее пространство $\Phi = Y_1 * Y_2$ определяется как декартово произведение двух отображающих функций вида:

$$Y_1 = \varphi_1(A, X) \text{ и } Y_2 = \varphi_2(A, X) \quad (2)$$

где φ_1 и φ_2 – функции отображения многомерных объектов в двумерное пространство Φ ; A и B – вектора настраиваемых параметров; $X = \{x_1, \dots, x_n\}$ – вектора объектов многомерного пространства информативных признаков.

На объектах обучающей выборки в пространстве Φ в полуавтоматическом режиме, с привлечением экспертов предметной области формируются границы разделения альтернативных классов ω_l и ω_r из условия минимального количества ошибок классификации в виде уравнения $G_{lr} = F_{lr}(Y_1, Y_2)$.

При переходе к нечеткой классификации в двумерном отображающем пространстве четкий вывод метода диалогового конструирования двумерных классификационных пространств трансформируются в нечеткое решение путем определения функций принадлежности $\mu_{\omega_l}(D_l)$ к классу ω_l с базовой переменной, определяемой как расстояние D_l от отображения исследуемого объекта до двумерных границ класса ω_l описываемых уравнением вида $G_{lr} = F_l(Y_1, Y_2)$.

Уверенность в ω_l полученную при диалоговом конструировании двумерных классификационных пространств определим соотношением:

$$UGD_l = \mu_{\omega_l}(D_l) \quad (3)$$

Агрегация решающих правил в финальные коллективы может осуществляться при использовании традиционной нечеткой логики принятия решений по Л.Заде [2,3,5,7,8]. Работами кафедры биомедицинской инженерии Юго-Западного государственного университета было показано, что для большого количества практических задач удобно использовать итерационную накопительную формулу вида [2,3,4,6].

$$UF(q + 1) = UF(q) + UGI(q + 1)[1 - UF(q)](4)$$

где $UF(q)$ – уверенность в принимаемом решении на (q) - ом шаге итерации (при использовании q четких решающих правил); $UGI(q + 1)$ - уверенность в принимаемом решении для правил с номером $(q + 1)$; $UF(1) = UGI(1)$.

С использованием коллективов гибридных нечетких решающих правил решались задачи прогнозирования и дифференциальной диагностики в урологии, гастроэнтерологии и других медицинских приложениях. Проверка полученных решающих правил на контрольных выборках показала, что практически во всех прогностических задачах уверенность в принимаемых решениях не хуже 0,85, а в диагностических задачах не хуже 0,9.

Библиографический список:

1. Гублер, Е.В. применение непараметрических критериев статистики в медико-биологических исследованиях / Е.В. Гублер, А.А.Генкин – Л.:Медицина, 1973. – 144 с.
2. Корневский, Н.А. Метод синтеза гетерогенных нечетких правил для анализа и управления состоянием биотехнических систем. Известия Юго-Западного государственного университета. Серия: Управление, вычислительная техника, информатика. Медицинское приборостроение. – 2013. - №2. С.99-103.
3. Корневский, Н.А. Использование нечеткой логики принятия решений для медицинских экспертных систем / [Текст] Н.А. Корневский // Медицинская техника - 2015. - №1. – С.33-35.
4. Корневский, Н.А. Интерактивный метод классификации в задачах медицинской диагностики / [Текст] Н.А. Корневский, С.В. Дегтярев, С.П. Серегин, А.В. Новиков // Медицинская техника - 2013. - №4. – С.1-3.
5. Korenevskiy, N.A. Application of Fuzzy Logic for Decision-Making in Medical Expert Systems [Text] N.A. Korenevskiy // Biomedical Engeneering - May 2015. – Vol. 4. – pp. 46.-49.

6. Shortliffe, E.H. Computer-Based Consultations / E.H. Shortliffe // MYSIN, New York: American Elsevier - 1996.
7. Zadeh, L.A. Fuzzy sets [Text] L.A. Zadeh // Inf Control - 1965. – Vol. 8. – pp. 338.-353.
8. Zadeh, L.A. Advanced in Fuzzy Mathematics and Engineering: Fuzzy Sets and Fuzzy Information – Granulation Theory [Text] L.A. Zadeh // Beijing. Beijing Normal University Press - 2005. – ISBN 7-303-05324

ОЦЕНКА УРОВНЯ УТОМЛЕНИЯ СПОРТСМЕНОВ НА ОСНОВЕ НЕЧЕТКИХ ПРАВИЛ ПРИНЯТИЯ РЕШЕНИЙ

М.А. МАГЕРОВСКИЙ, Л.В. СТАРОДУБЦЕВА

«Юго-Западный государственный университет»

Утомление является важнейшей проблемой физиологии спорта и одним из наиболее актуальных вопросов медико-биологической оценки тренировочной и соревновательной деятельности спортсменов. Возможность надежной оценки уровня утомления и стадий его развития позволяет правильно оценить функциональное состояние и работоспособность спортсменов.

Учет показателей уровня утомления позволяет научно обоснованно планировать мероприятия, направленные на сохранение здоровья спортсменов и достижение высоких спортивных результатов.

Существует большой арсенал методов и средств оценки утомления по различным системам психологических и физиологических признаков.

В работе [1] показано как определять уровень утомления по таким показателям как переключаемость, концентрированность и устойчивость внимания. Методика и аппаратура для оценки этих показателей внимания приведены в работе [4].

В работах [1,4] рассматривается математическая модель расчета уровня утомления YU на основе итерационной накопительной формулы Е. Шортлифа:

$$YU(p+1) = YU(p) + U(p+1)[1 - YU(p)], (1)$$

где p – номер итерации, совпадающий с номером частного решающего правила по оценке составляющих уровня утомления

$U(p); YU(1) = U(1); U(p+1)$ – частные составляющие оценки уровня утомления.

В качестве частных составляющих используются:

- уровень утомления, рассчитываемый по показателям внимания YU_B ;

- уровень утомления, рассчитываемый по энергетической реакции биологически активных точек YU_B , меняющих соответствующие электрические сопротивления при наличии у человека утомления;

- уровень утомления, определяемый по группе субъективных тестовых опросников YU_T .

Формула (1) обладает рядом достоинств, полезных для практической оценки уровня утомления и других функциональных состояний спортсменов. Результат ее работы не зависит от порядка вычислений и подстановки различных составляющих. Отсутствие некоторых составляющих в формуле (1) не приводят к фатальной ошибке, а лишь уменьшает качество оценки уровня утомления и, если составляющих достаточно для принятия решений вычисления могут быть закончены досрочно.

В интерпретации работ [1,4] уверенность в точности оценки уровня утомления UO распределяется следующим образом:

$$UO(YU_B) = 0,7; UO(YU_B) = 0,65; UO(YU_T) = 0,6.$$

Общая уверенность в точности оценки уровня утомления определяется выражением [8]:

$$UO(q+1) = UO(q) + UO^*(q+1)[1 - UO(q)], (2)$$

$$\text{где } UO(1) = UO(YU_B); UO^*(2) = UO(YU_B); U^*(3) = UO(YU_T).$$

При оценке уровня утомления спортсменов с точностью не ниже 0,95 согласно формуле (2) необходимо производить оценку всех трех составляющих. Однако использование выражения (1) не всегда возможно, поскольку требуется наличия уникального оборудования для оценки параметров внимания и электрических характеристик биологически активных точек (БАТ). Кроме того значительное число специалистов не доверяют методам рефлексодиагностики, хотя это недоверие больше носит субъективный характер.

С учетом этого вместо или вместе с составляющими выражения (1) предлагается использовать показатель адаптационного состояния ПАС и коэффициент сопротивления кожи КАС.

Для расчета ПАС используется методика, описанная в работе [3]. Расчет ПАС осуществляется в соответствии с выражением:

$$ПАС = 0,011(P - P^*) + 0,014(S - S^*) + 0,008(D - D^*) + 0,009(W - W^*) \quad (3)$$

где P, S, D, W – диагностически значимые частота пульса (уд/мин) в среднем за сутки систолическое и диастолическое давление среднее за сутки (мм рт. ст.), масса тела (кг) соответственно; P^*, S^*, D^*, W^* – идеальные значения составляющих показателей, определяемые по следующему набору правил [3].

Для перехода от показателя ПАС к частному уровню утомления для выражения (1) вводится функция уровня утомления по ПАС $U(ПАС)$, график которой приведен на рис. 1.

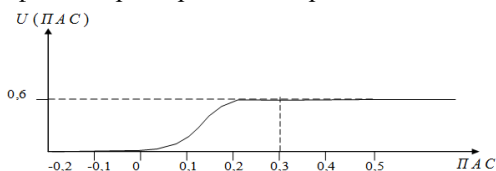


Рис. 1 График уровня утомления по показателю ПАС

Степень утомления по коэффициенту сопротивления определяется по формуле:

$$K_{AC} = 2(R_1 - R_2) / (R_1 + R_2), \quad (4)$$

где R_1 и R_2 сопротивления кожи правой и левой руки.

Перевод величины КАС во вторую частную составляющую $U(K)$ для выражения (1) осуществляется функцией утомления $U(K)$, график которой приведен на рис. 2.

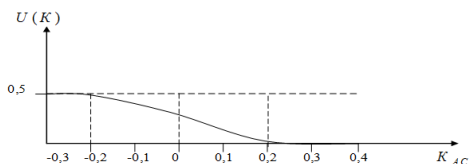


Рис. 2 График уровня утомления по коэффициенту КАС.

Предложенный метод оценки уровня утомления базируется на общей методологии синтеза нечетких решающих правил, изложенной в работе [2].

Для составляющих $U(ПАС)$ и $U(K)$ величину уверенности в точности оценки уровень утомления определяется следующим образом: $UO(ПАС) = 0,7$; $UO(K) = 0,65$.

Библиографический список:

1. Конева, Л.В., Корневская С.Н., Дегтярев С.В. Оценка уровня психоэмоционального напряжения и утомления по показателям, характеризующим состояние внимания человека / Системный анализ и управление в биомедицинских системах. Т. 11 .- №4.-2012.-С.993-1000.
2. Корневский, Н.А. Использование нечеткой логики принятия решений для медицинских экспертных систем. [Текст] / Н.А. Корневский // Медицинская техника, 2015, №1 (289) С. 33-35.

3. Патент на изобретение № 2342900 «Способ оценки функциональных резервов организма» / Н. А. Курникова - № 2007(38472/14/042084); заявл. 18.10.2007; зарег. 10.01.2009. Бюллетень Федерального государственного учреждения «Федеральный институт промышленной собственности и федеральной службы не интеллектуальной собственности, патентам и товарным знакам», «Изобретения, полезные модели » №1, 2009. - С.693.
4. Филатова, О.И. Метод, модели и алгоритм анализа и управления функциональным состоянием человека на основе нечётких гетерогенных правил принятия решений [Текст]/ О.И. Филатова // дисс. канд. техн. наук: 05.11.17, защищена 11.11.11, Курск, 2011.

ПРОГНОЗИРОВАНИЕ ВОЗНИКНОВЕНИЯ ОСТРОГО ПИЕЛОНЕФРИТА НА ОСНОВЕ НЕЧЕТКОЙ МОДЕЛИ

В.В. ФЕДЯНИН., Н.А. КОРЕНЕВСКИЙ

**«Воронежский институт государственной противопожарной службы
МЧС России»**

«Юго-Западный государственный университет»

Пиелонефрит является воспалительным заболеванием не специфической этиологии. Этиология пиелонефрита многообразна, чаще всего возбудителем являются бактерии, но также известны случаи заболевания, вызванные грибами, вирусами, простейшими.

Пиелонефрит относится к классу достаточно тяжелых заболеваний, приводящих к потере трудоспособности и инвалидности, если не оказывается своевременная и квалифицированная помощь.

Поэтому задача своевременного прогнозирования возникновения острого пиелонефрита является весьма актуальной, позволяющей своевременно организовать эффективные профилактические мероприятия.

В данной статье рассматриваются вопросы синтеза нечеткого решающего правила, позволяющего разделять пациентов на два класса ω_0 - риск развития острого пиелонефрита или переход хронического пиелонефрита в фазу активного воспаления отсутствует, ω_1 - существует риск заболеваний в течение ближайшего года [6,7]. Синтез производится в соответствии с общими рекомендациями и синтезу гибридных нечетких решающих правил, разработанными в Юго-Западном государственном университете.

В качестве информативных признаков выбраны различные факторы риска, описанные в работе [6] и сгруппированные в следующие

блоки: социально-экономические факторы (признаки $x_1, \dots, x_4$); производственные факторы ($x_5, \dots, x_9$); поведенческие факторы ($x_{10}, \dots, x_{21}$); факторы питания ($x_{22}, \dots, x_{27}$); медико-биологические факторы ($x_{28}, \dots, x_{35}$).

В ходе проведения разведочного и экспертного анализа была установлена неравнозначность роли информативных признаков в формировании окончательного прогностического решения.

Некоторые признаки, обладая низкой информативностью, но, с другой стороны, простотой и доступностью в получении, позволяют при их комплексном использовании достигать значений коэффициентов уверенности, в принимаемых прогностических решениях, значимых для врачебной практики, без определения ряда высокоинформативных, но более трудоемких признаков. Это делает возможной иерархическую логику принятия решений, характерную для медицинской деятельности, когда врач на основании простейших признаков формирует предварительное мнение, и, если риски велики, принимает решение о получении дополнительной, более дорогостоящей информации.

При такой тактике принятия решений о прогнозе возникновения острого пиелонефрита, согласно рекомендациям в качестве агрегирующей модели выбрана интерактивная формула вида:

$$KY_{\omega^{\ell}}[q+1] = KY_{\omega^{\ell}}[q] + \mu_{\omega^{\ell}}(x_{q+1})[1 - KY_{\omega^{\ell}}[q]], \quad (1)$$

где $KY_{\omega^{\ell}}[q]$ - коэффициент уверенности в искомом прогнозе внутри блока признаков; q - номер признака в блоке; $\mu_{\omega^{\ell}}(x_{q+1})$ - функция принадлежности к классу ω^{ℓ} ($\ell = 0, 1$), определяемая в соответствии с рекомендациями.

Финальная уверенность в классе ω_1 (риск возникновения пиелонефрита высокий) согласно рекомендациям определяется выражением:

$$UP(r+1) = UP(r) + KY_{\omega_1}(r+1)[1 - UP(r)], \quad (2)$$

где $UP(r)$ - уверенность в появлении острого пиелонефрита по блоку признаков с номером g ; $UP(1) = KY_{\omega_1}(1)$.

Результаты математического моделирования показали, что общая уверенность в прогнозе развития у пациента пиелонефрита по описанной системе признаков достигает величины 0,95 при условии наличия большинства факторов риска с максимальными значениями функции принадлежности. Для наиболее часто встречающихся факторов риска величина $UP_{орп}$ достигает значения 0,81.

Библиографический список:

1. Кореневский, Н.А. Использование нечеткой логики принятия решений для медицинских экспертных систем / Н.А. Кореневский // Медицинская техника. – 2015. - №1. – С. 33-35.
2. Кореневский, Н.А. Метод синтеза гетерогенных нечетких правил для анализа и управления состоянием биотехнических систем. Известия Юго-Западного государственного университета. Серия: Управление, вычислительная техника, информатика. Медицинское приборостроение. – 2013. - №2. – С.99-103.
3. Кореневский, Н.А. Метод прогнозирования и диагностики состояния здоровья на основе коллективов нечетких решающих правил / [Текст] Н.А. Кореневский, Р.В. Рудской, С.Д. Долженков // Системный анализ и управление в биомедицинских системах – 2013. – Т.12. - №4. – С.905-909.
4. Кореневский, Н.А. Синтез комбинированных нечетких решающих правил и медицинских положений с использованием методов разведочного анализа [Текст] / Н.А. Кореневский, Ф. Ионеску, А.А. Кузьмин, Аль-Р.Т. Касасбех // Биомедицинская радиоэлектроника. – 2009. - №5. – С.65-75.
5. Кореневский, Н.А. Геометрический подход к синтезу нечетких решающих правил для решения задач прогнозирования и медицинской диагностики / Кореневский Н.А., Филист С.А., Устинов А.Г., Рябкова Е.Б. // Биомедицинская радиоэлектроника. – 2012. - №4. – С.20-25.
6. Новиков, А.В. Методология нечеткого принятия решений и алгоритмизация управления оказанием медицинской помощи больным пиелонефритом [Текст]: дисс. докт. мед. наук / А.В. Новиков. – Воронеж, 2009. – 232 с.
7. Серебровский, В.В. Использование механизмов нечеткой логики принятия решения для оценки состояния человека и животных (на примере прогнозирования и диагностики пиелонефритов): монография [Текст] В.В. Серебровский, В.В. Федянин, С.Н. Кореневская, А.В. Серебровский – Курская ГСХА: Изд-во Курск. гос. с.-х. ак., 2015. – 123 с.
8. Серегин, С.П. Современные информационные технологии в урологии: монография / С.П. Серегин, С.Д. Долженков, А.Г. Коцарь, А.В. Новиков, Н.А. Кореневский. – Курск: ОАО «ИПП «Курск»», 2009. – 364 с.
9. Korenevskiy, N.A. Design of network-based fuzzy knowledge bases for medical decision-making support systems / N. A. Korenevskiy, R.A.

Krupchatnikov, S.A. Gorbatenko, M.I. Lukashov // [Biomedical Engineering](#). New York, 2009. – Vol.43, №4 – pp.187-190.

10. Korenevskiy, N. A. Application of Fuzzy Logic for Decision-Making in Medical Expert Systems [Текст]/ N. A. Korenevskiy // Biomedical Engineering May 2015, Volume 49, Issue 1, pp 46-49.

ЗАВИСИМОСТЬ ВЕКТРА СКОРОСТИ ОТ УШИРЕНИЯ ДОПЛЕРОВСКИХ СПЕКТРОВ

К.И.С. ГАЛЕБ, Д.А. ПЕТРОВ, С.Г. ПРОСКУРИН

«Тамбовский государственный технический университет»,

На принципе работы эффекта Доплера основано практическое применение, доплеровской ОКТ (Оптической когерентной томографии), что очень важно для диагностики и лечения сердечнососудистых заболеваний. На основе Эффекта Доплера разработана ДОКТ (Доплеровская оптическая когерентная томография), которая является неинвазивным методом визуализации и измерения скорости потока жидкости в биомедицинских объектах в сильно рассеивающих средах. Путём использования методов стандартной ДОКТ можно достаточно точно определить вектор скорости линейно направленного потока.

В данной работе для определения вектора скорости потока измеряется Доплеровский сдвиг несущей частоты и уширение Доплеровского спектра, а также измеряется флуктуация сигнала пропорциональная уширению спектра отражения и обратного рассеяния света от частиц в потоке жидкости. Временные флуктуации сигнала можно оценить следующим образом:

$$P(f) = \frac{A_r}{\sigma} \exp \left[- \left(\frac{f - f_D}{\sigma} \right)^2 \right] \sum_n A_n \exp(-i2\pi f t_n),$$

Где $P(f)$ -уширение доплеровского спектра; A_r и A_n – амплитуды опорного и отражённого сигнала, f_D – доплеровский сдвиг, t_n – время, f – текущая частота, σ – стандартный разброс частот. Стандартный разброс частот определяет пропускную способность полосового фильтра и определяется по формуле:

$$\sigma = \frac{V_t}{t\omega_0\sqrt{2}} + f_0 \frac{\Delta\lambda}{\lambda_0} + \sigma_0.$$

f_0 и σ можно определить следующим образом:

$$V_t = f_0 \frac{\lambda_0}{2}, \quad V_t = \sqrt{2}t\omega_0 \left(\sigma - f_0 \frac{\Delta\lambda}{\lambda_0} - \sigma_0 \right),$$

V_l – продольная скорость движущегося потока. Вектор скорости потока имеет такой вид:

$$V = V_0 \exp(i\alpha).$$

Следовательно, угол можно определить так:

$$\alpha = \arctan(V_t / V_l).$$

Для того чтобы улучшить соотношение сигнал-шум при регистрации исходных данных использовалась частотная фильтрация сигнала, после чего делалось оконное преобразованием Фурье. Потом рассчитываем центр тяжести гауссовой кривой доплеровского спектра (центроид). Оценка точности скорости потока и доплеровских углов определялась при помощи стандартного регрессионного анализа. Она даёт точность не хуже 80-85 % .

Зная величину уширения спектральных линий можно определить скорость потока частиц жидкости . Для регистрации доплеровского сдвига несущей частоты интерференционного сигнала использовались низкокогерентные методы дискриминации оптического излучения по глубине образца – оптическая когерентная томография. Таким образом, можно получить оценку скорости потока частиц жидкости, заранее не зная угол Доплера. При исследовании зависимости величины HWHM (полуширины на полувысоте) Доплеровского спектра от его средней частоты, можно получить и достаточно точную оценку угла Доплера.

Библиографический список

1. Проскурин С.Г., Потлов А.Ю., Фролов С.В., Доплеровское картирование знакопеременного потока со сложной геометрией при помощи оптической когерентной томографии // Квантовая электроника, 44 (1), с. 54-58, 2014.
2. Галёб, К.И.С. Связь вектора скорости с уширением доплеровских спектров / К.И.С.Галёб, С.Н.Абдулкарим, С.Г.Проскурин // Фундаментальные исследования. – 2015. – № 1–4. – С. 725-729.
3. Проскурин С.Г., Потлов А.Ю., Фролов С.В., Устройство сканирующего опорного плеча оптического когерентного томографа // Патент на полезную модель RU2013152707, 14.07.2014.
4. Proskurin S.G., Potlov A.Yu., Frolov S.V., One specific velocity color mapping using optical coherence tomography // Journal of Biomedical Optics, 20(5), p. 051034-1 - 051034-6, 2015.

ДВА ПОДХОДА К ОПРЕДЕЛЕНИЮ ВРЕМЕНИ СВЕРТЫВАНИЯ КРОВИ

А.А. ОДИНОКОВА, Е.И. ГЛИНКИН

«Тамбовский государственный технический университет»

Система свертывания крови – часть системы гемостаза, функция которого заключается в остановке кровотечения при повреждении кровеносного сосуда. На сегодняшний день механизмы регуляции системы свертывания крови до сих пор остаются плохо понятными, поэтому исследователи редко могут предсказать, как поведет себя свертывание при том или ином воздействии, а это ограничивает развитие методов диагностики и лечения заболеваний, связанных с нарушениями свертывания.

Существующие способы определения времени свертывания крови обладают низкой чувствительностью из-за статистической обработки данных в неопределенном диапазоне, что не учитывает индивидуальные особенностей человеческого организма. Это ведет к возникновению методической погрешности для конкретного пациента и не отражает достоверность полученных данных.

Индивидуальный подход к расчету информативных параметров снижает методическую погрешность в определении времени свертывания крови. Для реализации такого подхода предложена аналитическая модель в явном виде, содержащая информативные параметры, отражающие физику процесса свертывания крови.

Предложенная модель имеет вид экспоненты с минимумом информативных параметров, адекватно отражающих физику процесса. Данная модель позволяет определить время свертывания крови по калибровочной характеристике. Калибровку проводят априори для двух известных эталонных и измеренных значений верхней и нижней границ адаптивного диапазона процесса гемостаза, что ускоряет процесс определения времени свертывания крови, и, следовательно, обеспечивает своевременную диагностику нарушений свертывающей системы крови.

Метрологическая эффективность индивидуального подхода обусловлена наличием адекватной физике измерения модели в явном виде, наличием информативных параметров и определением действительных значений по калибровочной характеристике. Оценка метрологической эффективности показала, что определение действительных значений за счет нормирования измеренных значений известными по калибровочной характеристике снижает методическую погрешность на десятки порядков, точность времени свертывания

повышает на 4 порядка, а оперативность сокращает в три раза, что в итоге повышает метрологическую эффективность компьютерных анализаторов для автоматизации выявления лиц группы риска развития гемокоагуляционных осложнений.

Проведенное исследование, в ходе которого сравнивались статистический и индивидуальный подход, позволило выявить следующие закономерности рационального применения предложенной модели и индивидуального подхода:

- погрешности измерений времени свертывания крови обусловлены фиксированной среднестатистической градуировочной характеристикой по множеству ненормированных переменных;

- статистическая аппроксимация градуировочной характеристики универсальна с широким допуском для экспресс-анализа большой выборки людей больных диабетом, но несостоятельна для прецизионных измерений динамики состояния конкретных пациентов;

- свести к минимуму погрешности определения времени свертывания крови можно по гибкой калибровочной характеристике, оптимизируя информативные параметры к действительной характеристике адаптивного диапазона по нормированным мерам известных пациентов, соответствующей группы здоровья и риска.

- калибровка ускоряет процесс определения времени свертывания крови, и, следовательно, обеспечивает своевременную диагностику нарушений свертывающей системы крови.

Библиографический список

1. Пантелеев М.А., Васильев С.А., Синауридзе Е.И., Воробьев А.И., Атауллаханов Ф.И. Практическая коагулология. — М.: Практическая медицина, 2011. — 192 с.
2. Патент РФ №2548780, МПК G01N33/86 Способ определения функционального состояния системы гемостаза/Одинокоев А.А., Глинкин Е.И., 2015.

МЕТОДЫ АНАЛИЗА КВАЗИПЕРИОДИЧЕСКИХ СИГНАЛОВ

В.В. СТАРОДУБЦЕВ, О.В. ШАТАЛОВА

«Юго-Западный государственный университет»

В практике обработки квазипериодических сигналов используется большое число методов и алгоритмов, работающих как во временной, так и в частотной областях. Несмотря на то, что частотное представление сигнала и его временное представление совершенно эквивалентны, учитывая особенности квазипериодического сигнала, а

также особенности дискретно-временных преобразований периодических сигналов, изложенные в [1], можно утверждать, что любое частотно-временное преобразование сопровождается потерями определенной части информации, а также появлением новых информативных признаков, которые вносят определенные проблемы при проектировании и реализации алгоритмов принятия решений и может рассматриваться как помехи.

В [1] предприняты попытки классификации методов, используемых при анализе квазипериодических сигналов. Рассмотрим классификационную модель.

Во всех рассматриваемых моделях классификации за основу классификации берутся способы выделения информативных признаков из анализируемого сигнала. Считается, что если информативные признаки выделяются из параметров самого сигнала, то метод анализа относим к параметрическим, если же используется промежуточная модель и информативные признаки получают уже по параметрам этой модели, то метод анализа будем относить к непараметрическим. Очень часто решения приходится принимать на основании данных, которые не являются физическими величинами и поэтому признаку их нельзя отнести к сигналам. Методы, которые ориентированы на обработку данных такого типа, также будем относить к непараметрическим.

Как и любой подход к классификации, данный подход не может охватить все многообразие используемых методов, а также бесспорно отнести некоторые методы к тому или иному классу. Поэтому из методов анализа выделим отдельный класс эвристических методов. Часто их называют еще визуальными, так как в основе большинства эвристических алгоритмов положен зрительный анализ данных, представленных в виде изображения. Достаточно полно формализовать процедуру эвристических методов принятия решений до последнего времени не удавалось, однако известны частные разработки, позволяющие автоматизировать ряд рутинных процедур анализа квазипериодических сигналов. Очень часто эвристические методы применяют к данным, уже обработанным параметрическим или непараметрическими методами, или вообще, эвристический метод применяют совместно с тем или иным неэвристическим методом.

Структура, отражающая предложенную классификацию методов анализа квазипериодических сигналов, показана на рисунке.



Классификация методов анализа квазипериодических сигналов

Сравнительная оценка параметрических и непараметрических методов показывает, что при анализе квазипериодических процессов наиболее часто используют непараметрические методы, в частности, статистические. Это объясняется достаточно хорошей теоретической базой, разработанной для этих методов в последние годы, что способствовало появлению на рынке программного обеспечения множества статистических пакетов анализа данных.

Библиографический список

Одинцов, В.П. Система принятия решений при дефектоскопии ленты устройства управления загрузкой (СУЗ) реактора РБМК//Медико-экологические информационные технологии-2002. Сборник материалов VМеждународной научно-технической конференции/ Д.С. Малеев.-Курск. гос. техн. ун-т.- Курск.:2002. С.103-109.

ИССЛЕДОВАНИЕ ВЛИЯНИЯ ШУМА В ГОЛОСОВОМ СИГНАЛЕ НА РАСПОЗНАВАНИЕ ХАРАКТЕРИСТИК ЗНАКА ЭМОЦИЙ.

П. Д. ШЕМАЕВ, Н. Н. ФИЛАТОВА

«Тверской государственный технический университет»

В ряде исследований упоминается возможность применения методов нелинейной динамики, основанных на оценках свойств аттракторов биомедицинских сигналов, для мониторинга эмоционального состояния человека. В различных публикациях приводятся примеры использования аттракторов, реконструированных

по сигналам электроэнцефалографа и речевому сигналу, для распознавания знака эмоций, испытываемых человеком [1, 2]. Авторы, применяя известные способы оценки характеристик аттракторов, такие как корреляционная размерность, показатель Ляпунова и др., экспериментально доказали изменение этих признаков при наличии реакции испытуемого на внешний стимул. Интересные результаты были получены в работе [1], где для оценки влияния эмоций на биомедицинский сигнал использовались такие характеристики, как плотность точек горизонтальной проекции аттрактора в четырех центральных ячейках ортогональной сетки и количество пустых ячеек. Однако все приведенные исследования были выполнены на примерах анализа чистых биомедицинских сигналов. Необходимо исследовать влияние шума на точность анализа характеристик аттракторов.

В качестве исходных данных использовались паттерны голосового сигнала, зарегистрированные в ходе натуральных экспериментов по описанной в работе [1] методике. На полученные записи искусственно накладывались шумовые помехи, представляющие собой белый шум с изменяющейся интенсивностью от -30 до -10 Дб. Продолжительность каждого образца составляла 1,8 сек с частотой дискретизации 22050Гц. В общей сложности проанализировано 96 паттернов голосового сигнала с различным уровнем зашумленности зарегистрированных от 3 испытуемых.

Полученные образцы голосового сигнала анализировались с помощью программы № 2014662110, при этом для построения аттракторов общее число точек временного ряда N составило 20000[3]. В ходе эксперимента установлено, что интенсивность шума не влияет на временной лаг между элементами временного ряда τ .

В качестве основного параметра при анализе зашумленных паттернов использовалась плотность точек горизонтальной проекции аттрактора в четырех центральных ячейках ортогональной сетки, рассчитанная по формуле из работы[1].

В приведенной ниже таблице представлены усредненные по нескольким образцам для одного испытуемого оценки плотности аттрактора при различных уровнях интенсивности шумовой составляющей в сигнале.

Эмоц. \ Шум, Дб	Без шума	-30	-20	-10
Положительный стимул $\bar{\gamma}^+$	3149	2530	977	200
Нейтральный стимул $\bar{\gamma}^H$	5837	4228	1444	221
Отрицательный стимул $\bar{\gamma}^-$	6773	5119	1663	260
$\bar{\gamma}^H - \bar{\gamma}^+$	2688	1698	467	21
$\bar{\gamma}^H - \bar{\gamma}^-$	-936	-891	-219	-39

Плотность в центре аттрактора позволяет дифференцировать речь по знаку эмоций, причем условие дифференциации можно записать в виде:

$$\bar{\gamma}^H - \bar{\gamma}^+ > 0$$

$$\bar{\gamma}^H - \bar{\gamma}^- < 0$$

Где, $\bar{\gamma}^H$ - плотность аттрактора при нейтральном стимуле, $\bar{\gamma}^+$ и $\bar{\gamma}^-$ - плотность аттрактора при положительном и отрицательном стимуле соответственно.

Выведенное соотношение выполняется не только в отсутствии шума, но и при его наличии. Однако по мере увеличения уровня зашумлённости в сигнале условие дифференциации знака эмоций проявляется все слабее.

При интенсивности шума в -10 Дб плотность в центре аттрактора перестает выступать в роли дифференцирующего параметра между знаками эмоций. Следует отметить воспроизводимость данного результата для всех испытуемых.

Проведенный эксперимент показал, что белый шум с интенсивностью не более -20 Дб не оказывает существенного влияния на характеристики аттрактора, реконструированного по временному ряду, что позволяет более широко применять морфологические свойства аттракторов для распознавания изменений свойств биомедицинских сигналов.

Библиографический список

1. Сидоров К.В. Автоматическое распознавание эмоций человека на основе реконструкций аттракторов образцов речи / К.В. Сидоров, Н.Н. Филатова // Программные системы и вычислительные методы. – №1 (1). – 2012. – С. 67–79.

2. Рева Н.В. Линейные и нелинейные характеристики ЭЭГ человека при вызванных эмоциях / диссертация канд. био. наук.— Новосибирск.—2000.—156 с.

Терехин, С.А. Оценка и анализ площади проекции аттрактора временного ряда № 2014662110 / С.А. Терехин, Н.Н. Филатова, К.В. Сидоров // Программы для ЭВМ. Базы данных. Топологии интегральных микросхем: офиц. бюл. Федер. службы по интеллек. собственности. – №12 (98). – М.: ФИПС, 2014.

**ИССЛЕДОВАНИЕ ВОЗМОЖНОСТИ
ПРИМЕНЕНИЯ КОРРЕЛЯЦИОННОГО АНАЛИЗА
ДЛЯ ОБНАРУЖЕНИЯ АРТЕФАКТОВ В
ЭЛЕКТРОКАРДИОГРАФИЧЕСКОМ СИГНАЛЕ**

В.А. АЛЬ-ХАЙДРИ, Л.Т. СУШКОВА

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

Электрокардиографический сигнал (ЭКС) представляет собой графическое представление разности потенциалов, регистрируемой в процессе электрокардиографии (ЭКГ), которая является одним из самых распространенных и эффективных методов исследования динамики сердца и диагностики режима его функционирования. ЭКС, как и другие биоэлектрические сигналы, является слабым сигналом, при записи которого возникают различные помехи и артефакт.

Проблемы, вызываемые артефактами в биоэлектрических сигналах, чрезвычайно широки по своему диапазону и разнообразию. Наличие артефактов в ЭКС приводит снижению достоверности диагностической информации о работе сердца. Следовательно, задача обнаружения артефактов в электрокардиографическом сигнале является необходимой и актуальной для обеспечения достоверного анализа полученной информации. В данной работе исследуется возможность применения корреляционного анализа для обнаружения артефактов в электрокардиографическом сигнале.

Материалы и методы

Существуют различные методы обнаружения и выделения артефактов, которые часто встречаются при регистрации того или иного медицинского сигнала. Одним из классических методов исследования структуры сигналов является корреляционный анализ, смысл которого состоит в определении количественной меры сходства различных сигналов [3]. Корреляционный анализ используется в разных областях науки, в том числе и для обработки и анализа биоэлектрических

сигналов. Так, в работе [4] проведен сравнительный анализ корреляционного и синтаксического методов распознавания электрокардиограмм. Корреляционный метод показал высокую чувствительность даже на зашумленных участках ЭКГ.

В данной работе исследуется возможность применения корреляционного анализа для распознавания артефактов ЭКГ. Суть работы заключается в измерении степени подобия эталонного образца сегмента ЭКГ (кардиоцикл с допустимым качеством) и различных фрагментов исследуемой ЭКГ той же размерности. Эталонный кардиоцикл выбирался вручную на исходном сигнале ЭКГ.

В результате получается коэффициент корреляции (КК) между эталонным и текущим кардиоциклами. Коэффициент корреляции, имеющий значение ближе к единице свидетельствует о наличии максимального сходства образца и фрагмента ЭКГ (кардиоцикла).

В ходе данной работы были зарегистрированы ЭКС с низкочастотными и высокочастотными артефактами. В качестве исходной информации используется основная часть электрокардиограммы - кардиоцикл, по форме и параметрам которого традиционно проводится анализ работы сердца. Поэтому каждый ЭКС был сегментирован на отдельные кардиоциклы (КЦ). Были выбраны 78 кардиоциклов (КЦ), разделенных на три группы: в первую группу входит 26 «чистых» (без артефактов) КЦ, во вторую группу- 26 КЦ с низкочастотным артефактом (НЧА), в то время как третья группа содержит 26 КЦ с высокочастотным артефактом (ВЧА). На рис.1- приведены типичные примеры КЦ из каждой группы.

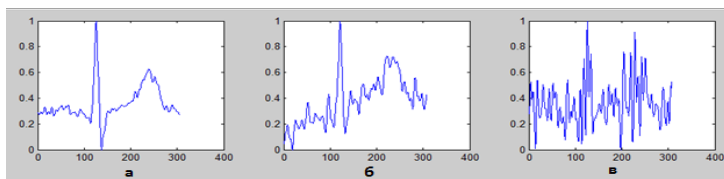


Рис.1- Типичные примеры КЦ: а) чистый ЭКС, б) ЭКС с НЧ артефактом, в) ЭКС с ВЧ артефактом.

Для каждого из кардиоциклов был рассчитан коэффициент корреляции с образцом.

Результаты и обсуждения

На рисунке 2-а приведены графики значений коэффициента корреляции для трех классов КЦ: график N показывает значения КК для «чистых» КЦ, HF- значения КК для КЦ с ВЧ артефактами, LF- значения КК для КЦ с НЧ артефактами.

По оси абсцисс отложен порядковый номер КЦ, а по оси ординат – значения коэффициента корреляции. Далее было изучено распределение полученных результатов. На рисунке 2-б приведены графики, каждый из которых представляет собой распределение значений коэффициента корреляции отдельного класса данных: N- график распределения значений коэффициента корреляции кардиоциклов без артефактов, LF- график распределения значений коэффициента корреляции кардиоциклов с НЧ артефактами, а HF- график распределения значений коэффициента корреляции кардиоциклов с ВЧ артефактами.

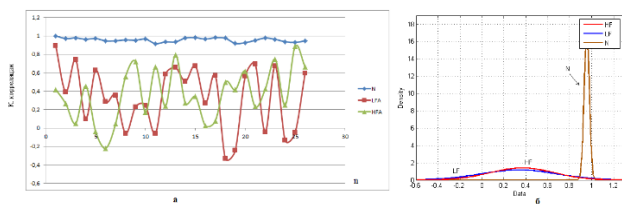


Рисунок 2 –Значения коэффициентов корреляции для всех КЦ (а),
Графики распределения значений коэффициентов корреляции исследуемых трех групп
сигналов (б).

Анализ рисунка 2-б показывает, что области распределения значений КЦ всех класса без артефактов (N) и с артефактам (LF,HF) существенно отличаются как по амплитуде, так и по расположению по оси X. Следовательно, можно считать, что применение корреляционного анализа позволяет обнаружить и классифицировать ЭКГ на предмет наличия артефактов.

Заключение

Борьба с помехами, искажающими медицинские сигналы, является весьма актуальной для решения задачи повышения достоверности анализа и последующей функциональной диагностики организма человека в мобильных системах регистрации. Существует множество методов и подходов для решения упомянутой задачи. В данной работе проводились исследования возможности применения корреляционного анализа для обнаружения артефактов ЭКГ. Результаты данного исследования показали, что корреляционный анализ позволяет выявлять наличие артефакта в ЭКС.

Библиографический список

1. Павлова О.Н. и Павлов А.Н. Регистрация и предварительная обработка сигналов с помощью измерительного комплекса МР 100. Учебное пособие, научная книга. Саратов, 2008.
2. [Рангайян Р.М. Анализ биомедицинских сигналов. Практический подход. Физматлит, 2007.](#)
3. Матвеев Ю.Н., Симончик К.К., Тропченко А.Ю., Хитров М.В. Цифровая обработка сигналов. Учебное пособие по дисциплине "Цифровая обработка сигналов". – СПб: СПбНИУ ИТМО, 2013. – 166 с.
4. Богатов Н.М., Гук В.Ф. Сравнительный анализ методов распознавания электрокардиограмм. Современные наукоемкие технологии № 1 2006.

ИМПЕДАНСНАЯ СПЕКТРОСКОПИЯ ДЛЯ АНАЛИЗА СОСТАВА ТЕЛА ЧЕЛОВЕКА

И.Р. ПЕТРОВА, А.Ю. ДЕМИН

Уфимский государственный авиационный технический университет

Достижения науки и техники значительно упрощают и делают более комфортной жизнь современного человека, но в то же время все это приводит к минимальной физической активности, что в свою очередь негативно сказывается на здоровье. Сидячий образ жизни может стать причиной развития болезней сердца и сосудов, нарушений в работе опорно-двигательной системы, избыточного веса.

Для эффективного планирования физической активности и мониторинга состояния организма рекомендуется проводить диагностику состава тела человека. Существует несколько методов: подводное взвешивание, определение естественной радиоактивности тела, рентгеновская денситометрия, нейронный активационный анализ и компьютерная томография. Методы достаточно точные и информативные, но оборудование для их проведения дорогостоящее и уникальное, и применяются они, главным образом, в научных исследованиях. В клинической же практике широкое распространение получил биоимпедансный анализ.

Биоимпедансный анализ – это неинвазивный, контактный метод измерения электрической проводимости биологических тканей, дающий возможность оценки физиологических параметров организма. Метод основан на измерении импеданса Z всего тела или отдельных его сегментов с использованием специальных приборов – биоимпедансных анализаторов.

Существует два варианта биоимпедансного анализа: с использованием одной частоты зондирования и с использованием нескольких частот. Интегральный одночастотный метод применяется широко и на сегодняшний день его можно считать единственным стандартом. Но данному методу присущи некоторые ограничения и недостатки. Как известно, сопротивление тела человека имеет две составляющие: активное R и реактивное X_C сопротивления, связанные соотношением

$$Z^2 = R^2 + X_C^2$$

Активное сопротивление обусловлено имеющимися в организме жидкостями (клеточная и внеклеточная), а реактивное – клеточными мембранами. Для измерения активной составляющей необходимо использовать более высокие частоты зондирующего тока, так как реактивная составляющая

$$X_C = \frac{1}{\omega C}$$

обратно пропорциональна частоте, и при увеличении частоты она уменьшается. При уменьшении частоты зондирования становится возможным измерение реактивной составляющей, но повышается погрешность измерения активного сопротивления. Все это делает сложным выбор оптимальной частоты зондирующего тока. Данная проблема решается использованием многочастотного метода оценки состава тела. Производится измерение импеданса в широком диапазоне частот и далее выявляются частотные зависимости сопротивления от частоты, составляется спектр, что дало второе название данному методу – электроимпедансная спектроскопия (Electrical Impedance Spectroscopy).

Последние достижения в области электроники сделали возможным собрать спектрометр на одной микросхеме (System on Chip), а конкретнее на микросхеме фирмы Analog Devices AD5933. Данная микросхема представляет собой интегральный преобразователь (конвертор) спектрального состава импеданса в широком диапазоне частот, в котором для каждой частоты вычисляются активная (R) и реактивная (X_C) составляющие импеданса Z , по которым затем вычисляются модуль импеданса и его фаза. Сигнал переменного тока с заданной начальной и конечной частотой спектра и шагом квантования формируется встроенным цифровым синтезатором DDS (Direct Digital Synthesis), включающим в себя 27-разрядный регистр квантования фазы (Phase Accumulator). Тактовая частота на входе DDS формируется или внутренним RC-генератором 16,776 МГц, или внешним прецизионным

генератором. Программирование и передача данных производится с помощью интерфейса I2C.

Достоинствами данной микросхемы являются простота программирования, широкий диапазон частоты зондирующего тока, малые габаритные размеры и измерение полного импеданса. Но есть нюанс: данная микросхема имеет широкую область применения и предназначена не только для медицинских измерений. Динамического диапазона измеряемого сопротивления (1 кОм до 10 МОм) может быть не достаточно для исследования состава тела человека. Для решения данной проблемы в работе предлагается к выходу AD5933 подключить дополнительную внешнюю цепь, которая позволит проводить измерения сопротивления биологического объекта. В соответствии с законом Ома, уменьшение сопротивления при постоянном напряжении приводит к увеличению величины зондирующего тока. Уменьшить ток можно путем ослабления выходного напряжения с помощью операционного усилителя за счет выбора соответствующих резисторов. В целях безопасности, для устранения постоянного смещения напряжения, которое имеется на выходе AD5933, предлагается использовать фильтр верхних частот. Далее сигнал поступает на источник тока, управляемый напряжением. Использование конденсатора сводит к минимуму остаточные постоянные токи. Следует отметить, что AD5933 рассчитана на двухэлектродную схему включения (первый электрод токовой, второй измерительный), что может внести некоторую погрешность в результаты измерений из-за возникающих поляризационных эффектов. Данная проблема решается путем применения тетраполярной схемы включения: первый электрод токовый, второй заземлен через резистор, следующие два - измерительные. Измеренное напряжение поступает на дифференциальный усилитель, где так же восстанавливается постоянное смещение (необходимо для корректной работы AD5933). Напряжение с выхода усилителя преобразуется в ток с помощью серии резисторов и поступает на вход AD5933.

Устранение недостатков и последующая адаптация микросхемы AD5933 к медицинским измерениям позволит собрать достаточно точный, компактный и недорогой прибор для проведения электроимпедансной спектроскопии, и сделает его более доступным в медицине, спорте и фитнесе.

Библиографический список

1. Николаев Д.В. Биоимпедансный анализ состава тела человека /Д.В. Николаев, А.В. Смирнов, И.Г. Бобринская, С.Г. Руднев.- М.:Наука. 2009.-392 с.

2. Лещенко В.Г. Медицинская и биологическая физика: учебное пособие/В.Г. Лещенко, Г.К. Ильич.- Минск: Новое знание; М.:ИНФРА-М, 2012. – 552 с.
3. Kerner TE, et al. Electrical impedance spectroscopy of the breast: clinical imaging results in 26 subjects. IEEE Trans Medical Imaging, 2002;21(6):638 p.
4. Analog Devices 1MSPS, 12-bit Impedance Converter. Network Analyzer. www.analog.com.

ИССЛЕДОВАНИЯ, НАПРАВЛЕННЫЕ НА КОРРЕКЦИЮ РАБОТЫ АППАРАТА ДЛЯ ГЕМОДИАЛИЗА

Ю.П. КУЗНЕЦОВА, М. Ф. УМАРОВ

Вологодский государственный университет

В настоящее время изучения проблемы продолжительности жизни с хронической болезнью почек (ХБП) является актуальной, так как число больных с каждым годом резко возрастает. Возможностей улучшения качества, безопасности, а главное эффективности процедуры гемодиализа стало намного больше, особенно благодаря развитию компьютеризованного биомониторинга. Глубокое изучение зависимости смертности от различных параметров, напрямую связанных с гемодиализом, позволяет исключить множество рисков, от которых зависит продолжительность жизни.

Цель работы: определение зависимости величины диализной дозы от коэффициента выведения мочевины, а также зависимости степени катаболизма белка от диализной дозы, биомониторинг, которых влияет на результат проведения процедуры гемодиализа.

Гемодиализ – процедура (метод), при которой кровь очищается вне организма с использованием аппарата «Искусственная почка».

Во время гемодиализа, кровь пациента протекает через сменный диализатор (фильтр, который устанавливается в аппарате) и освобождается от токсических продуктов обмена веществ. Основная функциональная часть аппарата заключается в полупроницаемой мембране, находящейся в диализаторе и очищающей кровь.

Одним из важнейших параметров гемодиализа является степень катаболизма белка (PCR). По данным японского диализного общества за 1992 г. выявлено, что при $PCR \leq 1,2$ г/кг/день смертность начинает постоянно возрастать.

Если у пациентов степень катаболизма повышается, то заболеваемость уменьшается и, следовательно, продолжительность жизни увеличивается.

Оптимальная величина степени катаболизма белка и диализная доза составляет 1,2.

Степень катаболизма белка нужно сочетать с диализной дозой.

Так же процедуру гемодиализа можно оценить при помощи таких параметров, как диализная доза (Kt/V , где K - клиренс мочевины, t - длительность диализа, V - объем распределения мочевины), коэффициент выведения мочевины (КВМ) и степень катаболизма белка. Коэффициент выведения мочевины (КВМ) не должен быть меньше 65%, а благоприятная диализная доза находится в пределах от 1 до 1,2.

При помощи аппарата «Искусственная почка» можно проследить зависимость между этими параметрами. Если мы будем постепенно увеличивать Kt/V , то КВМ начнет возрастать пропорционально диализной дозе. Из этого следует, что данные параметры зависят друг от друга линейно. Зависимость представлена в виде графика (рис.1).

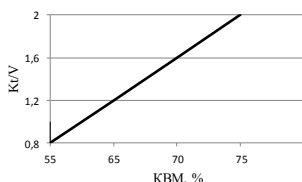


Рис.1. Зависимость величины Kt/V от КВМ

Биомониторинг основан на работе биологических сенсоров (датчиков). При помощи таких датчиков проблема качества гемодиализа решается практически полностью. На основе сравнительных статистик можно повысить эффективность процедуры.

Вывод. Мониторинг диализной дозы, степени катаболизма белка и коэффициента выведения мочевины проводится по анализу отработанного диализата после процедуры. Большинство важных параметров связаны линейно, поэтому легко откорректировать проведение процедуры.

Библиографический список

Материалы III Международного Центрально-Азиатского симпозиума "Достижения нефрологии-2000". Центрально-Азиатский медицинский журнал, том 6, приложение 3. 2000. 83с.

**ПРИМЕНЕНИЕ МЕТОДА АКТИВНЫХ КОНТУРОВ
БЕЗ ПРЕДВАРИТЕЛЬНОГО ВЫДЕЛЕНИЯ ГРАНИЦ
ДЛЯ СЕГМЕНТАЦИИ И ИЗМЕРЕНИЯ ПАРАМЕТРОВ
ОПУХОЛЕЙ ГОЛОВНОГО МОЗГА НА МРТ – ИЗОБРАЖЕНИЯХ
А.Р. АБДУЛРАКЕБ, К.В. ЧИРКОВ**

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

Сегментация является важным этапом цифровой обработки биомедицинских изображений при определении количественных характеристик патологий (в том числе опухолей), используемым для диагностики и лечения заболеваний. Под сегментацией подразумевается разделение изображения на составляющие области или объекты. Степень детализации, до которой доводится разделение, зависит от решаемой задачи. Иначе говоря, сегментация завершается, когда интересные объекты оказываются изолированными.

Одним из часто применяемых методов сегментации является метод активных контуров, предложенный Kass, Witkin and Terzopoulous. Для обнаружения контуров на изображении используются кривые минимальной энергии. В отличие от обычного метода активных контуров, данный метод не требует предварительного выделения границ объекта изображения и процедуры обязательного сглаживания исходного изображения. Замкнутая кривая округлой формы начинает движение из произвольной точки изображения. При пересечении границы она деформируется и принимает форму объекта на изображении, как бы заполняя внутреннюю его часть.

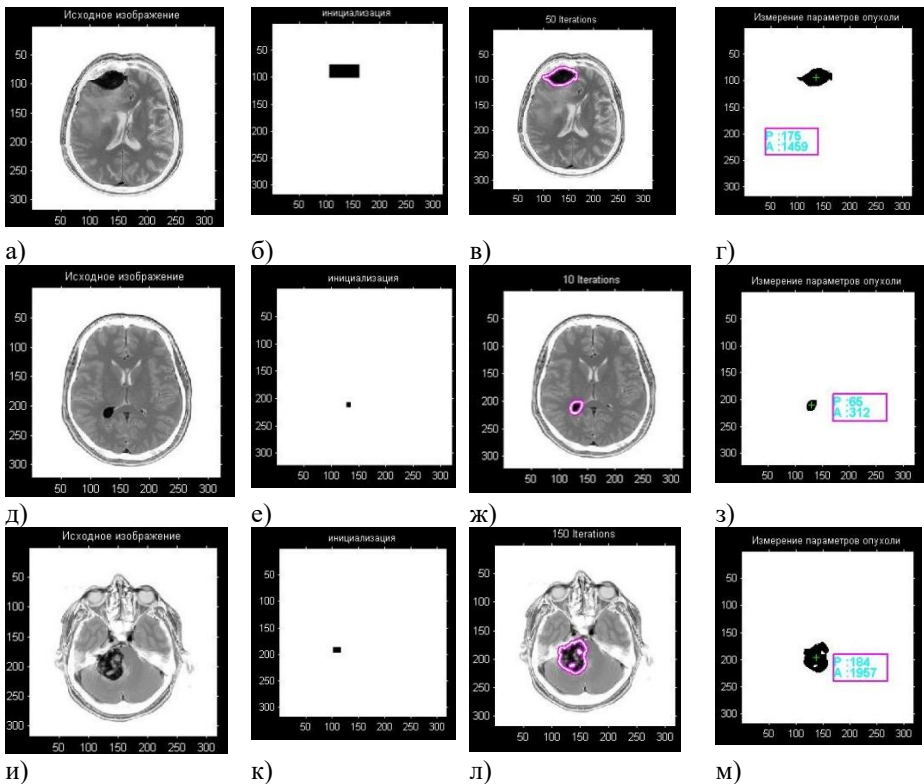
Алгоритм, реализующий данный метод включает в себя несколько этапов. Сначала контур инициализируется как простая линия, затем он деформируется с целью создания области объекта. Точки в контуре стремятся к границе объекта при минимизации энергии контура.

В данной работе исследуется применение метода активных контуров без предварительного выделения границ для сегментации и измерения параметров опухолей головного мозга. Исходные изображения были получены с помощью томографа Philips Intera с индукций магнитного поля 1,5Т. Исследования проводились в среде MATLAB. Для оценки параметров опухоли использовались характеристики Area и Perimeter функции Regionprops. При этом характеристика Area представляет собой числовое значение фактического количества пикселей в обозначенной области, а Perimeter - определяется расстоянием вокруг границы области (оценивается на

основе расчета расстояния между каждой примыкающей парой пикселей вокруг границы области).

На рисунке 1 показано применение метода активных контуров без предварительного выделения границ для сегментации и измерения параметров

опухолей головного мозга на МРТ-изображениях. Здесь в качестве исходных взяты три МРТ – изображения: с опухолью (tumor) в области полюса правой лобной доли, прилежащей к мозговой оболочке (а); с объемным образованием (опухолью) в заднем роге правого бокового желудочка (д); с опухолью в области правого мостомозжечкового угла (и). Для каждого из перечисленных изображений представлены: предварительные маски (б,е,к); результаты изменения предварительных масок и оконтуривание опухолей зеленой линий (в,ж,л); результаты сегментации и измерения характеристик области интереса Perimeter или Р и Area или А (г, з, м).



Результаты применения метода активных контуров без предварительного выделения границ на трех исходных МРТ – изображениях (а, д, и). Здесь: б, е, к- предварительные маски (инициализация); в, ж, л- выделение опухолей; г, з, м-результат сегментации опухоли и измерения характеристик Perimeter или Р и Area или А.

В таблице представлены значения характеристик выделенных областей интереса на изображении (Area и Perimeter), число итераций и время, затраченное на процедуру сегментации опухолей.

Характеристики областей интереса на сегментированных изображениях

№	Изображение	Perimeter	Area	Число итераций	Время вычисления, с
1	а	175	1459	50	1,3074
2	д	65	312	10	0,4213
3	и	184	1957	150	3,3575

Полученные результаты программной реализации метода активных контуров без предварительного выделения границ в среде MATLAB говорят об эффективности выбранного подхода к оконтуриванию границ патологического образования, инвариантного к месту локализации последнего. При этом погрешность выбора интерактивно подбираемого размера маски не оказывает заметного влияния на результат оконтуривания границ объекта. В том числе, об этом свидетельствует сопоставление предварительных масок, показанных на рисунках 1.б и 1.к. Однако, выбор размера маски влияет на число итераций выделения объекта на изображении, и, как следствие, время вычисления (см. табл.).

В ходе дальнейших исследований, планируется определить подход по выбору оптимальных параметров маски объекта, а также провести анализ факторов, влияющих на устойчивость выбранного метода.

Библиографический список

1. М. Kass, A. Witkin, D. Terzopoulos. Snakes: Active contour models. International Journal of Computer Vision, vol. 1, pp. 321-331, 1988.
2. S. Agner, J. Xu, S. Karthigeyan, and A. Madabhushi. Computerized Lesion Segmentation on DCE-MRI using Active Contours and Spectral Embedding. Proc. Intl. Soc. Mag. Reson. Med. 19.- 2011.- pp. 136.
3. Сакович И.О., Белов Ю.С. Обзор основных методов контурного анализа для выделения контуров движущихся объектов. Инженерный

журнал: наука и инновации, 2014, вып.12. URL:
<http://engjournal.ru/catalog/it/hidden/1280.html>

4. Gonzalez R. C., Woods R. E. Digital Image Processing, Moscow, Teknosfera publ., 2005. 1072 p.

5.
http://www.mathworks.com/help/images/ref/regionprops.html?s_tid=srchtitle
е дата обращения: 22.10.2015.

6. <http://www.shawnlankton.com/2008/04/active-contour-matlab-code-demo/> дата обращения: 22.10.2015.

ИСПОЛЬЗОВАНИЕ ЦИФРОВЫХ АДАПТИВНЫХ ФИЛЬТРОВ В УЛЬТРАЗВУКОВОМ ДОПЛЕРОВСКОМ УСТРОЙСТВЕ ДЛЯ ПРОСЛУШИВАНИЯ СЕРДЦЕБИЕНИЯ И ОПРЕДЕЛЕНИЯ ЧАСТОТЫ СЕРДЕЧНЫХ СОКРАЩЕНИЙ ПЛОДА

Л.Р.ГАЗИЕВА, Ю. О. УРАЗБАХТИНА

Уфимский государственный авиационный технический университет

В традиционных методах обработки данных информация извлекается из входных сигналов линейными системами с постоянными параметрами алгоритмов преобразования данных. Системы могут иметь как конечную, так и бесконечную импульсную характеристику, но передаточная функция систем не зависит от параметров входных сигналов и их изменения во времени.

Адаптивные устройства обработки данных отличаются наличием определенной связи параметров передаточной функции с параметрами входных, выходных, ожидаемых, прогнозируемых и прочих дополнительных сигналов или с параметрами их статистических соотношений, что позволяет само настраиваться на оптимальную обработку сигналов. В простейшем случае, адаптивное устройство содержит программируемый фильтр обработки данных и блок (алгоритм) адаптации, который на основании определенной программы анализа входных, выходных и прочих дополнительных данных вырабатывает сигнал управления параметрами программируемого фильтра. Импульсная характеристика адаптивных систем также может иметь как конечный, так и бесконечный характер.

Основные области применения адаптивной фильтрации – очистка данных от нестабильных мешающих сигналов и шумов, перекрывающихся по спектру со спектром полезных сигналов, или когда полоса мешающих частот неизвестна, переменна и не может быть задана априорно для расчета параметрических фильтров. Так, например, в цифровой связи сильная активная помеха может

интерferировать с полезным сигналом, а при передаче цифровой информации по каналам с плохими частотными характеристиками может наблюдаться межсимвольная интерференция цифровых кодов. Эффективное решение этих проблем возможно только адаптивными фильтрами.

Частотная характеристика адаптивных фильтров автоматически регулируется или модифицируется в соответствии с определенным критерием, позволяющем фильтру адаптироваться к изменениям характеристик входного сигнала. Они достаточно широко используются в радио- и гидролокации, в системах навигации, в выделении биомедицинских сигналов, и многих других отраслях техники.

Нами предлагается устройство, в котором используется цифровой адаптивный фильтр для устранения помех в полезном сигнале, возникающих от сердцебиения матери, а также различных шумов.

На рис.1 приведена структурная схема ультразвукового доплеровского устройства для прослушивания сердцебиения и определения частоты сердечных сокращений плода с использованием цифрового адаптивного фильтра.

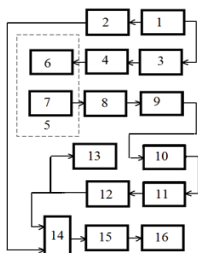


Рис.1. Структурная схема ультразвукового доплеровского устройства для прослушивания сердцебиения и определения частоты сердечных сокращений плода с использованием цифрового адаптивного фильтра.

1-генератор; 2-блок тестового сигнала; 3-усилитель мощности, 4-согласующее устройство; 5- датчик; 6-излучающая пьезопластина; 7-принимаящая пьезопластина; 8-усилитель высоких частот; 9-фильтр полосно-пропускающий; 10 – цифровой адаптивный фильтр; 11-амплитудный детектор; 12- усилитель низких частот; 13-звуковой динамик; 14-коммутатор режима; 15-микроконтроллер; 16-дисплей.

Устройство работает следующим образом:

При включении прибора датчик 5, который состоит из двух пьезопластин 6 и 7, устанавливается на животе беременной.

Генератор 1, необходим для создания импульсов, которые возбуждают пьезопластину 6. С генератора 1 усиленный в усилителе мощности 3 электрический сигнал поступает на пьезопластину 6, в ней электрические сигналы преобразуются в ультразвуковые волны. Эти колебания распространяются в организме женщины, отражаясь от различных акустических неоднородностей, в частности от стенок сердца плода. Отраженный от стенки сердца плода сигнал поступает на приемную пьезопластину 7, в которой акустические сигналы преобразуются в электрические. Далее сигнал поступает на усилитель высоких частот (УВЧ) 8. Для того чтобы выделить сигнал, соответствующий сердцебиению плода используется фильтр полосно-пропускающий 9. С помощью амплитудного детектора (АД) 11, выделяются максимальные пики сигнала, соответствующие сердцебиению плода. С АД сигнал поступает на усилитель низких частот (УНЧ) 12 для усиления частоты сигнала до диапазона, которая воспринимается человеческим ухом.

Усиленный сигнал поступает на звуковой динамик 13, с помощью которого можно прослушать сердцебиение плода. Также сигнал с УНЧ через коммутатор режима поступает на вход микроконтроллера 15, в котором с помощью встроенного таймера происходит подсчет прямоугольных импульсов, соответствующих сердцебиению. Подсчитанное число импульсов выводится на дисплей 16, на котором отображается информация о ЧСС в ударах в минуту.

В разрабатываемом устройстве предусмотрена функция тестирования, которая позволяет проверить правильность работы устройства. Для ее реализации используется тестовый сигнал:

Сигнал с генератора поступает на блок тестового сигнала 2. Далее сигнал через коммутатор режима 14 поступает на вход микроконтроллера 15, в котором аналогично расчетам ЧСС производится расчет частоты тестового сигнала.

Для устранения помех, созданных функционированием органов матери в схему введен адаптивный цифровой фильтр 10.

Блок-схема фильтра приведена на рис. 2



Рис. 2. Блок-схема цифрового адаптивного фильтра.

Фильтр состоит из блока цифрового фильтра с регулируемыми коэффициентами и адаптивного алгоритма для настройки и изменения

коэффициентов фильтра. На фильтр одновременно подаются входные сигналы $y(k)$ и $x(k)$. Сигнал $y(k)$ содержит полезный сигнал $s(k)$ и некоррелированный с ним загрязняющий сигнал $g(k)$. Сигнал $x(k)$ какого-либо источника шума, коррелированный с $g(k)$, который используется для формирования оценки сигнала $\check{g}(k)$. Полезный сигнал оценивается по разности :

$$\check{s}(k) = y(k) - \check{g}(k) = s(k) + g(k) - \check{g}(k)_{(1)}$$

Отличительной особенностью разрабатываемого устройства от аналогов является наличие фильтра, что позволяет уменьшить влияние помех, создаваемых сердцебиением матери и функционированием различных органов матери и плода на полезный сигнал.

Библиографический список

Айфичер Э., Джервис Б. Цифровая обработка сигналов. Практический подход. / М., "Вильямс", 2004, 992 с.

АЛГОРИТМ ОЦЕНКИ ДЕЦЕЛЕРАЦИИ СЕРДЕЧНОГО РИТМА, ОБУСЛОВЛЕННОЙ ВЛИЯНИЕМ ДЫХАНИЯ

А.С. АКУЛОВА, А.А. ФЕДОТОВ

Самарский государственный аэрокосмический университет
им. акад. С.П.Королёва

Дыхательная синусная аритмия (ДСА) – феномен изменения сердечного ритма, обусловленный дыханием, когда при вдохе частота сердечных сокращений увеличивается, а при выдохе – уменьшается. Принято считать, что ДСА является показателем регуляции парасимпатической нервной системы. Определение ДСА используется для оценки функции автономной нервной системы при диабете, артериальной гипертензии, коронарной болезни сердца, для оценки степени эмоционального напряжения, стресса, беспокойства и т.д. Однако в настоящее время не существует общепризнанного способа для количественной оценки ДСА.

В настоящей работе предлагается использовать в качестве показателя ДСА значение децелерации сердечного ритма, обусловленной влиянием дыхания. Определение данного показателя основано на использовании метода усреднения сигнала с устранением фазы (в англоязычной литературе – Phase-Rectified Signal Averaging).

Особенностью предлагаемого алгоритма является одновременное использование информации, содержащейся в ЭКГ и сигнале дыхания. Такой подход, основанный на принципе мультипараметрического анализа, соответствует современным тенденциям в области развития диагностических алгоритмов. Для определения коэффициента децелерации сердечного ритма, обусловленной влиянием дыхания, необходимо выполнить следующие процедуры.

На предварительном этапе осуществляется синхронная регистрация и обработка сигналов дыхания и ЭКГ. Предварительная обработка включает в себя удаление шумов и помех, обусловленных действием физических и физиологических факторов. Далее осуществляется выделение фазы вдоха и выдоха респираторного сигнала и формирование последовательности RR-интервалов из ЭКГ.

На первом этапе в последовательности кардиоинтервалов (КИ) производится выделение якорных узлов децелерации. Значение RR_i считается узлом децелерации, если выполняется условие:

$$RR_i > RR_{i-1} + A,$$

где RR_i – i -ый интервал последовательности, RR_{i-1} – предшествующей i -му интервал последовательности, A – некоторое значение длительности (мс), выбираемое таким образом, чтобы обеспечить необходимую помехоустойчивость алгоритма.

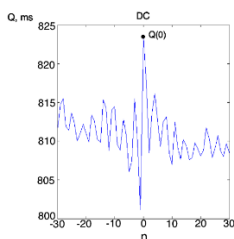
На втором этапе происходит отбор якорных узлов децелерации с учётом влияния дыхания. Для этого из числа определенных на первом этапе якорных узлов оставляют только те, временное положение которых соответствует фазе выдоха.

На третьем этапе последовательность КИ разбивается на сегменты равной длины таким образом, чтобы в середине находилась якорная точка. При этом длина сегмента выбирается в зависимости от размера исходной выборки КИ, и лежит обычно в пределах от 12 до 60 КИ. Необходимо отметить, что соседние сегменты могут перекрываться.

На четвёртом этапе осуществляется устранение фазы посредством совмещения якорных точек, относительно которых был определён сегмент. Таким образом, на выходе данного этапа формируется матрица размером $M \times N$, где M – длина сегмента, N – количество выделенных сегментов в последовательности.

На пятом этапе осуществляется усреднение сигнала путём нахождения среднего арифметического элементов столбцов матрицы, полученной на четвёртом этапе. В результате формируется

интегральная кривая децелерации, типичный вид которой представлен на рисунке.



Интегральная кривая децелерации (DC); ширина окна формирования сегмента равна 60 КИ

На шестом этапе производится вычисление значения децелерации сердечного ритма, обусловленной влиянием дыхания, по формуле:

$$DC = \frac{Q(0) + Q(1) - Q(-1) - Q(-2)}{4}$$

где: Q – значение усреднённой длительности соответствующих КИ на интегральной кривой акселерации или децелерации; Q(0) – усреднённое значение длительности всех КИ, соответствующих якорным точкам децелерации.

Применяя описанный алгоритм можно также рассчитать акселерацию сердечного ритма, обусловленную влиянием дыхания. Для этого в качестве якорных точек акселерации выбираются значения КИ короче предшествующих на некоторую величину A, из которых в последствии для анализа оставляют только кардиоинтервалы, соответствующие фазе вдоха.

Преимуществом предлагаемого алгоритма оценки децелерации сердечного ритма, обусловленной влиянием дыхания, является возможность количественной оценки физиологических процессов, лежащих в основе кардиореспираторного взаимодействия, что, в свою очередь, позволяет расширить возможности функциональной диагностики.

Библиографический список

1. Berntson G.G. et al. [Heart rate variability: origins, methods, and interpretive caveats.](#) // Psychophysiology. –1997. – Vol. 34(6). – P. 623-48. Review.

2. Denver JW, Reed SF, Porges SW. Methodological Issues in the Quantification of Respiratory Sinus Arrhythmia // Biological psychology. – 2007. – Vol. 74(2). – P. 286-294. doi:10.1016/j.biopsycho.2005.09.00.
3. Bauer A. et al. Phase-rectified signal averaging detects quasi-periodicities in non-stationary data // Physica A. – 2006. – Vol. 364. – P. 423–34.

КЛАССИФИКАЦИЯ МЕТОДОВ ИЗМЕРЕНИЯ АРТЕРИАЛЬНОГО ДАВЛЕНИЯ

М. Б. ИРАЛИЕВА, С. А. АКУЛОВ

Самарский государственный аэрокосмический университет
им. акад. С.П.Королёва

Артериальное давление крови (АД) является важнейшим показателем, широко используемым в клинической диагностике. Повышенное артериальное давление увеличивает риск сердечного приступа, инсульта, развития ишемической болезни сердца и заболеваний почек. Пониженное артериальное давление может свидетельствовать о серьезных заболеваниях, таких как сердечная недостаточность, гиподисфункция щитовидной железы или заболевания нервной системы.

В клинической практике наиболее часто используются следующие параметры, характеризующие АД крови:

Систолическое давление (САД) – это давление, достигаемое в момент выброса крови из сердца в аорту.

Диастолическое давление (ДАД) – минимальное давление крови, достигаемое к концу диастолического периода сердечного цикла.

Среднее артериальное давление – характеризует, насколько хорошо органы снабжаются кровью. Определяется по формуле $(2(\text{ДАД}) + \text{САД})/3$, с учетом того, что сердце примерно 2/3 времени находится в состоянии диастолы.

Методы измерения АД можно разделить на инвазивные и неинвазивные.

При инвазивных измерениях хирургическим путем помещают катетер или канюлю с тензометрическим или волоконно-оптическим чувствительным элементом непосредственно в просвет артерии, чаще всего лучевой или бедренной. Датчик предварительно калибруется в единицах измерения давления крови. Метод позволяет получать наиболее точные значения АД, и следить за его величиной в режиме реального времени, но этот метод требует постоянного наблюдения за

пациентом, так как возможны серьезные последствия, если датчик сместится или оторвется.

Неинвазивные методы позволяют косвенное измерение АД без хирургического вмешательства. Их можно разделить на механические и инструментальные.

Механические методы основаны на регистрации «тонов» или звуковых колебаний, прослушивающиеся в области артерии. При этом на верхнюю часть конечности, чаще всего на плечо, помещают окклюзионный манжет. К механическим методам можно отнести:

1) Метод Короткова. Первоначально давление в плечевом манжете увеличивают до полного прекращения кровотока в дистальной части руки. Затем плавно стравливают воздух из манжета. В определенный момент давление крови на вершине артериальной пульсации становится чуть больше давления воздуха в манжетке и артерия на короткое время «открывается», порождая звуковые колебания. Давление в манжете, соответствующее появлению первых тонов, принимается за значение САД. Момент приглушения или исчезновения тонов соответствует равенству давления воздуха в манжете диастолической величине АД. Эти тоны получили название «тоны Короткова».

2) Пальпаторный метод. Он также предполагает постепенную компрессию или декомпрессию воздуха в манжете. Наличие пульсаций определяют прощупыванием артерии пальцами. При декомпрессии за САД принимают давление в манжете, при котором появляется пульс, а за ДАД – давление, при котором наполнение пульса заметно снижается, либо возникает кажущееся ускорение пульса. При этом методе, как и при методе Короткова, возможны ошибки из-за человеческого фактора, но, тем не менее, они позволяют достаточно достоверно определять АД.

3) Ультразвуковой метод. Метод ультразвуковой доплерографии использует эффект изменения частоты отраженного движущимся объектом сигнала на величину, пропорциональную скорости движения отражателя. Наличие отраженного сигнала свидетельствует о наличии кровотока в зоне ультразвуковой локации. Допплерография позволяет регистрировать скорость движения крови и направление движения. Определение САД представляет собой регистрацию первого тона Короткова в момент открытия артерии кровотоку при декомпрессии. Точка, в которой пульсирующие тоны сменяются непрерывным звуком, соответствует ДАД. Метод не получил широкого применения, но он используется при комплексном ультразвуковом обследовании.

Инструментальные методы основаны на преобразовании механического сигнала в электрический или цифровой с последующей его математической обработкой. Точность измерений зависит от математического алгоритма. Рассмотрим эти методы.

1) Осциллометрический метод определения АД основан на анализе пульсовых изменений давления в манжете, сжимающем конечность, и определения САД и ДАД по характеру и форме осцилляций. Существует несколько алгоритмов. Один из них заключается в следующем: при декомпрессии значение давления, при котором амплитуда пульсаций резко возрастает, принимают за систолическое, а значение, при котором амплитуда резко уменьшается – за диастолическое. В настоящее время осциллометрическая методика используется примерно в 80% всех автоматических и полуавтоматических приборов, проводящих единовременное измерение АД.

2) Непрерывный неинвазивный мониторинг артериального давления (CNAР – continuous non-invasive arterial pressure). Методом сосудистой разгрузки с помощью двойного инфракрасного датчика на двух соседних пальцах получают плетизмограмму. При методе сосудистой разгрузки на палец одевают манжету, давление в которой постоянно меняется, поддерживая одинаковый объем крови в пальце. При систоле давление увеличивается, при диастоле – уменьшается. Таким образом, изменение давления в манжете соответствует плетизмограмме кровотока. Точность сигнала корректируется алгоритмом VERIFI, который математически исключает ошибку вследствие сосудодвигательной активности с помощью сравнения значения среднего АД. Перед началом мониторинга измеряется «эталонное» значение АД с помощью осциллометрического метода, затем оно коррелируется с фотоплетизмограммой, и вычисляется индивидуальная передаточная функция от пальца к верхней части руки, которая применяется к сигналу в процессе.

Метод позволяет непрерывный мониторинг АД (до 24 часов) с необходимой точностью, при этом он не требует хирургического вмешательства и введение катетера, что существенно повышает безопасность его использования.

3) Длительный мониторинг на запястье. На запястье помещают несколько датчиков, которые фиксируют одновременно перемещение по коже, пульсовую волну и кровообращение. С помощью изготовленного лабораторией Еmра датчика на пьезорезистивных волокнах фиксируют изменения, возникающие из-за мышечного напряжения или произвольного перемещения прибора по коже, и

используют эти данные для математической корректировки получаемых значений.

В настоящее время проводятся клинические испытания прибора компаний «Медицинские Исследования STBL». Первые испытания дают многообещающие результаты. Сам прибор похож на наручные часы, и будет позволять проводить постоянный мониторинг АД с требуемой точностью. Это актуально для больных с особо тяжелыми случаями, которым необходимо постоянное наблюдение. Сейчас такие наблюдения включают себя разовые измерения давления каждые 15 минут осциллометрическим методом.

Самое широкое применение на практике находит осциллометрический метод, но приборы на его основе не позволяют проводить непрерывно мониторинг, а суточное исследование АД достаточно громоздко. Поэтому исследования и разработки, позволяющие неинвазивно фиксировать АД в течение длительного времени, на данный момент особенно актуальны, и в случае успеха найдут весьма широкое применение.

Библиографический список

1. Федотов, А.А., Акулов, С.А. Измерительные преобразователи биомедицинских сигналов систем клинического мониторинга [Текст]. М.: Радио и связь, 2013. – 250 с. – ISBN 978-5-89776-016-9
2. Люсов, В.А., Волов, Н.А., Кокорин, В.А. Проблемы и достижения в измерении артериального давления [Электронный ресурс] // КАРДИОЛОГИЯ №19 – 2003. – 4 октября.
3. Козлов, В.А., Артюшенко, Н.К., Шалак, О.В., Гирина, М.Б., Гирин, И.И., Морозова, Е.А., Монастыренко, А.А. Ультразвуковая доплерография в оценке состояния гемодинамики в тканях шеи, лица и полости рта в норме и при некоторых патологических состояниях [Электронный ресурс]. Медицинская академия последипломного образования, ООО “СП Минимакс”, СПб, 2000.
4. Fortin J , Wellisch A , Maier K. CNAP – EVOLUTION OF CONTINUOUS NON-INVASIVE ARTERIAL BLOOD PRESSURE MONITORING // Biomed Tech 2013 №58 (Suppl. 1) by Walter de Gruyter – Berlin, 2013
5. Dübendorf, St. Gallen, Thun. Wristband revolutionises blood pressure measurement – Empa - a Research Institute of the ETH Domain – 2013, 12 june.

ФОРМИРОВАНИЕ ВИРТУАЛЬНОЙ МЕДИЦИНСКОЙ ОРГАНИЗАЦИИ

А.Ю. АЛЕКСАНДРОВ, А.А. КОЗЛОВ, В.А. АНТИПОВ

Рязанский государственный радиотехнический университет

В докладе рассматриваются вопросы реализации мультиагентной системы, представляющей собой виртуальную организацию по оказанию медицинских услуг. Затрагиваются такие аспекты реализации, как процесс выбора партнёров, политика штрафов, функция полезности, мотивации.

Цель данного исследования – описание мультиагентной системы, моделирующей искусственный рынок платных медицинских услуг. Данная работа направлена на исследование процесса принятия решений агентом на различных этапах жизненного цикла виртуальной медицинской организации, а также на выполнение экспериментов по оценке и проверке этих механизмов для лучшего понимания организационных проблем.

Виртуальная медицинская организация – это новое объединение, сформированное на основе общего доступа к медицинским ресурсам, предоставляемым независимыми медицинскими организациями. Эти организации отвечают за совместно решаемые задачи, а координацию осуществляет организация-инициатор. Польза для медицинских организаций при их объединении заключается главным образом в потенциальном усилении неиспользованных активов. Виртуальная медицинская организация может создаваться для выполнения государственных программ, телемедицинских систем и грид-медицинских систем.

Жизненный цикл виртуальной медицинской организации состоит из четырёх фаз: идентификации, формирования, действия и распада. На этапе формирования осуществляется выбор партнёров организации, а на фазе действия организации-партнёры реализуют свои частные процессы для достижения общих целей виртуальной организации. Для описания данных этапов целесообразно использовать методологию построения мультиагентных систем.

В виртуальной медицинской организации каждый индивидуальный агент может быть автономным, может взаимодействовать с другими агентами в организованной виртуальной среде и принимать рациональные решения в изменяющейся окружающей обстановке. В предлагаемой модели выделяют три типа агентов: агент-инициатор, агент-исполнитель и агент-клиент.

Агент-инициатор должен определить набор критериев оценки партнёров и проранжировать их для выбора наиболее благоприятной группы партнёров, а исполнитель должен проанализировать затраты и прибыли, чтобы определить степень доверия по отношению к инициатору до присоединения к виртуальной организации. Определён протокол переговоров для агентов в поддержку принятия ими обоснованных решений на фазе формирования.

Цель процесса формирования – не только набор законченной группы членов виртуальной организации, но и формирование организации, приносящей максимальную прибыль. В работе рассмотрен подход, основанный на реализации рекурсивного алгоритма поиска по первому наилучшему совпадению с введением некоторой эвристики.

Всякий раз агенты-исполнители будут стараться быть более привлекательными для агента-инициатора, поэтому требуется стимуляция к обоснованию своих реальных возможностей всеми агентами. За выполнение количества работ в объёме меньшем декларированного на фазе формирования применяются штрафы. Существуют две основных политики предъявления штрафов: линейная политика, при которой ставка штрафа фиксирована, и прогрессивная политика, при которой штрафная ставка уменьшается по мере выполнения обязательств.

Агент-исполнитель должен выбрать набор задач, которые может выполнить, и определить соответствующую последовательность их выполнения. Для этого предлагается использовать структуру количественных характеристик мотивационных факторов MQ. MQ планировщик составляет график текущих потенциальных MQ задач и создаёт расписание с указанием сроков их выполнения.

Также MQ обеспечивает механизм выбора выполняемых задач, которые не являются взаимозаменяемыми. Функции полезности, связанные с отображением каждого типа MQ, отражают оценку клиента конкретной задачи с точки зрения вклада в свои локальные цели. Данная функция учитывает количество обязательств, которые выполнил агент перед виртуальной организацией, ожидаемое вознаграждение и политику штрафов.

Заключение. В докладе предложена реализация мультиагентной системы, имитирующей искусственный рынок платных медицинских услуг. Рассмотрены несколько механизмов принятия решений на различных этапах жизненного цикла виртуальной медицинской организации. Представлен протокол переговоров агентов ВМО и алгоритм выбора ставки для агентов.

Библиографический список

1. Антипов В.А., Антипов О.В., Чехов А.П. Построение телемедицинской системы на основе коммуникационной парадигмы. Публикация/Подписка. //Биомедицинские технологии и радиоэлектроника. – М.: Радиотехника 2012, №8. С. 34 – 41.
2. Prado M., Roa L., Reina-Tosina J. Virtual Center for Renal Support: Technological Approach to Patient Physiological Image // IEEE Transaction on biomedical engineering. – 2002. – Vol. 49, №12. – Pp.1420 – 1430.
3. Антипов В.А., О.М. Богомолов. Мультиагентный подход к созданию виртуальных организаций. //Проблемы передачи и обработки информации в сетях и системах телекоммуникаций. Материалы 17-й МНТК. Рязань: Рязанский государственный радиотехнический университет, 2012. С. 27 – 29.
4. Антипов В.А., Антипов О.В., Богомолов О.М., Кутаков Д.А. Формирование медицинской виртуальной организации. //Биомедицинские технологии и радиоэлектроника. – М.: Радиотехника 2013, №7. С. 37 – 42.

ОПРЕДЕЛЕНИЕ СКОРОСТИ ПОТОКА В ОПТИЧЕСКОЙ КОГЕРЕНТНОЙ ТОМОГРАФИИ

Д.А. ПЕТРОВ, С.Г. ПРОСКУРИН

Тамбовский государственный технический университет

Допплеровская оптическая когерентная томография (ДОКТ) – методика измерения скорости потока жидкости в сильно рассеивающих средах, к которым относятся биологические ткани. ДОКТ является функциональным дополнением к классической ОКТ системе и выполняется на такой же установке, которая чаще всего представляет собой различные модификации интерферометра Михельсона.

При отражении светового пучка от движущихся частиц потока в объектном плече интерферометра возникает Допплеровский сдвиг интерференционного сигнала, который определяется как

$$f = 2V \frac{\cos \alpha}{\lambda},$$

где V – скорость потока, α - угол Допплера, λ - длина волны излучения. Точное измерение Допплеровского угла зачастую является сложной задачей, как *in vitro*, так и *in vivo*, а его ошибочное определение в некоторых случаях может давать погрешность полученного значения скорости в 50%, поэтому методика, позволяющая точно измерить угол

Допплера внесет большой вклад в развитие ДОКТ [2]. В данной работе представлен способ определения угла с помощью измеренных значений продольной и поперечной скорости.

Когда движущиеся частицы потока пересекают световой пучок с шириной W_0 , спектр мощности определяется как:

$$P(f) = \frac{A_r}{\sigma} \exp \left[- \left(\frac{f - f_0}{\sigma} \right)^2 \right] \sum_n A_n \exp(-i2\pi f t_n)$$

где A_r и A_n - амплитуда светового излучения, полученного при отражении от зеркала в опорном плече интерферометра, и отраженного от частицы потока, f_0 - сдвиг частоты, t_n - время, а σ - стандартный разброс частот, который зависит от скорости в поперечном направлении V_t :

$$\sigma = \frac{V_t}{\sqrt{2}\pi\omega_0} + \frac{f_0\Delta\lambda}{\lambda_0} + \sigma_0$$

где σ_0 - константа. σ Как и f_0 , может быть определена при анализе измеренного сигнала а $\Delta\lambda$ - ширина спектра источника. Используя данную зависимость можно получить продольную V_l и поперечную скорости потока:

$$V_t = \sqrt{2}t\omega_0 \left(\sigma - f_0 \frac{\Delta\lambda}{\lambda_0} - \sigma_0 \right)$$

$$V_l = f_0 \frac{\lambda_0}{2}$$

Так как полная скорость потока выражается как $V_f = V \exp(i\alpha)$, где $V = \sqrt{V_t^2 + V_l^2}$, Допплеровский угол можно получить как:

$$\alpha = \arctg\left(\frac{V_t}{V_l}\right)$$

На спектрограмме полученного сигнала также возможно появление разного рода шумов и артефактов, которые могут снизить точность получаемого значения скорости, соответственно для их удаления необходима дополнительная компьютерная пост-обработка сигнала. Одним из наиболее часто встречающихся шумовых явлений является классический низкочастотный аддитивный шум. Для его удаления предлагается производить спектральное вычитание среднего

значения на тех строках (частотах) спектрограммы, где появляется данный шум. Зачастую он имеет несколько меньшую амплитуду, чем искомый сигнал, поэтому после вычитания сигнал на этих частотах не пропадет.

При определенных углах сканирования возможно также появление на спектрограмме отраженной составляющей сигнала, которая, как правило, представляет собой сдвинутый по времени искомый Допплеровский сдвиг, но пересекающий его на определенных частотах и имеющий меньшую амплитуду. Для удаления этой составляющей тот участок спектрограммы, где находится искомый сигнал, вычитается из участка, где находится отраженная составляющая.

После удаления аддитивного шума и отраженной части сигнала на спектрограмме возможно появление элементов, амплитуда которых может принимать отрицательные значения. Эти элементы заполняются значениями из зон, где нет сигнала и шума.

Для проверки эффективности представленного способа был проведен эксперимент, в котором в качестве экспериментальной установки использовался сосуд, по которому с помощью насоса перекачивался 0.5% интралипид. Полученные с помощью измерений значения скорости соответствовали установленным с помощью насоса с погрешность 5-7 процентов, а расхождение установленного и измеренного Допплеровского угла составляло не более 3%, что позволяет судить о высокой эффективности представленного способа. Следующим этапом работы является проверка возможности применения данного метода для *in vivo* исследований.

Библиографический список

1. Wojtkowski M. High-speed optical coherence tomography: Basics and applications. Applied Optics, 2010; Vol. 49 pp. 30–61.
2. S.G.Proskurin, Y.He, R.K.Wang. Determination of flow velocity vector based on Doppler shift and spectrum broadening with optical coherence tomography. Optics Letters, 2003 Vol. 28, pp. 1227-1229.

МЕТОДЫ ОБРАБОТКИ СИГНАЛА ПУЛЬСОВОЙ ВОЛНЫ ДЛЯ ОЦЕНКИ СОСТОЯНИЯ АРТЕРИАЛЬНОЙ СИСТЕМЫ ЧЕЛОВЕКА

А.Н. МАРКИНА, А.А. ФЕДОТОВ

Самарский государственный аэрокосмический университет
им. акад. С.П.Королёва

В наши дни заболевания сердечно-сосудистой системы занимают лидирующую позицию среди человеческих недугов и, в связи с этим, поиск новых методов их диагностики является актуальной задачей. Неинвазивные методы исследования, основанные на анализе контура пульсовой волны (ПВ) артериальной крови, занимают лидирующую строчку в списке этих методов.

Регистрация пульсовых колебаний стенки кровеносного сосуда осуществляется с помощью тензометрических, оптических или электромагнитных датчиков пульсовой волны. Использование одного датчика позволяет определить форму пульсовой волны, а использование двух таких датчиков определяет скорость распространения пульсовой волны (СРПВ).

Контур ПВ формируется в результате взаимодействия между левым желудочком и сосудами большого круга кровообращения и представляет собой слияние двух ПВ: систолической и отраженной. В зависимости от возраста и/или в присутствии сосудистых заболеваний увеличивается жесткость сосудов, что приводит к увеличению СРПВ. С увеличением жесткости артерий, отраженная волна наступает быстрее и ее вклад переходит из диастолической на систолическую составляющую ПВ (рис.1).

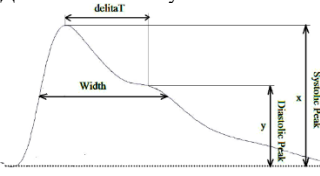
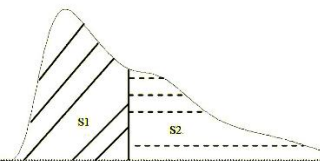
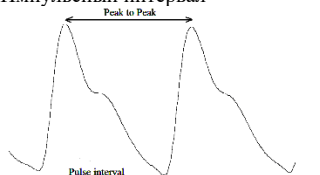


Рис. 1 – Изменение формы пульсовой волны с возрастом и при наличии сосудистых заболеваний

При обработке сигнала пульсовой волны используют показатели, основанные на координатах некоторых ключевых точек ее профиля (табл.1).

Таблица 1 – Показатели для оценки формы пульсовой волны

Показатели	Описание
------------	----------

Систолическая амплитуда и Длительность импульса 	Систолическая амплитуда - амплитуда прямой волны, формируемой объемом крови в систолу. Длительность импульса (Width) определяется по уровню половины высоты систолического пика
Площадь импульса 	Площадь импульса разбивается на две составляющие по диастолической инцизуре. Местонахождение перегиба определяется соотношением: $IPA = \frac{S2}{S1}$
Размах от пика до пика и Импульсный интервал 	Размах от пика до пика – расстояние между двумя последовательными систолическими пиками. Импульсный интервал – расстояние между началом и концом сигнала волны. Определяется, когда диастолические пики более выражены и их легче обнаружить по сравнению с систолическими.
Индекс аугментации	Характеризует выраженность отраженной волны и ее вклад в увеличение пульсового АД. $AI = \frac{y}{x}$
Индекс жесткости	Определяется скоростью распространения пульсовой волны $SI = \frac{h}{\Delta T}$

Для того, чтобы облегчить интерпретацию исходных пульсовых волн используют дифференцирование сигнала.

Вычисление первой производной (рис.2) используется для определения положения диастолического пика на ПВ (точка, в которой первая производная сигнала равна нулю), времени отражения (ΔT , время между систолическим и диастолическими пиками, т.е. время между точками, где производная меняет знак с плюса на минус при

пересечении нуля), временное положение максимума волны (СТ, время от подножия ПВ до своего пика).

Вторая производная пульсового сигнала (рисунок 2) является показателем ускорения крови в пальце. Форма производной волны включает в себя пять различных по форме и амплитуде последовательных волн: *a*, *b*, *c*, *d*, *e*. Коэффициент c/a связан с возрастом, изменением жесткости сосудов, артериального давления, эффектами вазоактивных препаратов, b/a – со старением и расширением сонной артерии, d/a – с наличием атеросклероза. Коэффициенты $(b - c - d - e)/a$, $(b - e)/a$ используются для оценки старения сосудов.

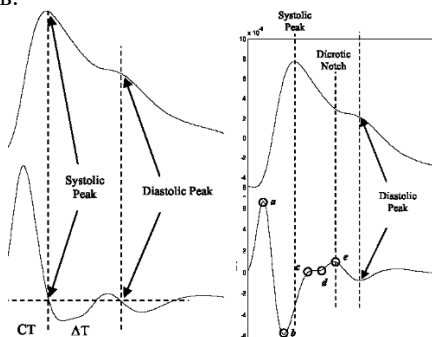


Рис. 2 – Первая и вторая производные пульсовой волны

Форма второй производной сигнала классифицируется на семь типов, от А до G (рис. 3). Тип А наблюдается у здоровых молодых людей, в то время как, тип D-G часто наблюдается у больных с цереброваскулярной патологией, ишемической болезнью сердца, опухолью молочной железы. Изменения от D до G отражают развитие заболевания [3].

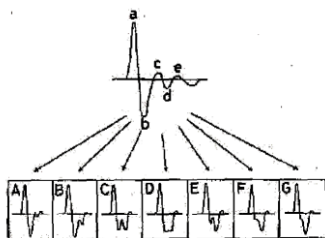


Рис. 3 – Вторая производная пульсовой волны и ее виды

ПВ позволяет получить диагностическую информацию о состоянии артериальной системы человека. Ее анализ может производиться не только по исходному сигналу, но и по его первой и

второй производным, дающим более точное обнаружение информативных точек. В данной статье были приведены характерные особенности ПВ и индексы, по которым производится оценка жесткости и старения сосудов, а также показатели для оценки общего состояния здоровья.

Библиографический список

1. Федотов А.А., Акулов С.А. Измерительные преобразователи биомедицинских сигналов систем клинического мониторинга. – М.: Радио и связь, 2013. – 250 с.
2. Sandrine C. Contour analysis of the photoplethysmographic pulse measured at the finger. Journal of Hypertension 2006, 24:1449-1456
3. Elgendi M. On the Analysis of Fingertip Photoplethysmogram Signals. Current cardiology reviews 2012, 8:14-25.

ИССЛЕДОВАНИЕ МЕТОДОВ ФЛУКТУАЦИОННОГО АНАЛИЗА СИГНАЛА ДВИГАТЕЛЬНОЙ АКТИВНОСТИ ЧЕЛОВЕКА

М.С. АШАПКИНА, А.В. АЛПАТОВ

Рязанский государственный радиотехнический университет

Опорно-двигательный аппарат человека – это сложная система, состоящая из совокупности суставов, костей, мышц и сухожилий. Зачастую травма одной из составляющих приводит к нарушениям во всей системе: к примеру, травма сустава может стать причиной ограничения подвижности, вследствие чего развиваются дегенеративно-дистрофические изменения организма. Это может спровоцировать появление сопутствующих заболеваний.

Как отмечается в статье, походка человека имеет фрактальные свойства и ее вариабельность можно описать флуктуационным методом.

Для применения флуктуационного анализа сигнала, характеризующего изменения опорно-двигательного аппарата человека, на стадионе университета был проведен эксперимент. Участники данного исследования выполняли физические нагрузки в виде бега и ходьбы. При осуществлении этих видов физических нагрузок участвуют не только нижние конечности, но и весь организм, поэтому данные нагрузки вызывают большой интерес для исследований.

В данном эксперименте участвовали три человека, средний возраст которых 25 лет. У первого испытуемого несколько лет назад

была спортивная травма – разрыв связок, поэтому он хромает на правую ногу. Второй не имеет систематической физической нагрузки. Третий участник эксперимента три раза в неделю занимается легкой атлетикой.

На первом этапе эксперимента испытуемым требовалось пройти по внешнему кругу стадиона в естественном для них темпе. На втором этапе участникам эксперимента нужно было пробежать 100 метров с максимальной для них скоростью. И на завершающем этапе снова пройти по внешнему кругу стадиона в естественном темпе.

Во время ходьбы, до и после бега осуществлялось измерение сигналов, характерных для опорно-двигательного аппарата. Предполагалось, что после физической нагрузки в виде бега естественный темп ходьбы изменится для каждого участника индивидуально, т.к. они имеют разную физическую подготовку.

Для получения информации об изменении положения опорно-двигательного аппарата использовалось устройство, регистрирующее кривые ускорений движения. Особенность данного устройства заключается в том, что оно имеет малые габариты и представлено в виде браслета, который крепится на одной из щиколоток испытуемых. Для анализа сигналов, полученных в ходе эксперимента, была вычислена флуктуационная функция. Графики данных функций изображены на рисунках 1-3

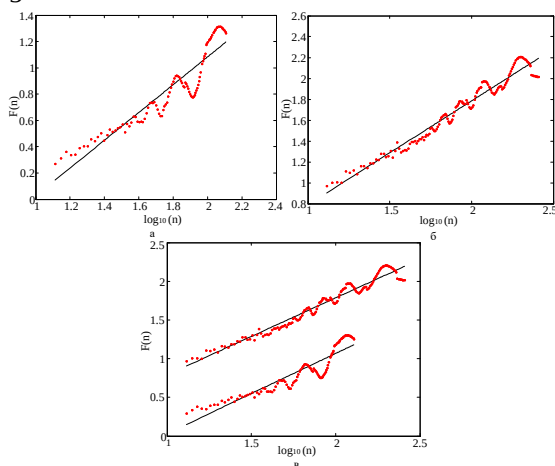


Рис. 1 – Графическое изображение флуктуационной функции $F(n)$ для первого участника эксперимента:

а – до пробежки; б – после пробежки; в – совместный график

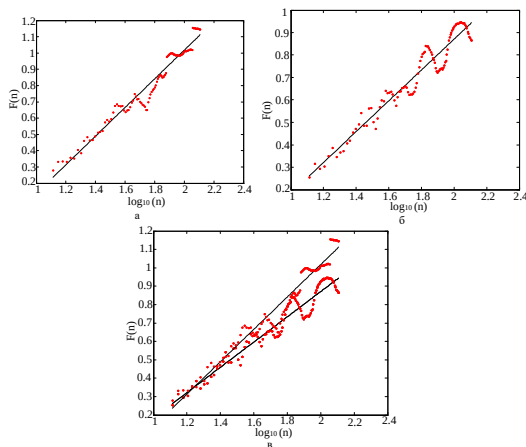


Рис. 2 – Графическое изображение флуктуационной функции $F(n)$ для второго участника эксперимента:

а – до пробежки; б – после пробежки; в – совместный график

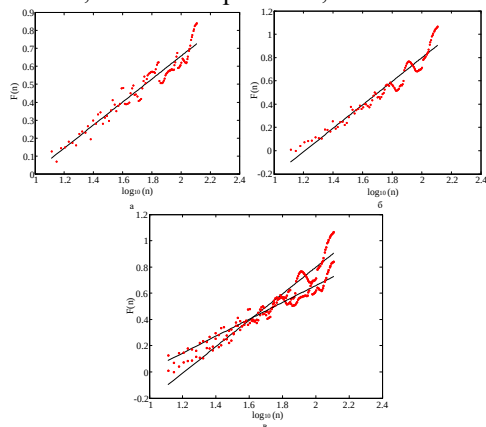


Рис. 3 – Графическое изображение флуктуационной функции $F(n)$ для третьего участника эксперимента:

а – до пробежки; б – после пробежки; в – совместный график

Параметр α называется скейлинговым показателем, который определяет наклон аппроксимирующей линии зависимости $\log(F)$ от $\log(n)$ и характеризует свойство масштабной инвариантности множества (но не фрактальную размерность).

По данным графиков установлено, что скейлинговый показатель α , который определяет наклон аппроксимирующей линии, имеет различные значения для каждого сигнала.

У первого и второго участника скейлинговые показатели после бега уменьшались. Испытуемый с нарушениями опорно-двигательного аппарата имеет самый высокий скейлинговый показатель, равный 1,05 до пробежки, после нее данный параметр сильно не изменился, он уменьшился на 0,06. Скейлинговый показатель второго участника тоже уменьшился по окончании физической нагрузки, но на большее значение – с 0,88 до 0,68.

В отличие от скейлинговых показателей двух первых участников по завершении бега наклон аппроксимирующей линии третьего испытуемого увеличился с 0,64 до 1,01. Это подтверждает факт лучшей физической подготовки третьего испытуемого и доказывает, что третий участник эксперимента, занимающийся лёгкой атлетикой, обладает более совершенной техникой ритмического построения движения, чем первые два участника эксперимента.

Таким образом, люди, систематическими занимающиеся физическими упражнениями, более подготовлены к нагрузкам, а их движения более ритмичные и плавные. Им легче строить сложные кинематические движения опорно-двигательного аппарата во времени. Физически подготовленным людям проще управлять собственным телом и его динамикой, а также они лучше адаптируются в пространстве.

Ритмические или однократные повторения движений во время ходьбы похожи друг на друга. Внешние силы, действующие на мышцы, чрезвычайно разнообразны и не повторяются раз от раза. Для того чтобы создать одинаковые движения, необходимо превратить динамическую хаотичность в последовательный цикл.

Из-за того, что на тело по-разному действуют внешние силы, у каждого человека формируется своя походка. После физической нагрузки у первого и второго участников форма походки изменилась: появился более хаотический характер движений. Это может быть отображением усталости участников эксперимента или их неподготовленности к физическим нагрузкам.

Полученные данные могут быть некорректными из-за малочисленной экспериментальной базы. Для более объективной оценки и дальнейшего анализа двигательной активности человека нужно увеличить количество испытуемых, желательно разного пола и возраста.

Библиографический список

1. Покровский В.М., Коротько Г.Ф. Физиология человека. М.: Медицина, 2007. 656 с.
2. Jeffrey M. Hausdorff, C.-K. Peng, Zvi Ladin, Jeanne Y. Wei, Ary L. Goldberger. Is walking a random walk? Evidence for long-range correlations in stride interval of human gait. Modeling in physiology, Vol 78, №1, 1995. P. 349-358.
3. Charles A. Dana Research Instit
4. Danuta Makowiec, Aleksandra Dudkowska, Marcin Zwierz. Scale invariant properties in heart rate signals. ACTA PHYSICA POLONICA B, Vol. 37, № 5, 2007. P. 1627-1639.
5. Павлов А.Н. Методы анализа сложных сигналов. Саратов: Научная книга, 2008. 120 с.
6. Бернштейн Н.А. Физиология движений и активность. М.: Наука, 1990. 247 с.

ОТДАЛЁННЫЕ ПОСЛЕДСТВИЯ ПРИМЕНЕНИЯ ГИПЕРБАРИЧЕСКОЙ ОКСИГЕНАЦИИ ПРИ СИНДРОМЕ ЗАДЕРЖКИ РАЗВИТИЯ ПЛОДА

**Д.В ШИШКИНА, Т.Н. РЫБАКОВА, Н.С ЖАРКОВ.,
А.К. НИКОЛАЕВА, А.А. СУПРЯГА**

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

Частота синдрома задержки развития плода варьирует широких пределах: от 5,0 и до 20% и может иметь серьёзные последствия для здоровья ребёнка. 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 факторы, связанные с данной беременностью: ранние токсикозы, гпрезклампсии, угроза прерывания беременности. В отдельную группу выделяют плодовые факторы: 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. Гипоксия - одна из центральных проблем данной патологии, т.к. доказано, что кислород ускоряет пролиферацию фибробластов. Известно, что 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 современном акушерстве полноценное лечение а также профилактика фетоплацентарной недостаточности невозможно без применения ГБО. Известно так же, что профилактика тем эффективнее, чем в более раннем сроке начато применение данного метода (предпочтительнее в 5-7 недель беременности).

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 асимметричной 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 15 (30%) 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 $9,66 \pm 0,1$ часа. Средняя масса плода в данной группе составила $2850,0 \pm 0,35$. 12 новорожденных были переведены в отделение патологии новорожденных для дальнейшего лечения. Перинатальных потерь в данной группе, к счастью не было. Однако, при наблюдении за развитием детей в течение трёх лет обнаружено, что дети часто болели простудными заболеваниями (5-9 раз в год), страдали дисбактериозом кишечника (100%), у 21 (42%) были диагностированы инфекции почек и мочевыводящих путей, у 32 (64%) – заболевания органов дыхания, у 40 (80%) – диатезы. Ввиду проблем со здоровьем, только двое к трёхлетнему возрасту посещали детское дошкольное учреждение регулярно. Словарный запас по достижении трёхлетнего возраста составил 10- 60 слов.

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 $7,6 \pm 0,1$ часа. Средняя масса плода в данной группе составила $3650,0 \pm 0,38$.

При наблюдении за развитием детей группы А в течение трёх лет обнаружено, что дети реже, чем в контрольной группе болели простудными заболеваниями (2-4 раз в год), страдали дисбактериозом кишечника 5 (10%), у 3 (6%) были диагностированы инфекции почек и мочевыводящих путей, у 18 (36%) – заболевания органов дыхания, у 20 (40%) – диатезы. 36 (72%) к трёхлетнему возрасту посещали детское дошкольное учреждение с 2,5 летнего возраста, из них 12 детей относительно регулярно. Словарный запас по достижении трёхлетнего возраста составил 40- 300 слов.

Таким образом, необходимо как предупреждение так и лечение СЗРП, что невозможно без применения ГБО. Применение данного метода во время беременности снижает общую заболеваемость детей в возрасте до 3-х лет и даёт возможность детям нормально развиваться.

ПРИМЕНЕНИЕ ТЕСТА ЛЮШЕРА ДЛЯ ОПРЕДЕЛЕНИЯ ПОКАЗАТЕЛЕЙ ТРЕВОЖНОСТИ У ЖЕНЩИН В ПОСЛЕРОДОВОМ ПЕРИОДЕ

**А.В. ШИЛИН, И.А. ШИЛИН Н.А. ШИЛИН, И.В. ЗАЙЦЕВА,
А.А. СУПРЯГА**

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

В последнее время тест М. Люшера приобрёл широкую популярность как инструмент для выявления эмоционально-характерологического базиса личности и тонких нюансов её актуального состояния. Тест Люшера относится к категории проективных методов и основан на предположении о том, что предпочтения одних цветов другим связаны с устойчивыми личностными характеристиками испытуемого и особенностями его переживания актуальной ситуации. При проведении данного исследования использовался стандартный стимульный материал, изготовленный фирмой «Иматон».

По данным литературы частота послеродовых депрессий, т.е. депрессий с манифестацией в первые 5 недель после родов, составляет 4,5-28%. Факторами риска развития послеродовых депрессий являются психопатология в анамнезе, низкий социальный уровень, плохие супружеские отношения, психоэмоциональные стрессы. Матери, страдающие депрессией, переносят на ребёнка большую часть своих негативных эмоций, что имеет для развития ребёнка самые негативные последствия. Доказано отрицательное влияние материнской депрессии на детей первого года жизни. У этих детей замедленно развитие речи и

снижен коэффициент интеллекта. Учитывая вышесказанное, необходимо определение показателей тревоги и компенсации родильниц ещё в послеродовом отделении. В тех семьях, где поведение матери неадекватно, дети чаще проявляют склонность к агрессии. По данным литературы, у женщин, перенёвших операцию кесарева сечения в плановом порядке, наиболее выражены нарушения адаптационных функций организма по сравнению с родильницами после нормальных своевременных родов через естественные родовые пути. В данном случае расстройство адаптационных механизмов представлено тревожными и депрессивными проявлениями.

За время нахождения в послеродовом отделении женщины тестировались с помощью теста Люшера на 3-5 день послеродового периода. Обследовались две группы женщин. Группа А (N=150) - родильницы после родов срочных, нормальных. Группа Б (N=100)- родильницы после перенесённого кесарева сечения. При тестировании воспитанниц группы А сумма условных баллов находилась в пределах 1(!) – 3 (!) у 60 (40%) женщин. При тестировании родильниц группы Б, показатели тревожности находились в пределах 1(!) – 4(!) у 42 (42%) женщины. Вышеуказанные показатели достоверно не различимы (р меньше 0,05). Отсутствует также прямая корреляционная зависимость между методом родоразрешения и показателями тревожности, выявленными с помощью теста Люшера в первые 3-5 дней после родов. Однако, обращает на себя внимание, что всё больше родильниц, по сравнению с данными литературы, нуждаются в экстренной психологической помощи уже в условиях акушерского стационара. Мы предлагаем ввести в штат родильных домов должность штатного психолога, для оказания необходимой помощи женщинам. Этот опыт успешно применяется в областном перинатальном центре города Рязани.

ОСОБЕННОСТИ ТЕЧЕНИЯ БЕРЕМЕННОСТИ У ДЕВОЧЕК-ПОДРОСТКОВ ЗЛОУПОТРЕБЛЯВШИХ АЛКОГОЛЕМ

Т.Н. РЫБАКОВА, А.К. НИКОЛАЕВА Д.В. ШИШКИНА,

Н.С. ЖАРКОВ, А.А. СУПРЯГА

Рязанский государственный медицинский университет

им. акад. И.П. Павлова

Беременные девочки-подростки, злоупотреблявшие алкоголем, требуют к себе повышенного внимания. Цель настоящего исследования заключалась в научном обосновании подходов к комплексному лечению рвоты беременных, возникшей у девочек-подростков на фоне

обсессивного влечения к алкоголю. Помимо общепринятой терапии (инфузионная и витаминотерапия) применялось физиолечение: гальванизация зоны солнечного сплетения и СВЧ-терапия.

Отклонения в становлении репродуктивной системы девочек-подростков оказывают отрицательное влияние на её состояние в дальнейшем и служат фоном для возникновения ряда гинекологических заболеваний. Позднее менархе, олигоменорея, опсоменорея, первичная и вторичная аменореи в пубертатном возрасте, длительные стрессовые ситуации, психоэмоциональное перенапряжение, неблагоприятные социально-бытовые условия, курение, злоупотребление алкоголем и наркотиками могут приводить к бесплодию, невынашиванию и недонашиванию беременности, фето-плацентарной недостаточности и другим осложнениям гестации, родов, а также послеродового периода. До последнего времени наблюдается дефицит работ, посвящённых изучению становления и состояния репродуктивной системы у девочек подросткового возраста, злоупотреблявших ранее алкоголем и наркотиками. Однако известно, что злоупотребление опиатами может привести к развитию нарушений менструального цикла вплоть до развития аменореи или даже задержке полового развития. Злоупотребление алкоголем не оказывает столь кардинального воздействия на репродуктивную систему, но от этого проблема не становится менее острой.

Для данного контингента характерно воздействие комплекса отрицательных факторов: неблагоприятные социально-бытовые условия, курение, злоупотребление алкоголем и наркотиками, раннее (часто вынужденное) начало половой жизни, наличие инфекций, передающихся половым путем. Необходимо отметить, что имеются определенные сложности в изучении состояния репродуктивной системы и проведении корректирующей терапии выявленных отклонений у данного контингента. Легкомысленные девочки-подростки начинают злоупотребление значительно легче юношей, а заболевание у них формируется значительно быстрее. Особого внимания заслуживают пациентки, у которых беременность наступила уже на фоне злоупотребления. Беременность является серьёзным испытанием для растущего организма подростка: незрелость многих органов и систем, общая и гинекологическая заболеваемость, социальные проблемы и, наконец, стресс, вызванный возможным отрицательным отношением к ней эмоционально значимых взрослых, сами по себе могут служить отрицательным фоном для развития у юной беременной таких осложнений как рвота беременных, недонашивание и невынашивание беременности, преэклампсия.

Даже при коротком этапе эпизодического приёма алкоголя подростком возможны осложнения беременности вплоть до антенатальной гибели плода или развития алкогольного синдрома плода. Алкоголь, подобно высоконаркотенному героину быстро вызывает стойкие изменения личности подростка (вплоть до эпилептоидизации): подросток впоследствии демонстрирует ту степень зрелости личности, при которой начато злоупотребление. Но несмотря на всё это, у девочки-подростка есть шанс на полное выздоровление, нормальную здоровую будущую жизнь и счастливое материнство.

На этапе эпизодического приёма у подростка формируется обсессивное влечение к алкоголю, что осложняет течение беременности. Из 25 обследованных девочек-подростков со сроками беременности 8-12 недель у всех был диагностирован ранний токсикоз беременных средней степени тяжести. Помимо назначения лечебно-охранительного режима, инфузионной терапии, витаминотерапии таким воспитанницам назначалась гальванизация зоны солнечного сплетения с помощью аппарата «Поток -1» (сила тока 12 мА, продолжительность процедуры 30 минут, 2 раза в день, 15 дней.) В дальнейшем, при сроке беременности более 12 недель, воспитанницам группы А (n=10) был проведен курс СВЧ-терапии дециметровыми волнами. 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. Использовались аппараты ДМВ-15 «Ромашка», ДМВ-20 «Ранет». Положение больной - лежа на боку, противоположном зоне воздействия. Локализация воздействия – область почек и надпочечников. Цилиндрический излучатель диаметром 100 мм располагался контактно на уровне 12 ребра последовательно с каждой стороны. Интенсивность воздействия – до ощущения слабого тепла при выходной мощности аппарата не более 10 Вт. Продолжительность воздействия на каждую из двух зон 15-20 минут. Ежедневно 1 раз в день, № 15. Воспитанницы контрольной группы К (n=15) терапии электромангнитными волнами дециметрового диапазона не получали.

При вышеназванном лечении удалось добиться купирования симптомов раннего токсикоза у воспитанниц обеих групп в 100% наблюдений. Рецидив рвоты беременных в контрольной группе наблюдался у 12 (80%) девушек, что требовало дополнительного назначения корректирующих мероприятий. У воспитанниц группы А не было диагностировано рецидивов рвоты беременных, признаки обсессивного влечения к наркотику у них были менее выражены.

Таким образом, беременность у девочек-подростков, злоупотреблявших до беременности алкоголем, осложняется ранним токсикозом средней степени тяжести. Для купирования симптомов рвоты беременных и снижения признаков обсессивного влечения помимо общепринятых мероприятий целесообразно назначение физиотерапевтических процедур: гальванизация зоны солнечного сплетения и СВЧ-терапии дециметровыми волнами.

ПРОБЛЕМЫ ГИПЕРДИАГНОСТИКИ СИНДРОМА ЗАДЕРЖКИ ВНУТРИУТРОБНОГО РАЗВИТИЯ

Н.С. ЖАРКОВ, А.К. НИКОЛАЕВА, Т.Н. РЫБАКОВА, Д.В.

ШИШКИНА, И.В. САЛОМАТИН, А.А. СУПРЯГА

Рязанский государственный медицинский университет

им. акад. И.П. Павлова

Синдром задержки развития плода (СЗРП), иначе именуемый гипотрофией плода характеризует отставание размеров плода от их средних значений, установленных в качестве нормы для указанного срока беременности. Этот синдром может привести как к осложнениям в родовом периоде (асфиксия, гипоксия), так и в неонатальном периоде (сложности в адаптации к внеутробной жизни). Поэтому важна своевременная диагностика и лечение данной патологии. Однако, нередко случаи гипердиагностики СЗРП, что приводит к необоснованным исследованиям (после постановки диагноза УЗИ должно проводиться каждые 2-4 недели), применению дорогостоящих препаратов и, как следствие, к увеличению материальных затрат.

Впервые СЗРП может заподозрить акушер-гинеколог, по обязательным периодическим замерам высоты дна матки. Показатель высоты дна матки (ВДМ), измеряемый в сантиметрах, должен соответствовать сроку беременности, измеряемому в неделях (например, в 17 недель ВДМ = 17 см) Отставание показателей ВДМ от нормы на 2 см и более является основанием для использования дополнительных диагностических методов, прежде всего УЗИ. Также СЗРП можно заподозрить при скрининговом УЗ-исследовании. Цель данной работы заключается в освещении проблем при диагностировании этого синдрома и возможных путей их разрешения.

В данном исследовании была проведена выборка 100 пациенток возрастом от 17 до 41 года, направленных из женских консультаций города Рязани в 2013-2014 годах для госпитализации в Областной клинический перинатальный центр г. Рязани с диагнозом СЗРП. Из них после контрольных УЗИ были госпитализированы 34 женщины (34% от

первоначального числа) с подтверждённым диагнозом. В 66 случаях контрольное УЗИ не подтвердило наличие СЗРП. В перинатальном центре УЗИ проводились с помощью аппарата Phillips HD 9 2010 года выпуска.

При сравнении диагностирования СЗРП врачом ультразвуковой диагностики во время беременности и диагностирования задержки внутриутробного развития (ЗВУР) новорождённых неонатологом все случаи разделились на 3 группы: в первую группу вошли 9 случаев, когда родился нормально развитый ребёнок; во вторую группу – 11 случаев подтверждённого диагноза; а к третьей группе – 14 случаев недоношенных детей или новорождённых с показателями на границе нормы (сомнительные случаи). Данные результаты говорят о том, что даже после проведённой выборки гипердиагностика СЗРП составила 75% от всех случаев подтверждённых после родоразрешения диагнозов данного синдрома в учреждении 3 уровня, т.е. процент гипердиагностики в медицинских учреждениях всех уровней составил 73,5%.

Такой большой процент гипердиагностики происходит по многим причинам. Во-первых, на практике чаще всего используют средние фетометрические показатели, не учитывая их разброс от 10 до 90 перцентилей. Например, для веса этот показатель может колебаться в пределах килограмма и более, в зависимости от срока беременности. Во-вторых, в большинстве современных аппаратов не заложена программа расчёта роста плода, а это является более важным критерием для постановки диагноза СЗРП, так как по сравнению с весом этот показатель колеблется не так широко. Подсчёт роста плода вручную (по формулам Демидова) требует значительных временных затрат. И в-третьих, врачами часто не учитывается скачкообразный рост плода. Поэтому при подозрении на СЗРП необходимо динамическое УЗИ через 2-4 недели, выполненное тем же врачом на той же аппаратуре. Обязательны введение формул расчётов роста плода в программное обеспечение всех УЗ-аппаратов и комплексная оценка всех возможных критериев внутриутробного развития плода. А также необходима разработка новых критериев оценки СЗРП

ОСТРЫЙ АППЕНДИЦИТ И БЕРЕМЕННОСТЬ

И.В. ЗАЙЦЕВА, И.А. ШИЛИН, А.А. СУПРЯГА

Рязанский государственный медицинский университет

им.акад. И.П. Павлова

Острый аппендицит- самое распространенное хирургическое заболевание органов брюшной полости у беременных. Но тем не менее данное заболевание диагностируется своевременно лишь в 42,9% случаев. Это происходит вследствие изменения реактивности организма на фоне беременности и нередко клинические симптомы бывают стертыми.

Острый аппендицит — воспаление червеобразного отростка слепой кишки, обусловленное внедрением в его стенку патогенной микрофлоры. ОА — самое распространённое хирургическое заболевание органов брюшной полости у беременных. Острый аппендицит может возникать на всех сроках беременности, при родах и в послеродовом периоде. На первую половину беременности приходится 75% заболеваний острым аппендицитом, тогда как на вторую половину — только 25% (I триместр — 19–32%, II — 44–66%, III — 15–16%, после родов — 6–8%).

ПРИЧИНЫ ОА: смещение слепой кишки и червеобразного отростка вверх и кнаружи маткой. Важную роль играет склонность к запорам, что ведет к застою содержимого и повышению вирулентности кишечной флоры. Также роль играют гормональные сдвиги, приводящие к перестройке лимфоидной ткани.

ДИАГНОСТИКА ОСТРОГО АППЕНДИЦИТА ПРИ БЕРЕМЕННОСТИ. ОА — заболевание, имеющее разнообразные и весьма непостоянные клинические проявления, которые изменяются по мере развития воспалительного процесса. Клиническая картина острого аппендицита в первой половине беременности практически не отличается от таковой у небеременных. Тошноту и рвоту иногда приписывают токсикозу, боли в животе — угрожающему аборту. Абдоминальные боли при ОА могут быть не столь интенсивными, как у небеременных. Давать заключение о наличии заболевания и его тяжести следует не столько по местным, сколько по общим проявлениям (повышению частоты пульса, подъёму температуры, рвоте, вздутию живота, одышке, затруднённому дыханию). Большое значение придают не столько самому лейкоцитозу, сколько его динамике и лейкограмме.

Существенные отличия имеет ОА, возникающий во вторую половину беременности. В этот период симптомы раздражения

брюшины плохо выражены или отсутствуют из-за растяжения передней брюшной стенки. Стёртость клинической картины на поздних сроках беременности и при родах связана с изменённой реактивностью организма женщины, а также с изменением топографии органов брюшной полости, растяжением брюшной стенки и невозможностью пальпации отдельных органов, оттеснённых маткой. Вся брюшная полость занята беременной маткой, в связи с чем аппендикс не имеет контактов с париетальной брюшиной. Следует также учитывать, что больные не фиксируют внимания на болевом симптоме, отождествляя его с болями, часто возникающими во второй половине беременности вследствие растяжения связочного аппарата матки.

Учитывая трудности диагностики острого аппендицита, необходимо тщательно изучать жалобы, анамнез, динамику заболевания; всесторонне обследовать больную. Для уточнения диагноза необходимо провести влагалищное и прямокишечнобрюшностеночное исследование, а также обследование с помощью дополнительных инструментальных (сонография, лапароскопия) методов. При подозрении на острый аппендицит необходима срочная консультация хирурга.

ХИРУРГИЧЕСКОЕ ЛЕЧЕНИЕ. Существуют различные точки зрения на выбор оптимального хирургического доступа (лапароскопический или лапаротомический). В первой половине беременности (до 18 нед) предпочтение отдают оперативной лапароскопии. При отсутствии врачей, владеющих данным методом лечения, больным выполняют лапаротомный разрез в правой подвздошной области (по методике Мак-Бернея–Волковича–Дьяконова). Во второй половине беременности этот доступ не всегда достаточен, поэтому используют его модификацию (по принципу: чем больше срок беременности — тем выше разрез). В последние недели беременности разрез проводят несколько выше подвздошной кости из-за значительного смещения вверх слепой кишки и червеобразного отростка.

Некоторые хирурги у больных с острым аппендицитом во второй половине беременности выполняют нижнесрединную лапаротомию.

КЛИНИЧЕСКИЙ СЛУЧАЙ

14.10.2014- Жалобы: боли внизу живота в течение суток. Отсутствие стула с 9.10.2014.

Влагалищное исследование в асептических условиях :Влагалище узкое, ш/м до 2,5 см, расположена кзади, плотная. Цервикальный канал закрыт. Воды не подтекают. Через своды- головка. косой размер 13см, прямой- 11см.

Диагноз: Б1 32 нед Р1. Гепатит С. Запор.

Для исключения острой хирургической патологии направлена в хир отделение.

14.10.2014 Осмотрена хирургом. ОАК: эр- 5,8*10¹², Нб 106 г/л, СОЭ 40 мм/ч, Л 28*10⁹.

Диагноз: Острый аппендицит. Б1 32нед Р1. Гепатит С. Запор.

Под эпидуральной анестезией проведена аппендэктомия. Кесарево-сечение не производилось. А/б терапия: Цефтриаксон 1,0 г/р/д в/м.

22.10.2014. Подъем температуры вечером до 37,5. Боли в правой подвздошной области.

25.10.2014 Подъем температуры до 38. боли по всему животу, больше в области пупка. ОАК: эр- 4,5*10¹², Нб 95 г/л, Л 38*10⁹. Отсутствие стула с 23.10.2014. пульс 86. язык обложен серым налетом.

Осмотрена акушером- гинекологом. выявлено начало родовой деятельности.

Влагалищное исследование в асептических условиях: влагалище узкое. Ш/м по центру, сглажена. Открытие 3,0 см. Плодный пузырь цел. Через своды пальпируется головка.

Диагноз: Б1 39-40 нед Р1. Начало 1 периода родов. Состояние после аппендэктомии. Гепатит С. Абсцесс брюшной полости?

Под эндотрахеальным наркозом бала проведена лапаротомия, операция к/с. На 5й минуте извлечен живой доношенный плод, девочка 3660г, 52 см. Передана неонатологу.

У женщины- межкишечный абсцесс, абсцесс в забрюшинном пространстве. Послеоперационный период гладкий. Выписана на 10е сутки. Лактация сохранена.

ВЫВОДЫ:

1. Была совершена врачебная ошибка акушера приемного покоя при постановке срока беременности.

2. Врач приемного отделения правильно распознал хирургическую патологию и направил женщину на консультацию к хирургу.

3. От ранней диагностики острого аппендицита у беременных зависит прогноз как для матери, так и для плода. В данной ситуации диагноз и лечение аппендицита были произведены своевременно.

4. В III триместре беременности вопрос об объёме операции всегда следует решать коллегиально: оперирующим хирургом, акушером и гинекологом. Врачи должны были обратить внимание на анамнез женщины (частые ОРВИ), течение беременности (Гепатит С, ОРВИ с приемом а/б), следовательно у беременной сниженный

иммунитет. Целесообразно было произвести операции кесарева сечения и аппендэктомии одномоментно. Это позволило бы избежать возникших осложнений.

КРУПНЫЙ ПЛОД. ПРИЧИНЫ ФОРМИРОВАНИЯ И ТАКТИКА РОДОВСПОМОЖЕНИЯ

П.А. КОШУЛЬКО, Л.В. НАЗАРОВА, А.А. СУПРЯГА
Рязанский государственный медицинский университет
им.акад. И.П. Павлова

Крупным принято называть плод, масса которого составляет от 4000 до 5000г, гигантским – свыше 5000г. В последние годы частота рождения детей с массой тела 4000 г и выше составляет 10 – 16% от общего числа родившихся. Причинами формирования крупного плода могут являться: наследственность, нерациональное пищевое поведение, наличие сахарного диабета, перенесенная беременность и некоторые другие аспекты. При родоразрешении через естественный родовой путь нередко приходится сталкиваться с рядом осложнений как для матери (травмы мягких тканей родового канала, кровотечения в раннем послеродовом периоде и др.), так и для плода (асфиксия плода и новорожденного, перелом ключицы, нарушение мозгового кровообращения и др.). В настоящее время расширены показания к проведению кесарева сечения при наличии у беременной крупного плода.

Несмотря на многогранное освещение данной темы в литературе, актуальность проблемы родоразрешения женщин, у которых диагностировано наличие крупного плода, не снижается. При таких родах увеличивается частота акушерской патологии, которая в свою очередь приводит к росту перинатальной смертности, оказывает отрицательное влияние на дальнейшее развитие детей.

Целью нашей работы явилась попытка анализа причин формирования крупного плода и определение тактики родовспоможения.

Нами был проведен ретроспективный анализ 134 историй родов, произошедших на базе ГБУ РО «Городской родильный дом №1» города Рязани. Всего за оцениваемый нами годовой промежуток произошло 2375 родов, т.е. роды крупным плодом составили 4,9%.

При выявлении причин развития крупного плода внимание обращалось на наличие наследственных, весо-ростовых, предрасполагающих факторов: 85 (63,43%) женщин имели средний рост – от 161 до 170 см, 35 пациенток (26,12%) – до 160 см, и только 14

(10,45%) – имели рост свыше 170 см. 14 (10,45%) обследуемых имели массу тела до 70 кг, 71 пациентка (52,99%) – от 71 до 90 кг, 39 женщин (29,11%) – от 91 до 110 кг, 10 пациенток (7,27%) имели массу тела свыше 111 кг. Оценивалась и прибавка массы тела за беременность: 104 (77,61%) женщины имели допустимую (10-12 кг и менее) прибавку массы тела, а 30 пациенток (22,9%) имели повышенную прибавку массы тела. Возрастной контингент обследуемых был следующим: до 20 лет – 4 (2,99%) женщины, от 21 года до 30 лет – 81 (60,45%), от 31 года до 40 лет – 48 (35,81%) и более 40 лет – 1 (0,75%).

Учитывался также паритет: у 50 женщин (38,46%) это были первые роды, у 57 пациенток (43,85%) – вторые или третьи, а у 23 обследуемых (17,69%) – четвертые и более по счету роды.

У 119 (88,81%) пациенток при обследовании глюкоза крови регистрировалась в пределах нормальных показателей, и всего у 15 женщин (11,19%) содержание глюкозы в крови было повышенным. Течение беременности осложнилось у обследуемого контингента следующими патологиями: гипертензия – у 16 (8,89%) женщин, патологическая прибавка массы тела – у 30 (16,67%), отеки нижних конечностей – у 28 (15,56%), у 45 (25%) пациенток была анемия, 55 женщин (30,55%) перенесли ОРВИ во время беременности, у 6 женщин (3,33%) был выявлен кольпит.

Проводился и анализ соотношения по полу родившихся детей: 88 (65,67%) новорожденных были мужского и 46 (34,33%) женского пола.

У 91 женщины (67,16 %) роды закончились естественным путем, остальные 44 пациентки (32,84%) были прооперированы. Причем 13 женщин (9,7%) в связи с формированием клинически узкого таза, 3 (2,24%) – в связи с наличием анатомически узкого таза I-II степени, 2 (1,49%) – по поводу тазового предлежания плода, 12 пациенток (8,96%) прооперированы в плановом порядке по поводу деформации и несостоятельности рубца на матке после предыдущего кесарева сечения, 7 (5,22%) – по поводу тенденции к переносной беременности при неготовом родовом пути, и только 7 (5,22%) женщин было прооперировано в связи с наличием крупного плода.

При оценке состояния детей по шкале Апгар было выявлено: при естественных родах 31 ребенок (34,44%) имел показатели в 7/8 баллов, остальные дети были оценены на 8-9/10 баллов. Тогда как при родоразрешении путем кесарева сечения показатели в 7/8 баллов по шкале Апгар имели 18 (40,91%) детей.

Подводя итог всему выше изложенному, хотелось бы отметить, что чаще крупные плоды развиваются у женщин среднего репродуктивного возраста (от 21 года до 30 лет), в возрастной группе 31

год – 40 лет вероятность рождения крупного плода снижается в 1,7 раза. Чаще крупный плод формируется у женщин среднего (161 – 170 см) и высокого роста, имеющих среднюю (71 – 90 кг) и повышенную массу тела; чаще у повторнородящих женщин; и чаще крупными бывают плоды мужского пола. Прямой корреляции с повышением глюкозы крови, патологической прибавкой массы тела во время беременности и развитием крупного плода нами выявлено не было. Из осложнений беременностей данной группы обследуемых: гипертензия, отеки, воспалительные заболевания половых органов встречаются в небольшом проценте случаев, т.к. они ведут к гипоксии плода и скорее препятствуют чрезмерному набору веса плодом, тогда как анемия встречается в четверти случаев, что скорее объясняется повышенным потреблением железа крупным внутриутробно развивающимся плодом.

Более чем в 67% случаев, не смотря на крупные размеры плода, роды происходили через естественный родовой путь и показатели по шкале Апгар у этих детей были значительно лучше, чем при оперативном родоразрешении. Всего чуть более 5 % кесаревого сечения прямо связано с наличием крупного плода, в остальных случаях операция проводилась в связи с наличием других показаний (клинически узкий таз, наличие рубца на матке, тазовое предлежание плода и т.д.), дети, рожденные у этих пациенток, имели более низкие показатели по шкале Апгар, чем при естественных родах.

Т.о. наличие крупного плода – это не «приговор» к кесареву сечению, при условии отсутствия другой генитальной и экстрагенитальной патологии. И предпочтительным методом родоразрешения остаются роды через естественный родовой путь, что подтверждается и состоянием новорожденных при оценке их по шкале Апгар.

АНЕМИИ БЕРЕМЕННЫХ: ДИАГНОСТИКА И МЕТОДЫ ЛЕЧЕНИЯ

АИАРИ МАНЕЛ, И.М. МИРОВ

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

Железодефицитные анемии распространены во всём мире. В конце беременности практически у всех женщин имеется скрытый дефицит железа. Анемию справедливо считать социально значимым заболеванием, поскольку в основе её развития лежит в том числе и недостаточное по количеству и качеству питание, недостаточное

поступление белков с пищей, поливитаминовый дефицит (в том числе дефицит фолиевой кислоты, железа и других микроэлементов).

По статистике ВОЗ, ежегодно у 35-75% беременных женщин в мире выявляется анемия. Данные о частоте железодефицитная анемия (ЖДА) у беременных значительно варьируют. Наиболее низкая частота заболеваний отмечается в США и в странах Западной Европы, наиболее высокая – в странах юго-Восточной Азии, Индии и на Африканском континенте.

Россия относится к странам с умеренным уровнем распространения анемия беременных (АБ). По данным Демихова В.Г. (2002) при обследовании 450 беременных женщин различные виды анемии были выявлены у 161 (35,8%). ЖДА из них диагностирована у 66 (41%) , а не ЖДА - у 95 (59%).

Димитров Д.Я. (1972) в своей классификации выделяет 4 основных вида АБ: *Hyperplasmia gravidarum*, *Oligemia gravidarum*, *Sideropenia gravidarum* и *Myelopenia gravidarum*. По мнению автора «*Sideropenia gravidarum*» определяется как группа железодефицитных состояний у беременных, обусловленных самим гестационным процессом и не связанных с кровопотерей. Автор выделяет 6 различных форм в зависимости от этиопатогенетического механизма : скрытая сидеропения (при нормальной беременности), гестационный гипосидероз (повышенное потребление), диспептически-геморрагическая форма (сниженное поступление, повышенная потеря при диспепсии, пиелите, геморрое и др.), истинная или эссенциальная (угнетение эритропоэза гестационным процессом), вторичная сидеропения беременных (вследствие заболеваний внутренних органов или хронической кровопотери) и белковонедосточная форма(при нарушении синтеза глобинов).

Изучение состояния эритропоэза при АБ имеет решающее значение для выбора рационального метода терапии. С этой целью в клинической практике могут использоваться следующие лабораторные показатели: гемоглобин, гематокрит, количество ретикулоцитов и другие эритроцитарные индексы, железо сыворотки, общая железосвязывающая способность сыворотки, насыщение трансферрина железом, ферритин сыворотки, сывороточные трансферриновый рецептор, уровень гепцидина и эритропоэтина. Конечно, для рутинной диагностики АБ нет необходимость использовать все перечисленные маркеры. В различных странах с этой целью для диагностики АБ в обычной клинической практике используются свои утвержденные диагностические комплексы тестов, которые могут включать 1, 2 или 3 лабораторных показателя.

Кардиотокография (КТГ) при которой регистрируются одновременно тонус матки или ее сокращения и показатели сердцебиения плода с графическим отображением на бумажном носителе, что позволяет получить информацию о состоянии плода: частота и ритм сердцебиения, наличие акселераций и децелераций. При ухудшении сердцебиения плода по частоте и ритму следует решать вопрос о проведении родовозбуждения, чем будет обеспечено рождение ребенка находящегося в гипоксии, с тем чтобы неонатологии обеспечить дальнейшее улучшение его состояния.

Основным методом лечения АБ является пероральная ферротерапия. Препараты железа для приема внутрь считаются «золотым стандартом» для лечения больных с легкими и среднетяжелыми формами анемии.

Безопасной и эффективной альтернативой пероральной ферротерапии являются препараты железа для внутривенного введения. Современные внутривенные препараты железа являются более эффективными и безопасными, чем те, которые использовались 10-15 лет назад, поэтому могут быть реальной альтернативой пероральной ферротерапии (Muñoz M. et al, 2009; Lindgren S et al. , 2009).

Резистентность к внутривенной ферротерапии АБ может быть такой же высокой, как и при использовании пероральных препаратов железа (Krafft A. et al. , 2009). Наиболее эффективным современным методом лечения АБ является комбинированное применение эритропоэтина и внутривенных препаратов железа. Учитывая быстрые темпы прироста Hb, этот метод может быть использован при подготовке к родам беременных с анемией за 2–3 недели до предполагаемого срока родоразрешения.

Некоторые препараты железа можно вводить внутримышечно, однако внутримышечные инъекции болезненные, могут вызывать изменение цвета кожи и ассоциироваться с развитием саркомы ягодичной мышцы (Grasso P. et al., 1973 ; Greenberg G. et al., 1976). По мнению некоторых авторов (Auerbach M. et al., 2007) от внутримышечного введения препаратов железа следует отказаться.

Способствует устранению гипоксических состояний у беременных с различными формами анемий применение метода гипербарической оксигенации. Известно, что подавляющее большинство заболеваний ведёт к развитию гипоксических состояний или обусловлено кислородной недостаточностью. Кислород служит катализатором пластических процессов, ускоряет пролиферацию фибробластов и обладает бактерицидным действием. В настоящее время ГБО нашла широкое применение и в акушерской практике.

АНАЛИЗ:

Всего проанализировано 106 историй болезней беременных с ЖДА, проходивших лечение в Рязанский областной клинический перинатальный центр .

В группе А (N=85) женщины получали препараты железа для перорального применения (per os) (80,1%). Средний исходный уровень гемоглобина в данной группе составил 101,2 г/л.

В группе В (N=4) женщины получали препараты железа для парентерального применения (Внутримышечная инъекция) (3,77%). Средний исходный уровень гемоглобина в данной группе составил 81,31 г/л.

В группе С (N=11) женщины получали препараты железа для парентерального применения (внутривенная ферротерапии в/в) (10,37%). Средний исходный уровень гемоглобина в данной группе составил 100 г/л.

В группе D (N=6) женщины получали комбинированные препараты железа (per os и В/В) (5,66%). Средний исходный уровень гемоглобина в данной группе составил 100 г/л.

По полученным данным, наиболее эффективным было лечение беременных в группе С по сравнению с пациентками получавшими перорально препараты железа. Установлено, что при анемии средней тяжести необходима включать в лечение стимулятор гемопоэза эритропоэтин.

Комплексное современное лечение ЖДА у беременных и своевременное родоразрешение (оптимально- естественным путем) обеспечивает получение женщиной желаемого материнства. После родов противоанемическая терапия на фоне полноценного и разнообразного питания должно быть продолжена до излечения анемии. Отсутствие такой терапии может проводить к снижению иммунитета а значит и к развитию воспалительных заболеваний у матери, возникает при этом гипогалактия.

После выписки из роддома следует контролировать уровень гемоглобина и эритроцитов не реже, чем через каждые 3-4 недели.

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

**А.К. НИКОЛАЕВА, Н.С. ЖАРКОВ, Т.Н. РЫБАКОВА,
Д.В. ШИШКИНА,
А.А. СУПРЯГА**

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

Наркомания представляет огромную проблему для всего человечества в целом и для каждого человека в частности. Данное заболевание не только разрушает психику человека, но и наносит сокрушительный удар по репродуктивному здоровью. В настоящее время женщины составляют более 20% всех больных наркоманией в мире. Среди злоупотребляющих наркотиками есть как девочки-подростки, так и женщины чадородного возраста, а также беременные и кормящие. Чаще всего имеет место полисубстантный способ выбора наркотического вещества. Благодаря своей дешевизне (для получения одной дозы требуется всего 300 рублей) большое распространение приобретает употребление дезморфином. В соответствующей среде он получи название «крокодил». Особенно стремительное распространение данный наркотик получил начиная с 2005 года, заняв второе место после героина. Однако, употребление героином скорее всего вызывает у женщины репродуктивного возраста или девочки-подростка вторичную гипозэстрогенную аменорею. При употреблении дезморфином же нарушения менструальной функции не так выражены. Однако, 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 или девушка в дальнейшем показывают ту степень зрелости личности, при которой началось употребление. Ввиду этого беременные женщины-наркоманки (разумеется, если употребление не привело ко вторичной гипозэстрогенной аменорее), не заботятся о своём здоровье, не состоят на учёте в женской консультации, поэтому трудно прогнозировать и тем более предотвращать осложнения беременности и родов. В последнее время бедствием общества стало употребление так называемыми спайсами в том числе и беременными и кормящими женщинами.

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). ГБО – процедура с лечебным воздействием кислорода на организм.

Обследовано 36 беременных женщин, злоупотреблявших дезморфином (28 женщин – 77,78%) и героином (8 женщин – 22,22%) во время беременности. Справедливости ради следует отметить, что все героинозные наркоманки данной группы получали ранее лечение и на некоторое время прекращали злоупотребление. Во время этого «светлого промежутка» у больных не только восстанавливалась менструальная функция, но и наступала. Все женщины поступали в роддом при сроке беременности 32-35 недель с различными проявлениями фетоплацентарной недостаточности и синдромом задержки развития плода.

Все 28 (100%) женщин (группа А) злоупотребляли дезморфином на протяжении всей беременности вплоть до госпитализации, но, опасаясь за здоровье будущего ребёнка, планировали прекратить злоупотребление. 21 (75%) беременных являлись первородящими повторнородящими. 6 (25%) женщины являлись повторнородящими. Все 6 женщин вынашивали и рожали своих старших детей ещё до начала злоупотребления. Первородящие повторнородящие женщины имели в анамнезе 1-5 медицинских аборт. 26 (92,86%) страдали хроническим сальпингоофоритом; 20 (71,43%) отмечали ИППП; 14 (50%) имели в анамнезе черепно-мозговые травмы; 28% (100%) имели трофические нарушения нижних конечностей. Все 28 женщин являлись городскими жительницами, имели законченное среднее и среднеспециальное образование. Однако, постоянную работу имели только 5 (17,86%) пациенток.

В рамках лечения фетоплацентарной недостаточности женщинам проводилась соответствующая инфузионная терапия и ГБО (№ 8-15 по 1-3 курса до родов). Все женщины были родоразрешены 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 28 рожениц, у 1 (3,6%) было диагностировано развитие абстинентного синдрома. У остальных 96,4% 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.

Все 8 (100%) женщин (группа В) злоупотребляли героином на протяжении всей беременности (вдыхание). Все беременные являлись первородящими первообеременными. Имели в анамнезе НМЦ вплоть до вторичной аменореи, хронические сальпингофориты; отмечали ИППП; 5 (62,5%) имели в анамнезе черепномозговые травмы; Все 8 женщин являлись городскими жительницами. Имели законченное среднеспециальное и высшее образование. Все имели постоянную работу. В данной группе пациенток ГБО проводилось с 20 недель беременности, амбулаторно (№ 8-10, 3 курса вплоть до родов). Женщины были родоразрешены через естественный родовой путь. У 5 (62,5%) отмечалась слабость родовой деятельности, потребовавшая применения родостимуляции (средняя продолжительность родового акта составила 12 часов). У 4 (50%) детей были диагностированы симптомы ННА, однако перинатальных потерь не было. Женщинам рекомендовано пройти курс лечения. Интересно отметить, что в данной группе не было диагностировано такого состояния как гипотрофия плода. Средний вес детей в данной группе составил 3600,0 $\pm$ 0,3 кг.

Разумеется, применение ГБО не исключает полностью отрицательных последствий для новорожденного от злоупотребления женщиной дезморфином и героином во время беременности. Однако, данный подход обеспечивает роженицам ещё один шанс на счастливое материнство и как следствие отказе от злоупотребления.

СЕГМЕНТАЦИЯ ФОНОКАРДИОСИГНАЛА НА ОСНОВЕ ВЕЙВЛЕТ-ПРЕОБРАЗОВАНИЕ

В.М. АЕД, Л.Т. СУШКОВА

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

Фонокардиосигнал (ФКС) несёт в себе информацию о вибрациях или звуковых сигналах, связанных с сократительной активностью

сердца и системы кровеносных сосудов и является записью сигнала звуков сердца [1]. Одним из этапов обработки ФКС является его сегментация, обеспечивающая повышение информативности и достоверности диагностической информации о состоянии сердечно-сосудистой системы.

Сегментация может осуществляться вручную (является надежным, но трудоемким способом, особенно если это касается большого объема обрабатываемой информации) или автоматически [2]. На практике при анализе конкретного сигнала возникает необходимость выбора алгоритма, наиболее подходящего для сегментации его основных элементов.

В данной работе предлагается алгоритм идентификации и сегментации первого звука сердца (S1) на основе вейвлет-преобразования (ВП) и энергии Шенонна.

Широкое распространение ВП получило благодаря своим уникальным свойствам, позволяющим исследовать особенности сигналов не только в частотном, но и во временном диапазоне.

С помощью ВП выполняется восстановление сигнала по различным составляющим вейвлет-представления: аппроксимация (грубая оценка) и детализация (более точная оценка). Применение этого метода для анализа ФКГ является удобным инструментом для выявления характерных областей сигнала при оценке тех или иных патологий [3].

В алгоритме используется детализирующие и аппроксимирующие коэффициенты исходного сигнала ФКС для его фильтрации. Эти коэффициенты были получены с помощью разложения и реконструкции на каждой полосе частот сигнала.

Описанный в этой работе алгоритм сегментации позволяет определить начало и конец каждого сердечного цикла. Алгоритм разделения зависит в первую очередь, от обнаружения нормированного среднего энергии Шеннона и выбора порога для идентификации начала и конца тонов сердца S1 и S2.

Методология

В работе [3], показано, что ФКС $S(N)$ может быть смоделирован как

$$S(n) = F(n) + O(n) = F(n) + C(n) + N(n), (1)$$

где $F(n)$ основные звуковые компоненты работы сердца S1 и S2;

$O(n)$ другие звуки, которые могут быть разложены на $C(n)$ - другие звуковые компоненты и $N(n)$, шумовая компонента.

Процедура идентификации звуков сердце осуществляется в два этапа.

Первый этап состоит в выделении $F(n)$ запуском сигнала с помощью адаптивного подуровня модуля отслеживания [3]. Этот модуль основан на повторяющийся процесс, включающий фильтрацию с использованием ВП. Используется вейвлет Добеши 4-го порядка (DB4) и 7 уровней разложения. Коэффициенты аппроксимации и детализации пропускаются через обработку методом адаптивного порога. Порог в J-уровне в течение k-итерации определяется как

$$Th_{j,k} = |Mean_{j,k}| + f_{j,k} * Std_{j,k}(2)$$

где $Mean_{j,k}$ среднее значение коэффициентов; $f_{j,k}$ фактор регулировки; и $Std_{j,k}$ стандартное отклонение коэффициентов для данного уровня и итерации.

Решение о наличии S1 и S2 принимается в том случае, если значение решающей функции (1) превышает соответствующий порог (коэффициенты $> Th_{j,k}$), а если (коэффициенты $< Th_{j,k}$) то принимается решение о повторном осуществлении ВП.

Второй этап заключается в определении S1 и S2 на основе физиологических свойств. Для проверки наличия пиков энергии, оценивается продолжительность звуков и временной интервал между звуками, а также величина пиковой энергии звуков. Для идентификации S1 и S2 используются следующие критерии [4].

1) Все звуки должны быть в интервале между 30мс. и 250мс. Это относится как для здоровых, так и больных. Любые звуки за пределами этого диапазона отбрасываются для дальнейшей обработки.

2) Если интервал времени между двумя звуками, меньше, чем 50мс, то это означает, что звук был разделен. При этом звук с наибольшей энергией хранится для дальнейшей обработки, а другой отбрасывается.

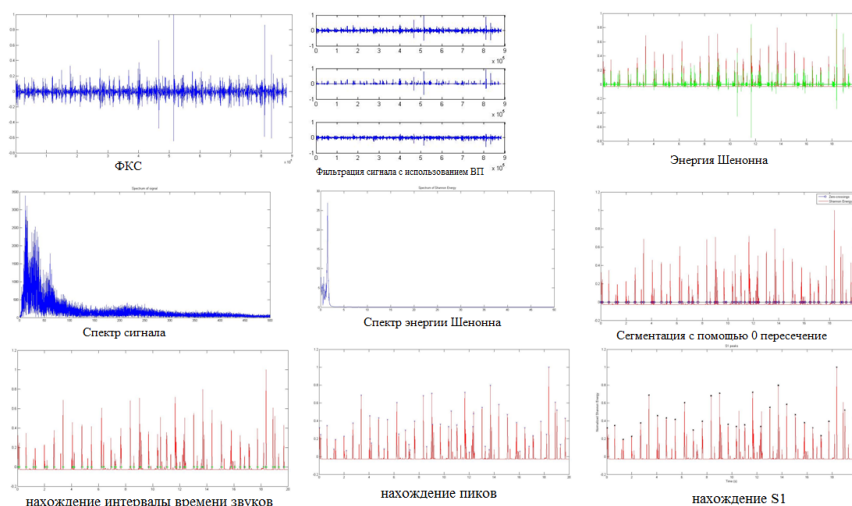
3) При осуществлении аускультация на вершине (5-ое межреберье), энергия и длина S1, как правило, больше, чем S2. Для аускультации в аорты или легочной области энергия S2 больше S1.

Алгоритм сегментация

для сегментации основных элементов ФКС используется следующая последовательность операций:

- Запуск сигнала и его нормализация;
- Определение порога и фильтрация сигнала с использованием ВП;
- Распечатка сигнал после фильтрации;
- Оценка нормированного среднего энергии Шеннона;
- Распечатка графика значения энергии;
- Распечатка графика спектр энергии;
- Сегментация с помощью 0 пересечение
- График сегментации с помощью 0 пересечение;

Оценка интервалов времени для звуков и построения графика; Оценка пиков звуков



Обнаружения S1.

Конец.

Результаты исследования алгоритма представлены на рисунке 1.

Здесь представлены: исходной ФКС; результат фильтрации ФКС с помощью ВП; энергия Шеннона; спектр ФКС; спектр энергии Шеннона; сегментация с помощью 0 пересечений; результат нахождения интервалов времени звуков; результат нахождения пиков и результат распознавания (выделения) полезной компоненты ФКС-S1.

Рис.1. Результаты исследования алгоритма

Вывод

Предлагаемый алгоритм, используемый в этой работе, способен отделить фундаментального тон сердца S1, для чего S1 аускультация должна быть сделана на вершине (5-ое межреберье), S1 должен быть шире и выше, чем S2. В аорты или легочных позиций S2 будет выше, чем S1.

Предлагается использование фильтрации на основе ВП, использование адаптивного порога, энергии Шеннона, и физиологических факторов, чтобы правильно сегментировать ФКС и определить S1 звуки. Предварительные результаты исследования показывают, что такой алгоритм позволяет выделить S1 звуки из других компонентов ФКС.

Библиографический список

1. Рангайан Р.М. Анализ биомедицинских сигналов. практический подход / Пер. с англ. под ред. А.П. Немирко. – М.: ФИЗМАТЛИТ, 2007. – 440 с.
2. Дремин И.М. Вейвлеты и их использование / И.М. Дремин, О.В. Иванов, // Успехи физических наук. – 2001. – Т. 171. – №5. – С. 465–500.
3. P. Wang, Y. Kim, L. H. Ling, and C. B. Soh, "First heart sound detection for phonocardiogram segmentation," in Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology - Proceedings, Shanghai, 2005, pp. 5519-5522.
4. D. Kumar, P. Carvalho, M. Antunes, P. Gil, "A new algorithm for detection of S1 and S2 heart sounds," in ICASSP, IEEE International Conference on Acoustics, Speech and Signal Processing - Proceedings, Toulouse, 2006.

АНАЛИЗ СТЕПЕННОГО КРИТЕРИЯ ОЦЕНКИ РЕГУЛИРОВАНИЯ

А.А. КОРОБОВ, Е.И ГЛИНКИН

«Тамбовский государственный технический университет»

Автоматизация микропроцессорных средств и компьютерных анализаторов медицинского назначения ограничена стандартными законами ПИД-регулирования, требующими трудоемкое аппаратное управление оператором коэффициентов оптимизации законов в адаптивном диапазоне аналитического контроля. Это нивелирует гибкость архитектуры, универсальность математического обеспечения и эффективность метрологических средств интеллектуальных приборов, ограничивая их до уровня жесткой структуры с фиксированной градуировкой примитивных тестеров с регламентированной точностью стандартных измерений в узком диапазоне регулирования.

Цель: изучить эффективность стандартного и степенного критерия оценки регулирования.

Задачи:

1. Провести анализ степенных критериев для выбора наиболее эффективного.

2. Проанализировать эффективность симметричного критерия.

Относительная погрешность при стандартном критерии находится по формуле:

$$\varepsilon_1 = \frac{E - U}{E} \quad (1)$$

Отношение случайных измерений ХСГ к нормированному по симметрии эквиваленту ХСА, что соответствует для двух измерений сигналов Е и U выражению

$$\varepsilon_2 = 1 - \frac{\sqrt{EU}}{\frac{1}{2}(E+U)} \quad (2)$$

Алгоритм вычисления погрешности прецизионного критерия вычисляется как квадрат отношения случайных измерений ХСГ к нормированному по симметрии эквиваленту ХСА:

$$\varepsilon_3 = 1 - \left(\frac{X_{CG}}{X_{CA}} \right)^2 = \frac{X_{CA}^2 - X_{CG}^2}{X_{CA}^2},$$

Средние геометрическая и арифметическая оценки находят по формулам:

$$X_{CG} = \sqrt[n]{\prod_{j=1}^n U_j} = \sqrt{EU} \quad (3a)$$

т.к. для двух переменных $n = 2$;

$$X_{CA} = \frac{1}{n} \sum_{j=1}^n U_j = \frac{1}{2}(E+U) \quad (3б)$$

После преобразований (2) получаем, что алгоритмом оценки прецизионной погрешности служит квадрат отношения:

$$\varepsilon_3 = \left(\frac{E-U}{E+U} \right)^2 \quad (4)$$

Построим амплитудно-временные характеристики для выбора оптимального критерия ε_i (4) с i -ми значениями ($i = 1, 10$) степени.

На рис. 1 показаны графики амплитудно-временных характеристик регулирования для степенных критериев при i от 1 до 10.

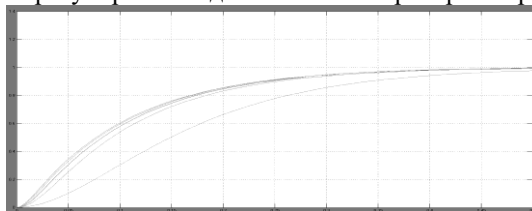


Рис.1. Сравнение прецизионных критериев с разными степенями

Качественный анализ рис.1. показывает повышение эффективности регулирования справа налево по увеличению степени АВХ. Как видно из графиков, чем выше значение степени, тем меньше время выхода на режим.

Построим график погрешности для количественной оценки критериев (рис.2).

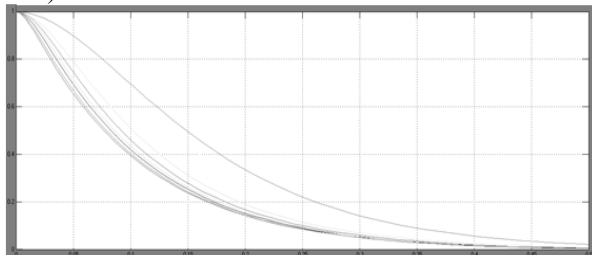


Рис.2. Погрешности степенных и прецизионного критериев

Для количественного анализа зафиксируем значение $t = 0.2$ и оценим значение погрешности E_i при фиксированном времени (табл.1):

1. Погрешность

Регулирование (время= 0.2)	Погрешность E_i :
Степенное (i=1)	0,32
Степенное (i=2)	0.19
Степенное (i=3)	0.18
Степенное (i=4)	0.175
Степенное (i=5)	0.171
Степенное (i=6)	0.168
Степенное (i=7)	0.164
Степенное (i=8)	0.161
Степенное (i=9)	0.157
Степенное (i=10)	0.15

Исходя из табл. 1, делаем вывод, что по погрешности степенное регулирование эффективнее в 2,1 раза при $i=10$, и в 1,7 раза при $i=3$.

Для анализа оперативности зафиксируем уровень 0,2 погрешности и оценим текущее значение времени (табл.2):

2. Оперативность

Регулирование (погрешность= 0.1)	Значение t , с
Степенное (i=1)	0,33
Степенное (i=2)	0,245
Степенное (i=3)	0,241
Степенное (i=4)	0,239
Степенное (i=5)	0,237
Степенное (i=6)	0,235
Степенное (i=7)	0,233

Степенное (i=8)	0,231
Степенное (i=9)	0,229
Степенное (i=10)	0,227

Анализ оперативности показывает, что прецизионный критерий при $i=10$ эффективнее критерия при $i=1$ в 1,45 раза, и эффективнее критерия при $i=3$ в 1,36 раза.

Выводы

1. Анализ степенных критериев показывает наибольшую эффективность по погрешности (в 2,3 раза) и времени выхода на режим (в 3 раза) соответственно с увеличением степени.

2. Доказана высокая эффективность симметричного критерия с гибким регулированием в адаптивном диапазоне автоматического контроля за счет оптимизации относительной погрешности и нелинейности к нормируемым эквивалентам, соответствующим нулевой и единичной мере, согласно аналитическим закономерностям оптимизации.

Библиографический список

1. Глинкин Е.И. Техника творчества: Монография. - Тамбов: Издательство ТГТУ, 2010. – 168 с.
2. Коробов А.А., Глинкин Е.И. Меры оценки регулирования температуры. - Комплексные проблемы техносферной безопасности: материалы Междунар. науч. - практ. конф. Воронеж: ФГБОУ ВПО «Воронежский государственный технический университет», 2014. Ч.1. 254 с.

ОЦЕНКА УРОВНЯ СТРЕССА НА ОСНОВЕ ДЛИТЕЛЬНОГО МОНИТОРИНГА ЧАСТОТЫ СЕРДЕЧНЫХ СОКРАЩЕНИЙ

Т.А. КЛИШКОВСКАЯ

Санкт-Петербургский государственный электротехнический университет «ЛЭТИ» имени В. И. Ульянова (Ленина)

Современный ритм жизни заставляет людей испытывать большие физические и эмоциональные нагрузки, что серьезно сказывается на психофизиологическом состоянии человека. Такое определение как «стресс» прочно и надежно вошло в нашу повседневность. В состоянии стресса одними из первых страдают нервная и сердечно-сосудистая система организма, что может привести к развитию самых разнообразных заболеваний. Поэтому своевременная диагностика подобных патологических состояний, позволяющая

выявить негативные изменения на самых ранних этапах и предпринять соответствующие меры, является крайне актуальной задачей.

В настоящее время большое распространение получают разработки мобильных устройств, способных регистрировать физиологические сигналы: электрокардиограмму (ЭКГ) и пульсовую волну, причем чаще всего они выполняются в виде браслетов. Фирмы, занимающиеся такими разработками, широко представлены и на российском рынке, это Polar, Rooti Labs, Jawbone, Healbe и др. Например, браслет UP3 фирмы Jawbone имеет встроенный биоимпедансный датчик для отслеживания частоты сердечных сокращений (ЧСС), биодатчик WMe2 компании Rooti Labs регистрирует сигнал ЭКГ, а спортивный браслет Polar Loop использует для расчета ЧСС сигнал пульсовой волны.

Данные устройства позволяют получить большие массивы данных ЧСС в течение длительных промежутков времени. Обработка таких массивов данных для оценки текущего психофизиологического состояния человека требует создания соответствующих алгоритмов. Поэтому целью, поставленной в данной работе, стала разработка программного модуля в среде MATLAB, способного осуществить оценку психофизиологического состояния человека по данным частоты сердечных сокращений.

На данный момент определение variability сердечного ритма (BCR) признано наиболее информативным неинвазивным методом оценки вегетативной регуляции сердечного ритма. Для здоровых людей в состоянии покоя характерно непостоянство интервалов между кардиоциклами в пределах некоторой средней величины и наличие синусовой или дыхательной аритмии. В программной среде MATLAB был разработан программный модуль для оценки основных параметров BCR. Для удобства использовалась выборка из последовательности кардиоинтервалов, полученных как разница между смежными QRS комплексами, так как R-зубец можно выделить из ЭКГ сигнала наиболее простым и надежным способом.

Среди основных показателей оценки BCR во временной области были использованы: математическое ожидание (M), среднеквадратическое отклонение (СКО), мода распределения (M_0), амплитуда моды, вариационный размах и индекс напряженности Баевского (ИНБ). Математическое ожидание дает возможность оценить уровень гуморального канала регуляции ритма [1]. Мода отражает уровень долговременной адаптации системы кровообращения. При стационарных процессах мода обычно совпадает с математическим ожиданием, разницы между этими двумя величинами говорит наличии

в организме переходных процессов. Индекс напряжения Баевского (ИНБ) или стресс-индекс (СИ) у физически развитых взрослых людей составляет 80-140 единиц. Чем выше этот показатель, тем сильнее уровень стресса. ИНБ может повышаться и у людей в состоянии тревожности, даже если причина тревоги не осознается и может являться достаточно надежным объективным показателем эффективности психотерапии тревожных состояний.

При использовании спектральных методов анализа были вычислены следующие параметры: общая мощность спектра (TP), мощность волн высокой частоты (HF) и низкой частоты (LF), коэффициента вагосимпатического взаимодействия (LF/HF), относительное значение мощности волн высокой (HF%) и низкой (LF) частоты. HF отражает активность парасимпатического кардиоингибиторного центра продолговатого мозга [2]. LF отражает активность симпатических центров продолговатого мозга (кардиостимулирующего и вазоконстрикторного).

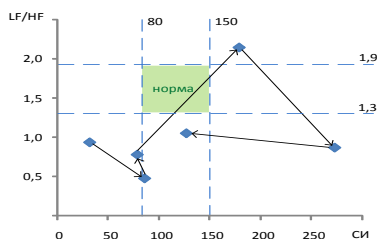
Также была применена визуальная оценка ВСР по гистограмме и скаттерограмме. В норме гистограмма по виду близка к кривой распределения Гаусса; ассиметрия формы говорит о наличии нарушения стационарности процесса регуляции ритма сердца и наблюдается при переходных состояниях. Распределение на скаттерограмме в норме напоминает эллипс, вытянутый вдоль биссектрисы.

Для анализа параметров ВСР использовались данные испытуемого, полученные в течение шести последовательных дней в период с 11 до 24 часов. Значения средней ЧСС лежали в диапазоне 65 – 90 уд./мин., что является нормальным показателем. В рассматриваемом случае индекс напряженности большей частью не превышает значения 150. Можно отметить снижение ИНБ к вечернему времени, после 9 часов вечера его значение не превышает 100. В норме ИНБ колеблется в пределах 80-150 условных единиц. Этот показатель чрезвычайно чувствителен к усилению тонуса симпатической нервной системы. Небольшая нагрузка (физическая или эмоциональная) увеличивает ИНБ в 1,5-2 раза. При значительных нагрузках он растет в 5-10 раз. Можно отметить некоторые колебания среднего значения ИНБ в течение недели, при этом можно говорить об устойчивом уменьшении данного показателя во время выходных.

Стресс индекс обратно пропорционально связан со стандартным отклонением ВСР, т.е показывает «узость» гистограммы распределения RR-интервалов. Сужение этой гистограммы до определённых значений является свидетельством напряжения организма, ухудшения состояния

или стресса. Косвенно, снижение этого показателя также показывает снижение общей мощности спектра ВСП. Следующим параметром, на который идет опора при оценке психофизического состояния организма, является индекс вагосимпатического взаимодействия LF/HF. В рассматриваемом случае LF/HF не превышает 3. Также можно отметить устойчивость значения показателя LF/HF в течение дня. В течение недели значения среднего LF/HF имели устойчивую тенденцию к росту.

На рис. 1 представлен пример анализа индекса напряженности и показателя LF/HF для средних ежедневных значений на фазовой плоскости. По показателю индекса напряженности испытуемый подходил к границе нормы на 4-й день. При этом с точки оценки вегетативного баланса пять дней (начиная с первого) прошли с преобладанием парасимпатических влияний, что может быть обусловлено большей физической активностью, по сравнению с выходным днём. Состояние 6-го дня можно охарактеризовать как усталость.



Средние значения за дни исследования индекса напряженности и показателя LF/HF на фазовой плоскости.

В ходе работы в программной среде MATLAB был реализован алгоритм оценки психофизиологического состояния по ЧСС. В качестве основных параметров для этой оценки использовались ЧСС, LF/HF и стресс-индекс. Если ЧСС пользователя значительно выходит за границы нормы, то требуется дать ему соответствующие инструкции вплоть до требования немедленного обращения к врачу. Для оценки стресса совместно оцениваются стресс-индекс и показатель LF/HF. Состояние человека можно описать с позиций его готовности к деятельности (активность) и способности к перенастройке на другой вид деятельности (адаптивность). Активность характеризуется стресс-индексом и его изменением: если стресс-индекс увеличивается, то можно говорить о тенденции к напряжению, если уменьшается, то к расслаблению. Адаптивность характеризуется показателем LF/HF и его

изменением: если LF/HF увеличивается, то можно говорить о тенденции к устойчивому (хроническому) состоянию, если уменьшается, то к неустойчивому.

Библиографический список

1. Михайлов В.М. Вариабельность сердечного ритма. Опыт практического применения метода. Иваново, 2000. 200с
2. Курьянова Е. В. Вегетативная регуляция сердечного ритма: результаты и перспективы исследований : монография / Е. В. Курьянова. – 2-е изд., испр. и доп. Астрахань : Издательский дом «Астраханский университет», 2011. 139 с.

СЖАТИЕ МНОГОМЕРНЫХ ВРЕМЕННЫХ РЯДОВ ГРАФОВЫМИ МЕТОДАМИ

М.П. БУЛАЕВ, Н.В. ДОРОШИНА, А.Н.КАБАНОВ

«Рязанский государственный медицинский университет им. акад.
И.П.Павлова»

Рязанский государственный радиотехнический университет

В задачах медицинских исследований часто наблюдение за больными имеет кратковременный характер.

Например, наблюдение за шестью показаниями одного больного течением времени может быть представлено следующей таблицей.

	t1	t2	t3	t4	t5	t6	t7	t8	t9	t10
n1	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
n2	1,2	2,2	3,2	4,2	5,2	6,2	7,2	8,2	9,2	10,2
n3	1,3	2,3	3,3	4,3	5,3	6,3	7,3	8,3	9,3	10,3
n4	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15
n5	6,2	7,2	8,2	9,2	10,2	11,2	12,2	13,2	14,2	15,2
n6	6,3	7,3	8,3	9,3	10,3	11,3	12,3	13,3	14,3	15,3

Данное наблюдение имеет вид многомерного временного ряда. Такое представление данных не является наглядным, анализ их является затруднительным, требует некоторого времени, поэтому задача сжатия первичной информации без существенной потери точности является актуальной.

Корреляционный метод сжатия временных рядов требует более длительных интервалов наблюдений.

Предлагается алгоритм сжатия кратковременных многомерных данных с помощью кластерного подхода, основанного на теории графов.

1). Разбиваем ряд на однородные группы – кластеры. Задачу кластеризации можно осуществить с помощью построения кратчайшего остоного дерева (распространение метода Тьюки на многомерный случай [1]) в MS Excel. Кластеризация данных необходима для того, чтобы для каждого кластера, например, выработать свою тактику лечения.

По заданному графу заполняется матрица весов $W(N, N)$. Веса несуществующих ребер предполагаются сколь угодно большими. Образуется массив $P(N)$ меток вершин графа (столбцов матрицы весов). Алгоритм решения задачи заключается в последовательном заполнении массива меток столбцов и состоит из следующих этапов.

Предварительный этап. Обнуляется массив $P(N)$ меток столбцов таблицы. Произвольно выбранному столбцу присваивается значение метки, равной его номеру.

Этап, повторяющийся $N-1$ раз (общий этап). В строках, номера которых равны номерам помеченных столбцов, находится минимальный элемент среди элементов непомеченных столбцов. Столбец, в котором находится минимальный элемент, помечается меткой, номер которой равен номеру его строки. В случае, если минимальных элементов несколько, то выбирается любой. После того, как будет помечен очередной столбец, элементу, симметричному относительно главной диагонали (для многомерного графа - с "транспонированными индексами"), присваивается сколь угодно большое значение.

Заключительный этап. Ребра, включенные в минимальное остоное дерево, определяются по меткам столбцов. Вес остоного дерева задается суммой весов входящих в него ребер.

Кластеризацию данных также можно осуществить с помощью аналитической платформы Deductor (раздел «Кластеризация»). Результатом в примере будет разбиение на два класса – n_1, n_2, n_3 и n_4, n_5, n_6 , что и видно при первичном визуальном анализе данных.

2). Поиск главных компонент каждой группы – непосредственное сжатие данных. Это достигается снижением размерности исходных данных с помощью нейросетевого алгоритма. Т.е., ищем процессы, которые являются главными и содержат основную информацию о больном. Эта задача решается в MS Excel с помощью матричного метода, позволяющего вернуться к исходным данным.

Левые части обозначим:

$$\begin{cases} y_1 = a_{11}x_1 + a_{12}x_2 + \dots + a_{1n}x_n; \\ \dots\dots\dots ; \\ y_m = a_{m1}x_1 + a_{m2}x_2 + \dots + a_{mn}x_n; \end{cases}$$

$$\bar{y}_i = \frac{y_{i\min} + y_{i\max}}{2} \text{ — среднее значение.}$$
$$\begin{cases} \bar{y}_1 = a_{11}\bar{x}_1 + \dots + a_{1n}\bar{x}_n; \\ \dots\dots\dots; \\ \bar{y}_m = a_{m1}\bar{x}_1 + \dots + a_{mn}\bar{x}_n. \end{cases}$$

$$\vec{y}_{cp} = \overline{A} \cdot \vec{x}_{cp};$$

$$\vec{x}_{cp} = \left(\vec{A}^T \cdot \vec{A} \right)^{-1} \cdot \vec{A}^T \cdot \vec{y}_{cp} \quad [1].$$

Библиографический список

Математические методы обработки и интерпретации результатов тестовых экспериментов. Практикум/РГМУ: сост. Булаев М.П., Дорошина Н.В., Кабанов А.Н. Рязань, РГМУ, 2005. – 31 с.

ПРИМЕНЕНИЕ КРИТЕРИЯ ХИ – КВАДРАТ ПИРСОНА В МЕДИЦИНСКИХ ИССЛЕДОВАНИЯХ

М.Н. ДМИТРИЕВА

«Рязанский государственный медицинский университет
им. акад. И.П.Павлова»

В медицинских исследованиях данные, полученные опытным путем, подвергаются статистической обработке. Зачастую при этом

требуется применение непараметрических методов. Рассмотрим пример проверки статистической гипотезы с использованием критерия χ^2 – квадрат Пирсона.

Имеются данные исследования 102 студентов первого курса на предмет их вакцинации от гриппа и их заболеваемости за 2014 год. Необходимо установить, существенно ли различается число заболевших гриппом, привитых от числа заболевших гриппом без прививки. То есть зависит ли количество заболевших от того, прививались ли обследуемые от гриппа или нет. Представим данные в таблице сопряженности:

Случаи заболевания гриппом	Прививались от гриппа	Не прививались от гриппа	Итого
Есть	25	15	40
Нет	28	34	62
Общее число	53	49	102

Проверим статистическую гипотезу: H_0 : нет различия доли заболевших в группах привившихся и не привившихся. H_1 : есть различия доли заболевших в этих группах.

Рассчитаем непараметрический критерий χ^2 – квадрат Пирсона

для 2-х групп по формуле $\chi^2 = \sum \left(\frac{|H - O| - \frac{1}{2}}{O} \right)^2 = 2,27$.

Сравним полученную величину с критическим значением критерия, найденным по таблице распределения χ^2 – квадрата с одной степенью свободы.

Вывод: полученное значение уровня значимости $p = 0,13$ (больше 0,1), значит, нет оснований отвергать H_0 , т.е. нет существенных различий долей заболевших между группами привитых и непривитых в этом эксперименте. Следовательно, требуется дополнительное исследование этого вопроса, поскольку нет приоритета между группами.

Подобные результаты нередко встречаются в медицинской практике, и являются посылом для дальнейших исследований.

ПРИМЕНЕНИЕ ДИСКРИМИНАНТНОГО АНАЛИЗА В МЕДИКО-БИОЛОГИЧЕСКИХ ЗАДАЧАХ

И.С. МАРКОВА

«Рязанский государственный медицинский университет

им. акад. И.П.Павлова»

В медицинской практике часто встречаются задачи, в которых необходимо разделить некоторые объекты или явления на однородные

группы (классы) при наличии совокупности свойств, описывающих эти объекты. Такие задачи называются задачами классификации и разделяются на две группы:

Определение принадлежности объекта к одной из групп, которые заданы обучающими выборками (дискриминантный анализ).

Разбиение множества объектов на однородные группы при отсутствии обучающих выборок (кластерный анализ).

Очень часто важной сопутствующей задачей является определение минимального информативного подмножества, описывающих объект переменных, достаточного для разделения объектов на однородные группы. К задачам классификации относится, например, установление диагноза по результатам анализа и обследования (дискриминантный анализ), а также выявление групп больных, которые можно считать однородными по совокупности их индивидуальных особенностей (включая течение болезни и процесс лечения), что позволит лучше подбирать курс лечения (кластерный анализ). В данной статье рассматриваемся дискриминантный анализ [2].

Дискриминантный анализ позволяет изучать различия между двумя или более группами объектов по нескольким переменным одновременно. Каждая группа объектов называется классом. Классы рассматриваются как значения некоторой классифицирующей переменной, измеренной по шкале наименований. Если классифицирующая переменная зависит от дискриминантных, то в этом случае дискриминантный анализ является аналогом многофакторного регрессионного анализа, когда отклик измеряется по шкале наименований. Например, дискриминантные переменные описывают состояние больного и метод лечения, а переменная, классифицирующая показатель вида: выздоровел – не выздоровел. В случае, когда дискриминантные переменные зависят от классифицирующей, то есть принадлежность объекта к определенному классу вызывает изменения одновременно в нескольких переменных, дискриминантный анализ является аналогом обобщенного многомерного дисперсионного анализа. Например, классифицирующая переменная – заболевания, а дискриминантные переменные, на основании которых нужно поставить диагноз, характеризуют состояние больного.

В дискриминантном анализе различают две задачи: интерпретации и классификации. Задача интерпретации – определение количества, значимости дискриминантных функций и их значений для объяснения различий между классами. Задача классификации – определение класса, к которому принадлежит новый объект. В дискриминантном анализе, в отличие от кластерного, имеется

обучающая выборка, в которой известно, к каким классам относятся объекты. По обучающей выборке необходимо выстроить правила, которые в дальнейшем позволят определять, к какому классу относятся новые объекты.

Дискриминантный анализ предназначен для изучения различий между двумя и более группами объектов одновременно по нескольким описывающим их переменным. Он позволяет по обучающей выборке получить правила (формулы), по которым определяют принадлежность объекта к определенной группе [1].

Наиболее распространенным (простым для решения) является случай двух классов.

Есть два класса, объекты характеризуют p переменными. Для первого класса сформирована выборка X , объемом n_1 , для второго – Y объемом n_2 .

1. Рассчитывают средние значения по каждой переменной для каждой выборки (класса):

$$\bar{x}_j = \frac{1}{n_1} \sum_{i=1}^{n_1} x_{ij} \quad \text{и} \quad \bar{y}_j = \frac{1}{n_2} \sum_{i=1}^{n_2} y_{ij}$$

2. Определяют оценки ковариационных матриц для каждого класса S_x и S_y .

$$s_{kj}(x) = \frac{1}{n_1} \sum_{i=1}^{n_1} (x_{ij} - \bar{x}_j)(x_{ik} - \bar{x}_k) \quad \text{и} \quad s_{kj}(y) = \frac{1}{n_2} \sum_{i=1}^{n_2} (y_{ij} - \bar{y}_j)(y_{ik} - \bar{y}_k)$$

3. Рассчитывают несмещенную оценку объединенной ковариационной матрицы:

$$S = \frac{1}{n_1 + n_2 - 2} (n_1 S_x + n_2 S_y)$$

4. Находят матрицу S^{-1} обратную S .

5. Рассчитывают вектор оценок коэффициентов дискриминантной функции $A = S^{-1}(\bar{X} - \bar{Y})$.

6. Определяют оценки векторов дискриминантных функций для исходных переменных $U_x = XA$ и $U_y = YA$.

7. Вычисляют средние значения оценок дискриминантных функций:

$$\bar{u}_x = \frac{1}{n_1} \sum_{i=1}^{n_1} u_{xi} \quad \text{и} \quad \bar{u}_y = \frac{1}{n_2} \sum_{i=1}^{n_2} u_{yi}$$

8. Определяют дискриминантную константу $C = 1/2(\bar{u}_x + \bar{u}_y)$.

В связи с отсутствием в Excel средств дискриминантного анализа, требуется набор программ, которые можно ввести в рабочую книгу. Следует иметь в виду, что полноценный дискриминантный анализ требует программы достаточно большого размера и сложности

[1]. В связи с этим в рамках данной статьи рассматривается программа с ограниченным числом вычисляемых характеристик.

Допустим, у нас есть две выборки больных, которым проводили одинаковое лечение. Для пациентов первой группы лечение было успешным, для второй – неэффективным. Имеются данные по результатам проведенных анализов. При поступлении нового больного желательно до начала курса лечения знать, будет оно успешным или нет. Результаты представлены в таблицах, где:

X – результаты анализов пациентов, для которых лечение было успешным;

Y – результаты анализов пациентов, для которых лечение было неэффективным.

X		
200,4	14,2	25
224,2	18,3	24
140,1	12,8	20,7
155,7	14,3	27,4
163,9	11,1	15,3

Y		
45,5	3,1	13,4
31,1	6,2	8,2
63,7	5,3	12,6
40,5	6,1	12,6
69	5,3	11,5

Результаты анализов пациента, для которого необходимо определить к какому из классов он относится:

65,3	8,2	14,2
------	-----	------

После выполнения программы, получены следующие результаты:

Результаты дискриминантного анализа

Значение константы = 27,91432

Среднее значение дискриминантной функции = 19,86703

Анализируемый объект принадлежит ко 2-й совокупности объектов

Мы видим, что пациент принадлежит ко второй совокупности. Исходя из условий задачи, это означает, что для данного пациента лечение будет неэффективным.

Библиографический список

1. Лапач С.Н., Чубенко А.В., Бабич П.Н. Статистические методы в медико-биологических исследованиях с использованием Excel. – 2-е изд., перераб. и доп. - К: МОРИОН, 2001. - 408 с.
2. Ким О. Дж., Мьюллер Ч.У., Клекка У.Р. Факторный, дискриминантный и кластерный анализ: Пер. с англ. – М.: Финансы и статистика, 1989. – 215 с.

ОЦЕНКИ ПОКАЗАТЕЛЕЙ ОПИСАТЕЛЬНОЙ СТАТИСТИКИ

М.П. БУЛАЕВ, Е.В. ПРОХОРОВА

«Рязанский государственный медицинский университет

им. акад. И.П.Павлова»

Статистическая информация является совокупность данных, для оценки которых используются разнообразные показатели описательной статистики.

Режим «Описательная статистика» служит для генерации одномерного статистического отчета по основным показателям положения, разброса и асимметрии выборочной совокупности. В диалоговом окне этого режима задаются следующие параметры:

1. Входной интервал; 2. Группирование; 3. Метки в первой строке/Метки в первом столбце; 4. Выходной интервал/Новый рабочий лист/Новая рабочая книга; 5. Итоговая статистика – устанавливается в активное состояние, если в выходном диапазоне необходимо получить по одному полю для каждого из следующих показателей описательной статистики: средняя арифметическая выборки ($\bar{x}$), средняя ошибка

выборки ($\mu_{\tilde{x}}$), медиана (Me), мода (Mo), оценка стандартного отклонения по выборке (σ), оценка дисперсии по выборке (D), оценка эксцесса по выборке (ЕК), оценка коэффициента асимметрии по выборке (АК), размах вариации выборки (R), минимальный и максимальный элементы выборки, сумма элементов выборки, количество элементов в выборке, k-й наибольший и k-й наименьший элементы выборки, предельная ошибка выборки ($\Delta \tilde{x}$); 6. Уровень надежности (например, значение уровня надежности 95 % равносильно доверительной вероятности $\gamma = 0,95$ или уровню значимости $\alpha = 0,05$); 7. K-й наибольший. Если $k = 1$, то строка будет содержать максимальное значение элемента выборки; 8. K-й наименьший. Если $k = 1$, то строка будет содержать минимальное значение элемента выборки.

В рассмотренной ниже задаче на рабочем листе Microsoft Excel сформирована таблица, отражающая условную стоимость лечения заболевания ОРЗ в некоторых городах Рязанской области (рис. 1). Были рассчитаны основные показатели описательной статистики и сделаны соответствующие выводы. Значения параметров, установленных в одноименном диалоговом окне представлены и показатели, рассчитанные в данном режиме отображены на рис. 2 (результаты округлены до двух значащих цифр).

Стоимость лечения заболевания ОРЗ	
Города	Стоимости(руб)
Ряжск	389,04
Рязань	417,78
Касимов	394
Михайлов	371,96
Захарово	525,96
Старожилово	405,12
Тума	419,52
Спасск	401,93
Скопин	418,97

Рис. 1

На основании проведенного выборочного обследования и рассчитанных по данной выборке показателей описательной статистики с уровнем доверительной вероятности 95% можно считать, что средняя стоимость лечения заболевания ОРЗ в целом по всем городам Рязанской области находилась в пределах от 382,11 до 449,95 руб.

Описательная статистика		Результаты	
Входные данные		Среднее	416,03
Выходной интервал:		Стандартная ошибка	14,71
Группирование:		Медиана	405,12
☐ по столбцам ☐ по строкам		Мода	#N/D
☐ Метки в первой строке		Стандартное отклонение	44,13
Параметры вывода		Дисперсия выборки	1947,78
☒ Выходной интервал:		Экссесс	6,06
☐ Новый рабочий лист:		Асимметричность	2,26
☐ Новая рабочая книга:		Интервал	154,00
☒ итоговая статистика		Минимум	371,96
☒ уровень надежности:		Максимум	525,96
☒ К-ый наименьший:		Сумма	3744,28
☒ К-ый наибольший:		Счет	9,00
		Наибольший(1)	525,96
		Наименьший(1)	371,96
		Уровень надежности(95,0%)	33,92

Рис. 2

Показателями презентации являются: средняя арифметическая выборки $\bar{x}$ и предельная ошибка выборки $\Delta \bar{x}$

Из выражения для доверительного интервала: $\bar{x} - \Delta \bar{x} \leq \bar{x} \leq \bar{x} + \Delta \bar{x}$ находим: $416,03 - 33,92 = 382,11$ – левая граница; $416,03 + 33,92 = 449,95$ – правая граница. Коэффициент вариации $v = \frac{\sigma}{\bar{x}}$ существенно меньше 40 %, что свидетельствует о небольшой колеблемости признака в исследованной выборочной совокупности. Надежность средней в выборке подтверждается также и ее незначительным отклонением от медианы: $416,03 - 405,12 = 10,91$. Найденные значения коэффициентов асимметрии {AS} и эксцесса (ЕК) позволяют говорить о том, что данное эмпирическое распределение существенно отличается от нормального,

имеет правостороннюю асимметрию и характеризуется скоплением членов ряда в центре распределения.

ИНФОРМАЦИОННЫЕ ТЕХНОЛОГИИ В ОРГАНИЗАЦИИ ПРОФЕССИОНАЛЬНО НАПРАВЛЕННОГО ПРЕПОДАВАНИЯ МАТЕМАТИЧЕСКИХ ДИСЦИПЛИН В МЕДИЦИНСКОМ ВУЗЕ

М.А. ШМОНОВА

**«Рязанский государственный медицинский университет
им. акад. И.П.Павлова»**

В настоящее время в медицинских университетах большое внимание уделяется профессионально направленной подготовке студентов. Обучение нацелено на формирование личностно-значимых качеств и навыков, необходимых будущему специалисту системы здравоохранения для работы в избранной профессиональной деятельности. Оценка качества такого обучения сформулирована в современных государственных стандартах в виде компетенций. Компетенции, которыми необходимо обладать после окончания вуза работнику здравоохранения, должны позволить ему успешно применять полученные при теоретическом обучении знания, умения и навыки в последующей профессиональной деятельности, то есть быть конкурентно-способным на современном рынке труда. Такой подход к обучению значительно повышает требования в области фундаментальных наук, предъявляемые к выпускникам высших учебных заведений, а в частности и к будущим врачам. Ведь именно эти науки формируют большинство общекультурных и значительную часть общепрофессиональных и профессиональных компетенций, необходимых медикам. Большое значение в ФГОС ВПО для медицинских специальностей уделяется математическому циклу. Связанно это с проникновением точного знания в медицину и смежные дисциплины. О важности математического описания биологических процессов, протекающих в человеческом организме, говорил еще И.П. Павлов.

Сегодня в физиологии, медицине, психологии и многих других науках, традиционно относимых к гуманитарным, широко используются методы математического моделирования и математической статистики, применяемые для сбора информации, обработки экспериментальных данных, оценки степени надежности полученных результатов и прогнозирования. Таким образом, главной целью изучения математических дисциплин в медицинских вузах является подготовка обучающихся не только к готовности изучения

специальных дисциплин, но и к осуществлению профессиональной деятельности. Профессионально направленное преподавание математики предполагает построение обучения на основе установления и реализации межпредметных связей. Такое обучение способствует освоению профессионально значимых приёмов умственной деятельности и развитию мышления будущего врача, что также способствует формированию профессиональной компетентности как конечной цели обучения.

Для ученых и преподавателей математических дисциплин актуален вопрос поиска эффективных способов формирования математической компетентности студентов – будущих специалистов, как составной части их профессиональной компетентности. Широкое распространение получил общий подход, основанный на активном применении в учебном процессе математических профессионально-направленных задач в комбинации с использованием информационных технологий.

Отметим, что информационные технологии становятся неотъемлемой составной частью современного здравоохранения. Процесс информатизации медицины не может не влиять на медицинское образование. Изменения, происходящие в теории и практике педагогического процесса, призваны способствовать формированию гармоничной личности врача, владеющей современными информационными технологиями. Другими словами, информационные технологии должны стать неотделимой составляющей учебно-воспитательного процесса, способствующей повышению его качества. Использование информационных технологий при профессионально направленном обучении математике студентов-медиков позволяет организовать педагогический процесс с учётом индивидуальных способностей и возможностей каждого обучаемого, создать атмосферу равноправного взаимодействия всех субъектов учебной деятельности, стимулировать развитие самостоятельности и творческого потенциала личности.

Действительно, на текущий момент компьютеризация учебно-воспитательного процесса в высшей школе достигла уровня, достаточного для использования информационных технологий не только в научных исследованиях, но и в «повседневных» целях преподавания различных дисциплин, в том числе и математических. Например, при обучении математике студентов-медиков могут быть использованы: универсальные математические пакеты, такие как Matlab, Mathcad, Maple, Mathematica, Maxima и другие; специализированные пакеты математической графики – Grapher,

SigmaPlot, Surfer и другие; статистические пакеты – Statistica, SPSS, Systat, Stadia и другие. Указанные прикладные программы помогают преподавателю оптимально распределить учебное время между изучением нового материала и отработкой приёмов решения задач, алгоритмизированным выполнением рутинных вычислений и творческой работой. Компьютерные пакеты позволяют избежать большого количества трудоёмких и механических расчётов, а потому и вычислительных ошибок. Использование в практике профессионально направленного обучения студентов-медиков математике компьютеров и современных прикладных программных средств помогает перейти от формальной передачи математических знаний к активному разбору реальных профессиональных задач, активизирующих мыслительную деятельность обучающихся и стимулирующих поиск новых путей их решения. Применение математико-статистических прикладных программ при решении задач профессионального содержания помогает повысить познавательный интерес к математике как к науке, усилить мотивацию студентов к изучению математических дисциплин, способствует установлению наглядных межпредметных связей, развивает умение работать с программными средствами, а главное формирует творческую личность, готовую применять различные математические методы и информационные технологии для решения профессиональных задач.

Интегрирование компьютерных технологий в профессионально направленное преподавание математических дисциплин студентам медицинских вузов позволяет осуществить естественным образом повышение эффективности процесса обучения. Достигается это на основании реализации ряда принципов: доступности изложения учебного материала; соблюдения рационального соотношения между наглядностью и вербализацией; обеспечения контроля прочности усвоения знаний; сознательности и активности обучаемых и другие [1].

Подчеркнём, что современному специалисту системы здравоохранения на достаточно высоком уровне необходимо владеть аппаратом математической статистики. Статистические методы играют важнейшую роль в построении математических моделей медико-биологических явлений и процессов. Современные статистические методы предполагают выполнение достаточно большого количества трудоёмких вычислений, а потому в процессе их изучения логично использовать соответствующее прикладное программное обеспечение. На семинарских занятиях по математике в Рязанском государственном медицинском университете используются профессионально направленные задачи, формулировка и поиск решения, которых

воссоздают отдельные этапы профессионального исследования. Студенты работают как с реальными, так и с модельными данными, полученными с помощью генератора случайных чисел на компьютере. Процедуры статистической обработки обучающиеся осваивают при работе с электронными таблицами MS Excel и статистическими пакетами Statistica и SPSS. На занятиях по математике студентам-медикам предлагается выполнить индивидуальное творческое задание, требующее проведения небольшого медико-биологического исследования с последующей математической обработкой, например, по таким темам: изучить связь между ростом и весом студентов вашей группы; изучить связь между суммой текущих баллов (на определенный момент времени) по математике и физике (биологии, химии и другое); произвести анализ временного ряда: количество больных гриппом (или другое заболевание), зарегистрированных в некоторой больнице за определенный промежуток времени (год, полгода, квартал, месяц и т.д.); изучить связь систолического давления в зависимости от стажа курения; изучить связь между относительной физической работоспособностью по тесту PWR 170 и максимальным потреблением кислорода по данным исследований в вашей группе; исследовать связь между жизненной емкостью легких и ростом по данным исследований в вашей группе и другие.

Таким образом, применение современных информационных технологий при профессионально направленном преподавании математики студентам медицинских вузов содействует эффективной организации учебно-воспитательного процесса и является условием, способствующим успешной профессиональной подготовке будущих работников здравоохранения, что помогает формировать их профессиональную компетентность.

Библиографический список

Чалкина, Н.А. Использование информационных технологий как условие профессионально-направленного обучения математике студентов-гуманитариев [Текст] / Н.А. Чалкина, Т.А. Юрьева // Вестник Красноярского государственного педагогического университета им. В.П. Астафьева – 2011. – №4. – С. 140–145.

МЕТОД РЕНТГЕЛОГИЧЕСКОГО ИССЛЕДОВАНИЯ СОСУДОВ

Р.М.НАФИКОВА, Л.Р. САЯПОВА

Уфимский государственный авиационный технический университет

Ангиография-это метод рентгенологического исследования сосудов (артерий, вен, лимфатических путей), позволяющее определить место сужения или закупорки сосуда, место и степень патологического расширения сосудов (аневризма), наличие внутреннего кровотечения, степень распространения опухолевого процесса и другие болезни, которые выявить другим путем не удастся. Исследование выполняется путем введения в сосуд специального контрастного вещества и одновременного выполнения рентгеноскопического исследования. Основным компонентом рентгеноконтрастных веществ, используемых для ангиографии, является йод.

Метод ангиографии применяется для выявления патологии кровеносных сосудов (артерий, вен, лимфатических путей), что включает сужение сосудов (стеноз) или их закупорку (окклюзию). Данный метод чаще всего применяется для выявления атеросклеротических изменений в сосудах, в диагностике заболеваний сердца, оценки функции почек и выявления в них кист и опухолей, для выявления аневризм □ патологических расширений сосудов, опухолей, тромбов, артериовенозных шунтов (патологический сращений артерии и вены) в головном мозге, а кроме того для диагностики заболеваний сетчатки глаза. Кроме того, ангиография применяется как метод предоперационного исследования перед хирургическими вмешательствами на открытом сердце и головном мозге. Помимо перечисленного, ангиография нашла свое применение в диагностике места повреждения сосуда при ножевых и огнестрельных ранениях.

Учитывая зависимость от целей исследования проводят общую или избирательную (селективную) ангиографию. При общей ангиографии контрастируют все основные сосуды изучаемой области, при селективной □ отдельные сосуды. Ангиографию выполняют только после общеклинического обследования и лишь в тех случаях, когда с помощью неинвазивных методов не удаётся диагностировать болезнь и предполагается, что на основании картины сосудов или изучения кровотока можно выявить поражение собственно сосудов или их изменения при заболеваниях других органов. Но нужно помнить, что ангиография инвазивное исследование, связанное с возможностью осложнений и с довольно значительной лучевой нагрузкой.

Накануне перед ангиографией пациент прекращает прием пищи. Если прокол намечается в области паховой складки или в подмышечной области. То может потребоваться бритье в этой области. Стоит отменить, что традиционно для процедуры ангиографии не требуется анестезия, назначается седативный препарат (успокаивающее). До проведения ангиографии пациенту обязательно проводится аллергическая проба на контрастное вещество, которое ему будут вводить. Важно понимать - для этого в кожу пациента на руке вводится 0,1 мл контраста, после чего проводится наблюдение за местом вкола и общим состоянием пациента.

Непосредственно перед самой ангиографической процедурой пациенту устанавливается внутривенная система (капельница), в случае если во время процедуры понадобится вводить определенные препараты.

Место вкола обрабатывается антисептическим раствором и обезболивается местным анестетиком. Далее делается маленький кожный разрез для облегчения проведения иглы.

В центре иглы для ангиографии имеется так называемый стилет трубка, плотно заполняющая просвет иглы. После того, как игла введена в сосуд, врач вынимает из не стилет и вводит в ее просвет специальный проводник.

Через иглу проводник вводится до того места, где необходимо выполнять ангиографию. Это процесс контролируется на специальном рентгеновском мониторе. Как только проводник оказывается в нужном месте, игла, через которую он вводился, удаляется и на проводник продевается катетер, до места исследования после чего проводник тоже удаляется.

Учитывая зависимость от типа проводимой ангиографии, контрастное вещество вводится либо шприцом вручную, либо специальным прибором. Чаще сего используется специальный прибор. Перед использованием такого прибора врач непосредственно сам вводит небольшое количество контраста, чтобы убедиться в том, что катетер стоит в соответствующем месте. Пациента предупреждают, что сейчас ему будут вводить контраст, и он должен сохранять спокойствие. Во время ведения контраста могут встречаться такие побочные эффекты, как головная боль, головокружение, сердцебиение, тошнота, приливы и боль в грудной клетке, но они, обычно, быстро проходят. Для того чтобы увидеть в разных ракурсах участок сосуда, пациента просят несколько раз поменять положение, иногда могут потребоваться дополнительные инъекции.

Во время процедуры ангиографии делается серия рентгенологических снимков. Вводимый раствор контрастного вещества быстро растворяется в кровеносном русле ввиду высокой скорости кровотока. По этой причине снимки должны делаться быстро. Во многих центрах при ангиографии применяется цифровая съемка. Это предоставляет возможность обрабатывать изображения на компьютере.

После окончания процедуры ангиографии катер осторожно удаляется. Место прокола прижимается пальцем, после чего на это место ставится мешочек с песком на 10-2 минут, чтобы не образовалась гематома. После чего накладывается давящая повязка на сутки.

К преимуществам использования метода ультразвуковой ангиографии относятся:

Возможность выявить доклинические признаки заболевания, оценить степень поражения сосудов, изучить функционирование сосудистой системы и параметры гемодинамики.

Ультразвуковое ангиографическое исследование относится к неинвазивным методикам обследования сосудов, а, следовательно, метод практически не представляет опасности здоровью исследуемого.

Высокая специфичность и информативность получаемых данных делает ультразвуковую диагностику сосудов надежным и точным методом.

Исследование можно провести в динамике, регистрируя фоновые показатели кровотока в реальном времени или с применением различных нагрузочных тестов.

По исследуемым сосудам специалисты выделяют: обследование сосудов головного мозга, брюшной полости, легочных артерий, грудной и брюшной аорты, воротной вены, нижней и верхней полой вен, брыжеечной артерии, почечных артерий и вены, периферических сосудов конечностей.

Подготовка к проведению исследования.

За несколько дней до проведения исследования надо исключить из рациона острые, жирные, копченые и мучные блюда. С утра перед процедурой необходимо отказаться от завтрака. Обязательно сообщите врачу обо всех принимаемых препаратах и возможной аллергической реакции на йод. За 14 дней до процедуры откажитесь от алкоголесодержащих напитков, а за день от курения.

Перед самым исследованием придется подписать информированное согласие. Все металлические украшения и предметы необходимо снять.

После проведения исследования в течение 6 часов за вами будет наблюдать специалист. Это важно! Если проводилось

контрастирование, в течение суток после него надо пить много жидкости, не снимать повязку, поддерживать постельный режим, не управлять транспортными средствами, не принимать горячий душ или ванну.

РЕОЭНЦЕФАЛОГРАФИЯ ДЛЯ ОЦЕНКИ МОЗГОВОГО КРОВООБРАЩЕНИЯ

Р.М.НАФИКОВА, Л.Р. САЯПОВА

Уфимский государственный авиационный технический университет

Реоэнцефалография (РЭГ) - неинвазивный метод исследования сосудистой системы головного мозга, основанный на записи изменяющейся величины электрического сопротивления тканей при пропускании через них слабого электрического тока высокой частоты. Физической основой метода реоэнцефалографии (РЭГ) является разница между электропроводностью крови и тканей тела, в связи с чем пульсовые колебания кровенаполнения вызывают прежде всего колебания электропроводности исследуемого участка.

Развитие метода реографии неразрывно связано с установлением зависимости между работой сердца и колебаниями сопротивления и ёмкости в тканях. Рядом учёных было установлено, что наблюдаемые изменения импеданса (электропроводности) являются результатом синхронных с пульсом колебаний объёма исследуемых областей тела, отражающих артериовенозную разницу кровенаполнения.

Для проведения реографического исследования необходимо использовать реограф – прибор, работающий по принципу генератора тока высокой частоты. Оптимальной частотой зондирующего тока при проведении РЭГ-исследования является 50...100 кГц – именно при таких значениях сводится к минимуму эффект поляризации, возникающий на границе электрод ткань, что даёт возможность просканировать биологический объект более глубинно. При проведении РЭГ-исследования производится сканирование двух основных бассейнов: внутренней сонной артерии (ФМ-отведение) и вертебро-базиллярного бассейна (ОМ-отведение). Кроме основных существуют и дополнительные отведения, которые позволяют избирательно судить о состоянии бассейнов передней мозговой артерии (ПМА), средней мозговой артерии (СМА) и задней мозговой артерии (ЗМА), а также о состоянии экстракраниального кровотока в общей сонной артерии (ОСА) и позвоночных артериях (ПА).

Немаловажен и тот факт, что РЭГ является абсолютно безопасным для пациента, так как не возникает механического

сотрясения на клеточном и субклеточном уровнях. РЭГ позволяет исследовать весь бассейн того или иного сосуда, включая магистральные артерии и микроциркуляторное русло, а также косвенно судить о состоянии венозной гемодинамики. Следовательно, по данным реографического метода можно косвенно судить и о состоянии венозного оттока из исследуемой области. Наиболее достоверную и полную информацию о состоянии кровоснабжения мозга можно получить, используя только расчётный метод обработки реограмм, например отношение амплитуды РЭГ к общему сопротивлению под электродами этого отведения отражает объём пульсовой волны (показатель относительного объёмного пульса), отношение длительности восходящей части к длительности всей волны является показателем сосудистого тонуса. Вычисляются также и другие характеристики РЭГ, связанные с процессом кровообращения. При этом нивелируется субъективизм, присущий визуальному анализу.

Пульсовые изменения импеданса между электродами, наложенными на кожные покровы головы человека, при соблюдении необходимых условий отражают с определённой погрешностью колебания кровенаполнения полости черепа, а их динамика в короткие промежутки времени – функциональные сдвиги в системе внутричерепной гемодинамики. Поэтому для выяснения информативной направленности реоэнцефалографии (РЭГ) следует рассмотреть взаимосвязь между пульсовыми измерениями кровенаполнения области черепа и другими показателями деятельности системы внутричерепной гемодинамики. Эта система обладает сложной биофизической структурой, функциональные связи которой представлены на рис.1 .

Как следует из этой схемы, кровенаполнение полости черепа является производной величиной, зависящей при стабильности показателей системной гемодинамики от тонуса артерий и вен головного мозга и от состояния ликвородинамики. Рост или падение мозгового кровотока может в зависимости от вызывающих их причин сопровождаться как однонаправленными, так и разнонаправленными изменениями кровенаполнения полости черепа. Качественная направленность изменений данного показателя и мозгового не всегда совпадает. Так, изменения локального мозгового кровотока и импеданса ткани мозга при ряде тестов и поведенческих реакций могут быть разнонаправленными. Вместе с тем нельзя отрицать, что при определённых условиях исследования можно наблюдать положительную корреляцию между некоторыми показателями РЭГ-волны и изменениями мозгового кровотока. Найдена хорошая

корреляция между установившимися значениями локального кровотока и импеданса в этой же зоне мозга при внутричерепной артериальной гипермии. Но такая корреляция может наблюдаться лишь при строго определённых сочетаниях показателей, входящих в схему (рис.1).



Рис.1 Схема функциональных взаимосвязей между элементами системы внутричерепной гемодинамики: (+) – положительная связь; (–) – отрицательная связь.

Таким образом, информационная направленность РЭГ ограничивается в основном возможностью комплексного отражения особенностей растяжимости сосудов артериального и венозного отделов сосудистой системы головного мозга и состояния системы ликвородинамики. Имеются многочисленные данные, показывающие чёткую зависимость показателей РЭГ от возрастных изменений свойств мозговых сосудов, степени их склерозирования, состояния их тонуса при гипертонической болезни и т.п

Библиографический список

1. Биофизическое моделирование диагностического процесса – век торкардиографии / Вестник новых медицинских технологий. – 1999. – Т. 4. – № 3–4.
2. Белоусов, В.Е. Математическая электрокардиология / В.Е. Белоусов. – Минск : Беларусь, 1969. – 143 с.
3. Дорофеева, З.З. Принципы векторкардиографии / З.З. Дорофеева. – М. : Медгиз, 1963. – 96 с.

ОСОБЕННОСТИ ЭЛЕКТРОХИМИЧЕСКИХ СВОЙСТВ РАНЕВОГО ОТДЕЛЯЕМОГО У ПАЦИЕНТОВ С ОСТРЫМ АЭРОБНЫМ ПАРАПРОКТИТОМ

Л.И. ПАНИЮШКИНА, В.В. КАРНАУХОВ, В.П. КУЗИВ,

Г.Ш. ФАХРЕТДИНОВА, С.И. ГЕРАЩЕНКО

«Пензенский государственный университет», Медицинский институт

Лечение хирургической инфекции является актуальной проблемой современной хирургии.

Важным аспектом, влияющим на исход лечения больных острым парапроктитом, является борьба с прогрессирующими гнойно-некротическими процессами в клетчаточных пространствах [1].

Одним из направлений исследований, позволяющих вплотную приблизиться к возможности прогнозирования динамики гнойно-воспалительного процесса, является изучение биологических и электрохимических процессов, протекающих непосредственно в очаге воспаления [2].

Интегральным методом оценки электрохимических свойств биологических объектов является джоульметрия. Суть данного метода в том, что происходящие в тканях и органах патологические процессы (воспаление), вызывают изменение их электрохимических свойств. Таким образом, зная характеристики биологических объектов в норме, при помощи данного метода можно с высокой точностью определять патологические изменения. Джоульметрический метод был успешно применен при исследовании биологических жидкостей при внутрибрюшных абсцессах [3], воспалительных заболеваниях околоносовых пазух [4], инфицированном панкреонекрозе [5] и других воспалениях.

Метод исследования. Экспериментальную работу проводили на базе кафедры «Хирургия» Медицинского института Пензенского государственного университета и отделения колопроктологии № 15 ПОКБ им. Н.Н. Бурденко.

Для исследования электрохимических параметров раневого содержимого, в зависимости от степени активности воспалительного процесса, у 14 больных острым аэробным парапроктитом во время вскрытия абсцесса или пункции забирали по 2 мл содержимого гнойной полости (раневого отделяемого). Всего было взято 62 клинических образца.

Полученное гнойное содержимое тотчас помещали в стерильную пробирку, в которой находился 1 мл тиогликолевой среды. С помощью шприца полученную взвесь вводили внутрь жидкостного проточного

датчика, соединенного с джоульметрическим прибором. Непосредственно с его помощью регистрировали электрохимические параметры исследуемой жидкости. Важным условием проведения измерения было отсутствие пузырей воздуха в проточном датчике, так как их передвижение вызывало несистематические помехи, которые сложно было ликвидировать. Исследования проводили ежедневно до достижения раной второй фазы воспалительного процесса (появления признаков пролиферации и регенерации). По вычисленным показателям работы тока персональный компьютер автоматически выстраивал графики, характеризующие активность воспалительного процесса.

Сама система работает следующим образом: с персонального компьютера задаются параметры работы для измерительной системы, которая в свою очередь с помощью датчиков получает информацию о биологическом объекте. Измерительная система отправляет полученные данные на персональный компьютер, на котором они визуализируются и сохраняются на жестком диске. Также имеется возможность вывода полученных данных на устройство печати.

Параллельно с регистрацией работы тока в послеоперационных ранах осуществляли контроль динамики маркеров воспаления (лейкоцитоз, сдвиг лейкоцитарной формулы влево, повышение СОЭ, циркулирующие иммунные комплексы и уровень молекул средней массы). Также, всем исследуемым пациентам выполняли бактериологическое исследование раневого отделяемого для определения приоритетного патогена острого парапроктита.

Результаты исследования:

а) группа исследуемых образцов, в которой регистрировали увеличение работы тока при проведении джоульметрии в динамике, что свидетельствовало о прогрессировании гнойно- воспалительного процесса;

б) группа исследуемых образцов, в которой регистрировали снижение работы тока при проведении джоульметрии в динамике, что свидетельствовало о регрессировании гнойно- воспалительного процесса;

в) группа исследуемых образцов, в которой не было отмечено корреляции между динамикой выявляемой работы тока при проведении джоульметрии в динамике и клинико- лабораторными показателями.

Заключение

Полученные при проведении эксперимента данные позволяют предположить эффективность исследования электрохимических

свойств биологических объектов, а именно раневого отделяемого (содержимого гнойной полости) непосредственно в очаге воспаления для прогнозирования динамики воспалительного процесса у больных острым аэробным парапроктитом в клинической практике.

Библиографический список

1. Борсова Ф.З., Мун М.Н., Дудник В.Ю., Опенько В.Г. Комбинированное применение озона и эритроцитарных фармакоцитов при лечении острого парапроктита // Проблемы колопроктологии: сборник статей. – М.: ИД «Медпрактика-М», 2006. – № 19. – С. 34–38.
2. Сергацкий К.И., Никольский В.И., Ковешникова Т.М. Выбор эмпирической антибактериальной терапии у больных острым парапроктитом // Известия высших учебных заведений. Поволжский регион. Медицинские науки. – 2015. — № 1(33). — С. 89–101.
3. Никольский В.И., Сапожков А.Ю. Абсцессы живота. Пенза: НПО «Старт», 1994. – 204 с.
4. Сергеев С.В., Григорькина Е.С., Калашникова С.Ю. Объективизация мониторинга показателей послеоперационного периода в ринохирургии // Известия высших учебных заведений. Поволжский регион. Медицинские науки. — 2013. — № 1 (25). — С. 136–143.
5. Юткина Е.Г. Рациональная хирургическая тактика у больных панкреонекрозом: дис.канд. мед. наук. — Пенза, 2010. — 153 с.

МАТЕМАТИЧЕСКАЯ МОДЕЛЬ ТОНКОЙ СТРУКТУРЫ ЭЭГ

К. О. ИВАНОВ, Я. А. ФУРМАН

Поволжский государственный технологический университет

Предметом ЭЭГ исследования служат зарегистрированные на поверхности головы биопотенциалы мозга, результаты измерения которых в общем случае передаются на компьютер и подвергаются анализу. Несмотря на повсеместное внедрение компьютерной электроэнцефалографии окончательный диагноз ставит врач-клиницист на основе визуального анализа электроэнцефалограммы. Современные методики компьютерного анализа электроэнцефалограмм в общем случае не имеют эквивалентов в визуальной методике, на основе которой сформулированы достаточно надежно зарекомендовавшие себя принципы использования электроэнцефалографии в клинике [1]. Поскольку клиническое заключение ставится врачом на основе визуального анализа, его адекватность в значительной степени зависит от профессионального опыта врача-клинициста [2]. Такая ситуация

обуславливает актуальность проблемы повышения объективности поставленных по ЭЭГ заключений.

Целью работы является разработка математической модели тонкой структуры ЭЭГ, позволяющей получать дополнительные диагностические характеристики на основе анализа форм изображений отдельных импульсов сигнала. Под тонкой структурой сигнала понимается последовательность импульсов в составе колебания. В качестве математической модели ЭЭГ была принята последовательность элементарных векторов унитарного пространства, аппроксимирующих линию контура сигнала. На рис. 1. показан пример получения комплекснозначной модели ЭЭГ из вещественного сигнала.

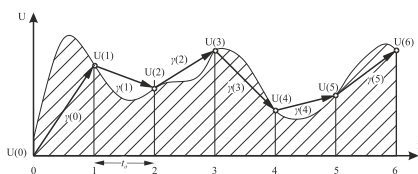


Рис. 1. Пример получения дискретной комплекснозначной модели ЭЭГ

Действительная часть каждого элементарного вектора равна периоду дискретизации сигнала, мнимая – разности соседних отсчетов вещественного сигнала, из которого была получена данная модель. Подобное представление сигналов позволяет ввести характеристику меры схожести отдельных импульсов, равную реальной части их нормированного скалярного произведения [3]. Причем значение меры схожести изображений контуров ЭЭГ феноменов в унитарном пространстве не зависит от их взаимного угла поворота и постоянной составляющей сигнала. Данная модель позволяет получать точечные характеристики сигнала и выполнять операции селекции и распознавания изображений производных элементов. Анализ отдельных производных элементов ЭЭГ позволяет получить объективные количественные характеристики ЭЭГ импульсов, ранее имевших лишь вербальные описания. На основе данного анализа могут быть распознаны основные ЭЭГ феномены. Подобный анализ не может в полной мере заменить врача-клинициста, однако имеет явную связь с визуальными методиками анализа ЭЭГ.

Библиографический список

1. Зенков, Л. Р. Клиническая электроэнцефалография (с элементами эпилептологии). Руководство для врачей / Л. Р. Зенков. – 5-е изд. – М.: МЕДпресс-информ, 2012. – 356 с.

2. Кулаичев, А. П. Компьютерная электрофизиология / А.П. Кулаичев. - М.: Изд-во Моск. ун-та, 2002.
3. Фурман, Я.А. Введение в контурный анализ и его приложения к обработке изображений и сигналов [Текст] / Я.А. Фурман, А.В. Кревецкий, А.К. Передреев, А.А. Роженцов, Р.Г. Хафизов, И.Л. Егошина, А.Н. Леухин. – М.: Физматлит, 2002. – 592 с. – ISBN 5-9221-0255-9

КОНТУРНЫЙ АНАЛИЗ В ЗАДАЧАХ ОБРАБОТКИ БИОМЕДИЦИНСКИХ ИЗОБРАЖЕНИЙ

Д.М. БАТУХТИН, Я.А. ФУРМАН

Поволжский государственный технологический университет

Актуальной задачей медицинской диагностики в настоящее время является проблема получения количественной диагностической информации и оценке на ее основе состояния тканей органов пациента.

Задачи количественной диагностики патологических процессов у пациента рассматриваются в качестве информационных задач. Математические модели для решения информативных задач количественной диагностики по биомедицинским изображениям успешно формируются на базе ряда новых математических методов, одним из которых является контурный анализ [1]. Под этим направлением понимается совокупность математических методов описания и преобразования контуров. Контур представляется в виде комплекснозначного или кватернионного сигнала, и в этом плане к контурам относятся не только функции, задающие границы изображения, но и различные кривые, графики, векторные диаграммы сигналов и др. Достоинство комплекснозначного представления кода контура заключается в возможности получения алгоритмов фильтрации контуров как сигналов, обладающих свойством инвариантности к вращению контуров

На основе контурного анализа построен эффективный классификатор объектов новообразований маммографической сцены [2]. В данном случае информативной характеристикой злокачественности новообразования является коэффициент прямолинейности его границ. На исходном изображении выделяются подозрительные объекты. При помощи процедуры локально-оптимальной бинаризации сцены и алгоритма Розенфельда определяется и прослеживается контур каждого из объектов. Для полученного контура определяется коэффициент прямолинейности, равный отношению суммы индексов прямолинейности его отдельных

участков, при движении строка вдоль контура, к количеству элементарных векторов. Индекс прямолинейности определяется на основе согласованной фильтрации участка контура в строке с прямолинейным отрезком. Для повышения эффективности распознавания патологических объектов применяется дополняющая методика, основанная на сравнении парных изображений молочных желез. Исследования данного метода на выборке реальных маммографических изображений (44 снимка) подтвердили его высокую эффективность [2].

Кроме задач, связанных с анализом формы объектов, наблюдаемых в различных биомедицинских изображениях, существует круг задач с принятием диагностического решения для изображений в виде точечных полей. Групповые точечные поля определяют образ объекта, т.е. его структурированное приближенное описание [3]. Образы объекта описываются наборами чисел, полученными в результате некоторого объема измерений, характеризующих объекты, называемые признаками. Классификация объектов при этом осуществляется на основе разбиения признакового пространства на области.

Анализ яркостных характеристик групповых точечных полей, наблюдаемых на изображениях поверхностей тканей различных органов (например, желудка и пищевода), позволяет обоснованно относить их к одному из двух классов: здоровая ткань или ткань с патологией [4]. При определении патологических тканей желудка и пищевода на эндоскопических узкоспектральным изображениях применяется статистическая модель распознавания. Ее ключевыми параметрами являются вероятностные значения светимости отдельных пикселей разных классов [5]. При этом отнесения элемента изображения к одному из классов осуществляется на основе критерия максимального правдоподобия. Такая модель также используется при сегментации томографических изображений, в частности, в задаче выделения почки и ее структур. Результатом обработки томографического изображения почки является реконструированная модель исследуемого органа.

Таким образом, результаты контурного анализа и анализа точечных полей объектов биомедицинских изображений могут быть использованы при построении автоматизированных систем диагностики состояния тканей пациента на основе оптимальных критериев.

Библиографический список

1. Введение в контурный анализ и его приложения к обработке изображений и сигналов: /Я.А. Фурман, А.В. Кревецкий, А.К. Передреев и др. Под ред. Я.А. Фурмана – 2-е изд., испр. – М.:ФИЗМАТЛИТ, 2003. –592с.
2. Батухтин, Д.М. Классификация объектов по их форме на маммографических изображениях методами контурного анализа /Е.А. Романычева, Д.М. Батухтин, В.В. Севастьянов и др. // Вестник поволжского государственного технологического университета. Серия: Радиотехнические и инфокоммуникационные системы. – 2014. – №4(23). – С.58-74.
3. Точечные поля и групповые объекты / Я.А. Фурман, А.А. Роженцов, Р.Г. Хафизов и др. Под общ. ред. проф. Я.А. Фурмана. – М.:ФИЗМАТЛИТ, 2014. – 440с.
4. Оценка степени поражения тканей желудка по эндоскопическим узкоспектральным изображениям методами многомерного статистического анализа / Д.М. Батухтин, В.Л. Рыжков, Н.Н. Митракова, Я.А. Фурман // Вестник Рязанского государственного радиотехнического университета – 2015. № 2(52) – С.136-141.
5. Анализ узкоспектральных эндоскопических изображений на внутренней поверхности пищевода /Батухтин Д.М., Пеганова Е.В., Митракова Н.Н. и др.// Вестник поволжского государственного технологического университета. Серия: Радиотехнические и инфокоммуникационные системы. – 2014. №4(23). – С.45-57.

ФОРМИРОВАНИЕ ИЗОБРАЖЕНИЙ ДОПОЛНЕННОЙ РЕАЛЬНОСТИ В СИСТЕМЕ ИНТРАОПЕРАЦИОННОЙ НАВИГАЦИИ Д.С. ЧЕРНЫШЕВ А.А. РОЖЕНЦОВ

Поволжский государственный технологический университет

Одной из основных тенденций развития современной хирургии является внедрение малоинвазивных методов проведения хирургических вмешательств [1]. В связи с этим существенно возрастают требования как к квалификации хирурга, так и к уровню его информационной и технической поддержки на этапах подготовки и проведения операции.

При проведении операции визуальный контроль своих действий хирург осуществляет при помощи различных устройств визуализации: эндоскопических датчиков, операционных томографов, УЗИ-аппаратуры. При этом появляется необходимость сопоставления этих

изображений с данными, полученными на этапе предоперационного планирования. В связи с этим возникает задача объединения (комплексирования) изображений виртуальной модели пациента с видеоданными, получаемыми во время проведения операции. Эффективной технологией получения высокоинформативных изображений, объединяющих реальную и виртуальную информацию, является технология дополненной реальности [2].

Целью работы является разработка методики комплексирования изображений, получаемых от видеодатчиков во время проведения малоинвазивных операций, с изображениями цифровых моделей тела и органов пациента. Предлагаемая методика базируется на применении для позиционирования хирургического инструмента механического 3D дигитайзера.

Синтез изображения в системе дополненной реальности предполагает решение задачи совмещения двух изображений. Одно из них формируется видеодатчиком и на нем отображается реальный объект, второе изображение формируется в результате обработки данных о трехмерной модели этого же объекта. Решение данной задачи возможно только в том случае, если имеется возможность измерения положения камеры относительно объекта. В данной работе для определения положения камеры в пространстве используется механический дигитайзер.

Получение изображения виртуального объекта происходит в процессе рендеринга виртуальной сцены. Рендеринг осуществляется аппаратными графическими ускорителями, для работы с которыми разработаны различные варианты программного интерфейса. Одной из наиболее известных спецификаций такого интерфейса является OpenGL. В OpenGL трехмерные модели в процессе отрисовки проходят по так называемому «графическому конвейеру», результатом работы которого является двухмерное изображение на экране компьютера. Данные на «конвейере» подвергаются последовательным преобразованиям. В результате комбинации описанных преобразований мы приходим к выражению для расчета оконных координат точки 3D модели.

Математическая модель видеокамеры, формирующей изображение реального объекта, базируется на подходах, использованных в библиотеке обработки изображений OpenCV [3]. В данной модели камера описывается двумя наборами параметров – внешними и внутренними. Каждый набор задан в виде матрицы. Матрица внешних параметров задает положение и ориентацию камеры в пространстве. Матрица внутренних параметров содержит

информацию о фокусных расстояниях камеры и смещении оптического датчика относительно оптической оси.

Для корректного совмещения реального и виртуального изображений виртуальная камера должна иметь такие же внутренние и внешние параметры, как и реальная. Матрицу внутренних параметров, а также коэффициенты искажений, можно получить в процессе калибровки камеры имеющимися средствами OpenCV.

Метод получения комплексированных изображений предполагает, что виртуальная камера повторяет параметры реальной камеры. Для создания такого изображения необходимо определить несколько неизвестных переменных – это матрицы вида и проекции виртуальной камеры, а также коэффициенты функций, задающих правила корректировки искажений.

Определение положения реальной камеры в пространстве производится с помощью механического дигитайзера. Переход к одной системе координат описывается с помощью набора матриц перехода. Матрица «указатель – база дигитайзера» непрерывно изменяется во время работы дигитайзера, и находится с помощью API дигитайзера. Матрица «база дигитайзера – тестовый объект» находится при регистрации объекта. Используя дигитайзер и оптический шаблон, вычисляется матрица «камера-указатель». Значения матрицы существенно зависят от качества проведенной калибровки камеры, поэтому вычисление искомой матрицы производится на основе результатов многократных измерений и последующего усреднения.

Для получения комплексированного изображения была проведена калибровка камеры с помощью представленного шаблона, после чего была проведена привязка системы координат к СК шаблона и найдена матрица перехода «камера-указатель дигитайзера». После проведенной таким образом калибровки в программу была загружена 3D модель объекта, после чего заново был проведен процесс регистрации тестового объекта.



Оригинальное и комплексированное изображения

В результате программа позволила отслеживать положение камеры, закрепленной на дигитайзере, в пространстве и соответствующим образом изменять параметры виртуальной камеры, обеспечивая получение комплексированного изображения виртуального объекта и реального окружения. Формирование изображения происходит в реальном времени и обеспечивает создание непрерывного видеопотока.

Библиографический список.

1. Vasilii N. Dubrovin, Valerii I. Bashirov, Yakov A. Furman, Alexey A. Rozhentsov, Ruslan V. Yeruslanov, Alexandr A. Kudryavtsev Choice of surgical access for retroperitoneoscopic ureterolithotomy according to the results of 3D reconstruction of operational zone agreed with the patient: initial experience // Central European Journal of Urology. 2013 , vol.66, № 4 P.447- 451.
2. Azuma R. A Survey of Augmented Reality Presence: Teleoperators and Virtual Environments, pp. 355—385, August 1997. URL: <http://www.cs.unc.edu/~azuma/ARpresence.pdf> (дата обращения 24.02.2015)
3. Heikkila J., Silven O. A four-step camera calibration procedure with implicit image correction // Proceedings of the 1997 Conference on Computer Vision and Pattern Recognition. University of Oulu - p. 1106, 1997.

**МОДЕЛИРОВАНИЕ ГИДРОДИНАМИЧЕСКИХ ПРОЦЕССОВ
В ГИДРОМАССАЖНЫХ АППАРАТАХ МЕХАНОТЕРАПИИ**

**Н.И. ГИНИЯТУЛЛИН, М. Н. ГИНИЯТУЛЛИН, Р. Р. КАЛИМУЛЛИН
ООО НВП «Орбита»**

Гидротерапия – это комплекс медицинских процедур, способствующих регуляции кровоснабжения тканей и ускорению в них окислительно- восстановительных процессов, выведению вредных веществ из организма человека.

Струя жидкости, которая воздействующая на тело человека под определенным давлением, оказывает положительный эффект. Такая гидропроцедура применяется для лечения множества различных заболеваний.

Одним из аппаратов, способных выполнять гидро-механотерапию, является «АКВАТРАКЦИОН» (производитель ООО «НВП Орбита», Россия) (рисунок 1). Этот аппарат предназначен для лечебного механического воздействия – гидромассажа околопозвоночных мышц и связок, а также для подводного

горизонтального вытяжения шейного и поясничного отделов позвоночника с целью разгрузки нервных окончаний, восстановления межпозвоночных дисков и коррекции взаимного положения позвонков [1].



Рис. 1 – Автоматизированный комплекс для подводного вытяжения и гидромассажа позвоночника «АКВАТРАКЦИОН»

От силы воздействия струи жидкости на тело человека будет зависеть тип процедуры: тонизирующий или расслабляющий.

Лечебные эффекты тонизирующего гидромассажа: возбуждающее действие на:

центральную нервную систему; воздействие струй воды на подкожно- жировой слой

способствует стимуляции расщепления жиров; восстанавливает двигательные функции – улучшает подвижность суставов, укрепляет связки; тонизирует мышцы тела и т.д.

Лечебные эффекты расслабляющего гидромассажа: успокаивающее действие на центральную нервную систему; способствует улучшению работы сердца, восстанавливает эластичность сосудов и укрепляет их стенки, расслабляет мышцы тела, уменьшает боль в мышцах; активизирует кровообращение кожи, улучшает работу сальных и потовых желез; снижает артериальное давление.

Таблица 1. – Рекомендуемые условия гидротерапии для человека [2]

УЧА СТКИ ТЕЛА	ОПТ ИМАЛЬНОЕ ДАВЛЕНИЕ, АТМ.	ТЕМПЕ РАТУРА, °С	ОБЩИЙ ЭФФЕКТ	ПРО ДОЛЖИ- ТЕЛЬНОСТ Ь, МИН
ОБЛ АСТИ КОНЕЧНО СТЕЙ (РУКИ И	3÷6	ИНДИФ ФЕРЕНТНАЯ (30÷37)	ОКАЗЫВ АЕТ ЛЕГКОЕ ТОНИЗИРУЮЩ ЕЕ ДЕЙСТВИЕ, СПОСОБСТВУЕ Т УЛУЧШЕНИЮ УМЕНЬ	20÷3 0
СПИ НА	2÷5	ТЕПЛА Я (37÷40)	ШЕНИЕ МЫШЕЧНЫХ БОЛЕЙ, СТИМУЛИРОВА НИЕ ОСНОВНЫХ	10÷1 5
БЕД РА	3÷4	ТЕПЛА Я (37÷40)	ТОНИЗИ РУЕТ, СНИМАЕТ МЫШЕЧНОЕ	15÷2 0

Одним из важнейших элементов гидротерапии является форсунка, предназначенная для дозированной и направленной подачи потока жидкости. Гидромассажные форсунки осуществляют подачу воды под давлением через отверстия малого диаметра.

Существуют несколько видов форсунок: цилиндрические, конические (сходящиеся и расходящиеся) и коноидальные. Каждому типу форсунок соответствует свой коэффициент расхода.

Коэффициент расхода μ определяется по формуле [3]:

$$\mu = 1 / (1,23 + 58 / Re \, l / d), (1)$$

где l – длина форсунки; d – диаметр проходного отверстия форсунки.

Расход жидкости, вытекающей из форсунки [3]:

$$Q = \mu S \sqrt{2gH}, (2)$$

где S – площадь поперечного сечения форсунки; g – ускорение свободного падения, H – напор.

Эффективность гидротерапии зависит от устройства форсунок и от их количества. Большее количество форсунок охватывает больше участков, указывающих на тело человека, но с меньшим давлением. Более целесообразно использовать меньшее число форсунок – в таком случае давление струи будет выше. Оптимальный диаметр отверстий составляет 6 ÷ 15 мм.

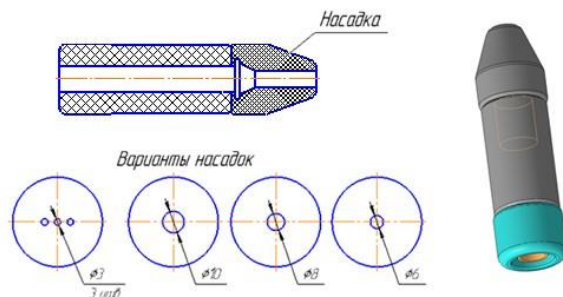


Рисунок 2 – Форсунка подводного гидромассажа с различными видами насадок

В аппарате «АкваТракцион» имеется подводный душ-массаж (ПДМ) водолечебная процедура (общая или местная), при которой пациента, находящегося в ванне, массируют струей воды (рисунок 2).

Вылет струи многофазной жидкости в подводном состоянии сопровождается сложными гидродинамическими процессами, которые трудно поддаются расчетам.

Современные программные комплексы, такие как *Ansys, Star CCM, Solidworks Flow Simulation* и т.д. позволяют проводить численное моделирование гидродинамических процессов течения жидкости в форсунках с различными типами насадок. При правильной постановке задач, граничных условий и сетчатой структуры потока можно получить адекватные результаты численного моделирования, тождественные с результатами экспериментальных исследований. Таким образом в результате моделирования течения жидкости через форсунки, отличающиеся различной геометрической конфигурации, выявлены зоны снижения давления и скорости потока (рисунок 3), что позволяет выдать рекомендации о выборе расстояния от форсунки до тела пациента.

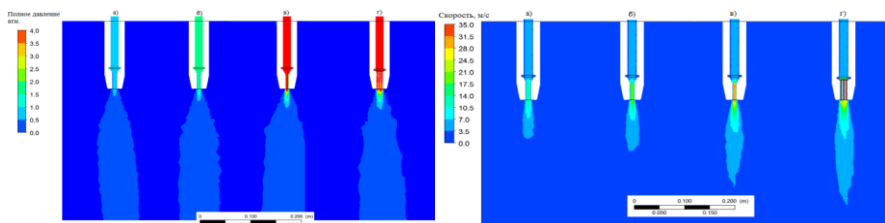


Рисунок3 – Изменение полного давления и скорости по трактуПДМ
для различных типов насадок:
а) d=10мм; б) d=8мм; в) d=6мм; г) d=3мм

Дозирование процедуры необходимо осуществлять по силе массирующего воздействия, которое может быть различным в зависимости от величины давления водной струи и зазора между насадкой и телом пациента. Наличие насадок с различной величиной поперечного сечения позволяет направлять на пациента компактную узкую струю под значительным давлением или более широкую струю меньшего давления. Величина зазора может быть разной, с колебаниями от 8÷10 до 15÷20 см. Малый угол наклона водной струи к телу пациента в пределах 15÷40° обеспечивает легкое поверхностное действие. Увеличение угла наклона до 90° дает возможность производить на ткани более сильное и глубокое воздействие.

Поглаживающего эффекта можно добиться при давлении струи 1÷1,5 атм. держа форсунку на расстоянии 10÷15 см от поверхности тела (под углом 25÷30°).

Растирание необходимо проводить при давлении 2÷4 атм. на расстоянии 5÷10 см от поверхности тела до форсунки (под углом 60÷90°).

Библиографический список:

1. Механотерапия: состояние и тенденции развития / Гиниятуллин Н.И., Гильманшина И.Р., Сулейманова В.А. / Медицинский Вестник Башкортостана / Том 9. №5. 2014г.
2. Распыливание жидкости форсунками / Л.А. Витман, Б.Д. Кацнельсон, И.И. Палеев /Издатель: М.;Л.: Госэнергоиздат,1962г. 264 с.
3. Гидропривод и средства гидроавтоматики / Чупраков Ю.И. /Машиностроение. 1979.

3. АВТОМАТИЗИРОВАННЫЕ КОМПЛЕКСЫ И ТЕЛЕМЕДИЦИНСКИЕ СИСТЕМЫ

ОЦЕНКА ЗНАЧИМОСТИ КЛИНИЧЕСКИХ ПРИЗНАКОВОБЛИТЕРИРУЮЩЕГО АТЕРОСКЛЕРОЗА СОСУДОВ НИЖНИХ КОНЕЧНОСТЕЙ НА ОСНОВЕ МЕТОДА АПРИОРНОГО РАНЖИРОВАНИЯ

А.В. ГЛОТОВА, Е.Н. КОРОВИН

Воронежский государственный технический университет

Правильная постановка диагноза является одной из главных точек приложения интеллектуальных сил специалиста и основой для определения верной тактики лечения пациента. Поэтому в условиях ряда неопределенностей и неполной априорной информации для интеллектуальной поддержки принимаемых решений при диагностике и выборе тактики лечения у больных облитерирующим атеросклерозом сосудов нижних конечностей (ОАСНК) рекомендуется использовать метод априорного ранжирования, повышающий эффективность принимаемых решений. Данный метод, используя экспертное оценивание, позволит объективно оценить субъективные оценки специалистов, выступающих в роли экспертов.

Рассмотрим особенности априорного ранжирования факторов при оценке значимости клинических признаков облитерирующего атеросклероза сосудов нижних конечностей. Были опрошены семь врачей-хирургов, часто встречающих на практике данное заболевание ($m = 7$). Опросы были использованы для априорного ранжирования клинических признаков с целью выделения наиболее существенных из них. Проводился опрос с помощью анкеты, содержащей 12 симптомов ($n = 12$), которые нужно было проранжировать по степени значимости, присваивая каждой переменной определенный ранг. Если эксперт затруднялся выставить всем показателям различные ранги, допускалось повторение рангов.

Были рассмотрены следующие клинические признаки: перемежающая хромота (x_1), повышенная чувствительность к холоду (x_2), отсутствие пульса на артериях стоп (x_3), парастезия (x_4), боли в ногах в состоянии покоя (x_5), цианоз пальцев (x_6), мышечная атрофия (x_7), судороги в икроножных мышцах (x_8), наличие трофических язв (x_9), зябкость стоп (x_{10}), ангидроз (x_{11}), гиперкератоз (x_{12}). Матрица рангов, полученная из анкет, приведена в таблице.

Так как в нашем исследовании имеются «связные» ранги, коэффициент конкордации вычисляют по формуле:

$$W = \frac{s}{\frac{1}{12}m^2(n^3-n)-m\sum_j T_j}, \quad (1)$$

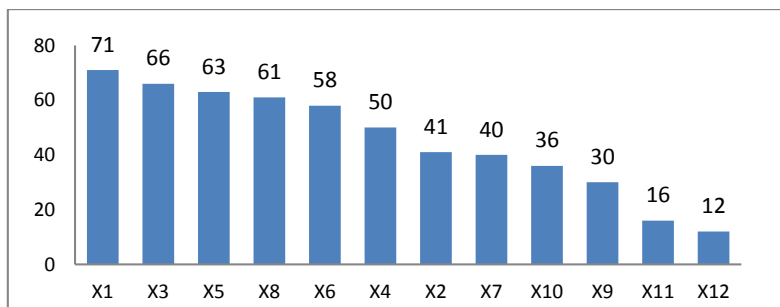
Сделав вычисления по формуле 1, мы получили $W = 0,56$. Использовать данный коэффициент возможно лишь можно после оценки его значимости, которая осуществляется с помощью χ^2 -распределения с числом степеней свободы $f=n-1$. Значение χ^2 -критерия определяют по формуле:

$$\chi^2 = \frac{12s}{mn(n+1) - \frac{1}{n-1} \sum_1^m T_j} \quad (2)$$

Матрица рангов

Эксперты (m)	Факторы (n=12)												Tj
	X1	X2	X3	X4	X5	X6	X7	X8	X9	X10	X11	X12	
1	12	7	11	6	10	4	5	9	4	8	3	3	1
2	10	6	12	8	11	5	5	9	4	7	3	2	0,5
3	8	3	7	5	12	10	9	11	6	4	2	1	0
4	12	5	11	9	7	8	6	10	4	5	1	1	1
5	8	7	6	5	7	11	5	12	4	4	2	2	2
6	9	6	8	7	10	11	5	12	3	4	2	1	0
7	12	7	11	10	6	9	5	8	5	4	3	2	0,5
$\sum_1^m a_{ij}$	71	41	66	50	63	58	40	61	30	36	16	12	
Δi	26	-4	21	5	18	13	-5	16	-15	-9	-29	-33	
$(\Delta i)^2$	676	16	441	25	324	169	25	256	225	81	841	1089	S=4168

Расчетное значение $\chi^2=43,1$, а это значит, что гипотеза о наличии согласованности мнений исследователей принята, так как при заданном числе степеней свободы табличное значение $\chi^2=19,7$, что меньше расчетного для 5%-го уровня значимости.



Гистограмма ранжирования клинических признаков ОАСНК

Анализ гистограммы на рисунке показал, что наиболее информативными клиническими признаками проявления облитерирующего атеросклероза сосудов нижних конечностей, являются: перемежающаяся хромота, отсутствие пульса на артериях стоп, боли в ногах в состоянии покоя, судороги в икроножных мышцах, цианоз пальцев, парестезия, которые в дальнейшем могут быть использованы для построения математических моделей выбора тактики лечения облитерирующего атеросклероза сосудов нижних конечностей.

Библиографический список

1. Гланц С. Медико-биологическая статистика. М.:Практика, 1999. – 140 с.
2. Новикова Е.И. Моделирование биомедицинских систем / Е.И. Новикова, О.В. Родионов, Е.Н. Коровин. Воронеж: ВГТУ, 2008. 196 с.

ОПТИМИЗАЦИЯ РАСПОЛОЖЕНИЯ МАГНИТОВ МАГНИТОТЕРАПЕВТИЧЕСКОЙ ПОДСИСТЕМЫ МЕХАНОТЕРАПЕВТИЧЕСКОГО АППАРАТА

Н.И. ГИНИЯТУЛЛИН*, М.Б. КАПЛАН**

* ООО НВП «Орбита», г. Уфа,

** Рязанский государственный радиотехнический университет

Одной из возможностей повышения качества лечения является реализация синергического эффекта, обеспечиваемого совместным действием на организм разных терапевтических факторов. В связи с этим в состав современных механотерапевтических аппаратов вводятся специализированные подсистемы магнитотерапевтического воздействия [1].

Рассмотрен вариант подсистемы, состоящий из двух постоянных цилиндрических магнитов. Основная задача при исследовании

заклучалась в выборе наиболее оптимального расстояния между магнитами. Для решения задачи оптимизации в качестве критерия оптимальности была выбрана величина усредненной энергии формируемого магнитного поля в области воздействия. Такой выбор обусловлен положением, что чем больше энергии магнитного поля будет сообщено биоструктуре, тем выше будет уровень силового воздействия терапевтической системы. Учитывая симметрию тела человека относительно сагиттальной плоскости, проходящей в направлении сагиттальной оси, расчет энергии проводился в плоскости. При анализируемая область воздействия была ограничена участком S , габариты которого определялись антропометрическими размерами группы позвонков. Критерий оптимальности представлен следующим выражением

$$R((x_1 - x_2)^*) = \max \frac{1}{S} \iint_S |\vec{H}|^2 dS,$$

где x_1, x_2 – координаты центров постоянных магнитов 1 и 2; $(x_1 - x_2)^*$ – оптимальное расстояние между центрами магнитов; $|\vec{H}|$ – модуль вектора напряженности магнитного поля.

Расчет магнитного поля проводился на базе модели скалярного магнитного потенциала с последующим вычислением градиента [2]. Поиск оптимального значения осуществлялся численным способом. Решение задачи нелинейного программирования проводилось для расстояния между магнитами, изменяющегося в пределах от 3 до 50 см. Размер области воздействия задавался габаритами 6х20 см и 6х40 см. В расчетах использовались характеристики неодимовых магнитов диаметром 3 см и высотой 1 см. Среднее значение определялось в относительных единицах при одинаковой и противоположной ориентации полюсов магнитов.

Результаты вычисления представлены в виде графиков (рис. 1, 2). Исследования показали, что при минимальном расстоянии между магнитами в случае одинаковой ориентации полюсов среднее значение энергии, излучаемой полеформирующей системой, будет максимально. Кроме того для указанной ориентации магнитов наблюдается присутствие промежуточного минимума. Использование варианта с противоположной ориентацией полюсов магнитов требует размещения формирователей поля на границах области воздействия для получения максимального значения энергии на интересующем участке действия магнитного поля.

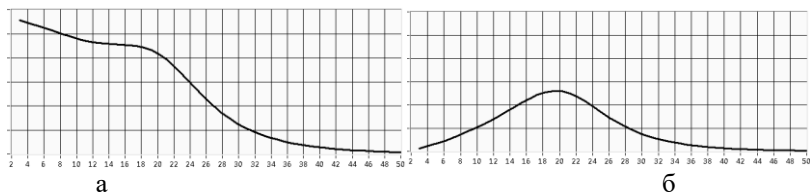


Рис. 1. Зависимость усредненного значения энергии магнитного поля в области воздействия 6x20 см: а – ориентация полюсов магнитов одинаковая; б – ориентация полюсов магнитов противоположная

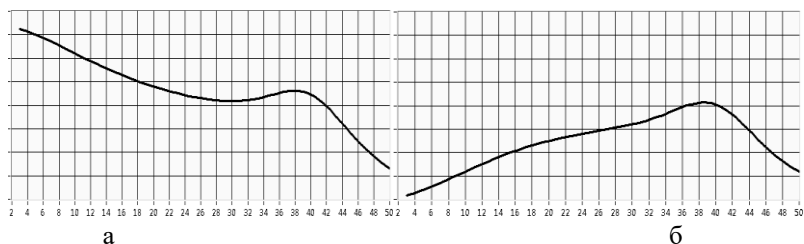


Рис. 2. Зависимость усредненного значения энергии магнитного поля в области воздействия 6x40 см: а – ориентация полюсов магнитов одинаковая; б – ориентация полюсов магнитов противоположная

Библиографический список

1. Гиниятуллин Н.И., Гавришев С.В., Гиниятуллин М.Н. Механотерапия: Тractionная терапия (лечение вытяжением) / Под ред. Н.И. Гиниятуллина – М.: Медицина, 2013. – 432 с.
2. Жулев В.И., Каплан М.Б. Моделирование системы излучателей магнитного поля для магнитотерапевтических комплексов // Биомедицинские технологии и радиоэлектроника. 2002. № 12. С. 58-61.

РАЗРАБОТКА И ИСПЫТАНИЕ КОМПЬЮТЕРНОГО МЕТОДА ОПРЕДЕЛЕНИЯ ЖЕВАТЕЛЬНОЙ ЭФФЕКТИВНОСТИ ПО ОККЛЮЗИОГРАММЕ ПАЦИЕНТА

Н.Е.МИТИН*, Т.А.ВАСИЛЬЕВА*, Е.В.ВАСИЛЬЕВ**

*Рязанский государственный медицинский университет
им.акад. И.П.Павлова;

**Рязанский государственный радиотехнический университет

Одной из главных функций зубочелюстной системы, характеризующих ее состояние, является жевание. Чтобы определить правильность и качество восстановления этой функции при стоматологических вмешательствах пользуются различными методами.

Существующее многообразие методов определения эффективности жевания делится на статистические методы по таблицам (не достаточно точные) и определение жевательной эффективности с помощью функциональных проб (очень трудоемко). В последнее время активно развивается направление определения жевательной эффективности с применением компьютерных технологий. Предлагаемые в настоящее время подобные методики достаточно трудоемкие и дорогостоящие.

Целью нашей работы стала разработка метода определения жевательной эффективности по сканированной окклюзиограмме пациента с помощью оригинальной компьютерной программы.

Компьютерный анализ окклюзиограммы с целью оценивания величины жевательной эффективности пациента в настоящей работе предлагается осуществлять посредством обработки скана окклюзиограммы, полученной на стандартной пластинке базисного воска в центральной окклюзии. Сканирование производится с использованием режима, применяемого при сканировании слайдов, т.е. на просвет, причем задается способ сохранения в формате bmp с 256 оттенками серого цвета, что обеспечивает наиболее компактное и в то же время достаточно полное представление информации. Предварительно создается обучающий набор сканов окклюзиограмм, полученных у пациентов, для каждого из которых была измерена жевательная эффективность методом жевательной пробы. Результат жевательной пробы в настоящем исследовании принимается за эталонную величину жевательной эффективности. Оценка величины жевательной эффективности для исследуемого скана окклюзиограммы предлагается производить с помощью проекционных методов анализа многомерных данных, а именно – метода проекции на латентные структуры, получившего в научной литературе сокращенное наименование PLS-2.

С целью реализации разработанного алгоритма оценивания величины жевательной эффективности по окклюзиограмме в среде MATLAB 7 была написана компьютерная программа, выполняющая следующие действия:

- считывание файла отсканированной окклюзиограммы по указанному пользователем пути;
- вывод изображения загруженной окклюзиограммы в соответствующее окно программы для контроля правильности сканирования;
- математическая обработка данных из загруженного файла с использованием метода анализа многомерных данных PLS-2 с учетом выставляемых пользователем параметров: количества главных

компонент анализа, коэффициента прорезывания данных из загруженного файла и др.;

- вывод результата расчета жевательной эффективности в соответствующее окно программы;

- сохранение отчета о проведенных вычислениях в отдельный файл по команде пользователя.

Программа, написанная в среде MATLAB, была скомпилирована в исполняемый exe-файл, запускаемый из операционной системы Windows, т.е. без необходимости запуска среды MATLAB. Программа имеет интуитивно понятный графический интерфейс и может использоваться врачом или исследователем без предварительного обучения. Время обработки программой загруженного файла составляет 1,5 секунды при количестве образцов окклюзиограмм в обучающем наборе 35 и 3,5 секунды при 50 образцах в обучающем наборе для компьютера с одноядерным процессором, работающим с тактовой частотой 2 ГГц.

Результаты испытания работы программы показали, что отклонение получаемой с ее помощью оценки жевательной эффективности от величины, измеренной с помощью метода жевательной пробы, составляет 0,5...4 %. Такое отклонение можно признать допустимым как для клинической практики, так и для применения данной программы в работах исследовательского характера.

Выводы. Разработанная программа облегчает процедуру определения эффективности жевания, уменьшает влияние человеческого фактора при получении результатов и позволяет полностью использовать данные об окклюзионном рельефе, глубине смыкания зубных рядов, качестве каждого окклюзионного контакта, улучшая качество оказываемой стоматологической помощи.

АКТУАЛЬНОСТЬ РАЗРАБОТКИ ПРОГРАММНОГО ОБЕСПЕЧЕНИЯ ДЛЯ МИКРОКОНТРОЛЛЕРОВ СЕМЕЙСТВА STM32, ПРИ ИХ ИСПОЛЬЗОВАНИИ В МЕДИЦИНСКОЙ АППАРАТУРЕ

**Ю.О.УРАЗБАХТНА, Р.М.РАФИКОВ, И.С.РУНОВ, Н.Б.МИНЯЗЕВА,
А.А.НУГМАНОВА**

Уфимский государственный авиационный технический университет

Одной из самых актуальных областей применения однопроцессорных систем (SoC), так называемых систем на кристалле, безусловно, является медицинская техника. Спектр медицинских

приборов и систем чрезвычайно широк. Крайне перспективным в настоящее время является применение микроконтроллеров STM32 в составе холтеровских мониторов, в связи с высокой адаптивностью и широким спектром возможностей этого микроконтроллера.

Для обеспечения функционирования холтеровского монитора, способного передавать информацию о состоянии сердечно-сосудистой системы пациента в реальном времени по технологии Bluetooth, возникает необходимость подключения нескольких датчиков и обеспечения обмена данных с устройством Android, для последующей записи и обработки сигналов.

Для связи STM32 по Bluetooth с Android необходима разработка специализированного программного обеспечения для МК, при использовании которого взаимодействие МК и мобильного устройства происходит на базе кодового уровня. Разрабатываемое программное обеспечение должно удовлетворять следующим требованиям:

- оцифровка полученного с электродов и усилителей аналогового сигнала;
- обработка оцифрованного сигнала в соответствии с выбранной математической моделью работы сердца;
- передача обработанного сигнала на запись в мобильное устройство.

На основе приведенных выше требований разработан алгоритм работы кода, приведенный на рис.1.

Основные блоки разработанного кода приведены ниже:

В первом блоке происходит проверка статуса порта перед запуском:

```
void work(void) {  
    unsigned short i, j;  
    unsigned char mailbox_num = 0;  
    volatile ProtoIOMBox * mbox;  
    /* проверка состояния */  
    check_status();
```



Рис.1 - Алгоритм работы кода

Далее происходит подготовка "ящиков" сообщений для приёма и передачи, а также установка флагов о готовности. После подготовки осуществляется вывод сообщения на экран и в случае удачного ответа от сервера, происходит переход в режим отправки команд:

```

/* отправка пинга */
mbox->outbox->header = 'C'; /* команда */
mbox->outbox->size = 0x00; /* 0 для запроса пинга */
mbox->outbox_s = PROTO_IO_MBOX_READY; /* вставка блока готова */
mbox->inbox->size = 64; /* buffer len for control */
mbox->inbox_s = PROTO_IO_MBOX_READY; /* вставка блока готова */
/* ожидание установления соединения */
while (status == 0);
/* отправить сообщение пинг */
proto_send_msg(mailbox_num);
/* wait to send message */
while (mbox->outbox_s <= PROTO_IO_MBOX_SEND);
if (mbox->outbox_s == PROTO_IO_MBOX_COMPLETE)
LCD_String("Con", 36, 6, 1, WHITE, GLASSY);
else
LCD_String("Un", 36, 6, 1, RED, GLASSY);
/* получить сообщение пинг */
//proto_get_msg(mailbox_num);
/* ждать, чтобы получить сообщение */
while (mbox->inbox_s <= PROTO_IO_MBOX_SEND);
if (mbox->inbox_s == PROTO_IO_MBOX_COMPLETE) {
LCD_String("OK", 36 + 3 * 7, 6, 1, GREEN, GLASSY);
}
  
```

```

for (i = 0; i < mbox->inbox->size; i++)
LCD_Char(mbox->inbox->message[i], 70 + i * 6, 6, 1, WHITE, GLASSY);
}
else
LCD_String("ERR", 36 + 3 * 7, 6, 1, RED, GLASSY);

```

Так же следует отдельно упомянуть модуль отправки и приёма сообщений (porto.o) состоящий из исходного кода (proto.c) и заголовочного файла (proto.h).

Модуль выполняет следующие функции:

- имеет окно ввода сообщений;
- предоставляет пользователю возможность настраивать программные параметры;
- осуществление приёма и отправки сообщения с помощью двух конечных автоматов, которые по мере пересылки байтов меняют своё состояние;
- оповещение пользователя о принятом сообщении;
- сохранение сообщения и прикрепленных файлов на энергонезависимой памяти устройства;
- осуществление проверки сообщения на соответствие и обработка ошибок.

Код не приводится в виду его большого размера. Модуль рассчитан целиком на работу от прерываний и требует предварительного вызова инициализации.

Обобщая вышеизложенное, отметим, что использование микроконтроллера STM32 с соответствующим программным обеспечением в составе холтеровского монитора позволит существенно уменьшить габаритные размеры устройства, а также обеспечить высокую скорость обработки данных.

АЛГОРИТМ ПОСТРОЕНИЯ 3D ПОЛИГОНАЛЬНОГО ОБЪЕКТА ИЗ НЕУПОРЯДОЧЕННОГО МНОЖЕСТВА ТОЧЕК НА ОСНОВЕ МОДЕЛИ ДИНАМИЧЕСКОГО РАСШИРЯЮЩЕГОСЯ ОБЪЕКТА

Р.В.ЕРУСЛАНОВ, О.И.БАШМАКОВА, В.Н.ДУБРОВИН
«Поволжский государственный технологический университет»,
ГБУ РМЭ «Республиканская клиническая больница»

Введение. 3D представление моделей органов человека является неотъемлемой частью симуляторов, имитирующих хирургические действия оператора на виртуальной модели пациента [1]. Современные тенденции состоит в построении и отображении в сценах симулятора

трехмерных моделей органов, соответствующих реальному пациенту с необходимым приближением. Модели представляются в виде замкнутых полигональных поверхностей. В то же время данные об анатомии пациента могут формироваться при проведении компьютерного томографического, ультразвукового или другого исследования. Сегментированные данные органов в этом случае представляются в виде точечных полей, нередко нерегулярной структуры, из в дальнейшем строятся трехмерные замкнутые полигональные поверхности объектов.

Цель. Разработать алгоритм построения замкнутой полигональной модели объекта, представленного в виде неупорядоченного облака точек.

Теоретическая часть. В основе рассматриваемого метода лежит положение, что поверхность N замкнутого, без разрывов и перекрестий объекта произвольной формы и поверхность M сферы обладают взаимным топологическим гладким отображением $f, f = N \rightarrow M$ [3]. Рассматривая это положение, можно сделать предположение, что существует алгоритм $f^{-1}(t)$, применяемый к простому динамическому объекту P_0 с поверхностью M в виде сферы, помещаемому в точечное поле T и далее итеративно расширяемому, может аппроксимировать поверхность N точечного поля T с требуемой степенью точности и гладкости:

$$\exists f^{-1}(t): M \rightarrow N, P_0 = M, P_{t+\Delta t} = f^{-1}(P_t, T), t = 0, \Delta t.. \tau, P_\tau \approx N = T \quad (1)$$

В качестве физической модели такого процесса можно использовать модель расширяющегося «шарика» [4], после расширения принимающего конечную форму объекта. Модель $P = \{E, W\}$ образована двумя множествами: множество активных элементов $E = \{e_i\}$ и множество точек $W = \{w_j\}$. Физическим параметром модели является коэффициент поверхностного натяжения, аппроксимируемый расстоянием между точками динамического объекта. Активным элементом поверхности является треугольник $e_i = \langle abc \rangle$ (см. Рис. 1,а) с нормалью к поверхности

$$N_{\langle abc \rangle} = \frac{\overrightarrow{b-a} \times \overrightarrow{c-a}}{|\overrightarrow{b-a} \times \overrightarrow{c-a}|} \quad (2)$$

Рост точек $w \in W$ объекта выполняется вдоль усредненной нормали

$$\mathbf{N}_{w_j} = \frac{1}{3} \sum \mathbf{N}_{E_i} : w_j \in E_i, \quad (3)$$

где $\mathbf{N}_{w_j}$ - треугольники, в которые входит точка w , со скоростью V :

$$w^{t+\Delta t} = w^t + v^t \cdot \mathbf{N}_{w_j}. \quad (4)$$

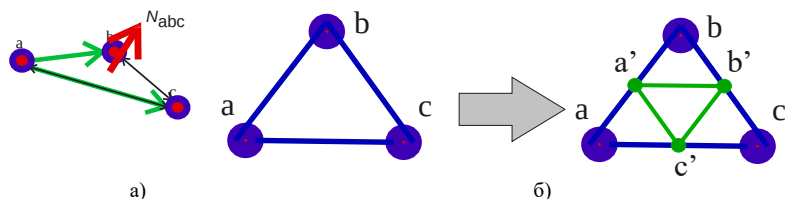


Рис.1. а) активный элемент динамического объекта, б) процесс разбиения активного элемента на подэлементы

Будем считать, что после каждой итерации расширения поверхностное натяжение «шарика» сбрасывается. Данный процесс достигается разбиением на подэлементы (см. рис. 1,б) элементов, коэффициент поверхностного натяжения которых превысит некоторую величину, аппроксимируемую условием:

$$|\mathbf{a} - \mathbf{b}| > \varepsilon_Q \quad \& \quad |\mathbf{b} - \mathbf{c}| > \varepsilon_Q \quad \& \quad |\mathbf{c} - \mathbf{a}| > \varepsilon_Q, \quad (5)$$

где, ε_Q - пороговое значения поверхностного натяжения. Такая операция позволяет достигнуть требуемой гладкости получаемой поверхности.

Процесс итеративно продолжается до тех пор, пока все точки w объекта P не выйдут к границе точечного поля T . Например, этим данной функцией оценки граничности может быть расстояние до точек точечного поля T :

$$\forall w \in W : \min\{dist(w, T)\} < \varepsilon_d, \quad (6)$$

или оценки плотности точечного поля T в точке P :

$$\forall w \in W : \rho_T(w) < \varepsilon_d. \quad (7)$$

Точки, для которых выполняется условия (6) или (7) считаются замороженными и в процессе эволюции более участвуют. Точки, не являющиеся замороженными образуют активный фронт.

Алгоритм процесса:

Шаг 0. Входные параметры: точечное поле T , пороговые значения коэффициента натяжения ε_Q и порога расстояния ε_d .

Шаг 1. Объект P помещается в центр реконструируемого объекта. Каждый элемент поверхности помечается как активный. Иницируется пустой массив замороженных элементов $F = \langle \rangle$.

Шаг 2. Для каждого элемента $e \in E$ и точек $w \in W$ рассчитываются вектора нормалей N_e и N_w согласно (2) и (3).

Шаг 3. Движение точек активного фронта: $w \in W, w \notin F$, вдоль нормалей N_w к поверхности динамического объекта P согласно (4).

Шаг 4. Для каждого элемента $e \in E$ динамического объекта вычисляется оценивается коэффициент поверхностного натяжения согласно формуле (5). При превышении порога, элемент разбивается на подэлементы (см. Рис. 1, б).

Шаг 5. Оценивается достижение границ точечного поля согласно (6) или (7). Если точка $w \in W$ достигает границы, то она помечается замороженной: $F = F \cup w$ и исключается из дальнейшего процесса. Отслеживается эволюция изменения значения функции. При увеличении значения для функции (6) точка замораживается (динамический объект «вытечет» за пределы объекта).

Шаг 6. Выполняется проверка наличия активных точек и алгоритм переходит на Шаг 2. Иначе алгоритм завершает работу.

Расширение происходит до тех пор, пока динамический объект не примет форму целевого объекта. Изменяя параметры ε_Q и ε_d и итерационно применяя алгоритм к динамическому объекту, можно добиваться необходимой точности приближения модели к целевому объекту.

Поэтапный результат работы алгоритма показан на Рис. 2. В качестве точечного поля было выбрано сегментированное облако точек почки пациента по результатам компьютерного томографического обследования. Динамический объект в виде сферы помещен в нижнюю часть органа.

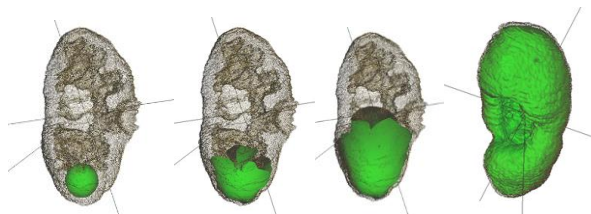


Рис. 2. Этапы построения поверхности объекта по его нерегулярному точечному полю

Заключение. Алгоритм прост, стабилен, обладает сходимостью, может быть реализован по схеме с параллельными вычислениями. В то же время он критичен к выбору функции достижения границ точечного поля.

Библиографический список

1. Choice of surgical access for retroperitoneoscopic uretero-lithotomy according to the results of 3D reconstruction of operational zone agreed with the patient: initial experience / V.N. Dubrovin, V.I. Bashirov, Y.A. Furman, A.A. Rozhentsov, R.V. Eruslanov, A.A. Kudryavtsev // Central European Journal of Urology. – 2013. – Vol. 66 (4). – P. 447-452.
2. Augmented reality and image overlay navigation with OsiriX in laparoscopic and robotic surgery: Not only a matter of fashion / F. Volonté, F. Pugin, P. Bucher, M. Sugimoto, O. Ratib, P. Morel. // Journal of Hepato-Biliary-Pancreatic Sciences. – 2011. – Vol. 18(4). – P. 506-509.
3. Дубровин, Б.А. Современная геометрия. Методы и приложения / Б. А. Дубровин, С. П. Новиков, А. Т. Фоменко // М.: Наука. - 1986. - 760 с.
4. Sharf, A. Competing Fronts for Coarse-to-Fine Surface Reconstruction / A. Sharf, T. Lewiner, A. Shamir, L. Kobbelt, D. Cohen-Or // In Eurographics '06. - 2006. - Vol.25(3). - P. 389–398.

АЛГОРИТМ ЛОКАЛИЗАЦИИ ИЗОБРАЖЕНИЙ ОРГАНОВ ЗАБРЮШИННОГО ПРОСТРАНСТВА НА КОМПЬЮТЕРНЫХ ТОМОГРАФИЧЕСКИХ ИЗОБРАЖЕНИЯХ

Р.В. ЕРУСЛАНОВ, И.В. САМАРИН, В.Н. ДУБРОВИН

**«Поволжский государственный технологический университет»,
ГБУ РМЭ «Республиканская клиническая больница»**

Введение. Под задачей локализации на сценах изображений, описываемых эталонами или моделями, понимается выделение

изображения интересующего объекта на сцене и определение его координат. Её решение заключается в поиске такой области двумерной функции изображения предъявленной сцены, в которой эта функция соответствует аналогичной функции эталона (модели). При этом оценки координат объекта получают, например, решением системы уравнений или неравенств, составленных из линейных или нелинейных функций от значений и аргументов найденной области функции сцены. Для полученной последовательности оценок выбирают закон сглаживания и экстраполяции координат и подбирают такие его параметры, которые минимизируют целевой функционал в виде функции невязки истинных координат и их оценок. Локализация органов – важный этап, облегчающий понимание изображения. Результаты локализации могут быть использованы на дальнейших этапах обработки, например, при сегментации изображения и т.п.

Цель. Разработать алгоритм локализации изображений органов забрюшинного пространства на томографических изображениях.

Теоретическая часть. КТ изображение I представляет собой упорядоченный набор $I = \{I_z\}_{z=0}^{N-1}$, из N рентгеновских снимков тела человека, сделанных с определенным расстоянием $K = \{k_x, k_y, k_z\}$ между пикселями. Каждый пиксел $\mathbf{u} = (x, y, z)$ такого изображения кодируется смещённой величиной количественной оценки плотности $I(\mathbf{u})$ структур тканей человека по шкале Хаунсфилда. Диапазон единиц шкалы составляет от -1024 до $+3071$, значение интенсивности пиксела лежит в диапазоне $0 \leq I(\mathbf{u}) \leq 4095$, что позволяет уверенно классифицировать отдельные ткани.

За редким исключением органы человека располагаются в виде группы объектов с постоянным взаимным расположением друг относительно друга. Для построения карты органов была собрана статистика по 3 пациентам. Для каждого из них устанавливались границы появления органов и их взаимное расположение. На основании полученных результатов топологическую карту системы органов человека можно описать в виде группового упорядоченного точечного объекта. Была выполнена обработка DICOM изображений с целью накопления начальной статистики. По полученным результатам была выполнена оценка значений параметров центра органа и его размеров с учетом параметров преобразования систем координат DICOM. Были построены распределения центров каждого органа в трех анатомических плоскостях и отмечены на графиках (см. Рис. 1).

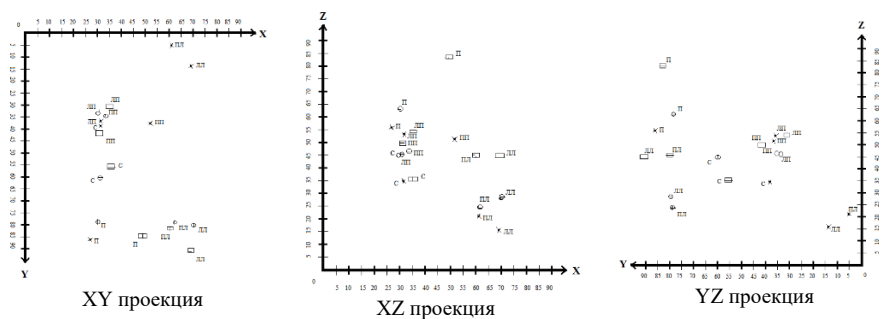


Рис. 1. Распределения центров органов

Было проведено исследование рентгеноконтрастной статистики для органов. Распределение яркостей соответствует нормальному распределению с уровнем значимости 0.95 по критерию Колмогорова. Следовательно можно построить карту яркостей для каждого органа.

Таблица 1. Яркостные характеристика

Пациент	Орган									
	Печень		Почки				Легкие		Селезенка	
			Мозговое вещество		Нефрон					
	$\bar{X}$	σ	$\bar{X}$	σ	$\bar{X}$	σ	$\bar{X}$	σ	$\bar{X}$	σ
1	1030.44	19.15	1069.15	22.21	1177.44	20.68	251.24	92.86	1118.37	25.32
2	1131.61	19.59	1080.11	8.34	1168.44	14.10	195.12	45.28	1118.52	16.43
3	1136.51	19.74	931.80	29.05	1158.42	20.04	203.90	53.35	1129.16	16.48

Таким образом, задачу локализации органов можно решить на основании собранной топологической, анатомической и яркостной статистики для внутренних органов пациента. В качестве признаков следует выбирать расположение координат центров объектов, их размеры, среднюю рентгеновскую плотность. Математическая модель $M = \{G, P\}$ системы органов представляется в следующем виде:

1-й компонент: связный граф $G = \{g_i\}$ в вершинах g_i которого – модели конкретных органов с признаковым описанием P .

2-й компонент: структура признакового поля $P = \{I, C, R, Q\}$: яркостная модель I , координаты относительно центра C , размеры R и набор шаблонных контуров Q по трем проекциям.

Построим обобщенный алгоритм, который может решать задачу локализации. Он состоит из ряда этапов:

1. Грубая подстройка модели под размеры пациента. Устанавливается центр системы координат. Модель масштабируется под рост и толщину пациента.

2. Для каждой модели органа выполняется расчет признаков параметров в области интереса этой модели (область соответствует участку пространства размером R с центром в точке C): яркости I^* , контура Q^* на фоне, их центры C^* и размеры R^* . Рассчитывается признаковое расстояние до эталонов органов. Выбирается ближайший эталон органа.

3. Изменение параметров модели: подстройка параметров под рассчитанные параметры конкретного пациента. Также выполняется исключение удаленных органов, если ни один эталон не был выбран.

4. Тонкая настройка параметров модели: уточнение границ (например, методом градиентного спуска).

5. Визуализация результата.

Заключение. Для локализации и обнаружения внутренних органов разработана математическая модель внутреннего органа. Показано, что каждый орган можно описать рядом признаков, отличающих его от других органов. К ним относятся: А) признаки размера: высота, ширина, длина; Б) топологические признаки: координаты центра, поворот; В) рентгеноконтрастные признаки: распределение интенсивностей рентгеновской плотности. Разработан обобщенный алгоритм локализации изображений органов забрюшинного пространства на компьютерных томографических изображениях на базе анатомических, топографических и статистических признаков.

Библиографический список

1. Ю.Н. Ереско Признаковый метод локализации объектов в потоках изображений динамических сцен. – Информационно-измерительные и управляющие системы, 2005, т. 3, №6, с. 8 – 20.
2. Ерусланов, Р.В. Сегментация изображений органов забрюшинного пространства по компьютерным томографическим изображениям на основе функции уровня / Р.В. Ерусланов, М.Н. Орехова, В.Н. Дубровин // Компьютерная оптика. – 2015. – Т. 39, № 4. – С. 592-599.
3. Vision 20/20: Perspectives on automated image segmentation for radiotherapy / G. Sharp, K.D. Fritscher, V. Pekar, M. Peroni, N. Shusharina, H. Veeraraghavan, J. Yang // Medical Physics. – 2014. – Vol. 41(5).

4. Park, H. Construction of an abdominal probabilistic atlas and its application in segmentation / H. Park, P. Bland, C. Meyer // IEEE Transactions on Medical Imaging. – 2003. – Vol. 22(4). – P. 483-492.
5. Lamecker, H. Segmentation of the liver using a 3D statistical shape model / H. Lamecker, T. Lange, M. Seebass // ZIBReport 04-09 (April 2004). – 2004. – P. 1 - 25.
6. Лемешко, Б.Ю. Статистический анализ данных, моделирование и исследование вероятностных закономерностей. Компьютерный подход: монография / Б.Ю. Лемешко, С.Б. Лемешко, С.Н. Поставалов, Е.В. Чимитова. – Новосибирск : Изд-во НГТУ, 2011. – 888 с.

НЕПРЕРЫВНЫЙ ИММУННЫЙ ПИД РЕГУЛЯТОР

А.И. БОБИКОВ, Т.С. БУБНОВА

Рязанский государственный радиотехнический университет

На сегодняшний день существует достаточно много альтернативных методов управления биомедицинскими системами с запаздыванием. Большое распространение получили иммунные регуляторы дискретного действия, в основе работы которых лежат процессы, протекающие в организме человека.

Искусственная иммунная система представляет собой интеллектуальную систему, разработанную на основе принципов и механизмов биологической иммунной системы, что способствует повышению надежности и способности адаптироваться в условиях с большим количеством возмущающих воздействий и неопределенностей.

Искусственное иммунное управление (точнее, иммунный регулятор) имитирует биологическую иммунную систему, которая обладает свойствами и методологиями, чтобы спроектировать вычислительный алгоритм для эвристического решения сложных интеллектуальных задач.

Существуют различные модели иммунных систем, которые исследуют иммунные механизмы и роль клеток в иммунных процессах. В настоящее время для практических приложений применяются дискретные математические модели биологической иммунной системы, которые конструируют, исходя из представления о дискретности всех процессов, происходящих в этих системах. Но все процессы в человеческом организме являются непрерывными процессами, и с этой точки зрения ограничивать технические приложения искусственных иммунных процессов только путем использования цифровых

регуляторов нецелесообразно. При этом учитываем то обстоятельство, что практически все технические объекты управления, для которых проектируются иммунные регуляторы, являются непрерывными устройствами. Кроме того, применение цифровых иммунных регуляторов приводит к введению дополнительных устройств ЦАП и АЦП. Тогда возникает задача выбора периода дискретизации для физического осуществления цифровых иммунных систем. В отечественной промышленности в основном задействованы непрерывные регуляторы, в том числе и ПИД-регулятор. Отсюда введение цифровых иммунных регуляторов приводит к необходимости применения цифровых ПИД-регуляторов, что во многих случаях сопряжено с определенными трудностями.

В докладе рассматривается методика построения иммунного регулятора непрерывного действия.

Закон управления подобного регулятора, называемого в дальнейшем как непрерывный иммунный регулятор (НИМР), определяется следующим выражением:

$$u(t) = k_{p1}(du/dt)e(t),$$

где $e(t) = v(t) - y(t)$ – ошибка между задающим воздействием $v(t)$ и управляемой величиной $y(t)$;

$$k_{p1}(du/dt) = K[1 - \eta f(du/dt)].$$

Здесь K – коэффициент усиления регулятора НИМР; η – постоянная, определяющая устойчивость процессов иммунного регулирования. Нелинейная функция $f(du/dt)$ определяется как

$$f\left(\frac{du}{dt}\right) = 1 - \frac{2}{1 + \exp\left(-\frac{\tau du}{dt}\right)}, \tau > 0,$$

и отсюда для всех значений du/dt функция $f(du/dt)$ расположена между -1 и 1.

Показано, что такой закон управления гарантирует устойчивость нелинейной замкнутой системы с непрерывным объектом управления. Однако при этом появляется установившаяся ошибка слежения при постоянном задающем воздействии. С целью обеспечить робастность системы управления предлагается модифицировать регулятор НИМР путем введения в закон управления прямой связи по задающему воздействию. Тогда видоизмененный закон управления принимает вид:

$$u(t) = k_{p1}(du/dt)e(t) + \alpha v(t).$$

За счет выбора коэффициента α можно добиться безошибочного воспроизведения постоянного задающего воздействия $v(t) = v_0 = \text{const}$ при ограниченном произвольном значении v_0 . Надо

отметить, что в этом случае показатели качества переходного процесса для ряда рассмотренных объектов управления лишь незначительно

изменяются при изменении значения V_0 . Таким образом, наблюдается свойство псевдо суперпозиции в нелинейной системе управления.

Кроме того, спроектированный модифицированный регулятор НИМР является робастным относительно немоделируемой динамики объекта управления, связанной с неточностью определения или игнорированием малых постоянных времени, обусловленных трудностью получения адекватной модели на высоких частотах.

Вместе с тем, полученный регулятор НИМР чувствителен к изменению свойств объекта в низкочастотной области, прежде всего к изменению коэффициента усиления объекта управления. К тому же он в малой степени ослабляет влияние на управляемую величину внешних возмущающих воздействий, так как он по своей природе является безынерционным регулятором. Если указанные факторы оказывают существенное влияние на процесс управления, в докладе предлагается дополнительно ввести в контур управления ПИД-регулятор и использовать комбинированный закон управления, позволяющий объединить положительные свойства как одного, так и другого регулятора. Этот предлагаемый закон управления имеет следующий вид:

$$u(t) = k_{p1}(du/dt)e(t) + k_I \int e(\tau)d\tau + k_D de/dt.$$

Здесь k_I и k_D есть постоянные интегрирования, и дифференцирования соответственно.

На основе предложенной модели НИМР разработана система для биомедицинского объекта с запаздыванием. Моделирование было осуществлено в пакете Matlab/Simulink. Можно сравнить работу системы с комбинированным законом управления, основанным на НИМР, и систему, где для управления объектом используется лишь ПИД-регулятор. Модель реализуется для биомедицинского объекта с запаздыванием [1], упрощенная линеаризованная модель которого описывается передаточной функцией

$$W(p) = \frac{2e^{-p}}{(3p+1)(3p+1)(3p+1)}.$$

Подробно полученные характеристики управления двумя методами приведены в таблице.

Сравнительные характеристики систем с ПИД-регулятором и комбинированной системы с ПИД и иммунным регуляторами.

Оцениваемые характеристики	Система с ПИД-регулятором	Система с ПИД и иммунным регуляторами
Время нарастания	18 с	20 с
Влияние возмущающих воздействий	3,5%	3,4%
Перерегулирование	25%	0%

Вывод. В докладе предложен метод управления с помощью нелинейного иммунного регулятора для биомедицинских объектов с запаздыванием. На основе приведенных формул была спроектирована система автоматического управления, робастная к изменению параметров объекта управления и точно обеспечивающая необходимую реакцию системы на выходе. Применение предлагаемого метода показывает свою эффективность, а также способствует уменьшению затрат на реализацию за счет изменения стандартного дискретного иммунного регулятора на непрерывный.

Библиографический список

1. Astrom K. J., "Feedback systems: an Introduction for scientists and engineers", DPAFT v2.4a 2006.
2. Takahashi K, Yamada T., "Application of an Immune Feedback Mechanism to Control Systems" // [J]. JSME Int J, Series C, 1(2): 184.1998.
3. Попова, А. А. Непрерывный иммунный регулятор / А. А. Попова // Математика и информационные технологии в приложениях: материалы Международного студенческого симпозиума. СГУ-2015. – Сочи, 2015. – С. 103-105.

СПЕКТРАЛЬНЫЕ МЕТОДЫ ВИЗУАЛИЗАЦИИ ШУМОВ В ЛЕГКИХ

**А.А. ТИМОХИН, Д.С. КОНДРАШОВ, А.Р. СУФЭЛЬФА, Д.Е.
СКОПИН**

«Юго-Западный государственный университет»

В настоящее время большое количество людей подвержено серьезным заболеваниям легких. Патология лёгких включает разнообразные врождённые и приобретённые заболевания. Особенно большое медико-социальное значение имеют широко распространенные в промышленно развитых странах так называемые хронические неспецифические заболевания лёгких, главными из

которых являются хронический бронхит, бронхиальная астма и эмфизема лёгких. Исходом многих заболеваний лёгких является пневмосклероз.

Для определения оценки дыхательных шумов и бронхофонии над всей поверхностью легких проводят аускультацию. Выслушивание дыхательных шумов через цилиндр (стетоскоп) позволяет легко оценивать образующиеся шумы, выявлять заболевания большинства органов грудной клетки и определять их выраженность.

Развитие компьютерных технологий позволяет использовать данные аускультации легких для спектрального анализа шумов. Для построения спектрограммы необходимо, чтобы при проведении аускультации происходила запись дыхания пациента в звуковой сигнал. Далее этот сигнал обрабатывается программой, которая обладает достаточно мощным математическим аппаратом, например, средой MATLAB. Существует множество различных способов спектрального анализа звуковых сигналов, но в данной работе рассматриваются следующие методы: вейвлет-анализ, преобразования Фурье и метод Уэлча.

Вейвлет-преобразование – интегральное преобразование, которое представляет собой свертку вейвлет-функции с сигналом. Вейвлет-преобразование сигналов является обобщением спектрального анализа, типичный представитель которого – классическое преобразование Фурье. В отличие от традиционного преобразования Фурье, вейвлет-преобразование обеспечивает двумерное представление исследуемого сигнала в частотной области в плоскости частота-положение. Аналогом частоты при этом является масштаб аргумента базисной функции (чаще всего – времени), а положение характеризуется ее сдвигом. Это позволяет разделять крупные и мелкие детали сигналов, одновременно локализуя их на временной шкале. Иными словами, вейвлет-анализ можно охарактеризовать как локализованный спектральный анализ или – спектральный анализ локальных возмущений. Аппаратурным аналогом одного из видов вейвлет-анализа является многоканальная полосовая фильтрация сигнала при постоянном отношении ширины полосы фильтра к центральной частоте. Особенностью вейвлет-анализа является то, что в нем можно использовать большое число основных вейвлет-функций, реализующих различные варианты соотношения между частотой и локализацией при анализе сигнала. Поэтому при исследовании имеется возможность выбора между семействами вейвлетных функций и гибкого применения тех, которые наиболее эффективно решают конкретную задачу.

Преобразования Фурье идеально подходят для выделения гармонических сигналов на фоне помех. Так как сигнал, снятый с пациента, почти всегда обладает шумом, возникает проблема его восприятия. Построение спектрограммы позволяет наглядно изучить исходный сигнал, если из-за помех не будет видно полезного сигнала, то спектральная характеристика позволит определить его амплитуду и частоту.

В зависимости от количества отсчетов быстродействие Фурье-анализа может в сотни раз превосходить быстродействие других методов. При этом следует подчеркнуть, что алгоритм преобразований Фурье наиболее точный, так как, сокращая число операций, он приводит к меньшим ошибкам округления. Он позволяет перевести амплитудно-временное представление в частотный спектр. Полученный спектр позволяет судить, например, есть ли какие-либо выделенные частоты в сигнале, каков частотный состав сигнала, а также сделать предварительную оценку, какие частоты могут "выжить", если, например, рассматривается задача о распространении сигнала в среде с различным коэффициентом поглощения для различных частот.

Метод Уэлча является наиболее популярным периодограммным методом спектрального анализа. Этот метод дает хорошее сглаживание сигналов, но при этом возможна потеря острых пиков спектра.

Метод Уэлча основан на несколько модифицированном методе сегментирования за счёт применения окна данных и использования перекрывающихся сегментов. Перекрытие сегментов введено для того, чтобы увеличить их число и уменьшить дисперсию оценки. Вычисление спектральной плотности каждого сегмента (периодограммы или сонограммы) предваряется взвешиванием этих данных на оконную функцию. Это позволяет за счёт небольшого ухудшения разрешения уменьшить смещение оценок. С помощью перекрытия сегментов получается увеличить число усредняемых периодограмм при заданной длине записи данных и тем самым уменьшить дисперсию оценки спектральной плотности мощности.

Применение весовой функции в методе Уэлча позволяет ослабить растекание спектра и уменьшить смещение получаемой оценки спектра плотности мощности ценой незначительного ухудшения разрешающей способности.

Таким образом, использование методов спектрального анализа дает наглядное представление о том, какие изменения происходят в дыхании пациента, что позволяет на ранних стадиях выявить болезнь и прогнозировать ее развитие в дальнейшем.

Библиографический список

1. Новиков, Л. В. Основы вейвлет-анализа сигналов [Текст] : учебное пособие / Л. В. Новиков. – С.-Петерб. : ООО "МОДУС+", 1999. – 152 с.
2. Марпл-мл. С. Л. Цифровой спектральный анализ и его приложения [Текст] / С. Л. Марпл-мл ; перевод с англ. – М. : Мир, 1990. – 584 с.
3. Бондарев В. Н. Цифровая обработка сигналов: методы и средства [Текст] : учебное пособие для вузов / В. Н. Бондарев, Г. Трёстер, В. С. Чернега – Севастополь: СевГТУ, 1999. – 398 с.

ГРУППОВОЕ ТЕСТИРОВАНИЕ ПРИ ОТБОРЕ ГРУПП ОПЕРАТОРОВ ИНФОРМАЦИОННЫХ СИСТЕМ

Е.П. ПОПЕЧИТЕЛЕВ, К.В. РАЗУМОВА

«Санкт-Петербургский государственный электротехнический
университет «ЛЭТИ» им. В.И. Ульянова (Ленина)»,
«Юго-Западный государственный университет»

Известно большое количество прикладных задач, решение которых невозможно без использования сложных информационно-управляющих систем, основанных на совместной деятельности группы специалистов, которые образуют один коллектив. Примерами таких групп могут служить коллективы, совместно управляющие сложными техническими комплексами (диспетчеры железнодорожных и авиавокзалов, сотрудники информационных служб, регулировщики движения и т. п.), сотрудники научных лабораторий и исследователей, занятых изучением одной научной проблемы, группы военных специалистов, решающих тактические задачи и другие. В таких комплексах в качестве управляющего элемента выступает группа специалистов – малая группа операторов (МГО), а комплексы относятся к разряду биотехнических систем (БТС).

В процессе формирования у МГО складывается своеобразный “резерв возможностей”, который в целом всегда больше суммы резервов входящих в неё членов, так как участие каждого отдельного работника в группе шлифует и совершенствует его способности, умения и навыки. Реализация этого резерва требует определённой координации действий всех участников МГО. При очень высокой интенсивности общения создаются дополнительные помехи в работе, вызывающие ослабление согласованности действий операторов за счёт утомления и потери внимания. При недостаточной интенсивности появляется

периодическое рассогласование в совместной работе за счёт снятия напряжения и потери концентрации.

Для характеристики МГО должен быть предложен набор параметров, характеризующих её как единый, целостный и, главное, живой объект. Группе должны быть присущи свойства живого организма, имеющего цели и ресурсы для их выполнения. Для того чтобы такой коллектив работал как «настроенный инструмент» его необходимо сначала собрать, затем обучить приёмам решений новых задач, которые могут быть поставлены перед МГО, и наконец «настроить» коллектив на совместную работу.

Для такой настройки, приводящей к увеличению резервных возможностей группы людей, которые заняты совместной работой, необходимы методы и средства их совместной тренировки, во время которой повышается мастерство, как каждого участника, так и коллектива в целом. При этом качество работы группы зависит от индивидуальных характеристик и уровня владения профессионально важными качествами (ПВК) каждым из её членов, которые можно выявить и оценить на этапе профессионального отбора. Однако групповые навыки могут быть приобретены только в процессе непосредственной и совместной работы, при выполнении общих для всей группы задач.

Качествами человека для работы в МГО считаются:

- ценность человека как специалиста, которая определяется уровнем профессиональной подготовки и состоянием его здоровья;
- высокий уровень владения навыками работы по определённой профессии;
- способности человека к обучению и овладению новыми навыками и приёмами профессиональной работы;
- устойчивость нервной системы человека, определяющей способности выполнять совместную с другими членами группы работу в автономных экстремальных условиях;
- способность успешной деятельности с заданной интенсивностью в рабочей среде, не всегда благоприятной для человека;
- характер и признаки психической дезадаптации, коммуникативные способности, моральная нормативность и ряд других.

Одним из перспективных методов проведения подобного отбора кандидатов в МГО по ПВК является метод группового тестирования, который представляет собой кратковременное испытание, проводимое в условиях группового эксперимента.

В качестве таких тестов предложено использовать изображения вертикальных или горизонтальных полос (т. н. «полосковые символы»), в которых каждый член группы управляет шириной своей полосы. Методически такой тест может быть решён при использовании гомеостатических методик, в которых задается изображение, содержащее две части – «Эталон» и «Работа». В первой части определяется тип полоскового символа, а для второй – создаются условия для управления шириной своей полосы для каждого участника. Результатом совместной работы является суммарное изображение, содержащее полосы одинаковых размеров в обеих частях.

Исходным для испытания является контингент кандидатов, подбираемых или отобранных по некоторым правилам и уже обладающих набором общих свойств и параметров. Количественные параметры, характеризующие взаимосвязи, взаимопонимание и готовность к совместной работе, также известны. Среди них уже известны такие показатели как живучесть и момент группы, групповая социограмма, персональные и групповые социометрические индексы, временные показатели занятости лидера задачами по управлению группой. Однако можно предложить ещё несколько специальных показателей, которые будут характеризовать состояния группы при использовании тестовых БТС.

1. Показатель групповой сенсомоторной реакции (СМРМГО), который характеризует общую моторную деятельность группы. Этот параметр характеризует скорость ответа группы на факт сенсорного воздействия; с его помощью можно оценить несколько параметров МГО при управлении содержанием тестовых заданий.

Для определения СМРМГО фиксируется сенсомоторная реакция СМРЧО каждого участника на определённое сенсорное воздействие, а затем вычисляется их сумма всех реакций или усреднённое значение – СМРМГО

2. Показатель психологической устойчивости. Для этого фиксируется момент неожиданного предъявления группе нового задания и измеряется интервал времени ΔT_i , за который группа переключится на её выполнение. Для этих целей могут быть использованы полосковые тесты, но предъявляемые в разные моменты времени и имеющие разные сюжеты. Момент переключения может сообщаться группе, а фиксация перехода группы к выполнению нового задания осуществляется по регистрации её первого осознанного действия для выполнения задания.

3. Затраты полного времени T_0 на выполнение тестового задания. При этом фиксируется начало работы группы над выполнением

тестового задания и время достижения конечного результата. Тестовые задания можно усложнять по мере улучшения подготовки группы.

4. Оценка вклада каждого члена группы в общий результат. Этот показатель можно определить по регистрации его активности в процессе выполнения задания, например, путем регистрации предпринимаемых им действий по управлению размером своей полосы.

5. Параметры поведения группы в изменяющейся РС. Изменения среды легко создать с помощью некоторых физических факторов, которые дополнительно вводятся в РС: звуковых или световых помех, изменением температуры в рабочем помещении или других.

На основании результатов выполнения тестовых заданий с полосковыми символами легко оценить и другие характеристики, такие как групповая спаянность, групповое давление и групповые стандарты. Кроме того, большое внимание должно быть уделено изучению влияния лидера на показатели деятельности группы, структурным свойствам группы, её сплочённости и обнаружению факторов, влияющих на её целостность.

Совокупность всех отмеченных показателей позволяет оценить функциональный потенциал сформированной группы и более надежно отобрать кандидатов по близости многих характеристик. С помощью отмеченных выше гомеостатических методик удастся оценить, как общее функциональное состояние группы, так и многие ПВК для отдельных кандидатов и для группы в целом. Без включения оценок отмеченных свойств в систему профотбора нельзя объяснить и предвидеть особенности поведения человека и группы в целом в различных рабочих ситуациях, например, в экстремальных условиях, вызывающих состояние стресса у человека.

Таким образом, чтобы получить рекомендации по организации группы, необходимо провести специальные исследования с претендентами с формированием базы данных на каждого из них, а затем в групповом эксперименте провести оценки характеристик совместимости и уровня владения навыками совместной работы. Всё это легко выполнить на одном и том же оборудовании.

ОБРАБОТКА ИЗОБРАЖЕНИЯ ТРАНСРЕКТАЛЬНОГО УЛЬТРАЗВУКОВОГО ИССЛЕДОВАНИЯ ПРЕДСТАТЕЛЬНОЙ ЖЕЛЕЗЫ

К.В. РАЗУМОВА, А.А. БУРМАКА.

«Юго-Западный государственный университет»

Интеллектуальный анализ и обработка изображений является одним из перспективных и наиболее быстроразвивающихся направлений исследований, в том числе и в медицинской кибернетике.

Последовательности изображений, произведенные в результате трансректального ультразвукового исследования предстательной железы, можно рассматривать как трехмерные сигналы, полученные способом пошаговой планиметрии. Они являются более емким носителем информации, чем обычные статичные изображения, и к ним применяются способы групповой и пространственно-временной обработки. Видеопоследовательности объединяют в себе как пространственные (двумерные) свойства статичных изображений, так и свойства сигналов, изменяющихся во времени.

В классическом варианте изображение оптического поля кадра трансректального ультразвукового исследования дискретизируются по пространственным координатам x и y с сигналом дискретизации Δx и Δy , а по времени – в зависимости от темпов поступления кадров, если обработка происходит в динамике. Яркость и цвет каждого элемента $\Delta x \cdot \Delta y$ квантуется с требуемым разрешением ΔU (или $\Delta U^{(u)}$). В оперативную память оборудования, представляющего собой информационно-измерительную систему, поступает последовательность матриц чисел, каждый элемент которой измерение яркости и цвета (если изображение цветное) соответствующего кристалла (или соответствующей точки изображения простаты при ультразвуковом исследовании) в каждом отдельном конкретном изображении ПЖ. То есть, если использовать прямоугольную систему координат для двумерного изображения (по x и y), то каждому элементу наблюдаемого дискретного изображения ЛВ ПЖ будет поставлена в соответствие яркость или цвет $I(i, j, n)$, где i, j – индексы элементов изображения по осям X и Y , n – конкретного изображения ПЖ пациента.

Наблюдаемое конкретное изображение простаты включает в себя как изображение искомого объекта и его долей (зон), так и фоновые образования, имеющиеся в кадре вследствие захвата датчиком второстепенных, фоновых тканей промежности, мочевого пузыря, уретры, прямой кишки и т.д. Таким образом, предполагается наличие

сложного и неоднородного по пространству фоновой части изображения, которая не только окружает искомый объект, но может перекрывать и растушевывать его. Кроме того, в состав оцифрованного изображения, каждого его элемента (пикселя) входят: шум квантования и шум, порождаемый особенностью работы самого датчика УЗИ.

Основной целью анализа изображений в результате УЗИ-мониторинга является извлечение содержащейся в кадре или в последовательности кадров полезной и важной информации. Информативные показатели значительности данных, полученных в результате обработки и анализа изображений, определяются целевой функцией рассматриваемой системы, формирующей необходимые данные для поддержки принятия решения.

Таким образом, врач-исследователь имеет возможность комбинировать алгоритмы обработки, как в пространстве, так и во временном формате автоматической обработки сигналов, получая более достоверные результаты в диагностике, прогнозировании развития болезни, в эффективности её лечения.

Библиографический список

1. Алпатов Б.А., Бабаян П.В., Балашов О.Е., Степашкин А.И., Методы автоматического обнаружения и сопровождения объектов. Обработка изображений и управление. М.: Радиотехника, 2008. – 176 с.
2. Назаренко Г.И., Хитрова А.Н. Ультразвуковая диагностика предстательной железы в современной практике. М., издательский дом «Видар», 2012 г., 288 с.
3. Разумова К.В. Системная модель распознавания и идентификации состояния предстательной железы по ее изображениям УЗИ и ТРУЗИ / А.А. Бурмака, Т.Н. Говорухина, К.В. Разумова // Научные технологии. - №12. – Т. 15. – 2014. – С.13-20.
4. Разумова К.В. Аналитические модели цифрового преобразования визуальной информации статичных изображений результатов ультразвуковых и рентгеновских исследований в медицине / А.А. Бурмака, К.В. Разумова // Известия Юго-Западного государственного университета. Серия Управление, вычислительная техника, информатика. Медицинское приборостроение. – 2014. - №3. – С. 80-85.

РАЗРАБОТКА АВТОМАТИЗИРОВАННОГО КОМПЛЕКСА ДЛЯ ЛАЗЕРНОЙ АКУПUNKТУРЫ

А.С. КАЧАЛИН, М.С. БОЧКОВ, В.Н. БАРАНОВ

Тюменский государственный университет

В настоящее время возрастают требования к аппаратам для лазерной терапии. Однако в настоящее время ещё не до конца разработаны медицинские изделия для лазерной акупунктуры, что является актуальным для практического здравоохранения. Нами, для изучения влияния лазерного излучения на биообъекты и разработки новой лазерной терапевтической техники, была использована опытная установка производства НИИ Полус им. М.Ф. Стельмаха (г. Москва), включавшая два полупроводниковых лазера, излучающие на длинах волн 0,67 мкм и 0,85 мкм с мощностью на конце световода 1,0 мВт. Мощность излучения контролировалась с помощью измерителя мощности лазерного излучения «Мустанг-стандарт». Объектом исследования явились кожные поверхности пальцев рук в проекции внемедиальных точек акупунктуры Ши-сюань (PC86), находящихся в середине кончика пальцев. Известно, что области кожи, соответствующие локализации зоны акупунктуры, имеют более низкую теплопроводность и отличаются высокой чувствительностью к температурным раздражителям. Мы исходили из данных ранее проведенных исследований, свидетельствующих о том, что точки акупунктуры имеют большую плотность и терморецепторов для измерения температуры на поверхности кожи пальцев рук в проекции точки акупунктуры применялся тепловизор Fluke Ti32. Исследуемая группа состояла из 5 мужчин в возрасте от 24 до 26 лет. Экспозиция облучения на облучаемую область равнялась 180 с. Плотность мощности лазерного излучения, падающей на поверхность пальца при облучении в неподвижном режиме составляла 25,0 мВт/см², при плоскостном сканировании за одну секунду изменялась от 0 до 25,0 мВт/см², а при объемном сканировании, когда излучающий торец световода, то приближался, то отдалялся от пальца, также в течение одной секунды менялась в зависимости от расстояния до кожи пальца от 1,0 до 25,0 мВт/см². Термограммы на поверхности кожи пальца в проекции точки акупунктуры снимались четыре раза: до облучения и три раза во время облучения, через каждые 60с. Всего проведено 46 термографических исследования у пяти лиц мужского пола. В каждой группе половина измерений проводилась при воздействии низкоинтенсивным лазерным излучением с длиной волны 0,67 мкм, другая половина – при облучении излучением с длиной волны 0,85 мкм.

Как показали термограммы, температура на поверхности пальца при неподвижном режиме облучения и режиме плоскостного сканирования, как в красном, так и в инфракрасном диапазонах снижалась к концу третьей минуты лазерного воздействия, причем при

инфракрасном облучении в неподвижном режиме даже опускалась на $0,2^{\circ}\text{C}$ к концу первой минуты облучения. Температура быстрее и интенсивнее росла к концу третьей минуты при облучении в режиме объёмного сканирования. Причем нагрев поверхности пальца наблюдался как при облучении на длине волны $0,67\text{ мкм}$ (на $1,2^{\circ}\text{C}$), так и на длине волны $0,85\text{ мкм}$ (на $0,8^{\circ}\text{C}$). Во время эксперимента, режимы облучения при неподвижном расположении световода и плоскостном лазерном сканировании, генерировали меньше тепла на поверхности кожи пальца в проекции точки акупунктуры Ши-сюань (РС86), причем к концу третьей минуты отмечалась тенденция падения температуры, связанная, по-видимому, со спазматической реакцией артериол микроциркуляторного русла глубоких слоев кожи в ответ на плотный поток баллистических фотонов и, соответственно, снижением кровотока на ее поверхности. Излучение же лазеров по методике объёмного сканирования, из-за сильного рассеяния в поверхностных слоях ткани пальцев, по-видимому, интенсивнее поглощалось мембранами клеток и вызывало более выраженный местный нагрев кожи, и активацию микроциркуляции. Проведённое исследование позволило обосновать необходимость разработки и применения нового биотехнического комплекса, обеспечивающего объёмное лазерное сканирование точек акупунктуры. Были разработаны структура аппаратно-программного комплекса для реализации нового метода лазерной терапии и алгоритм управления им (рис. 1.2).

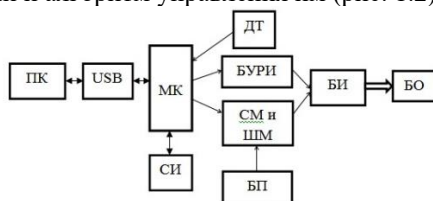


Рис. 1. Структурная схема аппаратно-программного комплекса,

где: ПК – персональный компьютер с необходимым для работы комплекса программным обеспечением (ПО), USB – компьютерный интерфейс USB, МК – микроконтроллер, ДТ – датчик температуры, СИ – субмодуль индикации и периферийного управления, БУРИ – блок управления работой излучателя, СМ и ШМ – субмодуль механики с шаговым микродвигателем, БП – блок питания комплекса, БИ – блок излучателей с рассеивающей линзой, БО – биологический объект



Рис. 2. Алгоритм управления аппаратно-программным комплексом

В результате проведенного сравнительного анализа влияния на биообъекты нескольких наиболее часто применяемых в физиотерапевтической практике режимов лазерного облучения биообъектов было выявлено преимущество режима объемного лазерного сканирования, что актуально для оптимизации процесса лазерной терапии и разработки новой лазерной терапевтической техники.

Библиографический список

1. Аронов, А. М., Пичугин, В.Ф., Твердохлебов, С.И. Разработка и внедрение новых медицинских изделий. Учебное пособие.- Томск: Издательство Томского политехнического университета, 2010.-238с.
2. Баранов, В.Н. , Малиновский Е.Л., Новиков В.А., Баимова Т.В и др. Повышение эффективности применения лазерного гинекологического аппарата «АГИН-01» в гинекологии с использованием метода пальцевой фотоплетизмографии // Казанский медицинский журнал. – 2010. – №4. – С. 555-560.
3. Bisco I.I. Use of the laser beam in acupuncture // Acupuncture Electro-therapeut. Res.Int., 1980. -V. 5.- P. 29–40.
4. Kertesz I., Fenyo M., Mester E., Bathory G. Hypotetical Model for Laser Biostimulation // Optics and Laser Technology,- 1982.- V. 14. - N 1.- P. 31–32.

ИНФОРМАТИЗАЦИЯ ФАРМАЦЕВТИЧЕСКОЙ ДЕЯТЕЛЬНОСТИ (НА ПРИМЕРЕ КРАСНОДАРСКОГО КРАЯ)

Е.А. НЕЙЧЕВА, Д.А. КУЗНЕЦОВ

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

В настоящее время аптеки используют комплексные информационные системы, которые автоматизируют бухгалтерский и кадровый учет, контроль за движением товара, процессы стратегического управления, формируя деловую информацию предприятия в электронном виде. Для предприятий фармации актуальна проблема внедрения информационных технологий, которые позволяют обеспечить быстрый доступ к профессиональной и справочной информации об объектах и субъектах фармацевтического рынка, обрабатывать большие объемы коммерческой информации, реагировать на колебания спроса и предложения, прогнозировать основные экономические показатели, осуществлять маркетинговый анализ, обеспечивать информационную безопасность.

Целью настоящего исследования является анализ использования современных информационных технологий в фармацевтической деятельности. Исследование проводилось на базе аптечной сети Краснодарского края «Адонис».

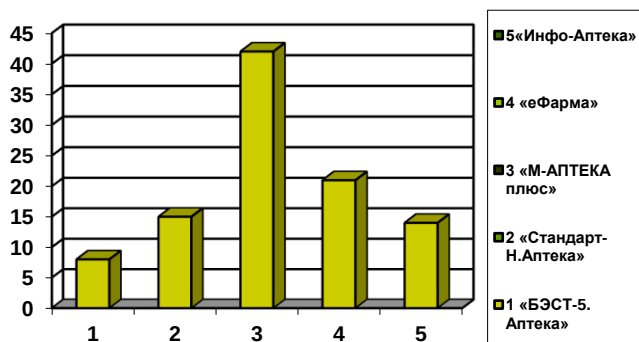
Компьютеризация в фармации - процесс внедрения компьютерной техники, обеспечивающей автоматизацию информационных процессов и технологий в различных сферах деятельности, направленная на улучшение качества жизни людей за счет увеличения производительности и облегчения условий их труда.

Ассортимент аптеки (сотни и тысячи наименований лекарственных и косметических средств, медицинских изделий, БАД и лечебного, детского и диетического питания) требует учета и автоматизации, это система учета товародвижения, контроль бизнес-процессов от заказа товара до отпуска пациенту, определяют прибыльность и рентабельность.

В ходе исследования было проведено анкетирование и интервьюирование фармацевтических работников, в котором необходимо было выбрать единственное программное обеспечение, которое используется в аптеки. 30 аптекам было предложено на выбор 5 программных комплексов, в итоге лидером оказалась система «М-аптека плюс» (42% от голосов). Далее исследование проводилась на базе аптечной сети «Адонис». Для автоматизации своей деятельности

использует программный продукт – «М-АПТЕКА плюс» (разработчик, Россия, Москва Компания «ЭСКЕЙП»). Эта программа автоматизации аптек представляет собой целую систему, позволяющую не только собирать и регистрировать информацию о движении товара, но и оформлять соответствующие документы с момента принятия решения о заказе товара до его реализации.

Система сводит воедино различные элементы управления и значительно облегчает работу всем сотрудникам аптеки. Программный комплекс «М-АПТЕКА плюс» реализован по модульной системе, который позволяет каждому пользователю подобрать свой индивидуальный «пакет модулей», необходимый для удобного ведения бизнес-процессов.



Основными элементами системы являются: Офис, Управление Ценами, Документооборот (заявки аптек -заказы поставщикам –прием электронных накладных и ценообразование – отгрузка товара в аптеки – реализация потребителям). Главная функция аптеки как элемента аптечной сети - бесперебойная продажа медикаментов и сопутствующих товаров населению.

Для автоматизации работы «Первого стола» используется модуль «Розничная торговля». Модуль настраивается для работы с различными типами контрольно-кассовых машин и периферийного оборудования, а также для выполнения процесса продаж товара (подготовка и печать чеков продаж, возврат, аннулирование, печать кассовых отчетов).

Модуль для работы на складе осуществляет прием и обработку электронных накладных от поставщика, заказ товара, частичную и полную инвентаризацию, просмотр состояния склада по различным

параметрам (поступления от поставщиков, продажи, дефектура по различным параметрам: сроки годности, оплаты, бракованные серии, состояние конкретного товара или группы товара, от большого к частному и наоборот).

Программный комплекс имеет достаточно большое количество дополнительных модулей, которые учитывают потребности фармацевтической организации для более продуктивной и удобной работы аптечных учреждений. Например, «Дисконт» поддерживает неограниченное количество маркетинговых программ: дисконтные карты, скидки от суммы покупки, скидки по накопительным данным.

Дополнительный модуль «Окно оптимального назначения», представлено на рисунке 1, автоматизирует продажу товара в POS-терминале. Фармацевт считывает штрих-код с товара, и если на этот товар заведена инициативная карта (товар должен быть основным), то на экране терминала автоматически появляется карта, которая представляет собой таблицу с перечнем сопутствующих товаров, которые фармацевт может предложить покупателю. За это начисляются дополнительные бонусы (фишки), которые являются стимулом продавать сопутствующий товар (они могут определять премию или другие компенсационные выплаты).

Окно оптимального назначения

Инициативная карта:
Код: _____ Наименование: _____ ☐ Архив

Основной товар:
*Винт эластичный (гофрир. 10 x 4,5м /)

Комментарий:
*Винт гипсовый (3 x 6 /)

Добавить Редактировать Удалить Обновить Настройки Количество [F3]

Группа/товар	Кол-во	Цена товара	Партия тов	Фишки	Остаток
ИНН и предметы ухода за больн					
*Винт медицинский (абсолютный		112.420030000000	00000000	1	9
*Вата (хирург. 50г / фасов.)		24.620030000000	00000000	1	8
Капли Зеленина (25мл /)		16.420030000000	00000001	3	16
Капли Зеленина (25мл /)		32.420030000000	00000002	3	8
Вспомогательные препараты					
*Винт эластичный (гофрир. 7,5					

Выбрать Печать Отменить

Сумма: 11.00 руб.

Рис. 1. Окно оптимального назначения.

В ходе исследования установлено, что при комплексной автоматизации с использованием «М-аптека плюс» трудозатраты сокращаются, повышается эффективность работы фармацевтического персонала, настраивается гибкая система ценообразования лекарственных средств, повышается скорость обслуживания пациентов в аптеке, оптимизируется ассортиментное планирование.

В заключение необходимо отметить, что автоматизация является залогом эффективного управления аптечной сетью. Для предприятия в

целом - это увеличение товарооборота, и прибыли, повышение конкурентоспособности, снижение «замораживания» капитала, максимальное сокращение времени от поступления товара в аптеку до выкладки на полки аптеки. Для фармацевтических работников: сокращение временных затрат и повышение точности при выполнении операций с большими объемами информации, высвобождение времени для общения с покупателями. Для покупателей: быстрое обслуживание, возможность купить именно то, что нужно, познакомиться со всевозможными дисконтными программами, узнать информацию по необходимому лекарственному средству.

Библиографический список

1. Кузнецов Д.А. Обеспечение информационной безопасности в фармацевтических организациях /Д.А. Кузнецов, Э.А. Коржавых //Жизнь без опасностей. Здоровье. Профилактика. Долголетие. – 2011. - № 1. – С.82-89.
2. Кузнецов Д.А. Информационная безопасность фармацевтической организации: подходы к оценке и противодействию угрозам /Д.А. Кузнецов, Э.А. Коржавых, Л.В. Мошкова //Вестн. новых мед. технологий. - 2012. - Т.19, № 3. - С.183-187.

РАЗРАБОТКА АППАРАТНО-ПРОГРАММНОГО КОМПЛЕКСА ДЛЯ ОЦЕНКИ ПАРАМЕТРОВ ВАРИАбельНОСТИ СЕРДЕЧНОГО РИТМА В УСЛОВИЯХ ПЕРЕМЕННОЙ ГРАВИТАЦИИ

М. А. РЕШЕТНИКОВА, С. А. АКУЛОВ

Самарский государственный аэрокосмический университет
им. акад. С.П.Королёва

Вариабельность ритма сердца (ВРС) – это естественные изменения интервалов времени между сердечными сокращениями. Изменения ЧСС обусловлены вегетативными влияниями на синусовый узел сердца – симпатическими и парасимпатическими. Симпатические импульсы ускоряют ритм сердца, парасимпатические – замедляют. ВРС может иметь внешнее и внутреннее происхождение. ВРС в состоянии полного покоя и отсутствии каких-либо внешних возмущающих факторов имеет внутреннее происхождение. В основе такой вариабельности лежат регуляторные колебания и биологические ритмы физиологических процессов. Факторами внешними причин ВРС являются физическая нагрузка, стресс, переменная гравитация и др.

Условия искусственного изменения гравитации создаются на короткорADIUSНОЙ центрифуге за счет изменения количества оборотов в минуту. Так, например, задав количество 12 оборот/мин можно симитировать гравитацию Луны, а при 26 оборот/мин - гравитацию Марса. В условиях переменной гравитации организм человека испытывает стресс, влекущий за собой изменение жизненных показателей.

Система динамического мониторинга кардиореспираторной системы позволяет зарегистрировать сигнал ЭКГ и параметры респираторной системы человека. На рисунке 1 приведена структурная схема системы динамического мониторинга кардиореспираторной системы человека; на рисунке обозначены: ПКП – персональный комплект пациента; ССД – сервер сбора данных; РСВ – рабочая станция врача. Персональный прибор пациента в режиме реального времени передает информацию в стандарте Bluetooth на смартфон или планшет со встроенным GSM/GPRS модулем для сбора информации с датчиков биосигналов и передачи по сетям GPRS на сервер сбора данных, функционирующий на основе облачных технологий. Рабочие станции врача имеют доступ к необходимым данным пациентов, хранящихся на сервере сбора данных.

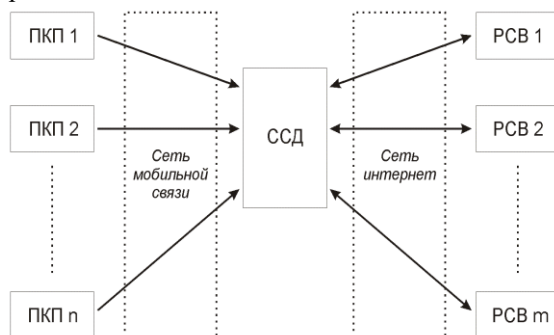


Рис. 1 – Структурная схема системы динамического мониторинга кардиореспираторной системы человека

С помощью записи ЭКГ регистрируется длительность кардиоинтервалов и измерения интервалов времени между зубцами R, которые называются RR-интервалами.

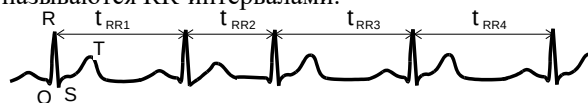


Рис. 2 – Принцип измерения длительностей межсистолических интервалов (R-R-интервалов) по ЭКГ.

Увеличение количества оборотов в минуту на короткорадиусной центрифуге приводит организм в состояние стресса, что, как правило, ведет к учащению биения сердца и, следовательно, сокращению RR-интервалов. Ниже представлена вариабельность сердечного ритма сердца для 7 испытуемых разного пола на 4 режимах: состояние покоя (0 обор/мин), 22 обор/мин, 34 обор/мин и 39 обор/мин. Длительность записи ЭКГ – 5 минут. Данные приведены в таблице 1 и рисунке 3. Таблица 1 - изменение длительности RR-интервалов в условиях переменной гравитации

Пол	Среднее значение длительности RR-интервала			
	0 обор/мин	22 обор/мин	34 обор/мин	39 обор/мин
Ж	919	973	718	753
Ж	710	770	702	701
М	1029	1064	1010	888
Ж	793	849	644	614
Ж	840	871	692	722
М	910	929	815	718
Ж	758	794	838	793

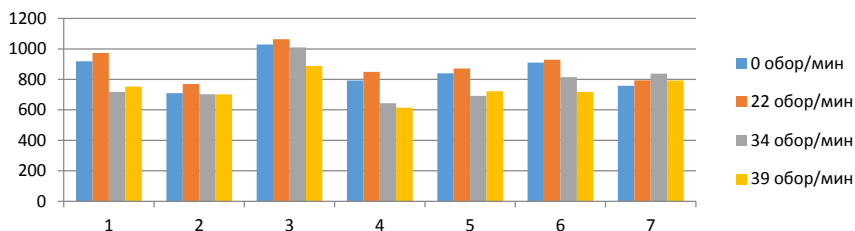


Рис. 3 – График изменения длительности RR-интервалов в условиях переменной гравитации

По расчетным данным можно сделать вывод, что при работе с аппаратно-программным комплексом для оценки параметров вариабельности сердечного ритма в условиях переменной гравитации не было выявлено сбоев, но для подобной оценки 5 минут исследований на каждый режим недостаточно. Переменная гравитация действительно влияет на изменение RR-интервалов, но не всегда увеличение числа оборотов в минуту приводит к учащению сердцебиения и сокращению RR-интервалов.

Библиографический список

1. Комаров Ф.И., Захаров Л.В., Лисовский В.А. Суточный ритм физиологических функций у здорового и больного человека. - Л.: Медицина, 1966. - 200 с.

2. Макаров Л.М. Особенности variability циркадного ритма сердца в условиях свободной активности. Физиология человека т. 24 N 2 1998 с.56-62.

МИКРОПРОЦЕССОРНАЯ СИСТЕМА С КОРРЕКЦИЕЙ ПОГРЕШНОСТЕЙ ИЗМЕРЕНИЯ ТЕПЛОФИЗИЧЕСКИХ СВОЙСТВ МАТЕРИАЛОВ

Т.А. ХОАН, З.М СЕЛИВАНОВА

Тамбовский государственный технический университет

Микропроцессорная измерительная система (МИС) предназначена для неразрушающего контроля (НК) теплофизических свойств (ТФС) материалов, применяемых в строительной и химической промышленности, авиации, энергетике, приборостроении. В МИС реализован принцип теплофизических измерений, заключающийся в активном тепловом воздействии измерительного зонда на поверхность исследуемого материала (ИМ), регистрации температурно-временных характеристик в плоскости их контакта и последующей их обработке с помощью микроконтроллера МИС в соответствии с математической моделью теплопроводности двух неограниченных полумассивов с мгновенным линейным источником тепла в плоскости их контакта. Структурная схема рассматриваемой МИС НК ТФС материалов представлена на рис.1.

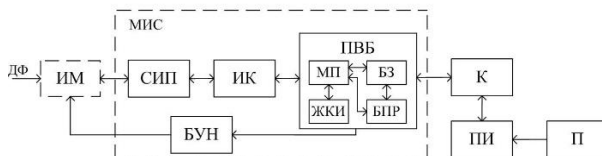


Рис.1. Структурная схема МИС НК ТФС материалов

В состав МИС входят: блок управления нагревом (БУН), система измерительных преобразователей (СИП), измерительный канал (ИК) и переносной вычислительный блок (ПВБ), включающий: микропроцессор (МП), блок принятия решений (БПР), базу знаний (БЗ), жидкокристаллический индикатор (ЖКИ). ПВБ предназначен для регистрации информации о воздействующих дестабилизирующих факторах (ДФ), синтеза алгоритма измерений и структуры МИС в зависимости от измерительной ситуации, выполнения последовательности измерительных процедур, управления измерениями. При помощи пользовательского интерфейса (ПИ)

воздействии температуры окружающей среды (T_{OC}); ΔRTT_i – погрешность в результате изменения контактного сопротивления.

б) температуропроводности

$$\Delta \alpha_i = \Delta K_1 \alpha_i + \Delta K_2 \alpha_i + \Delta T_n \alpha_i + \Delta T_m \alpha_i,$$

где ΔK_1 , ΔK_2 – погрешности определения калибровочных коэффициентов K_1 и K_2 ; ΔT_n , ΔT_m погрешности определения температур T_n и T_m в точках контроля n и m .

в) теплопроводности

$$\Delta \lambda_i = \Delta K_3 \lambda_i + \Delta K_4 \lambda_i + \Delta \alpha \lambda_i + \Delta T_m \lambda_i,$$

где ΔK_3 , ΔK_4 – погрешности определения калибровочных коэффициентов K_3 , K_4 ; $\Delta \alpha$ – погрешность определения температуропроводности α .

Получены аналитические зависимости всех компонентов в структуре полной погрешности от воздействующих факторов.

Например, получена аппроксимирующая зависимость напряжения с выхода СИП от температуры окружающей среды $\tilde{U}_{СИП} = f(T_{OC})$ при измерении РТФС линолеума и графическая с использованием программы Matlab (рис.3)

$$\tilde{U}_{СИП} = f(T_{OC}) = 0,0025(T_{OC})^2 - 0,1164(T_{OC}) + 1,979.$$

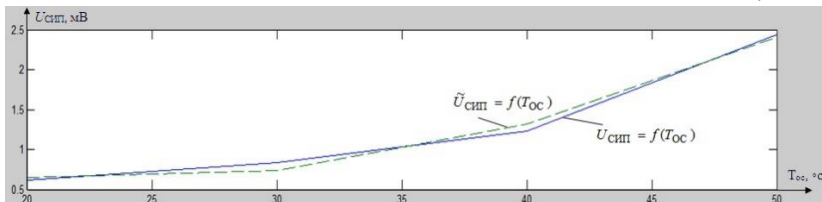


Рис.3. График зависимости напряжения с выхода СИП от температуры окружающей среды $U_{СИП} = f(T_{OC})$ при измерении РТФС линолеума

и аппроксимирующая функция $\tilde{U}_{СИП} = f(T_{OC})$.

Применение модулей коррекции погрешности структурных компонентов ИН МИС, как показывают результаты экспериментальных исследований МИС и моделирования ИК в среде Matlab, позволяет повысить точность измерения параметров ТФС исследуемых материалов до 5%.

Библиографический список

1. Селиванова, З.М. Информационно-измерительная система неразрушающего контроля теплофизических характеристик материалов

/ З.М.Селиванова: Электронная техника: Межвузовский сб. науч. тр. Ульяновск, 2004. С. 41-44.

2. Селиванова, З.М. База знаний теплофизических характеристик материалов для информационно-измерительной системы / База знаний теплофизических характеристик материалов для информационно-измерительной системы З.М.Селиванова, Д.И.Колбасин, А.Ю.Любимов: Информационные системы и процессы: сб. науч. тр. Тамбов; М.; СПб.; Баку; Вена: Изд-во «Нобелистика», 2008. Вып. 7.С. 39-43.

АНАЛИЗ ЭФФЕКТИВНОСТИ ПЕРИНАТАЛЬНОГО ЦЕНТРА БУЗ ВО ВОКБ ПОСЛЕ МОДЕРНИЗАЦИИ

А.С. ЛАЗАРЕВА, Т.В. АРХИПОВА, М.Ф. УМАРОВ

Вологодский государственный университет

Неонатология – сравнительно новая наука, которая выделилась из акушерства и педиатрии в начале XX века. Суть неонатологии: изыскание оптимальных методов диагностики и лечения болезней у детей первых четырех недель жизни, реабилитация больных новорожденных, создание в неонатальном периоде условий, необходимых для формирования состояния здоровья во всей последующей жизни человека.

Неонатология вносит огромный вклад в сохранение жизни новорожденных, требующих специального медицинского ухода. Главным показателем врача-неонатолога должна быть высокая квалификация и профессионализм. Не менее важно и значение оборудования, поддерживающего жизнь и здоровье новорожденных.

Оборудование для данной области используется в целях проведения экстренных мероприятий по реанимации и для обеспечения поддерживающей терапии новорожденных. Недоношенные дети особенно подвержены потере тепла, поэтому важно вовремя и быстро восполнить данную потерю и поместить ребенка в комфортную среду. Отделение реанимации и интенсивной терапии новорожденных должно быть обязательно оснащено инкубаторами, поддерживающими температуру тела и необходимую влажность новорожденных с проблемами терморегуляции, а также сохраняющие заданные параметры состояния младенца. Также на отделении должны быть открытые реанимационные системы для обогрева новорожденных, проведения реанимационных мероприятий в открытом доступе.

Вышеприведенные аргументы являются актуальными для изучения и анализа работы отделения неонатологии.

В связи с этим целью данной работы является проведение анализа эффективности работы отделения реанимации и интенсивной терапии новорожденных перинатального центра на базе БУЗ ВО Вологодской областной клинической больницы (ВОКБ) после модернизации.

После проведения программы модернизации здравоохранения РФ в 2012 году в данное отделение поступило следующее оборудование:

 кровать для новорожденных с системой обогрева Variotherm;

 открытая реанимационная система для терапии новорожденных Babytherm с принадлежностями Dräger Medical GmbH;

 система регистрации отоакустической эмиссии (ОАЭ) Oto Read.

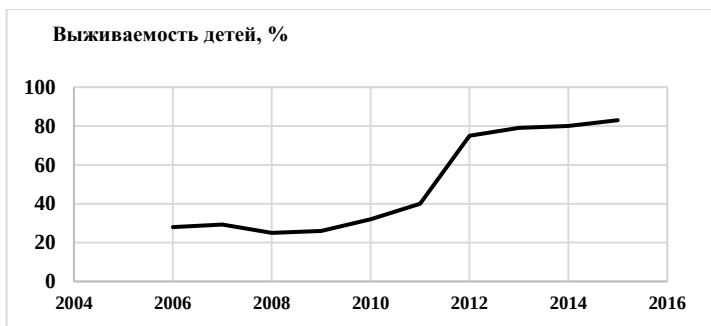
Кровать с системой обогрева Variotherm позволяет поддерживать постоянный температурный режим у новорожденных с индикацией заданной реальной температуры кожи. В ее функциональных свойствах предусмотрена возможность дополнительного оснащения реанимационным оборудованием.

Открытая реанимационная система Babytherm оснащена уникальной системой SmartSWIVE, благодаря которой появилась возможность сфокусировать на новорожденного излучатель тепла вне зависимости от положения нагревателя. Возможно размещение дополнительного оборудования, такого как аспираторы и системы подводки кислорода. Также можно регулировать высоту ложа и устанавливать лампы для фототерапии.

Система регистрации ОАЭ обеспечивает объективное измерение функции наружных волосяных клеток.

Новое оборудование позволило выхаживать детей с экстремально низкой массой тела, то есть весом от 500 грамм. Еще несколько лет назад такой возможности в данном отделении не было. Это стало большим прорывом в области неонатологии, так как значительно увеличилась выживаемость недоношенных младенцев.

На рис. 1 представлен график, наглядно показывающий, увеличение выживаемости детей за последние десять лет в отделении реанимации и интенсивной терапии новорожденных на базе БУЗ ВО ВОКБ.



Выживаемость детей с экстремально низкой массой тела

На рисунке показано, как меняются параметры выживания детей за последние десять лет. В 2012 году наблюдается резкий скачок положительной динамики выживаемости. Процент выживших детей с экстремально низкой массой тела увеличился практически в два раза.

Таким образом, из проведенного нами анализа мы выявили, что проведенная модернизация здравоохранения улучшила жизнь 80% недоношенных детей. До 2012 года работникам отделения приходилось своими силами бороться за жизнь новорожденных. С появлением нового оборудования перинатальный центр стал одним из ведущих центров Вологодской области.

Библиографический список

Неонатология : Учебн. пособие : В 2 т. / Н.П.Шабалов. – Т. I. –3-е изд., испр. и доп. – М. : МЕДпресс-информ, 2004. – 608с. : илл.

МЕТРОЛОГИЧЕСКОЕ ОБЕСПЕЧЕНИЕ НЕИНВАЗИВНОГО ТОНО-ГЛЮКОМЕТРА

Е.В. ВЛАСОВА ,Е.И. ГЛИНКИН

Тамбовский государственный технический университет

Развитие методов неинвазивного контроля концентрации глюкозы в крови становится крайне актуальным. Все современные методы, в частности метод контроля концентрации глюкозы в крови по артериальному давлению, представляют собой совокупные измерения. Задача выполнения наиболее точного измерения в этом случае будет сводиться к поиску оптимального решения задачи аналитического контроля.

Существует прибор «Омелон А-1» – автоматический тонометр и неинвазивный глюкометр, анализирующий сосудистый тонус, пульсовую

волну, артериальное давление и определяющий количество глюкозы крови. Используемое в нем алгоритмическое обеспечение ограничивает гибкую архитектуру микропроцессорного средства до жесткой структуры тестера. Повысить точность и оперативность подобного микропроцессорного устройства возможно за счет согласования эффективных метрологических средств и информативного математического обеспечения (как неделимой совокупности алгоритмического обеспечения), универсальной архитектуры из гибкого программного обеспечения и ассоциативной структуры аппаратных средств.

Для проведения измерений в разных группах риска или для проведения измерений удовлетворительной точности для конкретного пациента требуется выбор регулируемой оптимальной меры, адаптивно нормируемой и позволяющей реализовать прецизионные измерения концентрации глюкозы неинвазивным методом, в частности по уровню артериального давления.

Наличие такой меры позволяет решать задачи автоматического регулирования, максимально используя возможности микропроцессора, не превращая его в прибор, обеспечивающий удовлетворительную точность лишь для узкого диапазона измерений.

В качестве действительного значения в данном решении принимают адаптивную меру нормированного эквивалента, представляемого средним арифметическим измеренных результатов концентрации глюкозы, расположенного в границах адаптивного диапазона с погрешностью, регламентируемой адаптивной нормированной точностью Q , которую формируют как отношение среднего геометрического измерений глюкозы к действительному значению в соответствующей степени

$$Q = \frac{\prod_{i=0}^1 \prod_{j=1}^0 P_{ij}}{\left(\frac{1}{4} \cdot \sum_{i=0}^1 \sum_{j=1}^0 P_{ij} \right)^4}.$$

Адаптивная нормируемая мера точности оценивает заранее в адаптивном диапазоне точность измерения, может быть интерпретирована как нелинейность и эффективность.

Из анализа взаимозависимости точности и погрешности следует закономерность: оптимальная точность измерений стремится к 1, иными словами

$$\underset{\varepsilon \rightarrow 0}{opt} Q = 1,$$

очевидна следующая закономерность:

$$\underset{Q \rightarrow 1}{opt} \varepsilon = 0$$

Предельные значения точности $Q=1$ и погрешности $\varepsilon=0$ служат закономерностями, положенными в основу адаптивной нормируемой меры точности.

Применение адаптивной нормируемой меры точности в способе неинвазивного контроля глюкозы [2] позволяет повысить точность способа за счет исключения методической погрешности посредством калибровки в адаптивном диапазоне, регламентированном нормируемыми значениями на его границах, а в качестве оптимальное меры оценки выбрано среднее арифметическое, посредством которого происходит определение действительного значения глюкозы крови, погрешность измерения которого заранее регламентирована посредством адаптивной нормированной меры точности.

Предлагаемый способ диагностики сахарного диабета может быть использован в качестве экспресс-метода при проведении массовых профилактических обследований населения и хорошо реализуется в неинвазивном тоно-глюкометре.

Для повышения наглядности, сведем в таблицу результаты измерений отношений давлений n и соответствующих концентраций глюкозы P , а также расчет средних арифметического и геометрического и эффективности, при результатах измерения давления 120/80 и 110/70, калибровка проведена для здорового человека.

Используем адресацию аналогичную таблице истинности для удобства представления сочетаний отношений систолического и диастолического давлений: n_{01} минимальное систолическое к максимальному диастолическому, n_{11} максимальное систолическое к максимальному диастолическому, n_{00} минимальное систолическое к минимальному диастолическому и n_{10} максимальное систолическое к минимальному диастолическому.

Докажем метрологическую эффективность предлагаемого способа относительно способа неинвазивного контроля глюкозы, оценив эффективность η по точности и достоверности разрабатываемого метода Q относительно способа-прототипа неинвазивного контроля глюкозы Q^* :

$$\eta = \frac{Q^*}{Q} = \frac{\prod P_i}{\left(\frac{1}{4} \sum P_i\right)^4} \bigg/ \frac{(P_{\max})^4}{\left(\frac{1}{4} \sum P_i\right)^4} = \frac{\prod P_i}{(P_{\max})^4} = \frac{113.624}{187.416} = 0,606$$

Таблица. Пример проведения расчета.

	n	P
n10	1,714	3,7
n01	1,375	2,899
n00	1,5	3,172
n11	1,571	3,339
opt		3,278
СГ		113,624
СА		115,407
Q		0,985

Анализ всех четырех значений P_i повышает достоверность метода, за счет оценки в адаптивном диапазоне, более чем в 0,6 раз.

Таким образом, измерение глюкозы в крови по калибровочной характеристике с заранее регламентированной адаптивной нормированной меры точности в отличие от известного решения [2], снижает методическую погрешность более чем в 0,6 раз; наличие описываемых гибких метрологических средств позволяет оптимальным образом использовать микропроцессор, обеспечивая удовлетворительную точность тоно-глюкометра для проведения измерений в различных группах риска или для проведения измерений удовлетворительной точности для конкретного пациента.

Библиографический список

1. Власова Е.В., Глинкин Е.И. Повышение эффективности компьютерных анализаторов концентрации глюкозы крови // Измерительная техника. 2014. №12. С. 57– 61.
2. Патент № 2444279 (РФ), МКИ А 61 5/022: Способ определения концентрации глюкозы в крови/ И.В. Русавская, Е.В. Бирюкова, Е.И. Глинкин (Тамбовский государственный технический университет)// Изобретения. Полезные модели.-2012, №7, 8 с.
3. Власова Е. В., Глинкин Е. И. Выбор эффективных метрологических средств аналитического контроля глюкозы крови // Вестн. Тамб. гос. техн. ун-та. - 2014. Т. 20. №4. С. 720-726.

НЕИНВАЗИВНЫЙ МОНИТОРИНГ ГЛЮКОЗЫ

В.А. ИСМАГИЛОВ , Ю.О. УРАЗБАХТИНА

Уфимский государственный авиационный технический университет

Сахарный диабет – это хроническое заболевание, которое развивается вследствие абсолютной или относительной недостаточности гормона поджелудочной железы инсулина. Он необходим, чтобы доносить до клеток организма глюкозу, которая поступает в кровь из пищи и обеспечивает ткани энергией. При нехватке инсулина или нечувствительности к нему тканей организма уровень глюкозы в крови повышается - это состояние называется гипергликемия, а понижение содержания глюкозы - гипогликемия. Связанные с этим нарушения обмена веществ в организме могут нанести серьезный ущерб практически всем системам организма, особенно нервной и кровеносной системам.

По данным Всемирной организации здравоохранения (ВОЗ) в 2014 году уровень заболеваемости диабетом составил 9% среди взрослого населения 18 лет и старше. По оценкам, в 2012 году 1,5 миллиона смертельных случаев произошло по причине диабета. Более 80% случаев смерти от диабета происходит в странах с низким и средним уровнем дохода. По прогнозам ВОЗ, в 2030 году диабет станет седьмой по значимости причиной смерти [2].

Существуют 2 основные формы диабета:

- диабет 1 типа (инсулинзависимый) - организм людей с таким типом диабета вырабатывает недостаточное количество инсулина, в связи с этим им требуется ежедневное введение инсулина.
- диабет 2 типа (инсулиннезависимый) - характерен для людей, организм которых неэффективно использует инсулин. Диабет 2 типа, которым больны 90% людей с диабетом в мире, в значительной мере является результатом излишнего веса и физической инертности.

Помимо 2 основных форм выделяют ещё 3 типа диабета:

- гестационный - является гипергликемией, которая развивается или впервые выявляется во время беременности и диагностируется чаще всего во время пренатального скрининга, а не на основе сообщаемых симптомов;
- диабет, обусловленный недостаточностью питания, главным образом в тропических странах у пациентов 10 - 50 лет.
- симптоматический, или вторичный, сахарный диабет - это заболевание, которое по сути является второстепенным проявлением

другой болезни. Особенность этого типа болезни состоит в том, что по клиническим проявлениям он похож на сахарный диабет 1-го типа, но здесь отсутствует аутоиммунная причина заболевания, т.е. не образуются антитела против собственных клеток островков Ларгенганса (ответственны за выработку инсулина).

ВОЗ определила следующие основные мероприятия, которые направлены на диагностирование и лечение сахарного диабета:

- контроль за умеренным содержанием глюкозы в крови;

- контроль кровяного давления;

- контроль за содержанием липидов в крови;

- скрининг с целью выявления ранних признаков болезней почек, связанных с диабетом .

На данный момент существует 3 основных способа мониторинга уровня глюкозы в крови:

- инвазивный;

- минимально инвазивный;

- неинвазивный.

В настоящее время создано много средств, позволяющих производить инвазивный мониторинг, где для определения уровня глюкозы в крови необходимо прокалывать кожу. Однако данная процедура довольно болезненна и необходимость в ежедневном проколе пальца создает неудобства в обычной жизни, хотя больной все равно идет на этот шаг, т. к. существует опасность гликемии и впадении в кому.

Ввиду этого, ведущими производителями глюкометров разрабатываются новые методы диагностики с возможностью производства неинвазивных глюкометров – приборов, не нуждающихся в прямом контакте с кровью для измерения уровня глюкозы. Основываясь на этом, вопрос неинвазивного мониторинга остаётся актуальным, и один из путей решения будет представлен в данной работе.

В результате исследования рынка имеющихся технических средств для инвазивного мониторинга уровня глюкозы в крови и перспективных разработок в области неинвазивного мониторинга, была разработана структурная схема устройства, предназначенная для неинвазивного мониторинга гликемии, представленная на рисунке 1.

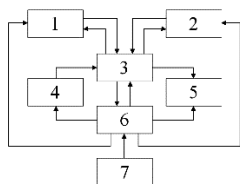


Рис. 1 - Структурная схема устройства неинвазивного мониторинга гликемии

1 – комбинированный датчик; 2 – часы реального времени; 3 – микроконтроллер; 4 – клавиатура; 5 – дисплей; 6 – схема управления источником питания; 7 – источник питания

Работа устройства, представленного на рисунке 1, основана на методе интерпретации метаболического тепловыделения. Суть данного метода в следующем: кислород и глюкоза поступают к клеткам организма с помощью системы кровообращения. После окисления глюкозы кислородом высвобождается энергия в виде тепла в окружающую среду, таким образом, существует взаимосвязь между количеством окисленной глюкозы и количеством кислорода в крови. Также необходимо учесть, что объём поступающего кислорода зависит от скорости кровотока и степени насыщения крови кислородом, а потому количество выделяемого тепла можно выразить следующей зависимостью: $H=f(G, BF, O)$, где H – это количество рассеиваемого тепла, G – уровень глюкозы в крови, BF – скорость кровотока, O – степень сатурации крови кислородом.

Таким образом, при известных параметрах H , BF , и O можно вычислить концентрацию глюкозы.

Разрабатываемое устройство работает следующим образом: после подачи напряжения от источника питания (7) на схему управления источником питания (6) происходит распределение энергии с помощью микроконтроллера (3) на комбинированный датчик (1), часы (2), клавиатуру (4) и дисплей (5). Клавиатура необходима для ввода параметров пациента. Комбинированный датчик позволяет измерять температуру окружающей среды, температуру около кожи, температуру ближнего и дальнего конца металлической пластины, относительную влажность около поверхности кожи пальца. Информация, измеренная датчиком, поступает в микроконтроллер и после соответствующей обработки отображается на дисплее интересующая нас информация.

Преимуществами разрабатываемого устройства, в первую очередь, является неинвазивность метода определения концентрации глюкозы в крови, что даёт быструю, безболезненную, безопасную и

удобную альтернативу обычному методу проверки, также необходимо отметить простоту реализации конструкции и лёгкость в управлении и снятии информации.

Библиографический список

1. Всемирная организация здравоохранения. [Электронный ресурс]. URL: <http://www.who.int/mediacentre/factsheets/fs312/ru/> (дата обращения 18.09.2015).
2. Гусев В.Г. Получение информации о параметрах и характеристиках организма и физические методы воздействия на него: Учебное пособие/В.Г.Гусев.- М.: Машиностроение, 2004.- 759с.
3. Портал о здоровье. [Электронный ресурс]. URL: http://www.ayzdorov.ru/lechenie_diabeta_chtotakoe.php (дата обращения 18.09.2015).
4. Fei Tang, Xiaohao Wang, Dongsheng Wang and Junfeng Li. Non-invasive glucose measurement by use of metabolic heat conformation method. Sensors, 2008.

ПРОГРАММНО-АППАРАТНЫЙ КОМПЛЕКС ДЛЯ ПОВЫШЕНИЯ ЭФФЕКТИВНОСТИ ФУНКЦИОНИРОВАНИЯ СИСТЕМ ЭКСТРАКОРПОРАЛЬНОГО ОЧИЩЕНИЯ КРОВИ

И.И.САКАЕВА, С.В. ЖЕРНАКОВ, Р.Х. ЗУЛКАРНЕЕВ

Уфимский государственный авиационный технический университет

На сегодняшний день заместительная почечная терапия является основным способом поддержания жизни больных с хронической почечной недостаточностью.

Гемодиализ – высокотехнологическая процедура, связанная с использованием многокомпонентного оборудования и обеспечивающая возможность проведения экстракорпорального очищения крови больных почечной недостаточностью от уремических токсинов и удаления излишков воды из организма пациента. Процесс гемодиализа проводится обычно три раза в неделю и длится в среднем от трех до пяти часов, в зависимости от рекомендаций лечащего врача.

Аппарат экстракорпорального очищения крови является сложной технической системой, которой необходимо собирать, анализировать и визуализировать физиологические параметры пациента (давление, гематокрит, объем жидкости в организме и др.), параметры процедуры диализного очищения крови (артериальное, венозное, трансмембранное и системное давления, расходы крови,

диализирующего раствора, гепарина и замещающей жидкости, состав и температуру диализата и пр.), а также поддерживать и контролировать программный диализ.

Качество и продолжительность жизни пациентов с почечной недостаточностью зависит от эффективности диализного лечения. Несмотря на прогресс в создании нового поколения аппаратов «искусственная почка», остается открытым вопрос оценки адекватности диализной терапии. Основным методом оценки эффективности проведения гемодиализа являются ежемесячные лабораторные анализы проб крови до и после процедуры. Данный подход не дает возможности осуществить постоянный контроль хода процедуры и коррекцию параметров процесса гемодиализа в режиме реального времени. В связи с этим, актуальной является проблема разработки программно-аппаратного комплекса для мониторинга и повышения эффективности диализного очищения крови.

Целью данной исследовательской работы является создание и проектирование программно-аппаратного комплекса экстракорпорального очищения крови, способного проводить мониторинг во время процедуры гемодиализа.

С учетом поставленной цели необходимо выполнить следующие задачи:

- Изучить структуру и принципы построения системы гемодиализа;
- Рассмотреть классификацию систем гемодиализа;
- Разработать блок биотехнической системы диализного очищения крови для мониторинга параметров крови;
- Разработать метод и алгоритм повышения эффективности процедуры гемодиализа.

Искусственное очищение крови – это метод внепочечного очищения крови при острой и хронической недостаточности. Совокупность лечебных мероприятий по выведению из организма человека токсических продуктов обмена веществ и улучшению водного и электролитного балансов.

Диализные методы искусственного очищения крови основаны на избирательном пропускании веществ полупроницаемыми мембранами. Процесс диализа крови состоит в заборе и транспортировании крови пациента через массообменное устройство (диализатор), в котором происходит воздействие на нее управляющей среды (диализирующего раствора) и возврате очищенной крови пациенту с добавлением при необходимости замещающего раствора. Основным методом диализного очищения крови является гемодиализ – переход низкомолекулярных

соединений крови в диализирующий раствор под действием градиента их концентрации, а также излишка жидкости вследствие разности давлений между полостями по крови и по диализирующему раствору.

При процедуре гемодиализа контроль за концентрацией в крови пациента креатинина, глюкозы и мочевины способствует их оптимизации за счет: определения необходимого времени гемодиализа, выявления нарушения кровотока через диализатор, связанного с частичным тромбозом экстракорпорального контура крови или увеличением шунтового кровотока в артериовенозной фистуле, своевременного прогнозирования эффективности гемодиализа по анализу величины КТ/V в течение первых 1 – 1,5 ч сеанса процедуры.

На практике эффективность проведения процедуры гемодиализа в основном определяется, благодаря, сдаче анализов на уровень мочевины, креатинина и глюкозы до проведения процедуры диализа, гораздо реже постдиализного, так как частый отбор проб крови для проведения исследования невозможен. Недостаток информации о динамике очищения крови на протяжении всей процедуры не дает врачу вовремя скорректировать режим гемодиализа и принять правильное решение.

Новшеством в процедуре гемодиализа стало определение уровня мочевины и креатинина в оттекающем диализирующем растворе. На мировом рынке предлагается три системы контроля содержания мочевины и креатинина в диализирующем растворе, гемофильтрате и ультрафильтрате. Это «Baxter Biostat», «Biocate Corporation», «DQ M200 Gambro». Основным недостатком этих аппаратов является потребность применения расходного реактива.

В нашем разрабатываемом блоке для измерения уровня креатинина и мочевины применяется спектрофотометр, а для глюкозы – рефлектометр. В ходе процедуры очищения, кровь пациента и чистый диализный раствор попадают в диализатор. Во время гемодиализа происходит удаление находящегося в крови веществ путем диффузии и конвекции в полупроницаемой мембране, с одной стороны которой находится кровь пациента, а с другой – диализирующий раствор. Далее кровь обратно попадает в кровяное русло, а диализная жидкость стекает в проточную кварцевую кювету. В процессе сеанса, после подключения пациента к аппарату «искусственная почка», по сигналу таймера, через равные промежутки времени диализная жидкость освещается источником света определенной длины. После сигналы передаются в фотоприемник. В блоке управления и обработки данных рассчитывается коэффициент пропускания для креатинина и мочевины, также коэффициент отражения для глюкозы. Все значения

сравниваются эталонным значением чистого диализного раствора. Далее все данные выводятся на экран компьютера. Благодаря мониторингу основных показателей гемодиализа в режиме реального времени, позволяет врачам своевременно принять правильное решение в лечении больных хронической почечной недостаточностью.

Библиографический список

1. Базаев Н.А. Программно-аппаратный комплекс для анализа технических характеристик и повышения эффективности функционирования систем диализного очищения крови. Диссертация. Москва, 2011. 117 с.
2. Дорофеева Н.И. Исследование скорости удаления метаболитов из отработанного диализата. Молодой ученый. - 2015. - №10 - С. 200-203.
3. Степанова О.С. Разработка и исследование биспектрального метода контроля процесса гемодиализа. Изд. СПбГЭТУ «ЛЭТИ», 2013. 19 с.
4. Эвентов В.Л. Мониторинг мочевины при гемодиализе. Медицинская техника. - 2003. - N 2. - С. 15-19.

АВТОМАТИЧЕСКИЙ БИОХИМИЧЕСКИЙ АНАЛИЗАТОР

Г.И.СУЧКОВ, Ю.О. УРАЗБАХТИНА

Уфимский государственный авиационный технический университет

В настоящее время медицина идет по пути автоматизации диагностических процессов в целях снижения вероятности ошибки, и спрос на автоматические анализаторы неуклонно растет. Большая часть покупаемого сегодня оборудования зарубежного производства, включая полуавтоматические приборы. Но полуавтоматические анализаторы требуют постоянного присутствия оператора, что делает процесс диагностики трудоемким и времязатратным, а также увеличивает возможность проведения неточного анализа.

Анализ потребности в подобном инновационном оборудовании показал, что данные анализаторы будут востребованы на рынке, так как за счет размещенного в России производства будут иметь более низкую закупочную стоимость и стоимость владения. Меньшая стоимость и более дешевая эксплуатация анализаторов достигается за счет производства их на территории РФ. Происходит также удешевление сервисного обслуживания анализаторов за счет доступности запасных частей к нему и эффективной организации сервисной службы.

Основываясь на этом можно быть уверенными, что отечественные анализаторы, не уступающие по качеству зарубежным аналогам, будут востребованы на рынке.

Выбор экономически эффективных способов изготовления изделия может быть сделан на основании исходных требований на проектирование продукции, изложенных в техническом задании, данных патентного исследования, анализа рынка материалов и комплектующих, необходимых для выпуска разрабатываемых анализаторов.

Компьютеризация и автоматизация принципиальным образом изменили характер работы клинико-диагностических лабораторий. Выполнение практически всех биохимических исследований становится возможным на автоматических анализаторах. Подключение их к компьютерам значительно облегчает формирование серии исследований для одного пациента, хранение в памяти результатов, подготовку ответа клиницисту.

Стандартизация режимов определения, достигаемая автоматизацией всей процедуры анализа, естественно, повышает и надежность его выполнения, притом за более короткий период времени и с использованием значительно меньшего (чем при мануальном исследовании) объема реагентов и биологического материала.

В клинической биохимии применяется широкий спектр аналитических методов, однако доминирующими являются фотометрические методы, основанные на измерении оптической плотности реакционной смеси. Аналитический процесс фотометрического метода состоит из дозирования проб и реагентов, инкубации реакционной смеси и непосредственно фотометрических измерений.

Автоматизация аналитического процесса в фотометрической биохимии позволяет, прежде всего, значительно улучшить качество результатов исследований, повысить производительность лаборатории. Исключение человеческого фактора существенно снижает вероятность появления грубых ошибок.

Для реализации этого проекта была разработана структура анализатора (рисунок 1). Он содержит источник питания автоматического биохимического анализатора, источник света, блок кварцевых кювет, дифракционную решетку, детектор, усилитель сигналов, фильтры нижних и верхних частот, микроконтроллер с встроенными аналого-цифровыми и цифро-аналоговыми преобразователями.

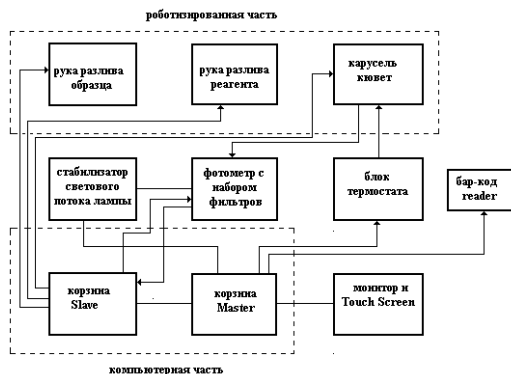


Рис.1. Структурная схема автоматического биохимического анализатора

Автоматизация процессов в биохимическом анализаторе реализована на дозаторах реагента один и реагента два, а также дозатора пробы.

Также доступна функция удаленного подключения к данному биохимическому анализатору для сервис-инженеров с возможностью просмотра логов и ошибок анализатора и их устранение.

Параметры исследований будут задаваться с тачскрина, встроенного в компьютер. Результат отображается на дисплее и передается по беспроводному каналу Bluetooth в больничную или лабораторную сеть клиничко-диагностической лаборатории.

Библиографический список

1. Балаховский И.С., Тительман К.М. Расчет экономической эффективности биохимических клиничко-диагностических исследований // Лабораторное дело. 1998. № 10. С. 25-33.
2. ГОСТ Р. ISO 9000-2001. Система менеджмента качества. Основные положения и словарь. М., 2001.
3. Дементьева И.И. Лаборатория-экспресс-диагностики (обоснование, задачи, процесс анализа) //Клиническая лабораторная диагностика. 1998. № 1.С. 48-49.
4. Титов В.Н. Автоматизация в клинической биохимии // Клиническая лабораторная диагностика. 1997. № 3. С. 25-32.
5. Титов В.Н. Контроль качества в клинической биохимии // Клиническая лабораторная диагностика. 1994. № 3. С. 44-47.

ПОЗИТРОННО - ЭМИССИОННАЯ ТОМОГРАФИЯ

Н.Р. ХИСАМУТДИНОВА, Ю.О. УРАЗБАХТИНА

Уфимский Государственный Авиационный Технический Университет

Медицинская визуализация — раздел медицинской диагностики, занимающийся неинвазивным исследованием организма человека при помощи физических методов с целью получения изображения внутренних структур. Существует несколько методов визуализации: фотографический, методы тепловидения, преобразование невидимого излучения лазера в видимое и т.д.

Хотелось бы уделить внимание методу лучевой (радионуклидной) диагностики – позитронно-эмиссионной томографии (ПЭТ). ПЭТ уникален тем, что в отличие от других методов визуализации – компьютерной томографии (КТ), магнитно-резонансной томографии (МРТ), однофотонной эмиссионной компьютерной томографии (ОФЭКТ), отражает физиологические и биохимические процессы, происходящие в организме на субклеточном и молекулярном уровнях. В настоящее время ПЭТ нашла свое применение, в основном, в трех областях медицины: кардиологии, неврологии и онкологии.

В кардиологии позитронно-эмиссионная томография применяется для определения метаболизма глюкозы в миокарде и определения жизнеспособности кардиомиоцитов. Результаты ПЭТ имеют принципиальное значение в определении показаний для кардиохирургического вмешательства, его объема и оценки проведенного лечения.

В неврологии метод ПЭТ применяется для выявления функциональных изменений головного мозга при его сосудистых заболеваниях, деменции, а также для дифференциальной диагностики очаговых образований.

В онкологии ПЭТ применяется для выявления злокачественных опухолей и метастаз, что является одной из важнейших проблем. Ведь от возможности своевременного получения полной и объективной информации о локализации и размерах первичной опухоли, а также ее распространенности зависит точное определение стадии опухолевого процесса, выбор адекватной тактики, и, в результате, эффективность лечения.

Данный метод основан на использовании радиофармацевтических препаратов (РФП), меченных короткоживущими позитрон-излучающими радионуклидами. Изотопы для ПЭТ вырабатывают на месте проведения исследования. Это связано

с тем, что большинство ПЭТ-изотопов являются ультракороткоживущими. Их период полураспада исчисляется несколькими минутами, оставляя слишком мало времени на производство и доставку РФП. Наиболее распространенным РФП для ПЭТ является фтордезоксиглюкоза (FDG, ^{18}F) - аналог природной глюкозы, меченной радиоактивным короткоживущим ^{18}F . Является основным применяемым в мире РФП для ПЭТ и служит для оценки метаболизма глюкозы в организме и выявления злокачественных опухолей. Относительно продолжительный период полураспада (109 минут) позволяет располагать производство отдельно, транспортируя полученный РФП в несколько близлежащих ПЭТ-центров. Однако, наиболее качественные изображения получаются при использовании РФП, меченных ^{13}N и ^{15}O .

Меченый изотопом ^{11}C метионин ($\text{HO}_2\text{CCH}(\text{NH}_2)\text{CH}_2\text{CH}_2\text{SCH}_3$) используется, преимущественно, для диагностики онкологических заболеваний головного мозга. Вода с ^{15}O служит для оценки мозгового кровотока. Разнообразие существующих РФП позволяет выбрать оптимальный вариант, в зависимости от целей исследования для наиболее адекватной ПЭТ-методики.

В процессе ПЭТ-исследования РФП, содержащий позитрон-излучающие радиоизотопы, вводится пациенту внутривенно или путем ингаляции. После этого изотопы циркулируют в кровяном русле и достигают области исследования. Как только происходит аннигиляция, томограф регистрирует локализацию изотопа и вычисляет его концентрацию. Линия, которая возникает после аннигиляции, отражает собой эмиссию двух гамма-лучей, с энергией 511 кэВ направленных приблизительно на 180 градусов друг по отношению к другу. Работа томографа заключается в том, чтобы регистрировать эти лучи, означающие, что позитронная аннигиляция произошла где-то на данной линии совпадения. Переданная компьютеру информация о зарегистрированных лучах, обрабатывается им. Затем переводится в графический вид, то есть компьютером строится изображение на основе полученных данных. Чем больше радиоактивного препарата захватывается тканями, тем ярче они выглядят на полученном изображении - такие участки называют «горячими», и наоборот, чем меньше захвачено препарата - тем тусклее получается изображение, такие участки называют «холодными». Обмен веществ в злокачественной опухоли намного выше чем в здоровых тканях поэтому злокачественные опухоли дают более яркую картинку («горячие»).

В целом использование метода ПЭТ у различных категорий больных обеспечивает получение неинвазивным путем уникальных данных, не имеющих альтернативы, выводит на качественно новый уровень диагностику и контроль эффективности лечения заболеваний и обогащает возможности врачей-клиницистов в решении этих проблем.

Библиографический список

1. Радионуклиды в диагностике и терапии http://nuclphys.sinp.msu.ru/nuc_tech/med/isotopes.htm
2. Получение радионуклидов и РФП для ПЭТ. Теоретическое рассмотрение http://www.slideshare.net/Alex_Zadorin/1-28716121
3. Радиофармпрепараты для ПЭТ <http://pet-metodichka.narod.ru/3.htm>

СИСТЕМА ДЛЯ МОНИТОРИНГА СОСТОЯНИЙ МАТЕРИ И ПЛОДА

И.В. ЧАДЛИН, Ю.И. ГАЛЛЯМОВА, А.Ю. ДЁМИН

Уфимский государственный авиационный технический университет

Одним из самых важных показателей перинатального здоровья является уровень перинатальной смертности, который в то же время характеризует качество акушерской и неонатальной помощи. Вместе с этим, важность анализа перинатальных потерь состоит в том, что факторы, которые способствуют наступлению летального исхода у плода, к ним также можно отнести дефекты оказания медицинской помощи, отражают недостатки, имеющие место и у выживших.

Фетальные мониторы (кардиотокографы) высоко оцениваются акушерами и перинатологами и широко применяются в родовспомогательных медицинских учреждениях для проведения диагностического обследования функционального состояния, степени тяжести гипоксии плода в течении беременности и в первом периоде родов. Проведение КТГ - обследования и кардиотокографического мониторинга в родах - обязательное условие благоприятного разрешения беременности и проведения благополучных родов. Работа фетальных мониторов основана на эффекте Доплера: на переднюю брюшную стенку беременной женщины устанавливается доплеровский ультразвуковой датчик в плоскости сердца плода; датчик, излучая ультразвуковую волну, принимает зеркально отраженную от органов матери и плода УЗ волну, а затем с помощью

специального блока выделяется сигнал сердца плода. Сердечный ритм плода регистрируется и подвергается дальнейшей обработке.

Современные кардиотокографы обеспечивают надежную регистрацию частоты сердечных сокращений плода при одноплодной или многоплодной беременности методом УЗ-зондирования или путем снятия прямой ЭКГ плода при помощи спиралевидного одноразового электрода, а также регистрацию сократительной активности матки с помощью наружного датчика или путем измерения внутриматочного давления с помощью введения катетера.

На мировом рынке присутствует множество различных фетальных мониторов. Среди возможностей и преимуществ уже существующих можно выделить: относительную портативность (системы представлены в виде ноутбуков, отсоединяющихся от медицинского блока, возможные для использования как обычный компьютер), практически неограниченную память, прямое подключение к принтеру и моментальная распечатка полученных данных, сетевое отсоединение для передачи данных на другие ПК, небольшие размеры (фетальный прибор "Уникос"), архивация данных, расчет параметров в автоматическом и ручном режимах, сигнал тревоги ("Sonicaid Team Care"), а также возможность отслеживать состояния нескольких плодов ("Bionics").

Большинство представленных на российском рынке фетальных мониторов использует для обнаружения сердечного ритма и движений метод доплерографии. Это обусловлено следующими факторами:

- 1) данный метод является исторически первым инструментальным методом регистрации сердечного ритма и движений плода;

- 2) при качественном исполнении датчиков и усилительного тракта с последующей цифровой обработкой сигналов данный метод позволяет получить ритмограмму плода без сложных математических вычислений.

Основным недостатком фетальных мониторов, основанных на доплеровском эффекте, является неустановленный эффект воздействия ультразвуковых волн на плод, поэтому проведение таких исследований ограничено и выполняется строго по указаниям врача. Суточный мониторинг выполняется в крайних случаях, хотя именно этот вид мониторинга дал наиболее полную информацию о протекающей беременности специалисту.

На данный момент в мировой практике не существует комплексов, способных проводить диагностику состояний матери и плода самостоятельно пациентом и в течении продолжительного

периода времени. Актуальным решением данной проблемы является создание комплекса для неинвазивного и пассивного мониторинга и оценки состояния плода на основе анализа электрокардиограммы. Ключевыми достоинствами разрабатываемого комплекса являются его малые габариты и портативность, т.е. возможность использования прибора не только в учреждениях медицинского назначения, но и самостоятельно пациентом для обследования жизненно важных показателей плода, а в дальнейшем при возникновении проблем получить квалифицированную помощь специалиста путем обращения в медицинский центр.

Библиографический список

1. Воскресенский С.П. Оценка состояния плода. Кардиотокография . Допплерометрия . Биофизический профиль: Учебное пособие. Минск: Книжный дом, 2004. - 304с.
2. Колгушкина Т.Н. Основы перинатологии . М.: Медицинское информационное агентство, 2006. 320с.
3. Пат. 2269925 РФ, МПК А61В5/0444. Устройство для регистрации биопотенциалов сердца плода / В.Л. Калакутский , Л.И. Калакутский , Ф.А. Белянин , Э.С. Манелис . № 2004105657/14; заявл . 25.02.2004; опубл . 22.02.2006. Бюл . № 5.
4. Stinstra J. G. The Reliability of the Fetal Magnetocardiogram: Ph.D. thesis / University of Twente, Netherland. Enschede, 2001.
5. Peters M.J., Stinstra J.G., Uzunbajakau S. and Srinivasan N. Fetal Magnetocardiography // Advances in Electromagnetic Fields in Living Systems. 2005. - v. 4. - p. 1-40.

НОСИМОЕ УСТРОЙСТВО МОНИТОРИНГА ДЫХАТЕЛЬНОЙ ФУНКЦИИ СПОРТСМЕНА ВО ВРЕМЯ ТРЕНИРОВОК

Ю.П. ЕЛИСЕЕВА, С.А. ГОЛБ

Рязанский государственный радиотехнический университет

Процесс дыхания сопровождает человека на протяжении всей его жизни и при любой его деятельности — во время работы, отдыха, во сне, при занятиях спортом и т. п.

Спорт требует от организма колоссальных энергозатрат, для восстановления которых необходим кислород. Какими бы мышцами не обладал человек, он не сможет эффективно выполнять упражнения без кислорода. Поэтому процесс дыхания является очень важным аспектом спортивной техники.

Если научиться управлять своим дыханием, то можно значительно облегчить нагрузку на сердечно-сосудистую и дыхательную системы, следовательно, повысить эффективность тренировочного процесса.

Исследование дыхания человека проводится при помощи специальных устройств – спирометров, спирографов, пневмографов, капнографов и так далее.

Однако большинство существующих анализаторов дыхания опционально входят в состав стационарных медицинских спирометров, не предусматривающих двигательную активность пациента. Известные же носимые анализаторы дыхания являются неэргономичными вследствие неудобства крепления или исполнения в виде некомфортных масок. К тому же информация о дыхательной функции спортсмена во время тренировки фиксируется в энергонезависимую память, что делает невозможным ее анализ тренером в реальном времени. Многие анализаторы передают измерительную информацию на монитор тренера по проводам, которые доставляют дискомфорт спортсмену.

Предлагаемый к разработке носимый спирометр позволит преодолеть описанные недостатки. Благодаря своей компактности и конструктивным особенностям корпуса, устройство будет легко помещаться во рту спортсмена, предоставляя ему свободу действий во время тренировки.

По беспроводному соединению информация со спирометра поступает, записывается и отображается в режиме реального времени на ноутбуке тренера, который наблюдает за действиями спортсмена.

Главной особенностью является его мобильность, так как тренеру важно знать лишь общие характеристики дыхания (момент вдоха, выдоха и задержки дыхания) для осуществления контроля синхронизации с движениями.

Структурная схема анализатора дыхания, определяющая его основные части, их назначения и взаимосвязи, изображена на рисунке 1.

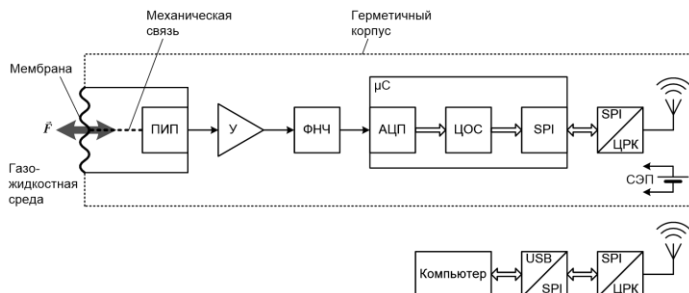


Рис. 1 – Структурная схема анализатора дыхания: ПИП – первичный измерительный преобразователь; У – усилитель; ФНЧ – фильтр нижних частот; АЦП – аналого-цифровой преобразователь; ЦОС – цифровой обработчик сигнала; SPI – последовательный периферийный интерфейс; ЦРК – цифровой радиоканал; СЭП – сменный элемент питания

Мембрана, выведенная наружу герметичного корпуса, деформируется под воздействием силы $\vec{F}$, вызванной воздушным потоком при дыхании. Через механическую связь это воздействие передается на первичный измерительный преобразователь (ПИП), в качестве которого выбран электретный датчик.

Для первичной обработки сигнал с выхода ПИП нормализуется с помощью усилителя (У) и фильтра нижних частот (ФНЧ).

С выхода фильтра сигнал поступает на вход микроконтроллера, где преобразуется в цифровую форму аналого-цифровым преобразователем (АЦП) и подвергается цифровой обработке (ЦОС) для выделения кривой дыхания.

После фильтрации происходит передача информации от микроконтроллера модулю радиоканала (ЦРК) по последовательному периферийному интерфейсу SPI.

Модуль радиоканала, представляющий собой самостоятельное устройство, осуществляет беспроводное соединение с компьютером тренера.

Для этого на компьютер так же устанавливается модуль радиоканала. Принятая информация от модуля радиоканала передается компьютеру по универсальной последовательной шине USB.

Данные, переданные по радиоканалу, отображаются на компьютере в режиме реального времени.

Для обеспечения работы носимого спирометра предусмотрен сменный элемент питания (СЭП).

На рисунке 2 изображен сигнал, полученный в лабораторных условиях с помощью электретного ПИП, размещенного в ротовой полости человека, находящегося в спокойном состоянии (по оси

абсцисс – время в миллисекундах, по оси ординат – напряжение в вольтах), и кривая дыхания, полученная в результате цифровой обработки сигнала методом экспоненциального сглаживания.

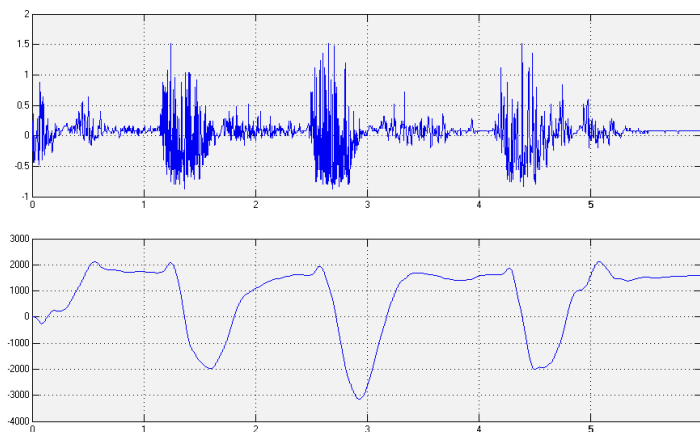


Рис.2

Таким образом, по данным, полученным в результате фильтрации, мы можем четко отследить динамику дыхания спортсмена во время тренировок.

Библиографический список

1. Макарова Г. А. Спортивная медицина. Учебник. – М.: Советский спорт, 2003. 480 с.
2. Оценка функций дыхания при занятиях спортом
3. http://www.fi.ziolive.ru/html/fi_z/statii/breath.htm
4. Медицинское оборудование. Спирометры
5. <http://www.medtechmarket.ru/glossary/spirometer/>
6. Методы сглаживания и фильтрации
7. <https://university.prognoz.ru/biu/ru/>

**РАЗРАБОТКА ТЕХНИЧЕСКИХ РЕШЕНИЙ ПО АДАПТАЦИИ
СИСТЕМЫ ОПЕРАТИВНОГО МЕДИЦИНСКОГО КОНТРОЛЯ
И ПУЛЬСОКСИМЕТРА ДЛЯ ОЦЕНКИ СОСТОЯНИЯ
ОПЕРАТОРА ПРИ ИСПЫТАНИЯХ
ПРОТИВОПЕРЕГРУЗОЧНОГО ОБОРУДОВАНИЯ НА
ФИЗИОЛОГИЧЕСКОЙ ЦЕНТРИФУГЕ**

М.Н. МИТЯЕВА, Г.А. САДОВСКИЙ

Рязанский государственный радиотехнический университет

В авиакосмической медицине проблема непрерывного контроля диагностических данных о состоянии человека занимает особое место, так как в этой области медицины слежение за текущим состоянием приобретает жизненно важную роль.

В данном докладе представлен комплекс оперативного медицинского контроля «Бета-08».

Оперативный медицинский контроль (ОМК) осуществляется путем регистрации ЭКГ в грудном биполярном отведении DS (ЭКГDS) и частоты дыхания (ЧД), а также предусматривает использованием других источников информации.

Сбор данных в мониторинговых системах основан на регистрации биологических сигналов, то есть преобразовании сигналов, отражающих функционирование физиологических систем в форму, удобную для дальнейшей обработки и анализа.

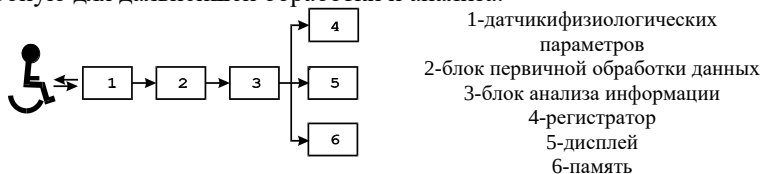


Рисунок 1 - Структурное построение медицинского монитора

Для регистрации и измерения физиологических параметров служат датчики, содержащие чувствительные элементы, преобразующие исследуемый физиологический параметр в электрический сигнал.

Анализ данных в мониторах включает первичную обработку электрических сигналов датчиков такие как: усиление сигналов, фильтрацию помех, аналого-цифровое преобразование, измерение характеристик сигналов, имеющих диагностическую ценность.

Простейшим вариантом анализа данных является пороговый контроль величины текущих значений физиологических параметров с

включением тревожной сигнализации при приближении значения контролируемого параметра к заранее заданной, “опасной”, величине.

После первичной обработки биологических сигналов анализ данных в мониторинговых системах ведется с помощью средств микропроцессорной техники, которая предоставляет большие возможности по реализации сложных диагностических алгоритмов обработки физиологической информации, в частности, проведение спектрального, статистического, регрессионного и др. методов математического анализа.

Цифровая обработка сигналов в современных мониторах позволяет провести сложный многопараметровый анализ поступающей физиологической информации, что приводит к снижению влияния артефактов, возникающих при регистрации сигналов.

Использование компьютерных средств обработки данных дает возможность предоставлять всю информацию, поступающую от аппаратуры в удобном для врача виде. В “интеллектуальных” мониторах осуществляется переход от контроля отдельных физиологических параметров к наблюдению за изменениями интегральных показателей, характеризующих состояние пациента.

Комплекс «Бета -08» используется для оперативного контроля состояния космонавта во время выхода его в открытый космос. Может применяться для медицинского контроля человека-оператора во время производственной деятельности в экстремальных условиях. Обеспечивает съём, усиление, преобразование и передачу на систему регистрации следующей физиологической информации: электрокардиограммы (ЭКГ) в отведении DS; пневмограммы (ПГ); температуры тела (ТТ) (заушной).

ТЕОРЕТИКО-ПРАКТИЧЕСКИЕ АСПЕКТЫ ИЗУЧЕНИЯ ДИСЦИПЛИНЫ «КОМПЬЮТЕРНЫЕ ТЕХНОЛОГИИ В ФАРМАЦИИ»

Ю.Ю. ВИЗЕР

**«Рязанский государственный медицинский университет
им. акад. И.П.Павлова»**

Высокий уровень квалификационной подготовки будущих провизоров является одним из требований современной фармации. Выпускник фармацевтического факультета должен обладать необходимыми знаниями, умениями, навыками, формирующими профессиональные компетенции, которые позволят им качественно и профессионально оказывать фармацевтические услуги населению,

выполнять свои должностные обязанности на высоком уровне. Таким образом, степень и уровни подготовки фармацевтических специалистов во многом детерминируется наличием доступных и эффективных форм средств и методов обучения. Использование в медицинском образовании, и в частности, в контексте подготовки будущих фармацевтов, современных информационных и коммуникационных технологий (ИКТ) позволяет за счёт применения современных компьютерных средств реализации информационных процессов осуществлять обучение специалистов на качественно более высоком уровне, облегчить визуализацию учебного материала, совершенствовать самоподготовку студентов-медиков.

Рязанский государственный медицинский университет имени С.А. Есенина в соответствии с государственным образовательным стандартом 060301 (специальность «Фармация», квалификация «Провизор») осуществляет подготовку будущих специалистов фармацевтической отрасли. Немаловажным аспектом обучения является информационная подготовка, в частности, изучение дисциплины «Компьютерные технологии в фармации». Данная учебная дисциплина входит в базовый компонент цикла математических, естественно-научных дисциплин и является обязательной для изучения.

Целями освоения дисциплины «Компьютерные технологии в фармации» являются:

- формирование у студентов профессионального представления о специфике использования современных ИКТ в сфере здравоохранения и фармации;

- развитие навыков и способностей студентов к самостоятельному практическому использованию современных информационных технологий в рамках профессиональных и общекультурных компетенций.

В процессе освоения данной дисциплины студент формирует и демонстрирует следующие общекультурные и профессиональные компетенции ОК-1, ОК-7, ПК-1, ПК-2, ПК-9, ПК-20.

Выпускник в результате освоения дисциплины «Компьютерные технологии в фармации» должен обладать общекультурными (ОК-1, ОК-7) и профессиональными компетенциями. Остановимся более подробно на профессиональных компетенциях [1]:

- способность и готовность применять основные методы, способы и средства получения, хранения, переработки научной и профессиональной информации; получать информацию из различных источников, в том числе с использованием современных компьютерных средств, сетевых технологий, баз данных и знаний (ПК-1);

способность и готовность соблюдать основные требования информационной безопасности, поддержки единого информационного пространства, планирования и управления фармацевтическими предприятиями и организациями на всех этапах их деятельности (ПК-2);

способность и готовность к научно-обоснованному применению современных маркетинговых и информационных систем в фармации (ПК-9);

способность и готовность осуществлять административное делопроизводство в аптеках, выполнять задачи по информационному обеспечению фармацевтической деятельности (ПК-20);

способность и готовность работать с научной литературой, анализировать информацию, вести поиск, превращать прочитанное в средство для решения профессиональных задач (выделять основные положения, следствия из них и предложения (ПК-48);

способность и готовность к участию в постановке научных задач и их экспериментальной реализации (ПК-49).

Дисциплина «Компьютерные технологии в фармации» изучается на втором курсе, общая трудоемкость занятий (включая самостоятельную работу) составляет 72 часа. Аудиторных часов – 48 (из них лекций – 14 часов, практических занятий – 34).

Мы предлагаем следующее тематическое содержание дисциплины «Компьютерные технологии в фармации».

Раздел 1. Современные информационные технологии обработки информации.

Лекция № 1. Информационные технологии обработки текстовой и табличной информации.

Лабораторная работа №1. Форматирование документов. Таблицы и формулы в MS Word.

Лабораторная работа №2. Автофигуры и схемы в MS Word. Стили. Слияние документов

Лабораторная работа №3. Вычисления и функции в MS Excel. Графики и диаграммы.

Лабораторная работа №4*. Создание интерактивного кроссворда в MS Excel (на медицинскую тематику).

Лекция № 2. Информационные технологии обработки графической и мультимедийной информации

Лабораторная работа №5. Основы работы в графических редакторах Adobe Photoshop и Corel Draw.

Лабораторная работа №6. Основы работы в программе MS Publisher. Создание визитки и информационного буклета.

Лабораторная работа №7. Основы работы в программе MS Power Point. Создание мультимедийной презентации с элементами управления..

Лабораторная работа №8. Основы работы в программе Windows Movie Maker и Киностудия Windows. Создание видеороликов.

Лекция № 3. Системы электронного документооборота и баз данных.

Лабораторная работа №9. Проектирование структуры базы данных в MS Access. Создание таблиц и связей между ними.

Лабораторная работа № 10. Работа в СУБД MS Access. Создание запросов и отчетов.

Лабораторная работа №11. Работа в СУБД MS Access. Создание форм.

Раздел 2. Сетевые и телекоммуникационные технологии

Лекция № 4. Компьютерные сети. Топология и классификация сетей.

Лабораторная работа № 12. Топология компьютерных сетей, сетевое оборудование, серверы и рабочие станции. Настройка параметров подключения к компьютерным сетям.

Лекция № 5. История развития сети Интернет. Услуги Интернет.

Лабораторная работа №13. История развития сети Интернет. Рунет.

Лабораторная работа №14. Обзор услуг компьютерной сети Интернет.

Лекция №6. Технология телекоммуникаций. Облачные ресурсы Интернет.

Лабораторная работа №15. Облачные ресурсы. Google Docs. Play Market, App Store, Acer Cloud и др.

Лекция №7. Интернет в медицине и фармации. Обзор медицинских порталов и сайтов. Программное обеспечение в фармации.

Лабораторная работа №16. Анализ медицинских сайтов сети Интернет и программного обеспечения управления аптечными сетями (1С Аптека). Государственные реестры лекарственных средств в Интернет.

Таким образом, данная учебная дисциплина является многоаспектной и направлена на решение важнейших задач. В частности, у студентов-медиков формируется компетентность в области использования возможностей современных средств информационных технологий в фармации. Дисциплина «Компьютерные технологии в фармации» знакомит будущих фармацевтов с техническим и информационным оснащением учреждений здравоохранения, направлениями технического прогресса в фармации и здравоохранении; возможностями использования программных средств в оказании фармацевтических и медицинских услуг; дает представление о современных системах управления базами данных и операционных системах (Windows, Mac, Android), сервисов глобальной сети Интернет в области фармации и здравоохранении.

Библиографический список:

Федеральный государственный образовательный стандарт высшего профессионального образования по направлению подготовки 060301 «Фармация» (квалификация (степень) бакалавр) [Электронный ресурс]. – Режим доступа: [http://base.consultant.ru/cons/cgi/online.cgi?req=doc; base=LAW; n=96190; fld=134; dst=100009,0; rnd=0.1922233065124601](http://base.consultant.ru/cons/cgi/online.cgi?req=doc;base=LAW;n=96190;fld=134;dst=100009,0;rnd=0.1922233065124601)

РОБОТОТЕХНИКА В ХИРУРГИИ

К.Н. КОНОВАЛОВА, Д.Д. СЕМЕНОВ, С.В. ФРОЛОВ

Тамбовский государственный технический университет

Одной из тенденций развития современного здравоохранения является комплексная автоматизация. При этом автоматизируются не только операции документооборота, выбора оптимальных изделий медицинской техники, частичной или комплексной оценки состояния здоровья различных групп пациентов, но также делаются попытки создания систем и аппаратов, которые будут ассистировать медицинским работникам при диагностике, уходе за пациентами и даже при проведении хирургических операций. Некоторые из подобных систем, в силу ряда специфических признаков, можно назвать медицинскими роботами.

В целом медицинская робототехника – это новое, но достаточно бурно развивающееся направление современной медицинской промышленности. Рынок медицинских изделий и услуг отличается широким ассортиментом разнообразных решений в этой области, причем предлагают их как зарубежные, так и отечественные фирмы.

Роботы-хирурги и роботизированные хирургические системы - применяются для проведения сложных хирургических операций. Являются не автономными устройствами, а дистанционно управляемым инструментом, который обеспечивает врача точностью, повышенной сноровкой и управляемостью, дополнительной механической силой, уменьшает утомляемость хирурга [1].

Роботизированная хирургическая система Da Vinci

Самым известным роботом-хирургом во всем мире является аппарат "Da Vinci". Устройство, произведенное компанией Intuitive Surgical, весит полтонны и состоит из двух блоков, первый - блок управления, предназначен для оператора, а второй – четырёхрукий автомат, который выполняет роль хирурга. Манипулятор с искусственными запястьями имеет семь степеней свободы, аналогично с рукой человека, и 3D-визуализационную систему, которая выводит трехмерное изображение на монитор. Такая конструкция повышает точность движений хирурга, исключает тремор рук, неловкие движения, уменьшает длину разрезов и кровопотерю во время операции.

После хирургического вмешательства с помощью Da Vinci на коже не остается уродливых шрамов, процесс заживления идет значительно быстрее и сам процесс реабилитации больного много короче.

Роботизированная система SurgiBot

Корпорацией TransEnterix была разработана SurgiBot – роботизированная система, позволяющая проводить лапароскопические операции, т. е. операции, которые проводятся через небольшие отверстия (обычно 0,5—1,5 см).

Хирург, управляя двумя щупами и камерой-фонариком, наблюдает за ходом процесса на стандартном мониторе, регулируя чувствительность управляющих ручек для повышения точности движения щупов.

SurgiBot используется для проведения процедур, относящихся к общей хирургии, а также урологии. Отдельно отмечается то, что процедуры в области урологии очень опасны, поэтому в большинстве случаев приходилось отказываться от хирургического вмешательства. Но теперь, используя робота-хирурга, можно добиться невероятного эффекта, а также значительно поднять число удачных процедур, которые будут сопровождаться минимальным восстановительным периодом.

Хирургическое вмешательство SurgiBot имеет множество плюсов по сравнению с традиционными хирургическими операциями. Эта система обеспечивает практически полное отсутствие кровопотерь, снижает риск заражения, а восстановление после операции проходит быстрее.

Хирургический робот Telelap ALF-X

Как известно, Робот да Винчи является на сегодняшний день золотым стандартом роботизированной хирургии. Однако хирургический робот Telelap ALF-X, разработанный итальянской компанией SOFAR, имеет два серьезных преимущества над роботом да Винчи. Во-первых, он умеет воссоздать для хирурга тактильные ощущения, как будто он проводит операцию своими руками. Т.е. манипуляторы передают обратную связь от роботизированной руки, которая непосредственно касается пациента. Во-вторых, с помощью специальных очков система умеет отслеживать движения глаз хирурга и передвигать соответствующим образом эндоскопическую камеру, которая показывает ход операции. Причем возможны не только движения в стороны, но и изменение масштаба изображения.

Хирургический робот Magellan

Фиброиды - это доброкачественные опухоли матки - одна из наиболее частых причин женского бесплодия. До последнего времени одним из основных методов борьбы с фиброидами было хирургическое удаление матки, лишаящее женщину возможности иметь детей. Однако в последние годы был разработан метод эмболизации фиброида

- временной закупорки артерий фиброида, в результате чего опухоль погибает. Для блокировки артерии, в нее через катетер вводят микрочастицы и строят из них стенку. Понятно, что операция требует высокой точности. В британском госпитале Святой Марии начали проводить эмболизацию фиброида матки с помощью хирургического робота Magellan, произведенного американской компанией Hansen Medical. Врачи говорят, что точность работы робота несоизмеримо выше точности человека - даже самого опытного хирурга. Кроме того, робот затрачивает на операцию намного меньше времени.

Роботизированная установка CorPath 200

Коронарная ангиопластика - операция, которая широко применяется для расширения заблокированных или суженных коронарных (сердечных) артерий при ишемической болезни сердца. В коронарные артерии вводится катетер с баллоном, с помощью которого баллончики придавливаются к стенкам артерий. В ходе этой операции нужно делать рентген, а, значит, врач должен быть в защитном (неудобном) костюме, который все равно пропускает часть излучения. Новая роботизированная установка CorPath 200 американской компании Corindus Vascular Robotics позволяет проводить эту операцию дистанционно, сидя за компьютером и управляя катетером с помощью джойстика. Кроме удобства для врача это еще и повышение точности движения катетера, а значит более безопасная процедура для пациента.

Медицинский дроид Flex System

Западные специалисты создали уникального робота, который позволяет проводить сложные операции внутри человеческого организма без надреза на теле пациента. Flex System представляет собой медицинский дроид, который проникает в пациента через ротовую полость и выполняет специальные процедуры внутри организма.

Гибкая эндоскопическая система может быть использована хирургами для доступа к отдаленным частям человеческого организма, куда достаточно трудно попасть во время классической операции.

Врач может управлять «роботом-змеей» при помощи специального джойстика, а следить за ним можно будет по монитору, который передает изображение с камеры высокого разрешения, вмонтированного в устройство. По обеим сторонам камеры имеются специальные хирургические элементы, с их помощью врач может проводить мини-операции [2].

Робот Cardio Arm

Cardio Arm – длинный робот, разработанный для хирургии сердца. Эта «змея» способна проникнуть в грудь пациента через разрез в полтора сантиметра в области солнечного сплетения. Уникальную

гибкость придают роботу 102 подвижных позвонка. Дальнейшее движение Cardio Arm внутри человеческого тела регулирует хирург с помощью пульта управления, напоминающего обычный джойстик.

Крошечная видеокамера, установленная в голове робота змеи, передает сигнал на монитор компьютера и позволяет доктору «отслеживать путь».

Важно то, что подобные системы предполагают небольшие надрезы, что приводит к снижению реабилитационного периода, а также снижению риска медленного заживления раны [3].

Библиографический список

1. Фролов С.В., Коновалова К.Н., Семенов Д.Д., Потлов А.Ю. Применение робототехники в медицине // Материалы Международной научно-практической конференции «Робототехника в сельскохозяйственных технологиях». – Мичуринск: Изд-во Мичуринского госагроуниверситета, 2014. – С. 109-111.
2. Хирургические роботы. Роботизированная хирургия [Электронный ресурс] / режим доступа: http://www.livemd.ru/tags/hirurgicheskie_roboty
3. Ваше здоровье. Медицинская робототехника в наши дни [Электронный ресурс] / режим доступа http://robotics.com.ua/shows/series_robots_and_humans/3345your_health_health_robotics_today

АВТОМАТИЗИРОВАННАЯ СИСТЕМА СБОРА ДАННЫХ И МОНИТОРИНГА СОСТОЯНИЯ БЕРЕМЕННЫХ С ГЕСТАЦИОННЫМ САХАРНЫМ ДИАБЕТОМ

Е.А. ПУСТОЗЕРОВ

Санкт-Петербургский государственный электротехнический
университет «ЛЭТИ» им. В.И. Ульянова (Ленина)

В настоящее время все больший интерес со стороны учреждений здравоохранения обращен в сторону мобильных систем дистанционного мониторинга больных различными заболеваниями. При этом особое внимание уделяется вопросам интеграции в медицинскую практику решений для наблюдения за пациентами при помощи мобильных устройств: смартфонов и планшетов [1]. Подобный подход должен уже в ближайшем будущем привести к существенному положительному эффекту, как с экономической, так и с медицинской точки зрения.

Не смотря на бурный рост технологий в области мобильной медицины (mHealth), большинство имеющихся и вновь разрабатываемых решений в данной области не находят возможного применения со стороны так называемых традиционных игроков в области здравоохранения – лечебно-профилактических учреждений, медицинских центров и т.п. Это связано как со спецификой решаемых в данных учреждениях задач, так и с высокими требованиями к надежности и гибкости применяемых систем. Разработанная в ходе данного исследования система сбора медицинских данных [2] демонстрирует результат уникальной во многом плотной совместной работы врачей и технических специалистов по внедрению и получению положительного эффекта от применения мобильных медицинских технологий.

В рамках исследования, проводимого в ФМИЦ им. В.А.Алмазова, целью которого является изучение влияния гестационного сахарного диабета, его лечения (достижения различных гликемических целей), параметров физической активности и питания матери во время беременности на эпигеном плода, было сформулировано задание разработки автоматизированной системы для непрерывного мониторинга больных гестационным сахарным диабетом.

На первом этапе исследования были выделены наиболее существенные показатели, мониторинг которых представляет интерес для специалистов. Были выделены следующие типы записей:

Уровни сахара в крови;

Инъекции инсулина (при инсулинотерапии);

Приемы пищи;

Физические нагрузки.

Каждый тип электронной записи имеет свою структуру и место в реляционной базе данных, хранящейся на устройстве пациента и на сервере.

На последующем этапе исследования была разработана структура системы, включающая основные компоненты: модули для введения данных, реляционная база данных, модули обработки и экспорта данных, интерфейсы и методы визуализации информации на стороне пациента и врача. Была подготовлена база данных продуктов питания для быстрого получения данных о химическом составе продуктов питания в рационе пациентов.

Важным этапом в разработке системы была проработка экспорта и представления собранных данных в форме удобной для дальнейшего статистического анализа и контроля лечащим врачом. По указаниям

специалистов медицинского центра были подготовлены алгоритмы для автоматизированного наполнения специальных таблиц с дневниками наблюдения пациентов, пригодных для визуализации данных и дальнейшей обработки – рисунок 1. В настоящее время реализована пересылка данных наблюдения врачу посредством электронной почты и передача данных напрямую при непосредственном приеме врача.

Препараты/пациент	Дата	Время	Препараты/пациент	Продукт	Вес, кг	Утробы, см	Биты, мм
19.9.2015	10:15	Заварин	1. Яблоко (сладкий)	100	1.4	19.4	19.4
			2. Яблоко (кисло-сладкий)	30	0.0	6.0	6.0
			3. Чай с лимоном	200	13.6	0.2	0.2
			4. Сладкий йогурт (сладкий)	30	14.8	1.7	1.7
19.9.2015	12:05	Перевоз	1. Бутерброд с колбасой (сладкий)	80	8.9	6.4	6.4
			2. Молоко (сладкий)	200	0.0	0.0	0.0
19.9.2015	14:00	Обед	1. Салат (сладкий)	250	6.2	3.2	3.2
			2. Салат (сладкий)	30	0.7	0.8	0.8
19.9.2015	15:44	Перевоз	1. Салат (сладкий)	200	28.8	2.4	2.4
19.9.2015	19:59	Ужин	1. Салат из овощей (сладкий)	200	11.2	3.0	3.0
			2. Бутерброд (сладкий)	100	0.0	22.8	22.8
			3. Салат (сладкий)	100	9.8	0.8	0.8
19.9.2015	22:30	Перевоз	1. Рюмка 2.5% жирности	400	18.9	13.0	13.0
20.9.2015	10:24	Заварин	1. Торт (сладкий) 9.2% жирности	180	6.4	32.4	32.4
			2. Сироп (сладкий)	30	0.0	7.0	7.0
			3. Сладкий йогурт (сладкий)	80	24.7	2.8	2.8
20.9.2015	11:17	Перевоз	1. Суп (сладкий)	100	2.8	0.8	0.8
			2. Торт (сладкий)	100	3.8	1.1	1.1
			3. Рюмка (сладкий)	100	0.7	12.7	12.7
20.9.2015	14:06	Обед	1. Сироп (сладкий)	300	7.8	3.7	3.7

Рис. 1 – Автоматически генерируемый дневник наблюдения

На последующих этапах была выбрана платформа для разработки системы (Android на стороне пациента) и разработано программное обеспечение (рисунок 2), реализующее необходимые функции. Была подготовлена документация и проведено обучение первой группы больных и врачей, работающих с системой.



Рис. 2– Программное обеспечение для мониторинга гестационного диабета

В настоящее время система применяется для работы над сбором информации от пациенток, проходящих обследование в НИЛ эндокринных заболеваний у беременных ФМИЦ им. В.А.Алмазова. Испытания на двух контрольных группах (с применением и без системы) помогут сделать вывод об эффективности применения в медицинской практике мобильных систем автоматизированного сбора

данных и дать ответы на вопросы применения подобных систем в медицинской практике.

Библиографический список

1. Пустозеров Е.А., Юлдашев З.М. Дистанционный мониторинг состояния больных сахарным диабетом. Медицинская техника. Журнал № 2 (284) – 2014. – с. 15 – 19 (5/48).
2. Пустозеров Е.А., Юлдашев З.М. Система mHealth для информационной поддержки больного сахарным диабетом. Биотехносфера. - № 1 (25), 2013. – с. 39-55

**РАЗРАБОТКА СИСТЕМЫ ОБЪЕМНОГО ЛАЗЕРНОГО
СКАНИРОВАНИЯ РЕЛЬЕФА МЕСТНОСТИ В СОСТАВЕ
МУЛЬТИКОПТЕРА ЭКОЛОГИЧЕСКОГО МОНИТОРИНГА**

Г. В. ДОРОГОВ, А.Г. БОРИСОВ

Рязанский государственный радиотехнический университет

Экологический мониторинг на локальном и меньших уровнях, помимо наблюдений за химическими и биологическими показателями окружающей среды, включает в себя мониторинг оползневых процессов. Оползневый мониторинг является важнейшей частью системы оценки опасности, прогнозирования и предотвращения катастроф и обеспечения экологической безопасности объектов социальной и технической сферы [1]. Мониторинг дает возможность отслеживать опасные оползневые процессы, выявлять динамику и причины их развития, что позволяет составлять пространственные и временные прогнозы оползневой угрозы.

Для периодического описания оползней в локальном масштабе наиболее подходящими методами мониторинга являются дистанционные: аэрофотосъемка, космическая съемка и лазерное сканирование с применением ЛИДАР-технологии [2]. В детальном масштабе чаще используются геотехнические и геофизические методы, однако в случае невозможности доступа к оползнеопасному склону также могут быть использованы дистанционные методы. Важным разделом мониторинга является моделирование устойчивости склонов, источником информации для которого в основном является дистанционное лазерное сканирование. Преимуществами лазерного сканирования перед космической и аэрофотосъемкой являются большая плотность получаемого изображения и более точная трехмерная интерпретация результатов съемки.

Доклад посвящен разработке системы объемного лазерного сканирования рельефа местности в составе мультикоптера экологического мониторинга. Структурная схема предлагаемого к разработке устройства для лазерного сканирования имеет вид:



Структурная схема системы объемного лазерного сканирования рельефа местности в составе мультикоптера экологического мониторинга

В качестве сенсора в данном устройстве используется лазерный сканер, который построчно считывает рельеф местности. Принцип действия лазерного сканера заключается в измерении расстояния от источника лазерного импульса до объекта. Лазерный луч, вышедший из излучателя, отражается от поверхности исследуемого объекта, отраженный сигнал поступает чувствительный элемент сканера, где по задержке времени или сдвигу фаз (в зависимости от реализованного метода) между излученным и отраженным сигналом определяется расстояние до объекта. Для компенсации угловых движений сканера применяется трехосевая подвес с собственной системой управления, использующей инерциальные датчики. При движении мультикоптера по заданному маршруту на основании данных, полученных с лазерного сканера и данных о месторасположении сканера, с помощью программной обработки строится трехмерный рельеф местности.

Для позиционирования в пространстве используется GPS модуль, с помощью которого соблюдается заданная траектория полета и вычисляются текущие координаты. Для более точной ориентации в пространстве используется инерциальная система мультикоптера. Предобработка данных производится в микроконтроллере, а окончательная обработка – на ПК оператора. Для передачи данных с мультикоптера на ПК используется радиоканал.

Так же на мультикоптер экологического мониторинга могут быть установлены сопутствующие датчики, не входящие в систему лазерного сканирования, но дополняющие данные об экологической ситуации на исследуемой территории, такие как датчики температуры, атмосферного давления и другие.

Библиографический список

1. Мониторинг оползневых процессов [Электронный ресурс] // МЧС КР [Офиц. сайт]. URL: http://mes.kg/upload/kniga_2015/book_rus088.html (дата обращения 29.10.2015)
2. Вартанов, А. З. Методы и приборы контроля окружающей среды и экологический мониторинг [Текст] / А. З. Вартанов, А. Д. Рубан, В. Л. Шкуратник. – М. : Горная книга (МГТУ), 2009. – 648 с.

ИЗМЕРИТЕЛЬНО-ВЫЧИСЛИТЕЛЬНЫЙ КОМПЛЕКС ДЛЯ ДИАГНОСТИКИ СТОПЫ

Э. А. ДАМИНОВА, Т. В. МИРИНА

Уфимский государственный авиационный технический университет

Интеграция наук в области медицины и инженерной мысли привела к применению информационно-измерительных технологий в диагностических целях, а именно для измерения различных параметров работы органов и систем человеческого организма.

Сейчас уже никого не удивить многообразием медицинской техники в лечебно-профилактических учреждениях всех уровней. Устройства, системы и комплексы медицинской направленности прочно и надолго интегрировались в среду медицинской диагностики и при этом, с развитием их составных частей, таких как методики и методы, микроэлектронные компоненты, схмотехнические решения, развиваются сами, делаясь более точными, эргономичными и т.д.

В данной работе предлагается рассмотреть информационно-измерительный комплекс для диагностики стопы, который основывается на методах компьютерной диагностики. Методы компьютерной диагностики нашли успешное применение во многих областях современной медицины. Специфика таких приборов, аппаратов, комплексов во многом определяется направленностью исследований.

Компьютерная подография применяется в целях диагностики состояния опорно-двигательного аппарата человека, в исследовательских целях, например, для спортсменов, а также при диагностике синдрома диабетической стопы.

Диагностика опорно-двигательного аппарата человека является особенно важной, что объясняется прямой зависимостью между состоянием стоп человека и состоянием позвоночника человека, а также челюстно-лицевой системы человека. Развитие патологий стоп ведет не

только к неправильному распределению давления по опорной поверхности, но и к патологиям суставов, что в свою очередь способно нарушить привычный образ жизни человека.

Особенно важным является своевременной обнаружений патологий, связанных с синдромом диабетической стопы. Синдром диабетической стопы характеризуется гнойно-некротическими процессами и в запущенных случаях может приводить к ампутации пораженной нижней конечности. Актуальность в своевременном обнаружении данной патологии объясняется числом людей с сахарным диабетом. В Российской Федерации по официальным данным – это порядка 5 миллионов человек. Ежегодно это число увеличивается. При этом из числа 5 миллионов примерно четверть – подвержена проявлению синдрома диабетической стопы. Несвоевременное обнаружение указанной патологии ведет к ампутациям, а затем к увеличению числа инвалидов.

Идея компьютерной подографии исходит из оптических методов диагностики стоп. Известны системы, которые содержат стеклянную пластину, куда помещается человек, и сканер, который производит съемку стоп исследуемого. По полученным снимкам, предварительно выполнив определенные аналитические расчеты, ставят диагноз. Метод себя хорошо зарекомендовал и используется по сей день. Диагностика эта имеет недостаток – человек во время исследования стоит, т.е. находится в статике. Образ жизни человека, все же, включает в себя еще динамическую составляющую или совершение различных локомоторных актов: ходьба, бег и иные физические нагрузки.

Учитывая вышесказанное, можно заключить, что при использовании оптических методов диагностики опорно-двигательного аппарата человека не удастся получить данные о распределении давления по опорной поверхности стопы человека во время физических нагрузок.

Для решения этого вопроса предлагается использовать метод компьютерной подографии. Сам метод основан на определении распределения давления по опорной поверхности стоп человека посредством компьютерного подографа. Компьютерный подограф – это информационно-измерительная система, которая в своем составе имеет блок получения данных, блок обработки данных и персональный компьютер.

Устройство представляет собой измерительные стельки с вмонтированными в них датчиками, которые вкладываются в обувь исследуемого. После обработки полученных данных они поступают на

персональный компьютер, где в специальном программном пакете проводится их интерпретация и ставится диагноз.

Перспективы информационно-измерительных комплексов довольно обширны. Использование результатов исследований может быть применено в спортивной медицине для регистрации нагрузок на опорно-двигательную систему спортсмена и разработку специальных стелек, которые призваны в некотором смысле «разгрузить» нагрузки. Комплекс может быть использован при производстве ортопедической обуви в первую очередь для лиц, у которых выявлен сахарный диабет. Применение информационно-измерительного комплекса в реабилитации лиц, перенесших инсульт, с последующим нарушением согласования работы опорно-двигательной системы, а именно использование функции биологической обратной связи, позволит ускорить процесс восстановления и сделает его более эффективным.

ОБЗОР ПЕРВИЧНЫХ ИЗМЕРИТЕЛЬНЫХ ПРЕОБРАЗОВАТЕЛЕЙ, ПРИМЕНЯЕМЫХ В ИНФОРМАЦИОННО-ИЗМЕРИТЕЛЬНЫХ СИСТЕМАХ МЕДИЦИНСКОГО НАЗНАЧЕНИЯ

Э. А. ДАМИНОВА, Т. В. МИРИНА

Уфимский государственный авиационный технический университет

В настоящее время рынок микроэлектронных компонентов предлагает относительно широкий выбор первичных измерительных преобразователей – датчиков для измерения различных физических величин. Датчики, о которых речь пойдет в данной работе, применяются в информационно-измерительных системах медицинского назначения, а именно в устройствах, целью которых является получение информации о распределении давления по опорной поверхности стоп человека. Суть метода заключается в регистрации пропорционального изменения электрического сигнала в зависимости от воздействующей извне силы давления – иными словами сигнал подвергается изменению по мере воздействия веса человека на датчики. Такие измерения позволяют производить диагностику состояния опорно-двигательной системы человека, определять наличие или отсутствие патологий в системе, а также исследовать нагрузки на систему.

В ранее разработанных информационно-измерительных системах использовались, как правило, тензометрические первичные преобразователи – преобразователи, принцип действия которых основан на изменении проходящего электрического сигнала в

зависимости от величины деформации тензочувствительного элемента, в качестве которого выступает кремниевый тензокристалл.

Данные преобразователи обладают достаточной точностью, долговечностью, за исключением фольговых, простотой подключения, доступностью на рынке микроэлектронных компонентов. Подключение таких датчиков сегодня стало намного проще, так как в их составе имеются различные схемы, которые раньше приходилось «навешивать» в схему. При этом использование тензометрических преобразователей позволяет информационный полезный сигнал подавать сразу на аналого-цифровой преобразователь, минуя аналоговый ключ, что значительно уменьшает размеры платы, а также и габариты самого устройства. Производят такие преобразователи в России Подмосковье на базе одного из московских университетов.

Учитывая то, что научные разработки в области первичных преобразователей ежедневно продолжают развиваться, можно отметить, что на смену тензометрическим преобразователям приходят сенсорные чувствительные элементы. Вышеуказанные преобразователи по принципу своего действия можно отнести к резистивным тензопреобразователям, отметив, что в основе действия лежит не тензокристалл. В основе лежит взаимодействие диэлектрика и специальной мембраны, которая «прилипая» к материалу диэлектрика изменяет проходящий через нее электрический сигнал.

Помимо новизны таких датчиков они довольно просто интегрируются в микропроцессорные системы. Имеется ввиду интеграция с аппаратными платформами семейства Arduino. Указанная возможность дает преимущества при проектировании информационно-измерительных систем медицинского назначения: упрощает процесс встраивания и согласования микроэлектронных компонентов между собой.

Рынок микроэлектронных компонентов предлагает сенсоры разной чувствительности и разных размеров, что позволяет использовать разные датчики в соответствии с оказываемым воздействием. Имеется ввиду разделение датчиков по зонам давления: наибольшая нагрузка приходится на область под пяткой и под большим пальцем стопы, а наименьшая под область внутреннего свода, за исключением случаев с плоскостопием. Также имеется возможность подбора длины выводов элементов. Это качество важно при проектировании измерительных стелек, так как они должны быть достаточно тонкими и малогабаритными.

Рассмотренные первичные преобразователи, на первый взгляд, похожи. Единственное различие их заключается в принципе действия.

Все же у сенсоров есть существенный недостаток – их производят за рубежом, что является спорным моментом сегодня, когда в нашей стране введен курс на импортозамещение.

ПРИМЕНЕНИЕ 3D-МОДЕЛИРОВАНИЯ В ОБРАЗОВАТЕЛЬНОЙ СРЕДЕ ДЛЯ ПОВЫШЕНИЯ ЭФФЕКТИВНОСТИ ИЗУЧЕНИЯ ТОПОГРАФИЧЕСКОЙ АНАТОМИИ

Е.А. ШАМРАЙ

Санкт-Петербургский государственный электротехнический
университет «ЛЭТИ» им. В.И. Ульянова (Ленина)

Технологии в преподавании анатомии человека динамично развиваются, однако, не в каждом образовательном медицинском учреждении существует довольно пригодный анатомический биологический объект для визуального восприятия анатомических областей. В образовательных целях был создан проект по 3-D моделированию шейного отдела. Данный проект ориентирован на студентов медицинских специальностей.

В ходе разработки проекта были использованы стандартная программа

по 3-D моделированию, такая как «3D Studio Max», а для дальнейшего кодирования и создания программного комплекса с 3D моделью был выбран программный комплекс «Unity».

Проект создан с целью облегчения восприятия учебного материала. Благодаря явному преимуществу трехмерного изображения над двухмерным, он дает более четкую картину особенностей взаимного расположения сосудов и нервов, отношение их к различным топографическим образованиям, а также глубину их залегания.

Программа предназначена для студентов медицинских ВУЗов, в которой представлена 3D модель шеи, в которую входит комплекс функций, позволяющих увидеть различные анатомические топографические области шейного отдела позвоночника.

Характерной особенностью проекта является функция выбора нужного отдела оператору. Данный отдел можно смотреть в нужном оператору направлении при помощи специальных кнопок, при этом он будет выведен на экран отдельно, не смежно с другими. Так же для улучшения демонстрационных качеств и повышения учебной ценности в данном проекте, реализована функция «подсвечивания» нужной части отдела, например, труднодоступные для обзора сосуды и нервы. В

данном проекте реализована функция среза, для более глубокого понимания месторасположения фасций шеи.

Практическая значимость данной технологии заключается в облегчении визуального восприятия взаимного расположения органов, сосудов и нервов.

Проект дает возможность преподавателю более четко показать изучаемую область, демонстрируя слушателям особенности строения и очередность выделения анатомических образований без использования биологических объектов.

КОМПЛЕКСНАЯ МЕДИЦИНСКАЯ ИНФОРМАЦИОННАЯ СИСТЕМА ДЛЯ СБОРА, ОБРАБОТКИ И ХРАНЕНИЯ ДАННЫХ ПАЦИЕНТА

А.А. ТРИШИН, М.Г. КУЗНЕЦОВ, Г.В. ОВЕЧКИН

Рязанский государственный радиотехнический университет

В современном мире внедрение новейших информационных технологий и автоматизация процессов являются основными тенденциями в медицине. Эта тенденция не обошла и область, связанную со сбором и хранением данных пациента.

На сегодняшний день существует большое количество различных систем, занимающихся сбором, обработкой и хранением медицинской информации[1]. Такие системы имеют название «Медицинская информационная система» (МИС). Вступивший в силу 1 января 2008-го национальный стандарт «Электронная история болезни. Общие положения» определяет требования к таким системам[2]. Однако, на данный момент единой государственной информационной системы в сфере здравоохранения нет. В этом случае нельзя говорить о быстром и удобном обмене информацией между различными медицинскими учреждениями страны. Поэтому, создание единой системы является одной из приоритетных задач развития здравоохранения в России.

Существует несколько различных платформ разработки таких систем. Большинство современных баз данных (не только медицинского назначения) основаны на готовых решениях, а также на различных несложных системах работы с базами данных, рассчитанных на небольшое количество пользователей. В то же время существует ряд систем, которые хранят базу данных на одном крупном сервере (который в то же время может быть физически распределённым), а доступ к ней осуществляется через веб-интерфейс. Такие системы имеют ряд преимуществ, в число которых входит простой и удобный

способ доступа посредством браузера, что не требует установки дополнительных клиентских приложений.

В работе представлена модель системы автоматического сбора, обработки и хранения данных, а также простейшая реализация такой системы. Реализация осуществлена на основе свободного веб-сервера nginx, системой управления базами данных MongoDB, JavaScript-фреймворка AngularJS. Также разработан дополнительный клиентский модуль, позволяющий расширить возможности веб-версии МИС. В нём автоматизация сбора данных осуществляется с помощью специального клиентского приложения, созданного в программной среде LabView. Полученные данные программа посылает на сервер от имени клиента.

Данная система обладает большим потенциалом модернизации посредством подключения дополнительных модулей или совершенствования её отдельных компонентов. При этом обновление системы будет затрагивать только серверную часть, что повышает удобность внесения изменений. Кроме этого, расширение функциональности возможно за счет создания различных клиентских приложений, которые будут производить дополнительные операции над уже имеющимися данными системы. Данный подход обеспечивает универсальность и эффективность в работе с данными пациентов.

Библиографический список

1. Информационные технологии в медицине. 2011-2012., М.: «Радиотехника», 2012, <http://itm.consef.ru/dl/2012/05/28/Gusev-A-V-Meditsinskie-informatsionnye-sistemy-v-Rossii.doc>
2. Национальный стандарт Российской Федерации «Электронная история болезни. Общие положения» (ГОСТ Р 52636-2006)

ИЗУЧЕНИЕ КАНАЛА ОПРЕДЕЛЕНИЯ ТЕМПЕРАТУРЫ СИСТЕМЫ ЖИЗНЕОБЕСПЕЧЕНИЯ НОВОРОЖДЕННОГО

Т.В. ШИЛКИНА, В.И.ЖУЛЕВ

Рязанский государственный радиотехнический университет

Измерение температуры тела- один из доступных человеку способов самостоятельно получить объективные данные о состоянии своего здоровья. Особое значение термометрия имеет для новорожденных и маленьких детей, которые еще не могут рассказать о своем самочувствии. За последние десятилетия потребности практики экспериментальных исследований значительно выросли, диапазоны измерения температуры сильно расширились, требования к

метрологическим и эксплуатационным характеристикам резко повысились. Одновременно возросли возможности измерительной техники, микроэлектроники, компьютерной техники, прикладной математики.

Поскольку диапазон значений измеряемых температур довольно широк, требования к точности, чувствительности, быстродействию, функциональным возможностям, эксплуатационным характеристикам инструментов различны, то и применяемые методы, и средства достаточно разнообразны.

В настоящее время используются как электрические, так и не электрические методы и средства измерения температуры. Неэлектрические методы представлены, например, обычными жидкостными термометрами. Электрические методы (основа современных измерений) реализованы, например, в термометрах и регистраторах на основе термоэлектрических преобразователей.

Различают статические (в которых предполагается неизменность значения температуры в течение времени наблюдения) и динамические измерения (когда процесс достаточно быстро меняется и принципиально важно знать характер поведения величины и (или) важно оперативно отслеживать все изменения, как, например, в системе автоматизированного управления). По способам преобразования информации методы и средства измерения (регистрации) делят на аналоговые и цифровые. Цифровые термометры имеют ряд известных преимуществ перед аналоговыми - более высокие метрологические и эксплуатационные характеристики, быстродействие, надежность. Кроме того, цифровая форма представления информации обеспечивает простоту дальнейшей автоматизированной обработки, хранения, передачи и представления данных.

По принципу взаимодействия прибора с объектом методы и средства измерения температуры делятся на контактные и бесконтактные. Первые проще в применении и могут обеспечивать более высокую точность. Вторые удобнее в работе (а в некоторых задачах просто незаменимы), позволяют получить результат быстрее, хотя, может быть, и с большей погрешностью.

Для измерения температуры новорожденного ребенка гораздо удобнее пользоваться бесконтактным методом, такой метод называется пирометрическим и в его основе лежит измерение параметров теплового излучения нагретого тела, представляющего собой

электромагнитные волны различной длины. Чем выше температура тела, тем больше энергии оно излучает.

В соответствии с законом Кирхгофа поверхностная яркость нагретого тела может быть записана в виде:

$$B(\lambda) = h(\lambda, T)b(\lambda, T) \quad (1)$$

здесь λ - длина волны, м;

T - температура, К;

$B(\lambda, T)$ –поверхностная спектральная яркость (Ватт/м²/м);

$h(\lambda, T)$ – коэффициент излучения (или коэффициент серости);

$b(\lambda, T)$ – поверхностная спектральная яркость АЧТ (Ватт/м²/м),

$$b(\lambda) = \frac{c_1}{\lambda^5} \frac{1}{\exp\left(\frac{c_2}{\lambda T}\right) - 1},$$

$c_1 = 2\pi h c^2 = 3.741 \cdot 10^{-16}$ Вт*м²-первая постоянная излучения;

$$c_2 = \frac{hc}{k} = 0.01439 \text{ м} \cdot \text{К} - \text{вторая постоянная излучения.}$$

В оптической пирометрии различают три температуры: яркостную, цветовую и радиационную которые соответствуют трем различным способам измерения.

Яркостная пирометрия основана на измерении яркости исследуемого объекта на одной длине волны. Яркостной температурой тела (T_b) на длине волны λ_0 называется такая температура АЧТ, при которой яркости АЧТ и исследуемого тела одинаковы на длине волны λ_0 , то есть

$$h(\lambda_0, T)b(\lambda_0, T) = b(\lambda_0, T_b).$$

Очевидно, что яркостная температура совпадает с истинной при $h=1$.

Для связи яркостной и истинной температуры имеем следующее приближённое выражение:

$$\frac{1}{T} = \frac{1}{T_b} + \frac{\lambda_0}{c_2} \ln h(\lambda_0, T), \quad (2)$$

Выражение (2) выполняется с погрешностью ~1% для $\lambda_0 T < 3000$ мкм К.

Цветовая пирометрия основана на измерении отношения яркостей на двух длинах волн λ_1 и λ_2 . Цветовая температура (T_c) это такая температура АЧТ, при которой отношения яркостей на λ_1 и λ_2 для исследуемого тела и АЧТ совпадают:

$$\frac{B(\lambda_1)}{B(\lambda_2)} = \frac{b(\lambda_1)}{b(\lambda_2)}, \quad (3)$$

Для случая $\exp(\frac{c_2}{\lambda T}) \gg 1$ связь цветовой и истинной температуры может быть записана в виде:

$$\frac{1}{T} = \frac{1}{T_c} + \frac{1}{c_2} \left(\frac{1}{\lambda_1} - \frac{1}{\lambda_2} \right)^{-1} \ln \frac{h(\lambda_1, T)}{h(\lambda_2, T)}, \quad (4)$$

Важно подчеркнуть, что цветовая температура совпадает с термодинамической в том случае, если коэффициент серости не зависит от длины волны ($h(\lambda, T) = h(T)$). Таким образом, в данном случае абсолютная величина коэффициента серости не влияет на результат измерения. Радиационная пирометрия основана на измерении полной энергии излучения во всём спектральном диапазоне. Радиационную температуру определяют аналогично яркостной и цветовой. Радиационной температурой называется такая температура АЧТ при которой полная яркость исследуемого тела и АЧТ совпадают. Радиационная температура (T_r) связана с термодинамической следующим соотношением:

$$T = \frac{T_r}{\sqrt[4]{h_t(T)}}, \quad (5)$$

Следует заметить, что в большинстве практических случаев оптические измерения нагретых тел проводятся сквозь окно. Пропускание окна необходимо учитывать в расчётах. Выражение (5) при наличии окна следует заменить на $V(\lambda) = \xi(\lambda)h(\lambda, T)b(\lambda, T)$,

здесь $\xi(\lambda)$ – коэффициент пропускания окна. Обычно коэффициент пропускания чистого стеклянного окна в видимом и ближнем ИК диапазонах не зависит от длины волны и равен 0.92.

Температура новорожденного ребенка является одним из самых важных показателей его состояния и на рынке медицинских изделий практически нет подобных систем, поэтому данная тема является очень актуальной на сегодняшний день.

Библиографический список:

1. Панфилов В. А. Электрические измерения / В. А. Панфилов. – М. : Академия, 2008. – С. 233.
2. Д.Я. Свет Оптические методы измерения истинных температур М. Наука 1982.

4. ДАТЧИКИ, ДИАГНОСТИЧЕСКИЕ И ТЕРАПЕВТИЧЕСКИЕ УСТРОЙСТВА

СИСТЕМА РЕГИСТРАЦИИ ДВИЖЕНИЯ ГЛАЗ ДЛЯ ДИАГНОСТИКИ ВЕСТИБУЛЯРНЫХ РАССТРОЙСТВ

А.А. КАЛАКИН, С.Г. ГУРЖИН.

Рязанский государственный радиотехнический университет

Нарушение нормальной работы вестибулярного анализатора часто приводит к утрате человеком трудоспособности, а в дальнейшем грозит инвалидностью. Первичными симптомами поражения внутреннего уха, как правило, являются головокружение и расстройства равновесия, внешние проявления которых всегда сопровождаются ответными глазодвигательными реакциями – нистагмами. На сегодняшний день уделяется особое внимание изучению вестибулярно-окулярных рефлексов (ВОР) при разных видах патологии.

Движения глаз обеспечивают нормальную работу зрительного анализатора и являются одним из важнейших механизмов, который лег в основу диагностически значимых методов исследования зрительных и глазодвигательных функций.

Передовым бесконтактным методом регистрации движения глаз на данный момент является видеоокулография. Видеоокулография бывает двух типов.

Первый тип – это так называемые «носимые» системы, которые надеваются на голову в виде больших очков или специальных оптических устройств. На голове человека монтируется некая система – видеокамера, направленная вперед, фиксирует обстановку перед ним, глаз подсвечивается слабым или инфракрасным источником света, отраженный от глаз блик образует световую метку, которая через оптические световоды микшируется в видеосигнал от камеры.

Системы второго типа появились около 10 лет назад. Это дистанционные системы, в которых видеокамеры стоят под монитором или располагаются автономно. При этом используются разные принципы регистрации движения глаз. В первом варианте одна камера следит за головой, вторая направлена на глаза, а программа распознавания определяет движения того и другого, которые затем складываются. Во втором варианте используется инфракрасная подсветка глаз, световой блик от которых фиксируется видеокамерами, и таким образом устанавливается та точка, куда смотрит человек.

Разрабатываемое устройство позволяет увеличить чувствительность, точность и быстродействие регистрации движения глаз.

В основу разработки положен метод видеоокулографии. В процессе реализуется усовершенствованный метод слежения положения глаз.

В соответствии с методом предложена система регистрации движения глаз, структура которой представлена на рисунке.



Основной элемент, который определяет взор глаза, – зрачок. Для наилучшей регистрации положения зрачка необходимо выделение его на фоне других объектов. Для выделения предлагается метод подсвечивания глаз ИК излучением и далее регистрируется черно-белой видеокамерой (ввиду увеличения контраста и чувствительности) положение зрачка. В связи с тем, что видеосигнал на выходе слабый (в пределах 0-1 В) для надежной регистрации границ зрачка необходимо его усилить до уровня восприятия регистратором. На основании усиленного видеосигнала регистратор определяет положение зрачка в плоскости ПЗС-матрицы и выдает данные об его координатах. Оперативные измерения параметров движений глаз осуществляются с помощью процессора экспресс-измерений по разработанному алгоритму. Результаты измерений дополнительно обрабатываются с помощью ПК и специализированного ПО, связанного с комплексной диагностикой вестибулярного анализатора. Для автоматизации процесса калибровки, коррекции погрешности и подстройки под индивидуальные параметры пациента используется контур обратной связи, охватывающий все функциональные узлы системы и управляемый процессором на основании полученных результатов измерений.

Таким образом, разрабатываемая система направлена на развитие диагностических средств с улучшенными метрологическими характеристиками, предназначенных для детального исследования вестибулярных расстройств.

Библиографический список

1. Барабанщиков В.А. Окуломоторные структуры восприятия: Учеб. пособие. М: МГУ, 1997. 384 с.
2. <http://zreni.ru/2062-dvizheniya-glaz-9474-chast-2.html>.

ТЕХНОЛОГИИ ИСКУССТВЕННОЙ СЕТЧАТКИ

Н.Р.ИСЯНОВ, Э.С.ШАРИПОВА, И. В. ЧАДЛИН, Т.В. МИРИНА
Уфимский государственный авиационный технический университет

Проблемы со здоровьем у человечества были во все времена. Прогрессируя в науке, люди научились бороться с большим количеством болезней, были изобретены множество препаратов. Но есть такие болезни и патологии, которые с помощью лекарств не лечатся, например, миопия, гипеметропия, астигматизм, которые могут с течением времени перерасти в глаукому, возрастную макулодистрофию и катаракту. Эта тема на сегодняшний день очень актуальна, потому как во всем мире насчитываются миллионы людей с проблемами зрения. Они не могут получать от окружающего мира необходимое количество информации. Невозможность видеть в той или иной степени ограничивает их в повседневной жизни, восприятию мира и даже опасно для жизни.

Полная потеря зрения может возникнуть из-за разных болезней или травм. Отметим следующие болезни, связанные с сетчаткой: Пигментный ретинит, макулярная дегенерация или макулодистрофия, тапеторетинальные дистрофии, Bardet-Biedl, Stargardts и другие. Все эти заболевания не лечатся введением обычных искусственных интраокулярных линз, т.к. затрагивают только рецепторные клетки. При этом зрительный нерв обычно остаётся способным передавать информацию к зрительному центру. Следовательно, существует возможность использования искусственных моделей сетчатки.

Искусственная сетчатка работает следующим образом: Свет попадает на фотодетектор, который преобразует его в сигнал с помощью преобразователя. Далее электрические сигналы передаются к электродам, расположенным в глазу.

По размещению фотодетекторы различают: внутренний (матрица фотодетекторов, устанавливаемая на глазное дно), внешний (камера, устанавливаемая в специальные очки).

При разработке преобразователя необходимо учитывать такие факторы, как рефрактерность нейрона, проецирование изображения на матрицу электродов (изображение не должно быть перевёрнутым) и

количество электродов. Чтобы вся эта система работала необходимо, чтобы преобразователь снабжался энергией, ведь световой энергии недостаточно. Следовательно, нужен такой источник энергии, который располагается вне организма и питается за счет аккумуляторов, которые, как и катушки, располагаются в очках.

Сигнал с электродов стимулирует нейроны, тем самым вызывая потенциалы действия и дальнейшую передачу информации в нервные центры.

По месту размещения электродов различают:

- Эпиретинальную технологию (EPI-RET) (над сетчаткой);
- Субретинальную технологию (SUB-RET) (под сетчаткой);
- Размещение у зрительного нерва;
- Размещение в зрительных зонах коры.

Мы можем представить сетчатку глаза, как многослойный «торт», в котором не все так просто. Известно, что свет распознается фоторецепторами (палочки, колбочки), но они располагаются не против направления света. Свет проходит через все слои «торта», отражается от пигментного слоя и попадает на рецепторы. У ученых появился вопрос: куда же имплантировать стимулирующие электроды – под сетчаткой рядом с рецепторами или над ней у нервных волокон. Все потому, что нервные волокна находятся с внешней стороны сетчатки глаза. После долгих дискуссий было решено разделить технологию на два варианта: эпиретинальную (над сетчаткой глаза) и субретинальную (под сетчаткой).

Эпиретинальная технология

В ней электроды стимулируют ганглиозные клетки. Они наряду с амакриновыми, биполярными и горизонтальными иерархически сжимают визуальную информацию. С 120 миллионов рецепторов до 1,2 миллионов ганглиозных клеток, те в свою очередь передают ее дальше волокнам зрительного нерва. На сегодняшний день существуют решения в этой технологии как: RetinalImplant, Learning Retinal Implant.

Субретинальная технология

В этой технологии электроды размещаются между пигментным слоем и рецепторами. При некоторых заболеваниях сетчатки палочки и колбочки отмирают и стимулировать их бесполезно, поэтому стимулируются биполярные клетки. Оперировать в этом случае тяжелее, но зато закрепление электродов становится проще. При использовании света для питания электродов, уменьшается размер электродов и фотодетекторов, тем самым разрешающая способность выше. Представитель технологии - Active subretinal implant.

В настоящее время офтальмология не стоит на месте, появляются новые технологии и методы. Развитие химии, электроники и компьютерных технологий позволяет сегодня использовать высококачественные имплантанты для устранения последствий различных глазных заболеваний. Несмотря на то, что у человека есть психологический барьер, который надо переступить для согласия операции по вживлению имплантантов, а также многочисленные возможные осложнения, для многих людей имплантация – единственный шанс восстановить зрение и повысить своё качество жизни.

Библиографический список

1. О'Эйнахан Р. Продолжаются исследования эффективности ретинальных чипов // EuroTimes. – 2006. – Октябрь.
2. Normann R.A. Sight Restoration For Individuals With Profound Blindness (<http://www.bioen.utah.edu/cni/projects/blindness.htm>)
3. Eckmiller R. и др. Machbarkeitsstudie und Leitprojektvorschläge: Retina Implant und Greif-Implantat // Neurotechnologie - Report Teil 1 und Teil 2. – 1994. – BMFT-REFERAT 523.
4. <http://www.iip-tec.com>– “IIP-Technology” – The Learning Retinal Implant System
5. Имплантанты за сетчаткой [Текст] / вып. подгот. М. Егорова, Е. Сутоцкая // Химия и жизнь - XXI век. - 2005. - N 5. - С. 39.

АНАЛИЗ ВАРИАБЕЛЬНОСТИ СЕРДЕЧНОГО РИТМА ПО ФОТОПЛЕТИЗОГРАММЕ

А.С. ЖАРОВА, В.И. ЖУЛЕВ

Рязанский государственный радиотехнический университет

Вариабельность сердечного ритма представляет собой наиболее удобный показатель, благодаря которому можно оценить эффективность взаимодействия сердечно-сосудистой и других систем организма. Данный анализ становится популярным благодаря своей простоте, так как является не инвазивным. Это технология, позволяющая в реальном масштабе времени оценивать состояние регуляторных систем пациента с решением многих прогностических, диагностических и лечебных задач. Для анализа ВСР используют частотный и временной анализ.

По структуре сердечного ритма, заложенного в последовательности RR-интервалов, можно судить об адаптационных

механизмах, уровне функционирования вегетативной подсистемы организма, позволяющей выявить реакцию организма человека на стресс, а также провести экспресс-анализ текущего состояния.

Оценка ВСР и расчет параметров ПАРС возможны и по ФПГ. Такой метод имеет следующие преимущества перед приборами, использующими ЭКГ:

1. Пульсометр, снимающий ФПГ, является более дешёвым устройством, чем любая электрокардиографическая система, также он более удобен для пациента.

2. Получить и программно обработать фотоплетизмограмму легче, чем электрокардиограмму.

3. Анализ ВСР по фотоплетизмограмме мало изучен, поэтому здесь есть большая свобода для творчества.

Метод регистрации интервалов ЭКГ самый точный, но особое внимание следует обратить на присущую ЭКГ особенность. Этой особенностью является невозможность снятия электрокардиограмм компьютерными или совместимыми с компьютерами устройствами (системами) без принятия специальных мер, обеспечивающих надежную электробезопасность. Метод ФПГ не требует наличия электрического контакта между пациентом и компьютером и специальной подготовки пациента. Кроме того, данный метод является более доступным по стоимости широким слоям населения и позволяет оперативно и с требуемой степенью информативности и достоверности получать сведения о параметрах ССС.

Для анализа ВСР используют временные и частотные методы, необходимо зарегистрировать последовательный ряд КИ, измерить их длительности и провести математическую обработку динамического ряда полученных значений.

Для комплексной оценки ритма сердца используют показатель активности регуляторных систем (ПАРС), который вычисляется в баллах на основании статистических показателей. Значения ПАРС выражаются в баллах от 1 до 10. Оценивают пять показателей активности системы регуляции сердечного ритма:

1. Суммарный эффект регуляции, характеризующий степень отклонения ритма сердца от физиологической нормы:

$$m = \sum_{i=1}^n RR_i / n, (1)$$

где $i=1..n$;

n - количество RR-интервалов; m - величина, обратная средней частоте пульса.

2. Функция автоматизма, характеризующая степень нарушения автоматизма ритма сердца.

$$\sigma = \sqrt{\sum_{i=1}^n (RR_i - m)^2 / (n - 1)} \quad (2)$$

3. ИИ указывает на степень влияния нервной системы на работу сердца и вычисляется по формуле:

$$ИИ = AMo / (2 \cdot \Delta \cdot Mo) \quad (3)$$

где Δ – вариационный размах; Mo – мода; AMo – амплитуда моды.

4. Устойчивость регуляции.

$$v = \sigma / m \cdot 100\% \quad (4)$$

5. Активность подкорковых нервных центров, характеризующую степень проявления активности модуляторного сердечно-сосудистого центра, оценивают на основе относительных мощностей дыхательных волн I и II порядка HF/S, LF/S, VLF/S, где $S = HF + LF + VLF$ [2].

Актуальность разрабатываемой системы очень велика. Поскольку практически нет таких функциональных состояний или заболеваний, в которых бы не участвовали механизмы вегетативной регуляции, то сфера применения метода анализа ВСР поистине неисчерпаема.

Библиографический список

1. Баевский Р.М. и др. Анализ вариабельности сердечного ритма при использовании различных электрокардиографических систем (методические рекомендации). Вестник аритмологии. № 24, 2001. – 65–87 с.
2. Баевский Р.М. Статистический, корреляционный и спектральный анализ пульса в физиологии и клинике // Математические методы анализа сердечного ритма. М.: Наука, 1968. – 51-61 с.

РАЗРАБОТКА НЕЙРОСЕТЕВЫХ СТРУКТУР ПРЕОБРАЗОВАНИЯ И ОБРАБОТКИ СИГНАЛОВ КАРДИОРИТМОГРАММЫ

Ю.А. ЧЕЛЕБАЕВА, С.В. ЧЕЛЕБАЕВ

Рязанский государственный радиотехнический университет

Функциональное исследование сердца является важной частью клинической медицины. Большое внимание уделяется исследованию параметров сердцебиения. Одним из методов исследования функций работы сердца является кардиоритмография. Кардиоритмограмма (КРГ) – это диаграммы длительности ряда последовательных сердечных циклов, например интервалов RR на ЭКГ. Для построения КРГ

используется от 200 до 650 кардиоинтервалов. Данный метод имеет большое значение в диагностике различных заболеваний.

До недавнего времени преобразователи частотно-временных параметров сигналов в цифровой код, используемые в устройствах измерения кардиоритмограммы, строились без применения нейросетевых технологий, что существенно ограничивало их функциональные возможности. Недостаток данного метода: в зависимости от метода аппроксимации существенно изменялся состав блоков.

Другим подходом является применение нейросетевых преобразователей с обучаемой структурой. При этом преобразователь представляется в виде цельного устройства: искусственной нейронной сети.

На рисунке 1 показана разработанная структурная схема подсистемы преобразования частотно-временных параметров сигналов КРГ.

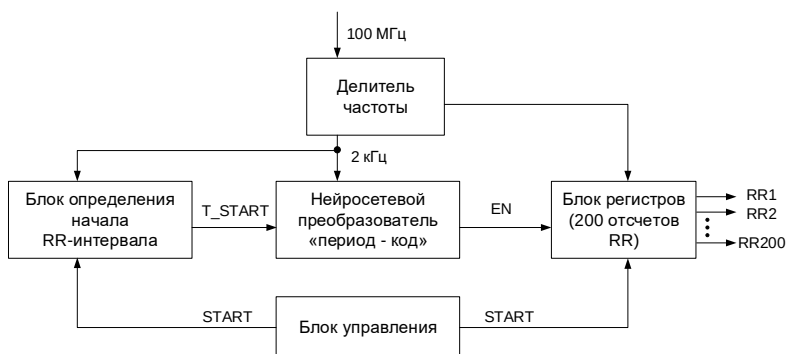


Рис. 1 – Структурная схема подсистемы преобразования частотно-временных параметров сигналов КРГ

На рисунках 2, 3 и 4 соответственно показаны нейросетевые структуры, выбранные для обработки сигналов КРГ:

- 1) нейронная сеть для нахождения градаций ЧСС;
- 2) нейронная сеть для определения синусового ритма на КРГ;
- 3) рекуррентная сеть для определения наличия синоаурикулярной блокады.

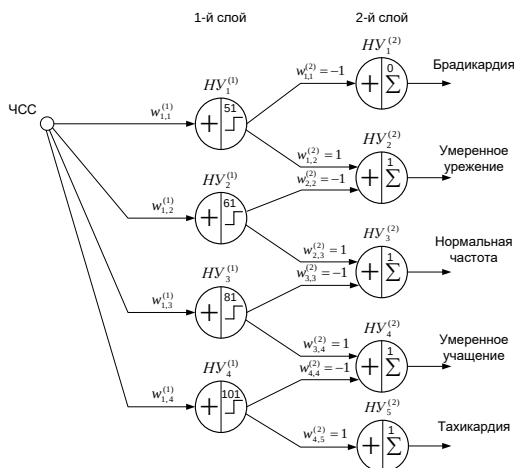


Рис. 2 – Нейронная сеть для нахождения градаций ЧСС

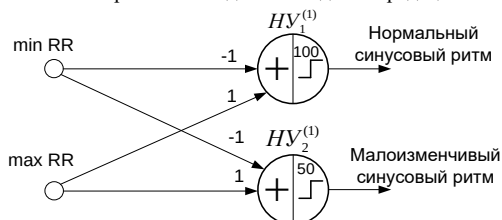


Рис. 3 – Нейронная сеть для определения синусового ритма на КРГ

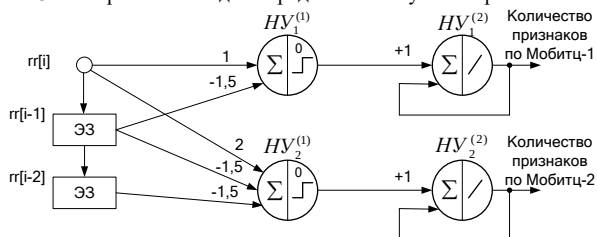


Рис. 4 – Рекуррентная сеть для определения наличия сино-аурикулярной блокады по Мобитц-1 и Мобитц-2

Разработана программа для проверки алгоритмов обработки сигналов кардиоритмограммы для их последующей реализации на ПЛИС. Окно программы показано на рисунке 5.

Form1

Выбор исходной КРГ

☒ КРГ1 ☐ КРГ7 ☐ КРГ13
☐ КРГ2 ☐ КРГ8 ☐ КРГ14
☐ КРГ3 ☐ КРГ9 ☐ КРГ15
☐ КРГ4 ☐ КРГ10 ☐ КРГ16
☐ КРГ5 ☐ КРГ11 ☐ КРГ17
☐ КРГ6 ☐ КРГ12 ☐ КРГ18

Инициализация SDNN

Выбор NN50

Мин-Макс

min= 679 SDNN= 28,840
max= 834 NN50= 5
размах= 155 pNN50= 0,025

НС-гистограмма Тип ритма

мода= 731.5 САБ Мобитц-1
Мода САБ Мобитц-2

ЧСС= 82.0232399179

НС 5 градаций

Гистограмма

679 - 693	: 7
694 - 708	: 21
709 - 723	: 36
724 - 738	: 47
739 - 753	: 36
754 - 768	: 21
769 - 783	: 15
784 - 798	: 10
799 - 813	: 5
814 - 834	: 2

Признаков сино-аурикулярной блокады по Мобитц-1: 0
Признаков сино-аурикулярной блокады по Мобитц-2: 0

ЧСС: Умеренное учащение

SDNN-вариабельность: Низкие нормы - усиление симпатической регуляции

Тип синусового ритма на КРГ: Нормальный синусовый ритм

Рис. 5 – Окно программы для проверки алгоритмов обработки сигналов кардиоритмограммы для их последующей реализации на ПЛИС

Подсистемы преобразования и обработки сигналов кардиоритмограммы реализованы на языке описания аппаратуры высокого уровня VHDL.

Осуществлено моделирование VHDL-программ в среде Altera Quartus II.

Применение нейросетевых технологий в построении устройства преобразования и обработки сигналов кардиоритмограммы позволит повысить точность измерения параметров КРГ за счет повышения точности преобразования частоты в цифровой код.

Библиографический список

1. Соболев А.В. и др. Вариация ритмограммы как новый метод оценки variability сердечного ритма. М.: Кардиология, 1996. – 142 с.
 2. Смоллов В.В. Функциональные преобразователи информации. Л.: Энергоиздат, 1981. – 248 с.
 3. Ахизер Н.И. Лекции по теории аппроксимации. – М.: Наука, 1965. – 407 с.
 4. Уоссермен. Нейрокомпьютерная техника. – М: Мир, 1992. – 184 с.
- Локтюхин В.Н., Челебаев С.В. Нейросетевые преобразователи частотно-временных параметров сигналов / Под общ. ред. А.И. Галушкина. М.: Горячая линия – Телеком, 2008. – 144 с

ОЦЕНКА ДИНАМИЧЕСКОЙ ПОГРЕШНОСТИ НЕИНВАЗИВНОГО ИЗМЕРЕНИЯ КОНЦЕНТРАЦИИ ГЛЮКОЗЫ В КРОВИ

О. АБУЛАДЗЕ, Ю. СЕРГЕЕВА, Е. ГЛИНКИН

Тамбовский государственный технический университет

В настоящее время наиболее актуальными направлениями диагностики биообъектов становятся исследования, направленные на неинвазивное измерение концентрации глюкозы в крови, так называемые глюкограммы.

В большинстве известных способов измерения концентрации глюкозы главным недостатком является низкая метрологическая эффективность из-за высокой погрешности в широком диапазоне информативных параметров измерения. Вследствие этого снижаются точность и оперативность измерений.

Эффективность – это ожидаемый эффект от использования инновации.

Метрологическая эффективность подразделяется на точность, надежность и быстродействие.

Точность – степень соответствия эталону, оценивается погрешностью и диапазоном измерения, чувствительностью и помехозащищенностью.

Быстродействие (оперативность) – скорость операций, т.е. число операций в единицу времени.

Надежность – свойство объекта сохранять во времени в установленных пределах значения всех параметров, характеризующих способность выполнять требуемые функции в заданных режимах и условиях применения, технического обслуживания и транспортирования.

Целью данной работы является повышение точности и оперативности измерения температуры тела биообъекта.

Известен способ неинвазивного контроля уровня глюкозы в крови, в котором определяют концентрацию глюкозы в крови с помощью измерительного устройства, при этом проводят непрерывный мониторинг концентрации глюкозы в крови путем измерения в области поверхностных вен головы тепловых потоков датчиком измерительного устройства. Основой недостаток рассматриваемого способа – высокая погрешность, обусловленная фиксированной статистической градуировочной характеристикой. В данном способе за информативные параметры принимаются ненормированные переменные для

статистической градуировки глюкограммы, что значительно отдаляет результаты измерений от истинных значений.

Технической задачей способа является повышение метрологической эффективности, за счет исключения методической погрешности.

В предполагаемом инновационном способе неинвазивного измерения концентрации глюкозы крови информативными параметрами служат предельные эквиваленты, а именно E_0 – предельная температура, P_0 – предельная концентрация глюкозы. Тогда предполагаемая модель определения концентрации глюкозы должна выглядеть следующим образом:

$$P = P_0 \exp\left(\frac{E}{E_0}\right) \quad (1)$$

Методика способа позволяет расширить диапазон измерений и осуществить переход от построения статистических зависимостей к применению высокоэффективной аналитической модели.

Повышение точности за счет исключения динамической погрешности приведем на примере глюкограммы.

Динамическая погрешность средства измерения определяется как разность его погрешности в динамическом и статическом режиме.

Динамическая погрешность определяется нелинейностью η глюкограмм, определяемые отношением концентраций глюкозы P прототипа и нормированной предельной глюкозой предполагаемого решения P_0 :

$$\eta_n = \frac{P}{P_0} \quad (2)$$

Нелинейность (2) заявленного решения η_u тождественна единичному эквиваленту.

В прототипе используются ненормированные значения концентраций глюкозы P . Нелинейность прототипа, изменяется по экспоненциальному закону:

$$\eta_n = \frac{P}{P_0} = \exp\left(\frac{U}{E_0}\right) \quad (3)$$

Воспроизводимость результатов глюкограммы представлена в таблице.

	E1	E2	P1	P2	E0	P0	ε_{E_0} ,%	ε_{P_0} , %	η_{Π}	η_{Π}
1	0,083	1	0,373	10,307	0,276	0,276	0,01	0,01	1,351	1
2	0,167	0,917	0,506	7,633	0,276	0,276	0,01	0,01	1,831	1
3	0,25	0,833	0,683	5,632	0,276	0,276	0,01	0,01	2,474	1
4	0,333	0,75	0,922	4,117	0,276	0,276	0,01	0,01	3,342	1
5	0,417	0,667	1,25	3,089	0,276	0,276	0,01	0,01	4,531	1
6	0,5	0,583	1,688	2,279	0,276	0,276	0,01	0,01	6,12	1

Из таблицы следует, что в предполагаемой инновации параметры $E_0, P_0 = \text{const}$ нормированы границами адаптивного диапазона известных пациентов. Нелинейность предлагаемого решения регламентирована единичному эквиваленту в отличие от переменной нелинейности прототипа, изменяющейся по экспоненциальному закону.

Таким образом, в предполагаемом решении неинвазивного измерения концентрации глюкозы крови повышение метрологической эффективности достигается исключением динамической погрешности благодаря адекватности предлагаемого способа эксперименту.

Библиографический список

1. Глинкин, Е.И. Техника творчества. – Тамбов: ТГТУ, 2010. – 165 с.
2. Способ неинвазивного определения концентрации глюкозы: пат. 2180514 Рос. Федерация. №2001101121/14 ; заявл. 15.01.2001 ; опубл. 20.03.2002.

РЕГИСТРАЦИЯ СКРЫТЫХ МАГНИТНЫХ ИНОРОДНЫХ ВКЛЮЧЕНИЙ В ОРГАНИЗМЕ ЧЕЛОВЕКА

А.А. ЖИЛЬНИКОВ, В.И. ЖУЛЕВ

Рязанский государственный радиотехнический университет

В настоящее время все большую значимость в современной медицине и в смежных с ней областях медицинской техники приобретает проблема неинвазивного исследования человека с целью обнаружения с последующей визуализацией возможных скрытых магнитных инородных включений (МИВ) в его организме. Эти МИВ в теле человека представляют собой чужеродные для организма предметы с ярко выраженными магнитными свойствами, внедрившиеся в его ткани, органы или полости через поврежденные покровы, а также через естественные отверстия [1]. Кроме того, такими включениями

могут являться введенные в организм с лечебной целью протезы суставов, скрепляющие костные отломки спицы, стержни, пластины и т.п.

Согласно [1] выявление подобных включений представляет собой порой достаточно трудоемкий процесс, т.к. на данный момент решение этой проблемы осуществляется большей частью неинвазивными методами интроскопии, которые требуют очень осторожного применения, что иногда приводит к весьма ограниченному их использованию, как, например, в случае обследования головы биообъекта (пациента).

Наиболее информативным во врачебной практике методом интроскопии является магнитно-резонансная томография, при котором биообъект помещается в магнитное поле (МП), в результате чего при наличии внутри него скрытых МИВ начинают проявляться их магнитные свойства. Причем МП ЯМР-томографа обладают достаточной силой, чтобы вытягивать эти включения, разрезая и сдавливая здоровые ткани, приводя к серьезным травмам или даже гибели.

По этим причинам, такие пациенты не должны подвергаться магнитно-резонансному томографическому исследованию. Выявить таких людей не всегда удастся, потому, что пациент может и не знать об имеющихся у него включениях или может быть не предупрежден о важности информирования о них.

Среди применяемых неинвазивных методов интроскопии на сегодняшний день в медицине качественно выделяется рентгеновская компьютерная томография, оставаясь долгие годы незаменимым способом выявления скрытых МИВ в организме человека [1]. Однако наибольшей проблемой при ее использовании является опасность длительного воздействия на человека, т.к. рентгеновские волны могут вызывать повреждение мягких тканей, что приводит к риску возникновения злокачественных опухолей и развитию рака. Длительное облучение таким излучением без негативного воздействия на организм невозможно. В связи с чем для многократного проведения рентгеновской компьютерной томографии необходимы достаточно продолжительные перерывы. Помимо этого, из-за лучевой нагрузки относительными противопоказаниями к применению такой томографии являются беременность и детский возраст, что в очередной раз подчеркивает актуальность разработки новых способов и эффективных, независимо от особенностей биообъекта, технических средств неинвазивного исследования человека.

Из-за трудностей, возникающих при неинвазивном проникновении внутрь биологического объекта, проблема объемного исследования магнитными методами до конца остается нерешенной.

Несмотря на то, что к настоящему времени накоплен значительный опыт проведения магнитных исследований, которые широко отражены в монографиях, справочниках и пособиях, систематизированной литературы, посвященной рассматриваемой проблеме, очень мало. Таким образом, оставаясь слабо освещенной в литературе, она продолжает быть весьма актуальной, о чем свидетельствуют редкие публикации в печати.

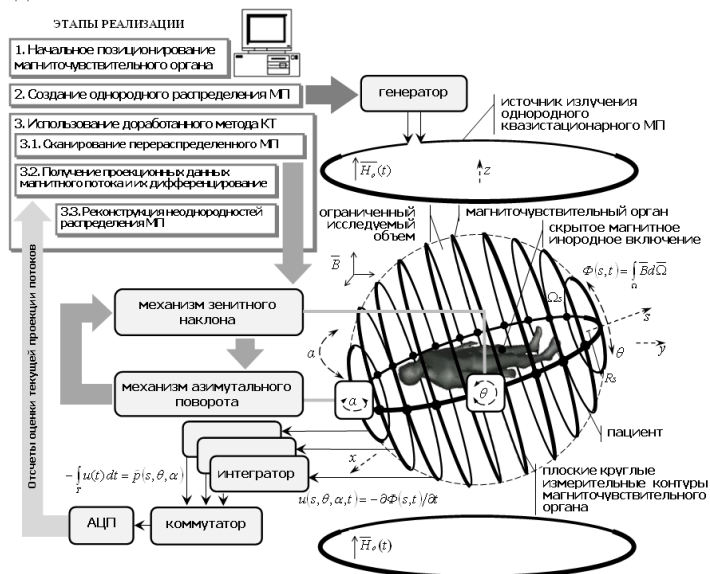
Таким образом, в последнее время большую значимость приобретают информационно-измерительные системы, позволяющие осуществлять магнитное исследование неинвазивными методами интроскопии внутри биологических объектов.

В данной работе задачу локализации МИВ без механического проникновения внутрь биообъекта предлагается решить с помощью изложенного в [2] способа - посредством информационно-измерительной системы магнитоиндукционного исследования.

Создается намагничивающее воздействие в виде изначально однородного распределения МП с заданными амплитудно-частотными параметрами, в которое помещается биообъект. Далее используется метод компьютерной томографии (КТ), доработанный под технически доступный магниточувствительный орган, который в отличие от известных КТ осуществляет сканирование «плоскостью» сразу всего исследуемого объема перераспределенного МП, а не «лучом» выбранного слоя. В ходе процедуры сканирования наклонами и поворотами сканирующих плоскостей магниточувствительного органа формируются проекционные данные в виде линейных проекций «плоскостных сумм», которые затем дифференцируются по одному из выбранных направлений. Последующее применение одного из алгоритмов реконструкции [3] позволяет восстановить распределение производной функции плотности магнитного потока с получением изображения физических неоднородностей в местах локализации МИВ.

Обобщенная схема реализации информационно-измерительной системы, показанная на рисунке, предполагает наличие ПЭВМ, управляющей генератором периодического тока, в свою очередь питающим источник излучения однородного МП. Индуктивно связанные с источником поля плоские круглые измерительные контуры жестко закреплены на раздвижном каркасе и реализованы в виде катушек индуктивности. Катушки параллельно расположены относительно друг друга, причем их размеры задаются таким образом,

чтобы каждый измерительный контур огибал границы сферы радиусом S_m , описанной вокруг исследуемого пациента. Выводы этих контуров подключены к входам аналоговых инвертирующих интеграторов, выходы которых соединены с соответствующими сигнальными входами коммутатора, причем единственный сигнальный выход коммутатора подключен к аналоговому входу одноканального АЦП, сопряженного с ПЭВМ шиной данных. По шине данных в ПЭВМ передаются отсчеты текущей проекции потоков магнитной индукции. Механизм позиционирования каркаса включает наклонный и поворотный винты вращения, выполненные так, чтобы обеспечивать сканирование объема через поочередные последовательные дискретные поступательные зенитные наклоны и азимутальные повороты каркаса относительно неподвижного биообъекта. Причем каждый наклон сопровождается процедурой формирования и передачи в ПЭВМ текущей проекции потоков для заданных зенитных и азимутальных углов. ПЭВМ помимо функций управления и синхронизации реализует обработку каждой текущей проекции потоков, предварительно продифференцированной по выбранному направлению с последующей визуализацией результатов процесса магнитоиндукционного исследования биологического объекта.



Обобщенная схема реализации информационно-измерительной системы магнитоиндукционного исследования.

Функционирование информационно-измерительной системы начинается с этапа начального позиционирования, при котором ПЭВМ через винты зенитного наклона и азимутального поворота соответственно устанавливает каркас в положение соответствующее нулевому значению зенитного и азимутального углов θ и α . Далее на этапе создания однородного намагничивающего распределения МП ПЭВМ задает частоту, амплитуду и форму выходного тока генератора. Выходной ток генератора непрерывно питает источник излучения однородного МП, создающий в отсутствие пациента периодическое во времени t однородное в пространстве распределение плотности B потока Φ в пространстве исследуемого объема, удовлетворяющее условию квазистационарности [4]. На этапе использования доработанного метода КТ присутствие МИВ в пациенте перераспределяет МП в пространстве исследуемого объема, в зависимости от структуры включения, вызывая тем самым неоднородность потока Φ , которая отражается на амплитуде непрерывно индуцируемых во множестве плоских круглых измерительных контуров дифференциальных сигналов:

$$u(s,t) = - \frac{\partial \Phi(s,t)}{\partial t},$$

где

$$\Phi(s,t) = \int_{\Omega_s} (\bar{B} \cdot d\bar{\Omega})$$

причем $\Omega_s = \pi R_s^2$ – площадь плоского круглого s -го измерительного контура с радиусом $R_s = \sqrt{S_m^2 - s^2}$, S – кратчайшее расстояние от начала декартовой системы координат (x,y,z) до плоскости измерительного контура, а кроме того так как значение расстояния (со знаком) для каждого контура в структуре уникально, то переменная S далее подверглась дискретизации с шагом Δs и сделана указателем (целое число) на конкретный измерительный контур магниточувствительного органа.

Дифференциальные сигналы постоянно интегрируются инвертирующим интегратором $-\int u(s,t)dt$ и поступают на соответствующие сигнальные входы коммутатора, для их поочередной передачи на сигнальный выход коммутатора. Далее с единственного выхода коммутатора сигнал заводится на вход одноканального АЦП, оцифровываются им и передается в ПЭВМ.

Работа системы синхронизируется сигналами синхронизации. Каждый новый номер опрашиваемого интегратора устанавливается на коммутаторе с очередным появлением импульса синхронизации. Цифровые коды выходных сигналов интеграторов по шине данных поступают в ПЭВМ, чем завершается процедура формирования оценки $\bar{p}(s)$ текущей проекции потоков $p(s)$ для заданного нулевого зенитного и азимутального углов θ и α :

$$\bar{p}(s) = - \int_T u(s, t) dt = \Phi(s, t) = \int_{\Omega} (\bar{B} \cdot d\bar{\Omega}) = \int_{\Omega} (\bar{B} \cdot \bar{n}) d\sigma = R[(\bar{B} \cdot \bar{n})],$$

где T – период выходного тока генератора, а $d\bar{\Omega} = \bar{n} d\sigma$ – вектор нормали, выставленный к элементарной площадке плоскости Ω и численно равный ее площади $d\sigma$.

ПЭВМ через наклонный винт устанавливает каркас в следующее текущее положение, смещенное на $\Delta\theta$, тем самым совершая зенитный наклон. В результате процесса полного зенитного наклона каркас последовательно дискретно отклоняется на зенитные углы, кратные $\Delta\theta$, до крайнего положения, соответствующего значению зенитного угла θ , равному π . Каждый зенитный наклон сопровождается процедурой формирования текущей проекции потоков $\bar{p}(s) = \Phi(s)$ для заданного зенитного и азимутального углов θ и α . Полный зенитный наклон для заданного азимутального угла α завершает процедуру формирования зенитных проекций потоков $\bar{p}(s, \theta) = \Phi(s, \theta)$ для заданного азимутального угла α .

По окончании формирования зенитных проекций потоков для заданного азимутального угла α , ПЭВМ через поворотный винт, устанавливает каркас в следующее текущее положение, смещенное на $\Delta\alpha$, тем самым совершая азимутальный поворот. В результате процесса полного азимутального поворота каркас последовательно дискретно поворачивается на азимутальные углы кратные $\Delta\alpha$ до крайнего положения, соответствующего значению азимутального угла α равному 2π . Каждый азимутальный поворот сопровождается процедурой формирования зенитных проекций потоков $\bar{p}(s, \theta)$ для заданного азимутального угла α . Полный азимутальный поворот завершает полное сканирование пациента с формированием зенитных проекций потоков $\bar{p}(s, \theta, \alpha) = \Phi(s, \theta, \alpha)$ для всех азимутальных углов, тем самым предоставляя полный набор исходных проекционных данных для последующей процедуры реконструкции.

Локализация границ раздела сред становится возможной благодаря тому, что согласно [5] полученный полный набор исходных проекционных данных потоков индукции дифференцируется по выбранному направлению x_k :

$$\bar{p}'(s, \bar{n}) = n_k \frac{\partial}{\partial s} \bar{p}(s, \theta, \alpha) = \frac{\partial}{\partial x_k} \Phi(s, \theta, \alpha) = \frac{\partial}{\partial x_k} \int_{\Omega} (\bar{B} \cdot d\bar{\Omega}) = \int_{\Omega} \left(\frac{\partial \bar{B}}{\partial x_k} \cdot \bar{n} \right) d\sigma = R[(\bar{B}' \cdot \bar{n})].$$

Данная дополнительная процедура дифференцирования по окончании реконструкции «скачками» восстановленной функции производной укажет места локализации МИВ.

Указанная в данной работе информационно-измерительная система реализует защищенный патентом РФ № 2490659 [2] способ неразрушающего магнитоиндукционного исследования. Оригинальность описанной системы подтверждается патентом РФ на изобретение №2548405 [6].

Библиографический список

1. Жильников А.А., Жулев В.И. Обнаружение скрытых магнитных инородных включений внутри биологических объектов // Материалы докладов XXVI Всероссийской НТК “Биотехнические, медицинские и экологические системы и комплексы. Биомедсистемы – 2013” – Рязань: РГРТУ, 2013. С. 258-262.
2. Способ неразрушающего объемного измерения векторной функции магнитной индукции неоднородно распределенного в пространстве и периодически изменяющегося во времени магнитного поля: пат. 2490659 Рос. Федерация: МПК G01R33 /00 / Жильников А.А., Жильников Т.А., Жулев В.И.; заявитель и патентообладатель Рязанский государственный радиотехнический университет. № 2012115677/28; заявл. 20.04.2012; опубл. 20.10.2013.
3. Жильников А.А., Жильников Т.А., Жулев В.И. Моделирование способа неразрушающего магнитоиндукционного исследования для получения изображения геометрии внутренней структуры ферромагнитных изделий // Вестник Рязанского государственного радиотехнического университета. №4 (выпуск 50). Ч.П. – Рязань: РГРТУ, 2014. С. 47-50.
4. Говорков В.А. Электрические и магнитные поля. М.: Связьиздат, 1951. – 341 с.
5. Жильников А.А., Жильников Т.А., Жулев В.И. Разработка и физическое обоснование реализации информационно-измерительной системы магнитоиндукционного исследования биологических объектов // Биомедицинская радиоэлектроника. – М.: Издательское предприятие редакции журнала «Радиотехника», № 5, 2015. С. 14-20.

6. Устройство для неразрушающей дифференциальной векторной трехмерной магнитоскопии: пат. 2548405 Рос. Федерация: МКП G01N27 /83 / А.А. Жильников, Т.А. Жильников, В.И. Жулев, М.Б. Каплан; заявитель и патентообладатель Рязанский государственный радиотехнический университет. №2013157236; заявл. 24.12.2013; опубл. 20.04.2015.

ИССЛЕДОВАНИЕ ЗНАЧИМОСТИ ПАРАМЕТРОВ ЛИНЕЙНОЙ И НЕЛИНЕЙНОЙ МОДЕЛЕЙ РЕЧЕВОГО СИГНАЛА В ЗАДАЧАХ ГОЛОСОВОЙ АНТРОПОМЕТРИИ

И.Н. ФИЛАТОВ, Д.Ю. МАМУШЕВ, С.Н. КИРИЛЛОВ

Рязанский государственный радиотехнический университет

Распознавание личности говорящего по голосу и установление характерных и значимых характеристик для конкретного прикладного случая приобретают сегодня все большее значение. Это связано с широким применением подобного подхода во многих областях сферы безопасности личности и общества, например в криминалистике, радиоразведке, контрразведке, антитеррористическом мониторинге, обеспечении безопасности доступа к физическим объектам, информационным и финансовым ресурсам. Наряду с распознаванием собственно личности, актуальной является задача определения по фонограммам диктора его обликовых, антропометрических характеристик, а также внешних данных человека, оцениваемых при общении визуально или измеряемых непосредственно, при решении, например криминалистических вопросов.

Проводилось два эксперимента. В первом - РС не подвергался ограничению полосы частот, а во втором исследована значимость параметров линейной и нелинейной модели при прохождении РС через каналы передачи информации (КПИ). Анализировались КПИ с кодеками ADPCM, CELP, G.723.1, AMR-NB на скоростях передачи соответственно 32, 16, 6,4 5,5 кбит/с, представляющие собой основные типы кодирования РС и широко используемые в различных телекоммуникационных системах.

В интересах решения задач определения антропометрических характеристик говорящего по РС исследовались следующие группы параметров для линейной модели:

- амплитуда, ширина полосы и значение первых четырех формант,
- амплитуды гармоник частоты основного тона (ЧОТ) РС,
- коэффициенты линейного предсказания (КЛП),
- а для нелинейной модели:

коэффициенты нелинейного адаптивного фильтра (КНАФ), первые 2 мел-частотных кепстральных коэффициента (МЧКК), параметры формы импульса голосового источника (ГИ).

Экспериментальные исследования проводились на речевой базе, записанной для группы дикторов из 50 человек: 15 девушек и 35 юношей в возрасте 19-21 года, на основе рекомендаций ГОСТ 50840 Р-95 со специализированного диктофона “Olympus”. Дикторы были записаны дважды, с интервалом 2 недели. В качестве фонограмм исходного речевого материала использовались, фонетически сбалансированные, изолированно произнесенные, слова и фразы.

Наряду с исследованными ранее антропометрическими показателями, определяемыми по голосу, такими как окружность головы, рост и вес анализировались следующие антропометрические показатели: окружность шеи, длина гортани, шеи, носа. При анализе речевого материала для значимости параметров линейной и нелинейной моделей РС одним из достоинств предложенных алгоритмов является отсутствие необходимости сегментации обрабатываемого РС на фонемы, что существенно упрощает работу. Параметры выделялись на интервалах РС с вокализацией речи.

Значимость параметров линейной и нелинейной модели оценивалась на основе регрессионного анализа экспериментальных зависимостей признаков облика диктора от значений этих параметров РС. Существенными считались те параметры РС, для которых значимость регрессии $F \leq 0.05$, коэффициент детерминации $R \geq 0.5$, тангенс угла наклона кривой регрессии $b \geq 0.125$. Значимость регрессии F показывает как высока достоверность, и есть закономерность при аппроксимации экспериментальной кривой. Коэффициент детерминации R степень аппроксимации, например при $R \geq 0.5$ зависимость признака облика от параметра РС не случайна. Порядок моделей или число параметров был сравним, а именно для линейной модели исследовалось 29 для нелинейной модели 34 параметра.

В результате эксперимента установлено, что для мужчин из исследуемой группы, значимыми являются от 1 до 4 КЛП таких признаков облика, как длина гортани и носа, тогда как на основе КНАФ можно определять длину гортани, шеи, носа и рост. Для девушек можно определять все семь исследуемых признаков облика как с помощью параметров линейной, так и нелинейной модели. Показано, что число значимых параметров нелинейной модели больше в 1,5 - 2 раза, чем линейной для соответствующего признака облика и их среднее значение коэффициента детерминации больше на 3-7%. Большее число

признаков, по сравнению с линейной моделью, способно повысить надежность правильной идентификации признаков облика диктора при использовании этого метода. Из анализа экспериментальных данных так же видно, что не по всем признакам облика линейная модель является худшей.

Таким образом, в результате эксперимента установлено, для исследуемых признаков облика диктора параметры нелинейной модели [3] РС, обладают большей значимостью, чем параметры линейной модели.

Библиографический список

1. Рамишвили Г.С. Автоматическое опознавание говорящего по голосу, М. Радио и связь, 1981. – 224 с
2. Маркел, Грей Линейное предсказание речи ,М. Радио и связь, 1981. – 324 с
3. Кириллов С.Н., Мамушев Д.Ю., Лоцманов А.А. Нелинейная параметрическая модель речевых сигналов в задаче идентификации голоса диктора // Сб. тр. XIII Международной научной конференции «Информатизация и информационная безопасность правоохранительных органов». 2004. –М.: Академия управления МВД России. С. 394-397

ПРИБОР ДЛЯ РЕГИСТРАЦИИ ВИБРОАРТРОГРАММЫ КОЛЕННОГО СУТАВА ЧЕЛОВЕКА

С. Б. МЫТНИК, С. А. АКУЛОВ

Самарский государственный аэрокосмический университет
им. акад. С.П.Королева

Диагностика заболеваний суставов является одной из важнейших задач клинической медицины. Коленный сустав относится к наиболее часто травмируемому, его повреждения составляют 15-50% всех спортивных травм. Он чаще других становится предметом лучевого исследования – около 40% исследований суставов приходится именно на коленный. Возраст, расовая принадлежность – это факторы, связанные с риском возникновения травмы коленного сустава, как спортивной, так и неспортивной. Неспортивная травма коленного сустава в 2-3 раза чаще возникает у женщин, чем у мужчин. Исключение составляют люди старше 55 лет, у которых падение может спровоцировать травму коленного сустава независимо от пола .

Изолированные повреждения коленного сустава наиболее часто связаны со спортивной травмой, кроме того, с неспортивными механизмами скручивания, резким сгибанием, неудачной установкой стопы.

У спортсменов повреждения коленного сустава могут возникнуть в результате как острой травмы, так и множественных повторных упражнений и воздействий на структуры сустава или вследствие уже имеющихся повреждений, на которые наслаивается ещё одно.

Как показано на рисунке 1, коленный сустав сформирован бедром, коленной чашечкой и большеберцовой костью. Коленный сустав является самым большим суставом человека и может двигаться от 0° при вытянутом положении ноги до 135° в полностью согнутом состоянии с одновременной возможностью вращения до угла 20-30° на мыщелке бедра. Этот сустав имеет четыре важных составных элемента: 1) полость тазобедренного сустава, 2) суставной хрящ, 3) синовиальную мембрану и 4) волокнистую капсулу. Коленный сустав известен как синовиальный сустав, так как он содержит смазывающее вещество, называемое синовиальной жидкостью. Коленная чашечка, сесамовидная кость, защищает сустав и очень точно выровнена, чтобы скользить по углублению бедра при движении ноги. Коленный сустав состоит из трёх сегментов: 1) коленно-бедренного, 2) бокового большеберцово-бедренного и 3) внутреннего большеберцово-бедренного. Коленно-бедренный сустав является синовиальным скользящим суставом, а боковой большеберцово-бедренный – синовиальным блоковидным суставом. Передняя и задняя крестовидные связки, а также боковая и внутренняя связки, соединяют вместе бедро и большеберцовую кость, поддерживают коленный сустав и ограничивают его движение. Различные мышцы, окружающие сустав, помогают его движению и вносят вклад в его устойчивость.

Хотя основными структурами колена, несущими нагрузку, являются площадки большеберцовой кости, такие компоненты сустава, как хрящ, мениск и связки, также испытывают нагрузки. Коленная чашечка помогает вытягиванию колена за счёт удлинения плеча рычага четырёхглавой мышцы во всём диапазоне движения и позволяет лучше распределить усилие сжатия в бедре.

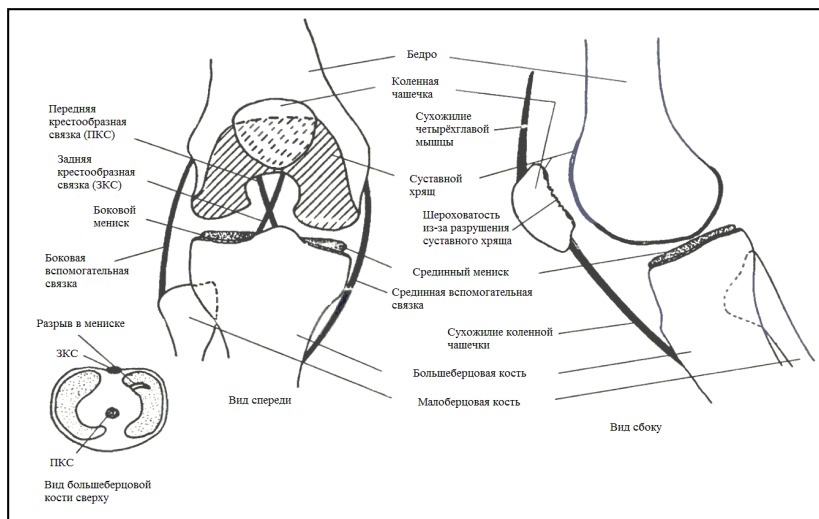


Рис. 1 – Вид спереди и вид сбоку коленного сустава.

На вставке внизу слева показан вид сверху на большеберцовую кость и мениски

В коленном суставе имеются два типа хрящей: суставной хрящ, покрывающий концы костей, и волокнисто-хрящевые структуры клиновидной формы, называемые менисками, расположенные между бедром и большеберцовой костью. Мениски (срединный мениск и боковой мениск), основной функцией которых является поглощение удара, представляют собой две пластинки в форме полумесяца, лежащие на суставной поверхности большеберцовой кости.

Эти хрящевые ткани играют жизненно важную роль в функции сустава, так как она защищает покрытую ей кость во время движения. Утрата этой тканью своих функций приводит к болям, пониженной подвижности и, в ряде случаев, к деформациям и неустойчивости сустава.

Наличие значительного шума часто связано с деградацией поверхности сустава. Виброартрограмма (ВАГ) представляет собой сигнал вибрации сустава, записанный во время его движения. В норме поверхности сустава являются гладкими и либо создают незначительный шум, либо не создают никакого. В то же время, поражение суставов остеоартритом или другими заболеваниями, вызывающими деградацию, может привести к разрушению повреждённого хряща и к появлению звука, напоминающего скрежет. Выявление проблем с коленным суставом путём анализа сигнала ВАГ

может оказать помощь в предотвращении неоправданного хирургического вмешательства с целью уточнения картины заболевания, а также в более обоснованном отборе пациентов, которым показана хирургическая операция .

На рисунке 2 представлена блок-схема исследования ВАГ сигнала коленного сустава. Блок регистрации и первичной обработки сигнала включает в себя: первичные преобразователи сигналов (датчики), изолирующие предусилители, усилители, фильтры, аналого-цифровой преобразователь. Таким образом, в первом блоке происходит безопасный съём сигнала (пациент не подвергается риску поражения током), необходимое усиление, фильтрация от сетевой помехи, от помехи, обусловленной движением датчика и т.п., а также перевод сигнала в цифровой вид.

Второй блок: фильтрация для устранения артефактов (в частности, электромиограммы) и распознавание событий и компонент.

Третий блок: анализ событий и волн, выделение признаков и распознавание образов, классификация.

Четвёртый блок – диагностическое решение.

Третий и четвёртый пункты должны выполняться высококвалифицированным медицинским специалистом.

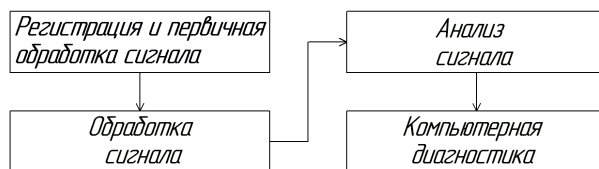


Рис. 2 – Блок-схема исследования ВАГ сигнала коленного сустава

Библиографический список

1. Трофимова Т. Н., Карпенко А. К. МРТ-диагностика травмы коленного сустава. – СПб.: Издательский дом СПбМАПО, 2006. – 150 с.: ил. – ISBN 5-98037-063-3.
2. Рангайян Р. М. Анализ биомедицинских сигналов. Практический подход / Пер. с англ. под ред. А. П. Немирко. – М.: ФИЗМАТЛИТ, 2007. – 440 с. – ISBN 978-5-9221-0730-3.
3. Yunfeng Wu. Knee Joint Vibroarthrographic Signal Processing and Analysis. – SpringerBriefs in Bioengineering, 2015. – 81 с. – ISBN 978-3-662-44283-8

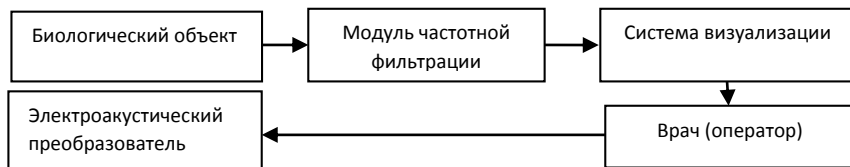
РАЗРАБОТКА ЭНДОЭХОТОМОСКОПА

Е.А. СУЧКОВА, В.Г.КРЯКОВ

Рязанский государственный радиотехнический университет

В докладе рассматривается эндозхотомоскоп. Данный прибор является диагностическим и основан на применении ультразвука в медицине. Он необходим для получения визуальной информации о расположении, форме и структуре внутренних органов и тканей и измерения линейных размеров биологических объектов методом ультразвуковой локации. Префикс «эндо-» означает, что это устройство можно вводить в естественные полости тела (желудок, мочевого пузыря, прямую кишку и т.д.) при обследовании или применять при хирургическом вмешательстве. Это допускает расположение электроакустического преобразователя в непосредственной близости от изучаемого объекта, тем самым повышая качество получаемой информации. Также качество изображения повышается за счет более высокой рабочей частоты (5,0; 7,5; 12 и 20 МГц) и/или отсутствия на пути ультразвука таких неблагоприятных акустических сред, как воздушные прослойки или костные образования.

Основным элементом эндозхотомоскопа является электроакустический преобразователь, который предназначен для излучения зондирующего импульса и приема эхо-сигналов, отраженных объектом. Так же, одним из необходимых элементов является модуль частотной фильтрации. Прибор должен быть спроектирован так, чтобы гарантировать прохождение ультразвука через ткани до изучаемого объекта и чтобы обеспечить допустимый уровень шума. Не последнюю роль играет система визуализации, которая предоставляет конечную информацию врачу или оператору. Обобщенная структурная схема приведена на рисунке.



Обобщенная структурная схема

Библиографический список

Применение ультразвука в медицине: Физические основы: Пер. с англ./ Под ред. К. Хилла – М.: Мир, 1989 - 568с.

РАЗРАБОТКА ИНТЕЛЛЕКТУАЛЬНОГО ДАТЧИКА ДАВЛЕНИЯ С НОРМАЛИЗИРОВАННЫМ ВЫХОДОМ

А.Н. ПЛАСТУН, В.И. ЖУЛЕВ

Рязанский государственный радиотехнический университет

Интеллектуальные датчики давления с нормализованным выходом используются на различных производствах, в цеховых условиях и на территориях заводов, где изменения параметров окружающей среды являются источниками погрешностей. Наиболее распространенные факторы, влияющие на работу датчика, это температура окружающей среды, атмосферное давление и влажность.

Идея построения датчика заключается в том, чтобы он подстраивался под окружающую среду (для исключения погрешности). Для этого в одном приборе используется четыре измерительных канала, которые в процессе измерения избыточного давления также измеряют температуру, атмосферное давление и влажность. Такие датчики незаменимы на рынке, так как являются очень удобным и точным средством измерения.

Рассмотрим принцип работы устройства.

На первичный преобразователь поступает измеряемое избыточное давление, на выходе которого формируется напряжение небольшой величины. Исходя из этого, необходимо будет усилить сигнал с датчика для передачи напряжения на АЦП. Так как разрабатываемое устройство будет в дальнейшем использоваться в промышленности, прибор должен подстраиваться под окружающую среду (т.е. исключать погрешности от воздействия температуры, влаги, атмосферного давления). Для этого используются дополнительно три канала - датчик атмосферного давления, датчик температуры и влажности. Микроконтроллер обеспечивает, во-первых, вычисление погрешностей, которые вносят окружающие воздействия, во-вторых, передачу цифрового кода на индикатор и аналогового сигнала на стандартный выход 4-20 мА.

В качестве первичного преобразователя температуры и влажности используется микросхема SHT21D фирмы SENSIRION. В ней поочередно измеряется либо температура, либо влажность. В качестве первичного преобразователя атмосферного давления используем микросхему bmp180 фирмы Bosh. Управление датчиком осуществляется или от Arduino-контроллера, или от другого микропроцессорного управляющего устройства. Чувствительным элементом датчика является мембрана в корпусе, работа которой

основана на пьезорезистивном принципе. Пьезорезистивный эффект – зависимость сопротивления материала от величины его деформации. Первичный преобразователь избыточного давления состоит из мембраны и измерительного моста.

Полищук Е.С. Измерительные преобразователи, 1981

МЕТОД ДИАГНОСТИКИ СОСТОЯНИЯ ДЫХАТЕЛЬНОЙ СИСТЕМЫ ПРИ ОБЕСПЕЧЕНИИ КОРРЕКТИРУЮЩЕГО ВОЗДЕЙСТВИЯ

С.И. ЗЫКИН, Н.В. ИВАХНО

«Тульский государственный университет»

Одним из режимов функционирования дыхательных тренажеров является дроссельный, при котором происходит создание добавочного сопротивления в контуре тренажера. Основой функционирования таких устройств является способность обеспечения режимов самонастройки, базирующихся на исследовании характеристик давления. При разработке систем адаптации к дыханию человека, прежде всего, ставится задача: система должна выполнять функциональное назначение, определяемое целью управления с наилучшими показателями качества. Применение принципа адаптации позволяет искусственно создать эффект приспособления к изменяющемуся дыханию пациента за счет того, что часть функций по получению, обработке и анализу недостающей информации осуществляется самой системой в процессе работы тренажера с помощью специального блока диагностики. Это позволяет существенно снизить влияние неопределенности на качество воздействия тренажеров и скомпенсировать недостаток априорной информации о дыхании пациента.

При проведении параметрического анализа исследованы результирующие экспериментальные характеристики взаимодействия биотехнической системы «человек - тренажер» в дыхательном контуре макетного образца, согласно структурной схеме, представленной в.

Для нахождения информационных параметров введены нагрузочные сопротивления относительно начального уровня – свободное дыхание без сопротивления с обозначением R_0 , полностью перекрытый дыхательный контур обозначен как R , количество уровней нагрузочных воздействий – N , тогда последовательное изменение нагрузки разобьется на N интервалов и обозначится $i = 0, 1 \dots N$. Для

проведения исследования задано $N = 4$, каждый уровень вызывает изменение площади перекрытия дыхательной трубки относительно

$\frac{100}{N+1}\%$, тогда перекрытие площади сечения на 20% от исходной обозначится R_1 и т.д. В соответствии с указанными нагрузками измерены выходные характеристики.

Вид нормированных графиков давления, полученных при разных нагрузках, представлен на рис.1. В результате анализа многочисленных экспериментальных данных установлено, что взаимосвязь между задаваемым сопротивлением и измеряемыми характеристиками не является линейной.

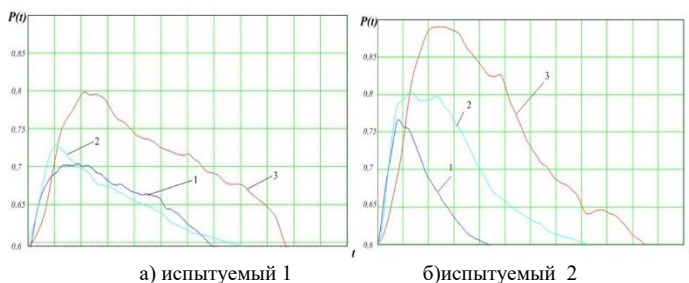


Рис. 1. Примеры различных характеристик давления в дыхательном контуре при дроссельном типе воздействия (фаза выдоха) 1 - свободное дыхание - $R_0 = 0$; 2 - дыхание через сопротивление - $R_1 = 0,2R$; 3 - дыхание через сопротивление - $R_3 = 0,6R$

Как видно из рис. 2 фазу вдоха/выдоха можно разбить на два участка и аппроксимировать линейными функциями, угол наклона которых несет информацию о состоянии дыхательной системы пациента (табл.2).

Анализ характеристик давления показывает, что изменяемыми параметрами, характеризующими состояние дыхательной системы человека являются: соотношение длительности фазы вдоха/выдоха

дыхания без нагрузки к последовательно нагруженному - $\frac{T_1}{T_0}, \dots, \frac{T_N}{T_0}$, углы наклона аппроксимирующих кривых - $\alpha_0, \beta_0, \dots, \alpha_N, \beta_N$, соотношение времени нарастания кривой давления до максимума при

нагрузке ко времени при свободном дыхании $\frac{t_{H1}}{t_{H0}}, \dots, \frac{t_{HN}}{t_{H0}}$. Обобщенная матрица, характеризующая состояние человека, уровень его тренированности описывается в виде:

$$M = \begin{bmatrix} \alpha_0 & \beta_0 & t_{n0} & T_0 \\ \cdot & \cdot & \cdot & \cdot \\ \alpha_i & \beta_i & t_{ni} & T_i \\ \alpha_N & \beta_N & t_{nN} & T_N \end{bmatrix}$$

Данные характеристики и их изменение при создании дополнительной нагрузки являются диагностическими параметрами, позволяющими осуществлять анализ воздействия тренажеров в дроссельном режиме, прогнозировать изменение состояния дыхательной системы пациента и своевременно осуществлять корректировку управляющих воздействий. Приведенная методика диагностики и параметрического анализа кривой давления может находить применение в любых типах тренажеров дыхательной мускулатуры.

Библиографический список

1. Федоров С.Ю., Цкипури Ю.И., Хадарцев В.А. Тренировка дыхательной мускулатуры // Вестник новых медицинских технологий. 2009. Т. 16, № 2. С. 154–156.
2. Троицкий М.С., Купеев Р.В., Хадарцев В.А. Тренировка дыхательной мускулатуры дозированным сопротивлением вдоху и выдоху // Международная научно-практическая конференция «Наука и ее роль в современном мире» (Караганда, 29 января 2010). Караганда, 2010. Т. 4. С. 316–319.
3. Патент на полезную модель № 151213. Дыхательный тренажер / Н.В. Ивахно, Н.Д. Гаськова, С.С. Федоров. Опубликовано 27.03.2015.

ЭЛЕКТРОСТИМУЛЯЦИОННЫЙ МИКРОТЕНАЖЕР ДЛЯ ДЕТЕЙ С ДЦП

Н.А. УВАРОВА, А.В., ПРОХОРЦОВ

Тулский государственный университет

В настоящее время вопрос о реабилитации детей с ДЦП являются актуальным. За последнее время увеличилось количество детей с этой патологией, которая приводит к инвалидности, к социальной дезадаптации и существенному ухудшению качества жизни. В структуре детской инвалидности в России поражения нервной системы у детей составляют 60%, из них ДЦП - 24%.

Большую часть детей с нарушениями опорно-двигательного аппарата составляют дети с церебральными параличами. Степень тяжести двигательных нарушений находится в большом диапазоне, где на одном полюсе находятся грубейшие двигательные нарушения, на

другом – минимальные. У детей с церебральным параличом имеются разнообразные двигательные нарушения: нарушение равновесий и координации движений, наличие насильственных движений, синкинезии, кинестезий, недостаточное развитие цепных установочных выпрямительных рефлексов, наличие патологических тонических рефлексов, ограничение или невозможность произвольных движений, нарушение мышечного тонуса. Различают повышенный и пониженный мышечный тонус. Для нормализации мышечного тонуса применяется массаж, ЛФК либо электростимуляция.

Применение электростимуляции при ДЦП требует особого подхода, поскольку нужна не просто тренировка силы мышц, но координация этого процесса с расширением объема и амплитуды движений пациента. Тренировочный цикл должен учитывать динамику достигнутых показателей и не форсировать нагрузку.

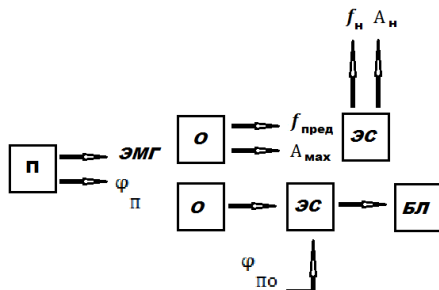
В известной разработке научно-медицинской фирмы МБН «МБН- Биомеханика» для контроля угла отведения конечностей используются компактные гироскопические датчики. Данная система представляет собой комплекс для клинического анализа движений, позволяющий проводить функциональную диагностику двигательной патологии, регулирование восстановительного лечения и осуществления активной реабилитации на основе биологической обратной связи.

«МБН-Биомеханика» применяется в таких областях как: неврология, ортопедия – травматология, протезирование, ЛФК, физиотерапия, другие смежные специальности. Данный комплекс включает в себя пять методов исследования: подометрию (отслеживание временных характеристик шага), гониометрия (отслеживание кинематических характеристик движений в суставах), динамометрия (регистрация реакций опоры), ЭМГ, стабилометрия (*регистрация положения и движений общего центра давления на плоскость опоры при стоянии*).

Предлагается использовать гироскопический датчик, аналогичный применяемому в «МБН-Биомеханика» в микротренажере для детей с ДЦП с целью управления моментом подачи стимуляционных импульсов.

Опираясь на работу Калакутского Л.И по электростимуляции, в микротренажере (рис.1) применяется электрический стимул, поступающий через пару накожных электродов, расположенных на мышечных волокнах или в двигательных точках. В момент наступления ослабления двигательных функций электростимуляция позволяет

временно поддерживать функциональное состояние мышц и соответственно увеличить амплитуду отведения конечности.



Структурная схема электростимуляционного микротренажера, где
П – пациент; *ЭС* – элемент сравнения; *О* – обработка; *БЛ* - блок
 логики;

$\varphi_{п}$ - показания гироскопа снимаемые с пациента; $f_{пред}$ – предельная частота спектра; $A_{макс}$ - максимальная амплитуда; $f_{н}$ – нормальная частота спектра; $A_{н}$ – нормальная амплитуда спектра; $\varphi_{по}$ - уровень достигнутый на прошлом занятии.

Контроль осуществляется с помощью электромиографии (ЭМГ), которая позволяет оценить наступление усталости пациента по снижению амплитуды и изменению спектра сигнала. Элемент сравнения (ЭС), сравнивает угол отведения конечности в момент тренировки с ранее записанными данными, что позволяет обеспечить постепенное увеличение возможностей пациента.

Предлагаемый электростимуляционный микротренажер, основанный на гироскопическом измерителе и оценке мышечной активности с помощью ЭМГ предоставляет широкие возможности для реабилитации детей с ДЦП.

Библиографический список

1. Лощилов, В. И. Биотехнические системы электронейростимуляции / В. И. Лощилов, Л. И. Калакутский .- М: Изд-во Мос. гос. техн. училищ им. Н. Баумана, 1991. – 196 с.
2. Утямышева Р.И. Электронная аппаратура для стимуляции органов и тканей / под ред. Р. И. Утямышева, М.А. Враны. – М. : Энерго- атомиздат, 1983. – 384 с.
3. Приходько О.Г. Ранняя помощь детям с церебральным параличом в системе комплексной реабилитации/ О.Г. Приходько. – СПб.: Изд-во РГПУ им. А.И.Герцена, 2008. – 208 с.

4. Калакутский Л. И. Системы электростимуляции органов и тканей [Электронный ресурс] : электрон. учеб. пособие / Л. И. Калакутский, С. А. Акулов, А. А. Федотов; Министерство образования и науки Российской Федерации, Самар. гос. аэрокосм. ун-т им. С. П. Королева (нац. исслед. ун-т). - Электрон. текстовые и граф. дан. (1,0 Мбайт). - Самара, 2012. – 1 эл. опт. диск (CD-ROM).

ПЕРСПЕКТИВЫ ИСПОЛЬЗОВАНИЯ ВАРИАБЕЛЬНОСТИ ДЫХАТЕЛЬНОГО РИТМА В ОЦЕНКЕ ФУНКЦИОНАЛЬНОГО СОСТОЯНИЯ ОРГАНИЗМА

С.Ю. ПАНФИЛОВА, О.В. МЕЛЬНИК

Рязанский государственный радиотехнический университет

Проблема оценки функциональных состояний человека в труде, физиологии, психофизиологии, психологии, педагогике, различных областях медицины занимает в настоящее время, как и многие десятилетия тому назад, центральное место. Функциональное состояние организма есть интеграция уровней активности различных физиологических систем, определяющая особенности осуществления деятельности. Одной из важнейших его систем является дыхательная. Частота и амплитуда (глубина) дыхания регулируются нервной системой – ее центральными (дыхательный центр) и периферическими (вегетативными) звеньями. В дыхательном центре, расположенном в головном мозге, имеются центр вдоха и центр выдоха. При нормальном дыхании центр вдоха посылает ритмические сигналы к мышцам груди и диафрагме, стимулируя их сокращение. Известно также, что при физической нагрузке наблюдается увеличение глубины и частоты дыхательных движений.

Следовательно, имеет смысл говорить о зависимости процесса дыхания от психоэмоциональной составляющей функционального состояния организма. То есть, отслеживая изменения показателей дыхания, таких как частота и соотношение времени вдоха к времени дыхательного цикла, можно сделать вывод об эмоциональном состоянии человека, а также о нарушении взаимосвязи между функциональными системами.

Поэтому встает вопрос об эффективном методе регистрации показателей дыхания. Известные на данный момент методы регистрации основаны на регистрации амплитуды дыхательных движений и не используют для обработки результатов спектральный анализ. Однако можно предположить, что его использование в обработке сигналов дыхания может послужить хорошим инструментом

для выявления эмоционального состояния человека по показателям дыхания.

В то же время существующие методы регистрации не удобны и имеют малую чувствительность. Соответственно необходимо разработать еще и такой метод, который обеспечит максимальную эффективность измерения показателей дыхания для дальнейшего их анализа.

О перспективности использования параметров variability дыхания в оценке функционального состояния организма можно сделать выводы, проанализировав некоторые известные работы. Дыхательные движения при эмоциях претерпевают характерные для различных эмоциональных состояний изменения своей скорости и амплитуды. По данным Вудвортса, эти изменения следующие: при удовольствии наблюдается увеличение как частоты, так и амплитуды дыхания; при неудовольствии — уменьшение того и другого; при возбуждении — дыхательные движения становятся частыми и глубокими; при напряжении — замедленными и слабыми; в состоянии тревоги — убыстренными и слабыми; при неожиданном удивлении — мгновенно становятся частыми при сохранении нормальной амплитуды; при страхе — резкое замедление дыхания и т. д.

Показательным при эмоциях является также соотношение между продолжительностью вдоха и выдоха. Штерринг (1906) определял это отношение путем деления времени вдоха на время всего цикла (состоящего из вдоха и выдоха) и получил следующие данные, показывающие значительное увеличение при эмоциональных состояниях продолжительности вдоха по сравнению с продолжительностью выдоха:

при покое	0,43
при возбуждении	0,60
при удивлении	0,71
при внезапном испуге	0,75

Значение этих данных для характеристики эмоциональных процессов подчеркивается тем, что при сосредоточенной умственной работе, лишенной эмоционального возбуждения, соответствующий коэффициент составляет всего 0,30 и обнаруживает тенденцию к еще большему уменьшению по мере увеличения сосредоточенности, т.е. свидетельствует о резком преобладании продолжительности выдоха.

В.Г. Гришин в своей диссертации «Вариабельность дыхания в норме и при функциональных нарушениях регуляции внешнего дыхания» проводил исследования особенности паттернов дыхания с использованием различных методов анализа респираторных ритмов у

человека в норме и при функциональных нарушениях регуляции дыхания.

Следовательно, «рисунок дыхания зависит от эмоционального фона практикующего, так как внутри органические процессы регулируются вегетативной нервной системой, а баланс между симпатической и парасимпатической нервной системой отражает эмоциональные характеристики человека» (Белик А.А., 2000).

Таким образом, можно выявить следующие перспективные задачи, которые могут быть рассмотрены для данной области:

выяснить, как именно изменяются параметры дыхания при различных эмоциональных состояниях, в том числе при стрессах, депрессиях и т.п.;

проанализировать информативные параметры дыхания и сформировать методы спектрального анализа параметров variability дыхательного ритма;

разработать высокочувствительный и не затрудняющий физическую активность пациента метод регистрации дыхания.

Вариабельность дыхательного ритма может также сигнализировать о наличии некоторых заболеваний, как дыхательной системы, так и не связанных с органами дыхания (поражения ЦНС, отравления, обезвоживание, диабет и т.д.). Поэтому это направление в функциональной диагностике может стать эффективным методом оценки состояния организма, как в целом, так и для отдельных его систем, преимущественно в определении психоэмоционального состояния пациента.

Библиографический список

1. Гришин В.Г. Вариабельность дыхания в норме и при функциональных нарушениях регуляции внешнего дыхания: автореф. дис. ... канд. биол. наук. Сиб. гос. мед. университет, Новосибирск, 2011.
2. Вайнштейн Л.А., Поликарпов В.А., Фурманов И.А. Общая психология. Учебник. – Минск: Современ. шк., 2009. – 512 с.

ИНСТРУМЕНТАЛЬНЫЕ СРЕДСТВА ДИАГНОСТИКИ И ЛЕЧЕНИЯ ЖЕЛТУХИ У НОВОРОЖДЕННЫХ

**Д.С. КОНДРАШОВ, А.Р. СУФЭЛЬФА, А.А. ТИМОХИН, Д.Е.
СКОПИН**

«Юго-Западный государственный университет»

Охрана здоровья матери и ребенка является одной из важнейших стратегических задач государства. С первых дней рождения у ребенка

могут возникать проблемы со здоровьем в силу ряда объективных и субъективных причин. На этом этапе основное внимание медицинских работников обращено на диагностику и лечение возникающих заболеваний. Одним из частых заболеваний ребенка после рождения является гемолитическая желтуха. Под гемолитической желтухой подразумевают такое заболевание, при котором наличие желтухи не связано с застоем в желчных путях, а вызывается усиленным распадом крови и возникающей при этом билирубинемией.

Различают врожденную и приобретенную гемолитическую желтуху, из которых последняя форма наиболее редка. Врожденная гемолитическая желтуха, в основном, является наследственным и семейным заболеванием, которое может передаваться по наследству, как со стороны отца, так и со стороны матери, как мужскому, так и женскому поколению в одинаковой степени.

Важнейшие симптомы гемолитической желтухи следующие: желтовато-зеленая окраска кожи и слизистых оболочек, увеличение селезенки средней степени, анемия, усиливающаяся одновременно с ухудшением желтухи и затем более или менее исчезающая в ходе восстановления нормальной окраски кожи и слизистых оболочек, значительная уробилинурия, периодические боли в области печени и селезенки.

При определении содержания билирубина в сыворотке крови новорожденных с желтухой было обращено внимание на высокую фоточувствительность желчного пигмента: при оставлении сыворотки на свету содержание билирубина в ней снижалось в течение часа на 30%.

Одновременно с этим было замечено уменьшение желтушности кожи у новорожденных под влиянием дневного света. Все это явилось предпосылкой к целенаправленному использованию солнечной энергии, а затем и искусственных источников света для лечения желтухи новорожденных. Наибольший эффект фотооблучения для видимой части спектра наблюдается в диапазоне 400-500 нм. Снижение содержания билирубина под влиянием света обусловлено его фотооксидацией, что сопровождается образованием биливердина, а также целого ряда дериватов билирубина.

Дериваты билирубина не обладают повреждающим влиянием на циркулирующие эритроциты. При нарушении процесса конъюгации билирубина, ведущего к развитию билирубинемии, меняется и метаболизм билирубина в направлении оксидации его, что обуславливает появление таких дериватов билирубина, экскреция которых не требует предварительной конъюгации с глюкуроновой

кислотой. Близкая по характеру оксидация билирубина индуцируется солнечным светом, что привело к использованию его в лечебных целях (фототерапия) при билирубинемиях, связанных с нарушением конъюгации билирубина.

Подходы к практическому применению различных методов фототерапии в развитых странах и в отечественной медицине сильно различаются. Мощная фармакологическая база за рубежом по законам конкуренции вытесняет альтернативные методы лечения.

В нашей стране популярны такие методы, как облучение красным светом крови и биологически активных точек, облучение УФ-лучами крови, инфракрасное излучение в комбинации с магнитами, облучение низкоэнергетическими лазерами больных органов и др.

Светолечение может использоваться с профилактической целью для уменьшения уровня билирубинемии, а также как добавление к другим видам терапии, более или менее специфическим в том случае, когда билирубинемия достигает критического порога. Для контроля светотерапии должно проводиться ежедневное определение концентрации билирубина. Максимальный эффект светотерапии получен при длине волн около 460 нм, что соответствует максимальной абсорбции билирубином. Флюоресцирующие трубки с естественным светом позволяют проводить хорошее наблюдение над окраской покровов ребенка. Лампы с синим светом более эффективны, однако они затрудняют это наблюдение. Флюоресцирующие трубки помещают на расстоянии 40–45 см над ребенком, который должен быть обнажен для увеличения абсорбции фотонов. При этом необходимо поддерживать соответствующую температуру тела, что предусматривается в конструкции различных аппаратов. Важно также защитить глаза ребенка. Продолжительность светотерапии варьирует индивидуально. Нередко после окончания светотерапии может произойти возврат гипербилирубинемии, что требует более продолжительного наблюдения.

Определение концентрации билирубина у новорожденных позволяют проводить многочисленные приборы, которые отличаются между собой методами исследований. Среди них неинвазивный метод, фотометрия плазмы крови и т.д.

Неинвазивный метод реализован в портативных автоматических анализаторах гипербилирубинемии новорожденных типа БИЛИТЕСТ, который позволяет ограничить круг новорожденных, нуждающихся в частых исследованиях билирубина. Он также даёт возможность детального наблюдения за динамикой желтухи и эффективностью проводимой терапии.

Измерение билирубина у новорожденных проводится на лбу над переносицей или на верхней части грудины. Процесс измерения длится 1-2 секунды. Результат измерения выдается в принятых в международной практике единицах транскутанного билирубинового индекса (ТБИ), имеющему высокую степень корреляции с концентрацией сывороточного билирубина.

Таким образом, проблеме сохранения здоровья у новорожденных уделяется значительное внимание. Существующие инструментальные средства диагностики и лечения желтухи позволяют эффективно проводить ее лечение.

Библиографический список

1. Физиология системы крови. Физиология эритропоэза. [Текст]: серия «Руководство по физиологии». -Л: Наука, 1979. - 360 с.
2. Гиршфельд Г. Учебник болезней крови [Текст]: [пер. с нем.] / Б.Вотчал под ред А.Егорова; - М. [и др.]: Госиздат, 1930. -316 с.
3. Карандашов В.И., Петухов Е.Б., Зродников В.С. Фототерапия (светолечение) [Текст]: Руководство для врачей/ под ред. Н.Р. Палеева. -М: Медицина, 2001. -392 с.

МЕТОД РЕГИСТРАЦИИ ЭЛЕКТРОКАРДИОГРАММПОСРЕДСТВОМ ЕМКОСТНОЙ СВЯЗИ ЭЛЕКТРОДОВ С ТЕЛОМ ПАЦИЕНТА

В.А. СИМОН, А.А. УХОВ

Санкт-Петербургский государственный электротехнический
университет «ЛЭТИ» им. В.И. Ульянова (Ленина)

Традиционный способ регистрации электрокардиограмм (ЭКГ) через прямой омический контакт имеет ряд известных недостатков, ограничивающих область его применения. Во-первых, для обеспечения надежного контакта электродов с кожей используются различные проводящие гели, которые могут вызвать раздражение и аллергическую реакцию. Во-вторых, подвижность пациента значительно ограничивается: как правило, он должен находиться в лежачем положении.

Теоретически, регистрация ЭКГ возможна и без использования омического контакта. Электрод, закрепленный на одежде, может иметь емкостную связь с источником ЭКГ-сигнала через слой диэлектрика (например, хлопчатобумажной ткани). В зависимости от площади электрода и особенностей ткани, такая емкость составляет от

нескольких единиц до нескольких десятков пФ для электроэнцефалографических электродов и до 100 пФ для ЭКГ-электродов. Импеданс этой емкости в диапазоне частот, в котором обычно производится регистрация ЭКГ (от долей Гц до десятков Гц), измеряется десятками–сотнями ГОм.

Тем не менее, современная элементная база позволяет измерять сигнал даже от источника со столь высоким выходным импедансом: существует ряд инструментальных усилителей (ИУ), обладающих сверхнизкими входными токами утечки и сверхвысоким входным сопротивлением. Одним из лучших образцов ИУ является интегральная схема INA116, обладающая типичным значением входного тока утечки в 3 фА и входным импедансом более 1015 Ом.

Однако ЭКГ-сигнал как таковой не содержит постоянной составляющей, и для предотвращения насыщения входного ИУ необходимо задать смещение его входов по постоянному току. Для обеспечения приема низкочастотных сигналов номинал резистора смещения должен быть порядка десятков–сотен ГОм, однако такие компоненты имеют высокую стоимость и достаточно дефицитны.

В результате исследований, приведенных в работе, была предложена оригинальная схема, которая позволяет получить смещение входных каскадов устройства эффективным сопротивлением в десятки–сотни ГОм с применением стандартных серийных электронных компонентов [4]. Схема смещения представляет собой повторитель на операционном усилителе (ОУ). К выходу повторителя подключен несимметричный резистивный делитель с коэффициентом передачи $a = 0.999$. Между входом повторителя и выходом несимметричного

делителя подключен резистор $R_{\text{вх-вых}}$ с сопротивлением в 9.1 МОм, через который течет ток величиной порядка десятков пА при входном напряжении в несколько мВ. Протекание тока такой величины эквивалентно подключению к входу повторителя смещающего резистора с сопротивлением порядка 10 ГОм. При необходимости эквивалентное сопротивление смещения $R_{\text{смещ}}$ может быть увеличено путем увеличения сопротивления $R_{\text{вх-вых}}$ или путем приближения коэффициента передачи a к единице:

$$R_{\text{смещ}} = \frac{R_{\text{вх-вых}}}{1 - a}.$$

Работоспособность схемы была проверена при помощи SPICE-моделирования и экспериментов на макетах. На основе результатов этих экспериментов разработана схема смещения входных

повторителей ИУ INA116, способного принимать и усиливать дифференциальный сигнал с двух электродов.

Одной из основных проблем при регистрации слабых сигналов, к числу которых относится и ЭКГ-сигнал, является борьба с различными помехами. Особенно остро эта проблема встает при получении ЭКГ-сигнала через емкостную связь.

В число помех, оказывающих наибольшее негативное влияние на качество полезного сигнала, входит помеха промышленной частоты. Обычно для удаления этого вида помехи используется режекторный фильтр. Для более качественного подавления помехи схема фильтра должна обеспечивать удобную независимую регулировку добротности и центральной частоты.

В результате исследований была разработана схема, содержащая два последовательно включенных фазовых фильтра первого порядка, симметричный делитель напряжения, а также цепь обратной связи с изменяемой глубиной.

Сигнал, прошедший через два фазовых фильтра и изменившийся при этом фазу, суммируется со своим неискаженным оригиналом на симметричном делителе. При этом происходит уменьшение амплитуды всех гармоник сигнала в той степени, в которой изменилась их фаза. Наибольшее подавление испытывает гармоника, частота которой равна среднему геометрическому резонансных частот RC-цепочек, входящих в состав фазовых фильтров. Эта частота является центральной частотой всего режекторного фильтра:

$$\omega_0 = \sqrt{\omega_1 \omega_2},$$

где ω_1 и ω_2 – резонансные частоты RC-цепочек.

Сигнал на выходе симметричного делителя является выходным сигналом режекторного фильтра. Для увеличения добротности он подается на общую точку фазовых фильтров посредством цепи обратной связи, состоящей из двух повторителей на ОУ и потенциометра, регулирующего глубину обратной связи. Перестройка центральной частоты режекторного фильтра происходит путем регулировки потенциометра в составе одной из RC-цепочек, что

приводит к изменению одной из частот: ω_1 или ω_2 .

Добротность фильтра выражается формулой:

$$Q = \frac{0.5}{1-d} \cdot \frac{2\sqrt{\omega_1 \omega_2}}{\omega_1 + \omega_2},$$

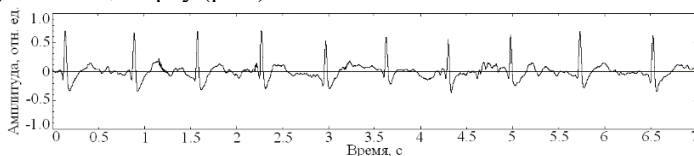
где d – глубина обратной связи (от 0 до 1). Передаточная функция фильтра имеет вид:

$$H(s) = \frac{s^2 + \omega_0^2}{s^2 + \frac{\omega_0}{Q}s + \omega_0^2},$$

где $s = j\omega$, $j = \sqrt{-1}$, ω – частота.

Экспериментальная установка для регистрации ЭКГ включает два круглых емкостных электрода из текстолита диаметром 3 см, пришитые на футболку, печатную плату с входным каскадом на ИУ INA116 и режекторным фильтром, внешнюю аудиокарту для оцифровки ЭКГ-сигнала и персональный компьютер с программой для редактирования аудио Audacity.

ЭКГ-сигнал был оцифрован с разрядностью 24 бита и частотой дискретизации 44.1 кГц. Затем сигнал прошел цифровую обработку, в ходе которой были удалены гармоники помехи промышленной частоты 50 Гц, при этом диапазон частот ЭКГ-сигнала был ограничен 0.5 Гц снизу и 100 Гц сверху (рис.).



ЭКГ-сигнал, полученный через емкостную связь между электродами и кожей испытуемого, и прошедший цифровую обработку на компьютере

На графике обработанного ЭКГ-сигнала ясно различим QRS-комплекс и RR-интервал, а также достаточно хорошо просматриваются Т-, Р- и U-волны. Благодаря тому, что метод регистрации ЭКГ через емкостную связь позволяет проводить длительную запись кардиосигнала, становится возможным получение значительного объема диагностической информации, что позволяет специалисту-кардиологу точнее ставить диагноз и выявлять ряд болезней миокарда на ранней стадии.

Библиографический список

1. Chi Yu M., Cauwenberghs G. Micropower Non-contact EEG Electrode with Active Common-Mode Noise Suppression and Input Capacitance Cancellation // Proceedings of the 31st Annual International Conference of the IEEE EMBS. Minneapolis, USA. 2009. P. 4418–4421.

2. Alesandrowicz A., Leonhardt S. Wireless and Non-contact ECG Measurement System – the “Aachen SmartChair” // Acta Polytechnica. 2007. V. 47. № 4–5. P. 68–71.
3. Исследование возможности создания систем бесконтактного получения электрокардиограмм / Герасимов В.А., Афанасьев П.В., Бохов О.С. и др. // Биотехносфера. 2015. № 3. С. 2–6.
4. Герасимов В.А., Симон В.А. Способ создания сверхвысокоомного смещения усилителя низкочастотных сигналов // Сборник тезисов докладов 69-й науч.–техн. конф., посвященной Дню Радио. Санкт-Петербург. 2014. С. 314–316.

ИСПОЛЬЗОВАНИЕ КАРДИОАЙГЕНОСКОПИИ ДЛЯ АНАЛИЗА И СЖАТИЯ ЭЛЕКТРОКАРДИОГРАММ

Б.С. АЛЬ-БАРАТИ, Д.В. ИСАКЕВИЧ, В.В. ИСАКЕВИЧ

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

Известен метод дисперсионного картирования (ДК), в основе которого лежит анализ синхронного ансамбля (СА) QPRST-циклов, синхронизация которых осуществляется так, что R-зубцы занимают заданное на конечном интервале анализа (КИА) положение.

Использование ДК позволяет, наряду с усредненным по СА QPRST-циклом, использовать при диагностике дисперсионную характеристику (ДХ) микроальтернаций (МА) QPRST-цикла. ДХ определяется как дисперсия отсчетов, определенная для значений СА, соответствующих каждому моменту времени на КИА.

С точки зрения теории сигналов, метод ДК сопряжен с потерей информации, так как ДХ – это характеристика рассеяния МА СА по отношению к среднему QPRST-циклу на КИА, и не может содержать информации о внутренней структуре СА. Не отрицая достоинств ДК, можно показать, что наилучшими характеристиками при представлении ЭКГ на КИА является метод айгеноскопии, закрепленный в патенте на полезную модель «Кардиоайгеноскоп».

Метод ДК завоевал заслуженное признание и реализован в ряде устройств [4]. Он стал привычным инструментом для практикующих кардиологов, его использованию посвящён ряд методических руководств. В этих условиях трудно было бы ожидать быстрого перехода в сторону более точного, но менее известного метода. Поэтому в краткосрочной перспективе айгеноскопию можно рассматривать не как новое средство диагностики, а как новый технический подход, позволяющий сжимать (практически без потерь)

информацию ЭКГ, что открывает новые перспективы для популяционных исследований (большие данные и облачные сервисы), а также компактного хранения в электронном виде ЭКГ пациента на протяжении его жизни, включая данные холтеровской диагностики.

Описание предлагаемого подхода

При описании кратких основ метода кардиоайгеноскопии и его применения для сжатия ЭКГ использованы обозначения, введенные Дираком и широко используемые в квантовой механике [5]. Эта так называемая «бра-кет» нотация для обозначения вектора (матрицы)-строки использует обозначение $\langle a|$, для вектора (матрицы)-столбца $|b\rangle$, для скалярного произведения $\langle a|b\rangle$ или $\langle b|a\rangle$.

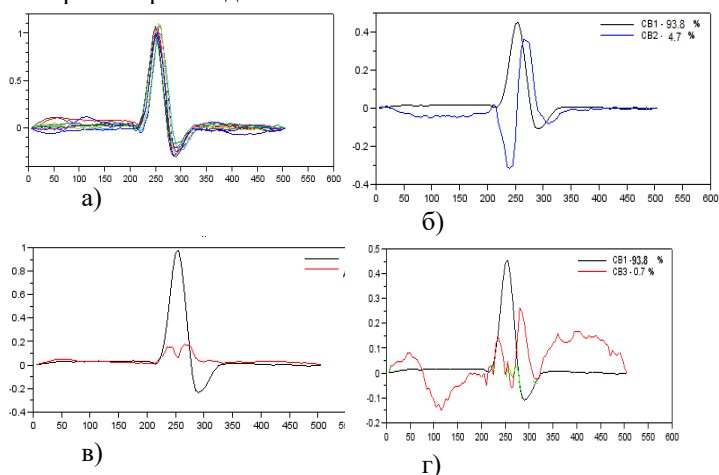


Рис. 1. Типичный синхронный ансамбль и собственные векторы его КМ

На рисунке 1: (а) — синхронный ансамбль из 9 циклов; (б) — первый и второй собственный вектор (СВ) ковариационной матрицы (КМ) СА (в сравнении); (в) — первая главная компонента в сравнении с дисперсионной характеристикой (ДХ) по методу ДК; (г) первый и третий собственные векторы ковариационной матрицы СА. По оси абсцисс — время на интервале анализа, мсек. По оси ординат на графиках (а) и (в) — амплитуда элементов ансамбля, мВ. По оси ординат на графиках (б) и (г) — значения собственных векторов в безразмерных единицах.

ЭКГ может быть восстановлена (с заданной относительной погрешностью) из сжатой формы для дальнейшего анализа любым методом, в том числе методом дисперсионного картирования.

Вывод

Предложенный технический подход подразумевает хранение только собственных векторов, собственных значений, коэффициентов разложения СА по собственным векторам и RR-интервалов. Как правило, представление ЭКГ с точностью 1% требует от двух до четырёх собственных векторов. Данный подход реализован на базе вычислительного комплекса «Монокуб-РС». Произведено сжатие ЭКГ из базы данных РТВ Database [6], записанных по второму отведению. Достигнутый средний коэффициент сжатия – 12.5. Время, затраченное на сжатие одной записи, составляет в среднем 10 мсек для одной записи по одному отведению.

Оценки показывают, что один вычислительный комплекс способен осуществлять сжатие ЭКГ полумиллионного города при ежемесячном обследовании каждого жителя (по трём отведениям). При таком обслуживании суммарный объём записей, накапливаемых ежемесячно, не превышает 7 Гбайт – что позволяет хранить все ЭКГ города за 20 лет на одном носителе объёмом порядка 1 Тбайт.

Работа выполнена при финансовой поддержке Государственного задания 2014/13, 2871 и гранта РФФИ №14-07-97510/14.

Библиографический список

1. Sula A. et al., Diagnostic method utilizing standart lead ECG signals, Patent US 20050192503A1
2. Френкс Л. Теория сигналов Пер. с английского под ред. Д.Е. Вакмана, М., Сов. радио, 1974, 171 с.
3. Исакевич В.В., Исакевич Д.В., Батин А.С. Кардиоайгеноскоп. Полезная модель № 128470RU.
4. Иванов Г.Г., Сула А.С. Дисперсионное ЭКГ-картирование: теоретические основы и клиническая практика. М.: Техносфера, 2009, 192 с.
5. Дирак П.А.М. Лекции по квантовой механики. М.:Издательство Мир, 1971 242, стр
6. <http://physionet.org/physiobank/database/ptbdb/>

ПОРТАТИВНЫЙ ЭЛЕКТРОМИОГРАФ- ЭЛЕКТРОСТИМУЛЯТОР

О.И. ТЮВАКОВА, В.Н. МОРОЗОВ

Рязанский государственный радиотехнический университет

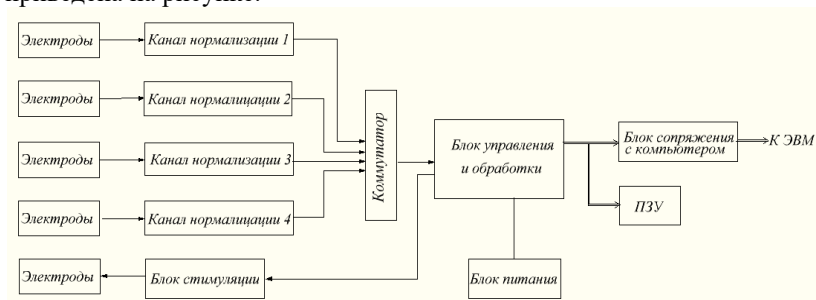
Вопросы функционирования нервно-мышечной системы человека являются одной из интенсивно разрабатываемых проблем современной физиологии. Известно, что опорно-двигательный аппарат – это кости скелета с суставами, связки и мышцы с сухожилиями. Кости и суставы участвуют в движении пассивно, подчиняясь действию мышц, являющихся активной частью двигательного аппарата. Всего в теле человека около 600 скелетных мышц: мышцы головы, туловища и конечностей, поражение которых приводит к серьезным последствиям. Для определения места, степени и распространенности мышечного поражения используют электромиографию. Она относится к наиболее широко используемым методам диагностики функционального состояния человека в оздоровительных медицинских учреждениях, что является актуальной задачей на сегодняшний день.

При проведении электромиографического исследования одним из требований является непосредственная близость пациента от электромиографа, так как длина кабеля, соединяющего электроды с входом ЭМГ - усилителя не должна превышать 1 метра. При большей длине собственная емкость кабеля приводит к изменению амплитуды регистрируемого сигнала, а при длине кабеля 5–10 метров уровень помех сравним с амплитудой полезного сигнала. Поэтому при исследовании используют дополнительные аппаратные решения, например: регистрация первичного сигнала на носимое портативное устройство; предварительное усиление сигнала с помощью носимого портативного блока, соединенного кабелем необходимой длины с блоком оконечного усилителя; передача сигнала по беспроводному каналу передачи данных.

Предлагается создать миниатюрный портативный четырехканальный электромиограф-электростимулятор, обеспечивающий регистрацию биосигналов мышц накожно и при игольчатом отведении и последующей обработки электромиограмм на ПК с целью определения их амплитудно-временных характеристик, а также позволяющий правильно выбрать мышцы - мишени для инъекции препаратов ботулотоксина (ботокс, лантокс, ксеомин), местных анальгезирующих анестетиков (при проведении мышечных блокад) и противовоспалительных медикаментов, что существенно повысит точность и терапевтическую эффективность процедуры. Предлагаемый

прибор обеспечивает все методики обследования, присущие электромиографии: интерференционная ЭМГ, локальная ЭМГ, стимуляционная ЭМГ. Может быть использован в работе неврологического и диагностического отделения для выявления патологии со стороны мышечной и нервной ткани, а также места соединения мышцы и нерва (нейромышечный синапс); для определения причины слабости, паралича или подергивания мышцы; для определения действия и правильной дозировки миорелаксантов.

В соответствии с вышесказанным обобщенная структурная схема приведена на рисунке.



Структурная схема портативного электромиографа-электростимулятора

Для снятия биопотенциалов с мышц используются накожные электроды, подключенные к соответствующему измерительному каналу. Для проведения электрического сигнала от канала стимуляции к мышечному волокну используются электроды для стимуляции.

Измерительный канал обеспечивает усиление входного сигнала до нужной величины в заданном диапазоне частот с низким уровнем шумов. Аналоговые сигналы с измерительных каналов последовательно с помощью коммутатора передаются на блок управления и обработки, где происходит преобразование их в цифровую форму и предварительная обработка информации: выделение автоматическим путём таких параметров сигнала, как частота следования импульсов, длительность сигнала. Также вырабатываются команды, с помощью которых блок стимуляции формирует стимулирующие импульсы, передающиеся в дальнейшем на накожные электроды для стимуляции.

Зарегистрированные данные могут в реальном масштабе времени либо передаваться непосредственно через блок сопряжения на ЭВМ, либо передаваться на съёмный носитель, который при необходимости можно подключить к удалённому компьютеру (например, USB-флеш-накопитель). Конструктивно прибор выполнен в виде переносной конструкции небольших размеров.

Предлагаемый прибор существенно облегчает работу врача как при диагностики пациента, так и при определении действия и правильной дозировки миорелаксантов.

Библиографический список

1. М.М. Одинак, С.А. Живолупов Руководство для врачей "Заболевания и травмы периферической нервной системы (обобщение клинического и экспериментального опыта)" - Санкт-Петербург, изд. "СпецЛит", 2009.
2. Попечителев Е.П. и др. Медицинские приборы, аппараты, системы и комплексы. Курск: ИПП Курск, 2009. 986с.
3. Рангайян Р.М. Анализ биомедицинских сигналов. Практический подход/пер. с англ.; под ред. А.П. Немирко. – М.: ФИЗМАТЛИТ, 2007. – 440с

ДЕФИБРИЛЯТОР, ГЕНЕРИРУЮЩИЙ БИПОЛЯРНЫЙ ИМПУЛЬС

Ю.И.ГАЛЛЯМОВА, И.В.ЧАДЛИН, С.В. ЖЕРНАКОВ

Уфимский государственный авиационный технический университет

Фибрилляция желудочков – наиболее часто встречающийся вид остановки сердца, представляет собой асинхронную нерегулярную деятельность многочисленных участков миокарда желудочков. На ЭКГ наблюдается полная хаотичность, нерегулярность, резкая деформация желудочковых волн, которые отличаются друг от друга по высоте, форме, ширине. Появление фибрилляции всегда вызывает прекращение тока в крови даже в крупных артериях. Продолжающаяся более 3-5 минут фибрилляция неумолимо ведет к развитию биологической смерти.

Основным способом прекращения фибрилляции желудочков является и восстановления работы сердца является применение специального прибора – электрического дефибриллятора, в основе работы которого лежит пропускание через грудную клетку короткого одиночного разряда электрического тока высокого напряжения, вызывающее одномоментное возбуждение всех волокон миокарда и восстанавливающее тем самым правильные ритмичные сокращения сердца.

Главная цель современной дефибрилляции – успешно прервать желудочковую аритмию наименьшим разрядом, чтобы избежать повреждения миокарда, которое часто наблюдается при использовании

высоких энергий. Ряд фирм отказались от использования монополярного импульса и перешли к использованию биполярных импульсов. Биполярный импульс - это, когда ток проходит через миокард, а затем меняет направление и проходит еще раз.

В связи с недостатками современных дефибрилляторов возникает необходимость в разработке дефибриллятора:

с блоком формирования произвольного биполярного токового импульса;

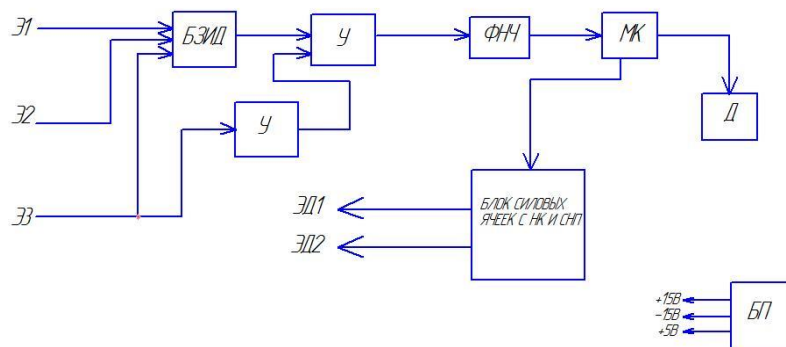
имеющего ЭКГ, с блоком защиты от синфазных помех;

с режимом внешней синхронной/асинхронной работы;

с питанием от аккумулятора;

с возможностью подключения ПК и программирование дефибриллятора.

В разрабатываемом устройстве электроды (Э1, Э2, Э3), снимаемые с поверхности тела человека с помощью трех отведений, поступают на цепь усилителей (У). Блок защиты от импульса дефибрилляции (БЗИД) устанавливается на входе усилителя. Он служит для ограничения входных потенциалов до уровня 5 В. Блок подавления синфазной помехи подает на правую ногу пациента напряжение. После этого сигнал поступает на фильтр низких частот (ФНЧ), затем на микроконтроллер (МК), в который встроен 12-разрядный аналогово-цифровой преобразователь (АЦП). На дисплей (Д), отображающий информацию, с микроконтроллера приходит сигнал, преобразованный аналогово-цифровым преобразователем. При замыкании устройства переключения запасенную энергию переносят на пациента в форме сильного токового импульса. Блок силовых ячеек с накопительным конденсатором (Блок силовых ячеек с НК) включает в себя полевые транзисторы, где микроконтроллер управляет переключением транзисторов. Повышающий трансформатор, к которому подключен выпрямитель с емкостным фильтром и конденсатор, который выполняет функцию как накопитель энергии заряда. Токовый импульс прикладывают к пациенту с помощью пары электродов дефибриллятора (ЭД1, ЭД2), располагаемых на груди пациента. Описанное устройство можно представить в виде структурной схемы (см. рисунок 1)



Структурная схема устройства

Схема содержит: Э1 – электрод ЭКГ правой руки; Э2 – электрод ЭКГ левой руки; Э3 – электрод ЭКГ правой ноги; БЗИД – блок защиты от импульса дефибрилляции; У – операционный усилитель; ФНЧ – фильтр низких частот; МК – микроконтроллер; Д – дисплей; Блок силовых ячеек с накопительным конденсатором и схемой переключения полярности; ЭД1 – электрод 1 дефибриллятора; ЭД2 – электрод 2 дефибриллятора; БП – блок питания.

Разрабатываемое устройство уменьшает повреждающее действие тока на миокард, т.к. биполярный импульс относительно низкими разрядами (менее 200 Дж) безопасен и более эффективен для купирования фибрилляции желудочков, чем высокоэнергетические нарастающие однополярные разряды.

Библиографический список

1. Гурвич Н. Л. ОСНОВНЫЕ ПРИНЦИПЫ ДЕФИБРИЛЛЯЦИИ СЕРДЦА
2. Электронный ресурс
[<http://www.critical.ru/cardioreanim/defibr/reviews/review01/page09.htm>]
3. Гусев В.Г. Физические методы и технические средства для лечебных воздействий. Учеб.пособие. – Уфа: УГАТУ, 2001. – 48с.

ГЕНЕРАТОР ДЛЯ УЛЬТРАЗВУКОВОЙ ТЕРАПИИ

А.Ф. КАЗАЗАЕВ, Е.Ю. КИСЕЛЕВА

«Томский политехнический университет»,

В наше время имеют немалое распространение такие заболевания как туберкулез легких и внелегочных локализаций, воспалительные заболевания женских и мужских половых органов, дегенеративные и воспалительные заболевания позвоночника и суставов, травмы опорно-двигательного аппарата, периферической нервной системы, гинекологические, хирургическая патология, глаз, ЛОР-органов. Важен вопрос о раннем лечебном воздействии на организм для того, чтобы предотвратить хирургическое вмешательство, а также медикаментозное воздействие.

На данном этапе развития электромедицинской аппаратуры существует разнообразные методы терапевтического воздействия: гидротерапия, теплотерапия, криотерапия, лазертерапия, галотерапия, электроаэрозольтерапия, УВЧ-терапия, магнитотерапия, амплипульстерапия и множество других. Однако, среди приведенных видов терапии ультразвуковая обладает рядом особенностей, которые ее заметно отличают от остальных. В качестве примера можно привести следующие достоинства УЗТ: неинвазивность; возможность воздействия на отдельные органы, микро- и макросистемы человека; безболезненность; отсутствие реабилитационных периодов; возможность применения УЗТ в раннем возрасте; возможность повторения цикла лечения, доступность данного вида терапии и относительная дешевизна данного метода воздействия.

Основой терапевтического действия ультразвука являются такие факторы как тепловой, физико-химический и механический.

Механический фактор действия ультразвука, суть которого заключается в микромассаже тканей на клеточном уровне, обусловлен переменным акустическим давлением. Это происходит потому, что изменяется проводимость ионных каналов мембран клеток и усиливаются микропотоки метаболитов в цитозоле и в органоидах, повышается проницаемость клеточных и внутриклеточных мембран, вследствие деполимеризующего действия на гиалуроновую кислоту. Наблюдается разрыв лизосом, выход ферментов, активация мембранных энзимов и, в результате, активация обменных процессов, тисотропный эффект – разрыхление соединительной ткани, тиксотропный эффект – переход геля в золь. Под влиянием механических колебаний высокой частоты усиливается проницаемость гистогематических барьеров.

Физико-химическое действие основывается на механическом резонансе, который оказывает влияние на скорость движения молекул (ускоряет ее), усиление их распада на ионы, изменение изоэлектрического состояния, образование новых электрических полей, появление свободных радикалов и различных продуктов сонолиза биологических растворителей. Также в результате действия данного эффекта происходит активация перекисного окисления липидов, возникают электронные возбужденные состояния, наступает местная стимуляция биохимических и физико-химических процессов в тканях, активизируется обмен веществ, изменяется рН тканей, повышается количество простагландинов группы Р2а, такие биологически активные вещества как гепарин, гистамин, серотонин высвобождаются из тучных клеток.

Тепловой эффект ультразвука проявляется в результате преобразования механической энергии в тепловую, при этом температура тканей увеличивается на 1°C. На теплообразование оказывают влияние условия озвучивания. В случае использования ультразвука с непрерывной частотой следования импульсов, стабильных воздействиях и относительном увеличении его интенсивности оно увеличивается. Все тепло концентрируется на границе раздела тканей с отличным друг от друга акустическим импедансом, то есть на границах различных сред; в тканях, которые больше всего поглощают ультразвуковую энергию (костных, нервных, богатых коллагеном фасциях), также, так как кровь отводит тепло, в местах, обладающих недостаточным кровоснабжением.

Эффективность терапевтического действия ультразвука зависит от верного выбора следующих параметров: места, площади, интенсивности, продолжительности воздействия, методик проведения процедуры (лабильной или стабильной, через воду или контактной), режима работы (импульсного или непрерывного). Ввиду этого необходимы устройства, которые обеспечат оптимальные значения перечисленных параметров.

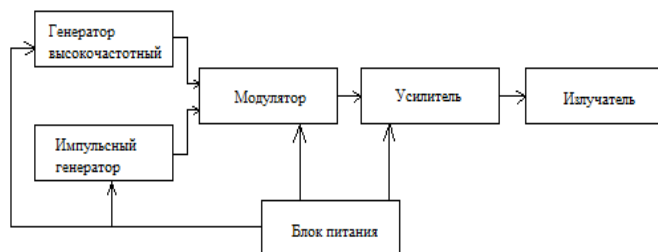
В России для ультразвуковой терапии в основном используются три серии унифицированных аппаратов:

УЗТ-1 (УЗТ-1-01; УЗТ-1-02; УЗТ-1-03) – частота генерации 880 кГц;

УЗТ-3 (УЗТ-3-01; УЗТ-3-02; УЗТ-3-03) – частота генерации 2640 кГц;

УЗТ-13 (УЗТ-13-01; УЗТ-13-02) или «Гамма» – частоты генерации 880 и 2640 кГц.

Как правило, аппарат для ультразвуковой терапии состоит из генератора, который генерирует электрические колебания ультразвуковой частоты, головки с пьезоэлементом, который соединен с колебательным контуром генератора, источника питания и элементов управления. На рисунке 1 представлена структурная схема аппарата для УЗТ.



Высокочастотный генератор создает немодулированные электрические колебания с частотой 0,88 МГц. В усилителе происходит усиление мощности колебаний. К усилителю подключен ультразвуковой излучатель, который преобразует электрические колебания в механические. Для получения импульсного режима с длительностями импульсов – 2, 4 и 10 мс в структурной схеме присутствует модулятор, при этом частота следования импульсов постоянна – 50 Гц. Блок питания предназначен для питания цепей модулятора и генератора постоянным напряжением.

В заключении можно сделать вывод о том, что ультразвуковая терапия является перспективным методом, который позволяет безболезненно проводить лечебные процедуры. Также очень выгодно выделяет УЗТ простота методик лечения и несложность конструкции самого прибора.

Библиографический список:

1. Электромедицинская аппаратура. А.Р. Левинсон. – 5-е изд., перераб. И доп. – М.: Медицина, 1981. – 344 с., ил.
2. Общая физиотерапия: Учебник / В.С. Улащик, И.В. Лукомский. – 3-е изд., стереотип. – Мн.: Книжный Дом, 2008. – 512 с.: ил.
3. Применение ультразвука в медицине: Физические основы: Пер. с англ./Под ред. К.Хилла. – М.: Мир, 1989. – 568 с., ил.
4. Электроника и медтехника [Электронный ресурс]. – Режим доступа: <http://electro-tech.narod.ru/schematics/medical/therap/uzt-1.01.htm> Дата обращения: октябрь 2015 г.

**ДАТЧИКИ ДВИЖЕНИЯ В РЕГИСТРАЦИИ ТЕППИНГА
И ТРЕМОРА**
О.А. МИТЮШКИНА, А.С. ТРОИЦКИЙ, М.С. ТРОИЦКИЙ, Е.В.
БЕЛЫХ

Тулский государственный университет

Тремор – типичное непроизвольное движение, когда человек ставит себе задачу осознанного удержания конечности (пальца) в данной точке пространства. Однако, если изучить как это достигается, какими механизмами и как реализуется эта цель и как эти механизмы работают, то получится типичная картина хаотического движения конечности человека не только при треморе, но и при теппинге, который всегда считается произвольным движением, т.к. реализуется осознанно. Механизмы реализации якобы непроизвольного движения – тремора и реально произвольного движения – теппинга имеют много общего, и это общее не укладывается в рамки традиционного стохастического подхода, требуя разработки новых методов измерений и анализа полученных физиологических данных, новых методов и моделей для их описания.

Особенностью современной оценки произвольности и непроизвольности движений является попытка соединения стохастики, хаоса и принципов самоорганизации, характерные для функционирования любых сложных биосистем. Любой непрерывный процесс должен описываться в терминах автокорреляционных функций и амплитудно-частотных характеристик (АЧХ) или, если он хаотический, то в терминах экспонент Ляпунова, в виде сходимости автокорреляционных функций, или свойством перемешивания. Стохастический подход для параметров гомеостаза невозможно применять из-за непрерывного изменения параметров x_i вектора состояния $x(t)$ любой функциональной системы организма (ФСО).

Для регистрации тремора в лучезапястном суставе использовался трансформаторный датчик перемещений, устройства в виде «тензометрического угломера». Точность показаний индуктивных или пьезоэлектрических датчиков зависит от частоты регистрируемых процессов, а использование тензодатчиков требует наличие усилителя с высоким коэффициентом усиления. Эти недостатки устранены в приборах на основе фотопреобразователя или оптического датчика.

Для регистрации движений используют широкополосные пьезоакселерометрические датчики, В биомедицинских исследованиях часто применяется акселерометр ПАМТ-1. Надежная регистрация

баллистокардиосигнала возможна, если акселерометр имеет коэффициент преобразования $K=102$ мВ/мс⁻². Разработаны конструкции пьезоакселерометра с чувствительным к изгибу преобразовательным элементом, выполненный в виде диска, опирающегося по краям на корпус акселерометра. Толщина биморфного пьезоэлемента и металлической подложки подобрана так, что слой склейки не испытывает тангенциального напряжения при изгибе пластины.

Разработан бесконтактный способ регистрации тремора (непроизвольных движений конечности человека) и теппинга (произвольных движений конечности человека) – на основе биоизмерительного комплекса (БИК), в котором использованы токовыхревые датчики. БИК состоит из следующих функциональных блоков: блока датчиков, блока преобразователей, аналого-цифрового преобразователя (АЦП). Блок АЦП служит для сопряжения БИК с ЭВМ. В качестве измерительного устройства применяются датчики токовыхревого типа.

Достоинствами датчиков токовыхревого типа являются: бесконтактный способ измерения микроперемещений; высокая точность измерения; простота конструкции; небольшие массогабаритные показатели (вся масса < 100 гр., а пластины – менее 1 г. при размерах ~ 30х30х20 мм и менее); дешевизна (как следствие простоты конструкции).

Проведен анализ различных типов датчиков движения для регистрации тремора и теппинга в биомедицинских исследованиях для установления произвольности и непроизвольности движений. Показана значимость бесконтактных токовыхревых датчиков движения для регистрации тремора и теппинга. Показано их преимущество перед пьезоэлектрическими акселерометрами. Проанализированы треморограммы и теппингограммы у 15000 человек. Установлено, что параметры кардио-респираторной и нейромышечной систем демонстрируют однотипную хаотическую динамику автокорреляционных функций и амплитудно-частотных характеристик, причем свойство перемешивания не выполняется. Это означает невозможность использования стохастических методов в оценке дискретных и непрерывных величин (характеристик) параметров сложных биосистем из-за непрерывного и хаотического изменения любых стохастических и хаотических характеристик. Теория хаоса Арнольда–Тома здесь также бесполезна. На фоне реального хаоса всех стохастических характеристик – некоторые стохастические закономерности всё-таки имеются. Например, оценивая матрицы

сравнения выборок треморограмм и теппинграмм (при повторях измерения их подряд у одного испытуемого) установлена определённая закономерность. Увеличение количества общих пар теппинграмм по сравнению с треморограммами говорит о частичном увеличении синхронизма за счет афферентации и привлечения мыслительной деятельности. Это свидетельствует о начале некоторого сдвига от хаотического режима к стохастическому.

Библиографический список

1. Антонец В.А., Анишкина Н.М., Ефимов А.П. Оценка функционального состояния опорно-двигательного аппарата человека по вибрациям, сопровождающим локомоционные акты. // В кн. Биомеханика мышц и структура движений (Современные проблемы биомеханики, вып.7), Н.Новгород, 1992. с.23-34.
2. Антонец В.А., Анишкина Н.М., Ефимов А.П. Пьезоакселерометры ПАМТ и их применение для исследования механической активности физиологических систем человека // Препринт № 140, ИПФ АН СССР, Горький, 1986. 23 с.
3. Дудин Н.С., Русак С.Н., Хадарцев А.А., Хадарцева К.А. Новые подходы в теории устойчивости биосистем – альтернатива теории Ляпунова // ВНМТ.– 2011.– № 3.– С. 336.
4. Еськов В.М., Буров И.В., Филатова О.Е., Хадарцев А.А. Основы биоинформационного анализа динамики микрохаотического поведения биосистем // Вестник новых медицинских технологий.– 2012.– № 1.– С. 15–18.
5. Еськов В.М., Хадарцев А.А., Гавриленко Т.В., Ватамова С.Н. Вариабельность состояния параметров функциональных систем организма человека на примере произвольных и произвольных движения человека // Материалы Третьей Всероссийской конференции «Нелинейная динамика в когнитивных исследованиях» (Нижний Новгород, 24–27 сентября 2013).– Н. Новгород, 2013.– С. 55-58.
6. Еськов В.М., Хадарцев А.А., Еськов В.В., Гавриленко Т.В., Филатов М.А. Complexity – особый тип биомедицинских и социальных систем // Вестник новых медицинских технологий.– 2013.– № 1.– С. 17–22.
7. Еськов В.М., Хадарцев А.А., Каменев Л.И. Новые биоинформационные подходы в развитии медицины с позиций третьей парадигмы (персонифицированная медицина – реализация законов третьей парадигмы в медицине) // Вестник новых медицинских технологий.– 2012.– № 3.– С. 25–28.

8. Еськов В.М., Хадарцев А.А., Козлова В.В., Филатова О.Е. Использование статистических методов и методов многомерных фазовых пространств при оценке хаотической динамики параметров нервно-мышечной системы человека в условиях акустических воздействий // Вестник новых медицинских технологий.– 2014.– № 2.– С. 6–10.
9. Еськов В.М., Хадарцев А.А., Филатова О.Е., Хадарцева К.А. Околосуточные ритмы показателей кардио-респираторной системы и биологического возраста человека // Терапевт.– 2012.– № 8.– С. 36–44.
10. Леонов Б.И., Хадарцев А.А., Варфоломеев М.А., Фудин Н.А., Хадарцев В.А., Митюшкина О.А. Перспективы применения немедикаментозных технологий в спорте // Вестник новых медицинских технологий (электронное издание).– Тула, 2012.– № 1. URL: <http://medtsu.tula.ru/VNMT/Bulletin/E2012-1/4115.pdf>
11. Филатова О.Е., Хадарцев А.А., Еськов В.В., Филатова Д.Ю. Неопределенность и непрогнозируемость – базовые свойства систем в биомедицине // Complexity. Mind. Postnonclassic.– 2013.– № 1.– С. 67–82.
12. Хадарцев А.А., Коржук Н.Л., Фудин Н.А., Хадарцев В.А., Еськов В.М., Щербаков Д.В. Механотренажеры дыхательной мускулатуры в подготовке спортсмена // Физиотерапевт.– Москва, 2013.– № 2.– С. 30–39.
13. Хадарцев В.А., Варфоломеев М.А., Троицкий М.С., Хадарцев А.А. Способ тренировки дыхательной мускулатуры в системе реабилитации // Терапевт.– 2011.– № 8.– С. 38–42.

УСТРОЙСТВО РАДИОВИБРАЦИОННОЙ СТИМУЛЯЦИИ ГЛУБИННЫХ СТРУКТУР МОЗГА

А.О. ГОЛОВЕНКО, Н.С. НИКИТИН, С.Н. ДАРОВСКИХ
Ожно-Уральский Государственный Университет

В настоящее время остро встает проблема лечения заболеваний, связанных с нарушениями работы глубинных структур головного мозга. К таким заболеваниям относятся: болезни Паркинсона и Альцгеймера, рассеянный склероз и даже новообразования в головном мозге. В течение длительного времени ведутся разработки, нацеленные на борьбу с этими недугами. К ним можно отнести работы по созданию устройств ультразвуковой и электромагнитной гипертермии, а также электростимуляции путем вживления электродов в головной мозг. Однако их эффективность и особенности применения оставляют желать лучшего. Главный недостаток первых двух состоит в том, что

термальное воздействие зачастую сопровождается различного рода осложнениями. Последнее - требует хирургического вмешательства.

Для разработки эффективных технологий профилактики и лечения указанных заболеваний человека необходимо понимание основных причин, лежащих в их основе. Одной из таких причин является необратимые изменения свойств окружающей среды, напрямую связанных с её электромагнитным загрязнением.

На протяжении всего эволюционного развития человек находился в поле природных электромагнитных излучений, как земного, так и космического происхождения. К последним излучениям, в первую очередь, следует отнести микроволновое излучение Солнца, достигающего поверхности Земли (длина волны $8\text{мм} < \lambda < 15\text{м}$). Это излучение до недавнего времени использовалось организмом для поддержания своего гомеостаза. Электромагнитное загрязнение окружающей среды сделало невозможным такое взаимодействие. Электромагнитные излучения антропогенного происхождения многократно превышают по своей интенсивности природные электромагнитные излучения (Рис.1).



Рис. 1 Соотношение фоновых электромагнитных излучений природного и антропогенного происхождения

Основным итогом исследования по оценке негативного влияния на организм электромагнитных излучений антропогенного происхождения является доказательство факта замещения под их воздействием аэробного энергообмена в клеточных структурах анаэробным. Одна из причин изменения клеточного дыхания связана с нарушениями реологических свойств крови, обусловленных процессами агрегации эритроцитов. Следствием этого являются снижение эффективности синтеза аденозинтрифосфата, замедление процессов клеточного метаболизма и др. Указанные изменения лежат в основе нарушений и межнейронных взаимодействий в глубинных структурах мозга. Длительные негативные изменения в системе кровообращения нейронных структур приводит к их устойчивой инактивации, а в пределе к их гибели. Это является причиной возникновения вышеназванных заболеваний.

В этой связи, нельзя утверждать, что единственным способом восстановить гомеостаз мозга является отказ от электроники, работа

которой связана с электромагнитным излучением. Но это не приемлемо, так как современные электронные устройства инфокоммуникаций необходимы для обеспечения научно-технического прогресса в различных областях современного производства. Необходимы другие идеи. Одна из них связана с использованием устройств моделирования микроволнового излучения Солнца с интенсивностью, сравнимой по интенсивности с антропогенным фоном [2].



Рис.2 Соотношение моделированного микроволнового излучения Солнца и фоновых электромагнитных излучений природного и антропогенного происхождения

Реализация указанной идеи нашла отражение в разработке устройства, получившее название «Аппарат информационной микроволновой терапии АИМТ-1»¹ (Рис. 3). Его модификация, основанная на создании с помощью нескольких излучающих антенн пространственно-распределенного поля электромагнитного излучения в диапазоне частот (4,0-4,3)ГГц, позволит при его поглощении возбудить в структуре мозга низкочастотные (частота 1-100Гц) пространственно разнесенные упругие колебания. Их возбуждение основано на «радиовибрационном» эффекте взаимодействия сложномодулированных электромагнитных излучений с биологическими структурами.

¹Разработан сотрудниками кафедры "Инфокоммуникационные технологии" факультета Компьютерных технологий, управления и радиоэлектроники (Приборостроительный) ЮУрГУ под руководством доктора технических наук Даровских С.Н.



Рис.3 Аппарат информационной микроволновой терапии АИМТ-1 и его блок-схема

Формируемые упругие колебания схожи по своей частотно-временной структуре и интенсивности с естественными колебаниями тканей человека. Они будут способствовать процессу дезагрегации эритроцитов. Следствием этого будет являться восстановление снабжения нейронов кислородом. В тоже время механическая стимуляция клеточных мембран нейронов улучшит клеточный метаболизм. В совокупности это обеспечит восстановление в глубинных структурах мозга аэробного энергообмена, создаст необходимые условия для восстановления межнейронного взаимодействия, устранив условия возникновения вышеназванных болезней, которыми страдают многие люди пожилого возраста.

Библиографический список

1. Даровских С.Н. Основы построения устройств информационной электромагнитной терапии. // Челябинск: Издательский центр ЮУрГУ, 2011. – 138с.
2. Даровских С.Н., Разживин А.А., Кудряшова Ю.И., Кузнецов М.Е. Информационно-волновая концепция противодействия электромагнитному загрязнению окружающей среды и другим

негативным факторам антропогенного происхождения. // Биомедицинская радиоэлектроника. 2008. №11. С.20–28.

3. Вдовина Н.В. Устройство моделирования микроволнового излучения Солнца СВЧ диапазона для оценки его модифицирующего действия на организмы / Н.В. Вдовина, Н.Н. Гудаев, В.Н. Багаев, С.Н. Даровских, Е.П. Попечителей, Е.В. Водяницкий // Вестник ЮУрГУ. Серия: Компьютерные технологии, управление, радиоэлектроника. –2015. – Том 15. – №1. – С. 5-10.

4. Даровских С.Н. Радиовибрационный механизм взаимодействия биологической ткани организмов с электромагнитными полями и излучениями / С.Н. Даровских, Ю.С. Шишкова, Е.П. Попечителей, О.Б. Цейликман, Н.В. Вдовина, М.С. Лапшин // Вестник ЮУрГУ. Серия: Компьютерные технологии, управление, радиоэлектроника. – 2014. – Том 14. – №3. – С. 5-10.

ПРОБЛЕМЫ ВИЗУАЛИЗАЦИИ ВНУТРЕННИХ ОРГАНОВ ПРИ УЛЬТРАЗВУКОВОЙ ДИАГНОСТИКЕ

Е.В. СТРЫГИНА, А.Ю КУЛИКОВ

Тамбовский государственный технический университет

Из практики эксплуатации ультразвуковых аппаратов выявлен ряд причин, влияющих на качество ультразвуковых изображений. Это могут быть различные факторы, помехи: появление на изображении несуществующих структур, отсутствие существующих структур, неправильное расположение, яркость, очертания, размеры структур и т.д. В ультразвуковой диагностике эти явления называются артефактами.

Артефакты можно разделить на две основные группы: аппаратурные и физические.

Аппаратурные артефакты возникают вследствие технических причин, в том числе из-за несовершенства приборов ультразвуковой диагностики. Сюда относятся такие артефакты как помехи и наводки, «мертвая зона», «боковые лепестки», артефакты, связанные с шириной ультразвукового луча, «решетка на изображении» и т.д.

Физические артефакты связаны с взаимодействием ультразвукового луча с биологической тканью. Сюда относятся артефакт искажения формы, (возникает из-за того, что скорость звука в различных тканях может изменяться в определенных пределах, в то время как при формировании акустического изображения в приборе она принимается фиксированной), артефакт акустической тени (акустическая тень формируется не только позади конкрементов,

костной ткани, пузырьков воздуха, но и от плотных, чаще всего соединительнотканых, образований), области акустического псевдоусиления (противоположен артефакту «акустическая тень»), реверберация (многократные переотражения), зеркальное изображение, рефракция и эффект линзы, влияние различий в скорости ультразвука, «хвост кометы», спекл-шум и т.д.

Наибольшее влияние на искажение ультразвукового изображения оказывает поглощение сигнала в толстой подкожной жировой ткани пациента. Жировая ткань является естественным рассеивателем ультразвукового сигнала, она увеличивает поглощение и тем самым вызывает ослабление отражения сигнала. Свойство жировой ткани отражать ультразвуковой сигнал таким образом, одним словом характеризуется как «повышенная эхогенность». Органы и ткани повышенной эхогенности на экране отображаются участками белого цвета, т.е. получают изображение с отсутствием цветового кодирования просвета глубоко расположенных сосудов, из-за чего довольно часто теряются важные диагностические данные.

В таких случаях, как наиболее простые способы улучшения визуализации, используют датчики с более низкими частотами, изменяют плоскость сканирования. Однако этого не всегда бывает достаточно для получения точных диагностических данных. Для наиболее эффективной работы ультразвукового сканера в таких сложных условиях необходима адаптивная система, способная при изменении условий наблюдения перестраивать свои параметры (характеристики) так, чтобы максимально уменьшить искажающее действие подкожной жировой прослойки. Задача разработки адаптивной системы, в которой используется предварительная обработка ультразвукового изображения с целью восстановления его на этапе формирования ультразвуковым преобразователем, является важной.

Библиографический список

1. Демидов В.Н. Ультразвуковая диагностика в гинекологии / В.Н. Демидов, Б.И. Зыкин. – М.: Медицина, 1990. – 224 с.
2. Осипов Л.В. Ультразвуковые диагностические приборы: практическое руководство для пользователей / Л.В. Осипов – М.: Видар, 1999. – 232 с.

УСТРОЙСТВО ДЛЯ ИЗМЕРЕНИЯ ЭЛЕКТРИЧЕСКОЙ АКТИВНОСТИ КОЖИ

МАЦ Д.Д., А.Ю. ДЕМИН

Уфимский государственный авиационный технический университет

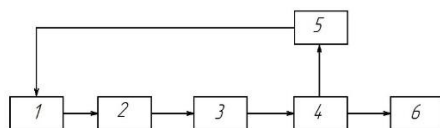
Регистрация электрической активности кожи (ЭАК) применяется как один из методов исследования в психофизиологии наряду с электроэнцефалографией, магнитоэнцефалографией, окулографией, электромиографией и др. Изменение ЭАК свидетельствует о проявлении ориентировочного рефлекса и играет роль физиологического индикатора. Под ориентировочным рефлексом следует понимать ответную реакцию организма на любое внезапно возникшее раздражение из окружающей среды. Он направлен на сенсорное выделение нового объекта и на оценку значимости раздражителя.

К альтернативным применениям ЭАК следует отнести использование при наблюдении процесса раневого заживления. Известно, что поврежденная кожа обладает низким сопротивлением, наблюдение за изменением импеданса во время восстановления кожных покровов показывают, что сопротивление растет по мере улучшения состояния кожи. Также следует отметить применение ЭАК для определения адекватности применения анестезии пациента.

Электрическую активность кожи регистрируется двумя способами. Можно воздействовать на кожу слабым током от внешнего источника и измерять динамику ее сопротивления пропускаемому току. Такой метод получил название экзосоматического метода (*exosomatic method*). В настоящее время он развился до измерения проводимости кожи. Второй способ — эндосоматический (*endosomatic method*) — заключается в измерении электрической активности поверхности кожи без внешнего источника тока, т.е. происходит регистрация биологических потенциалов кожи. В данной работе будет рассмотрен прибор, спроектированный по экзосоматическому принципу.

Появление электрической активности кожи обусловлено, главным образом, активностью потовых желез в коже человека, которые находятся под контролем нервной системы. В теле человека имеется 2-3 миллиона потовых желез, но количество их на разных участках тела сильно варьируется. На ладонях и подошвах около 400 потовых желез на один квадратный сантиметр поверхности кожи, на лбу около 200, на спине около 60. Выделение железами пота происходит постоянно, даже когда на коже не появляется характерного выделения жидкости.

Структурная схема разрабатываемого устройства представлена на рис.1. Источник тока (5) генерирует сигнал амплитудой 1 мА и подает его на один из электродов (1). Измерение будет проводиться по биполярной схеме измерения. Второй электрод заземляется и относительно него будет регистрироваться изменение сопротивления кожи. Как правило, для фиксирования электрической активности кожи электроды накладывают на ладони, кисти или пальцы рук, в редких случаях на лоб или ноги. В представленном устройстве электроды будут располагаться на ладони. Продолжительность воздействия на биообъект током составит 5 мс. Затем произведена пауза 15 мс и далее будет зафиксировано изменения ЭАК. Учитывая, что на возникновение ответной реакции в виде электрической активности кожи необходимо некоторое время (1.2-3 с), то одно измерение будет занимать порядка 5 секунд для отображения динамики этого параметра.



Структурная схема устройства для измерения ЭАК

1 – электроды; 2 – инструментальный усилитель; 3 – фильтр нижних частот; 4 – микроконтроллер; 5 – регулируемый источник тока; 6 – персональный компьютер

Снимаемый с электродов (1) сигнал подается в инструментальный усилитель (2), где происходит усиление в 10 раз, т.к. уровень сигнала порядка сотен мВ. Использование инструментального усилителя обусловлено хорошим усилением малых дифференциальных напряжений и подавлением синфазных помех. Полезная составляющая сигнала находится в диапазоне от 10-20 Гц, поэтому необходимо отфильтровать верхние частоты для упрощения процесса дальнейшей обработки и воспроизведения полученной информации. В предложенном устройстве будет использован активный фильтр нижних частот с частотой среза 30 Гц.

Управление работой источника тока (5) осуществляется микроконтроллером (4) с помощью воздействующих импульсов с использованием аналогового ключа. Также в микроконтроллер осуществляет аналогово-цифровое преобразование входного сигнала благодаря встроенному АЦП. Оцифрованная информация поступает в персональный компьютер (6) для отображения в виде графика и

дальнейшего сохранения. Питание необходимое для работы устройства будет реализовано при помощи батареи.

Представленное устройство предназначено для использования в области психолингвистики для регистрации реакции при воздействии на биологический объект (человека) различных звуковых раздражителей (музыка, интонация речи, ассоциативные цепочки слов). На основе полученной информации будет изучена зависимость между скоростью появления и силой ЭАК и различными типами стимулирования.

Библиографический список:

1. Прибрам К. Языки мозга. М.: «Прогресс», 1975. 465 с.
2. Абаев Ю.К. Справочник хирурга. Раны и раневая инфекция. Ростов н/Д: «Феникс», 2006. 427 с.
3. Корсини Р., Ауэрбах А. Психологическая энциклопедия. П.: «Питер», 2006. 1096с.
4. Марютина Т. М., Кондаков И.М. Психофизиология: Учебник для вузов. М.: МГППУ, 2004. 234 с.
5. Милина Т.В., Милин Н.В. Функциональные электронные узлы измерительных и диагностических систем. М.: «Флинта», 2012. 271 с.

ИСПОЛЬЗОВАНИЕ СОВРЕМЕННЫХ ИНФОРМАЦИОННЫХ ТЕХНОЛОГИЙ В ИМПЛАНТИРУЕМЫХ КАРДИОСТИМУЛЯТОРАХ

А.Ф. ХУСНИЯРОВА, С.В. ЖЕРНАКОВ

Уфимский государственный авиационный технический университет

Электрическая стимуляция сердца давно уже признана единственным надежным средством лечебной помощи больным с предсердно-желудочковой блокадой. По существующим оценкам в условиях современного промышленно развитого государства на каждые 6-7 миллионов жителей ежегодно появляется около 1000 пациентов с нарушениями сердечного ритма, которые не поддаются медикаментозному лечению.

Электрокардиостимуляция — это метод, с помощью которого на какой-либо участок сердечной мышцы наносят внешние электрические импульсы, вырабатываемые искусственным водителем ритма (электрокардиостимулятором), в результате чего происходит сокращение сердца. Устройство необходимо использовать в ситуациях возникновения перебоев в работе сердца, к которым относятся: клинически значимые паузы между сердечными сокращениями, редкий

пульс, синдром слабости синусового узла, атриовентрикулярные блокады, синдром повышенной чувствительности каротидного синуса и др. Кардиостимуляторы могут быть однокамерными, двухкамерными и трехкамерными.

Однокамерными электрокардиостимуляторы (ЭКС) способны стимулировать только один желудочек либо только одно предсердие. Устройства могут функционировать с определенной неизменной частотой или ускорять ритм в автоматическом режиме (если имеются физические нагрузки). Сегодня однокамерные кардиостимуляторы чаще всего используются при мерцательной аритмии или синдроме слабости при сохранной функции атриовентрикулярного узла.

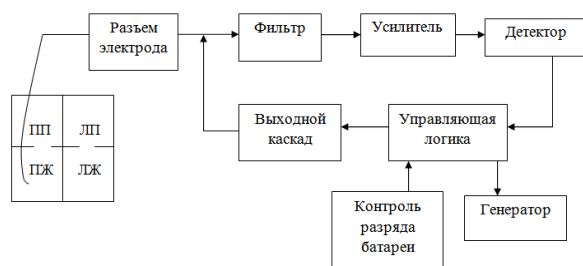
Двухкамерные ЭКС одновременно стимулирующие и желудочек, и предсердие. Помимо характеристик их однокамерных аналогов, двухкамерные ЭКС оснащены дополнительными функциями, суть которых - в возможности настройки работы аппарата в соответствии с индивидуальными особенностями пациента. Иными словами, они автоматически контролируют частоту сердечных сокращений.

Трехкамерные ЭКС самые современные, дающие возможность навязывать и контролировать сердечный ритм при таких серьезных патологиях как сердечная недостаточность при наличии асинхронной работы желудочков сердца. Также трехкамерные ЭКС широко используют при борьбе с аритмией, угрожающей жизни пациента (желудочковая тахикардия, фибрилляция желудочков), и желудочковой аритмией. При электрокардиостимуляции один из стимулирующих электродов находится в непосредственном контакте с сердцем, а генератор стимулов располагается вне организма, либо имплантируется внутрь.

Главным недостатком современных электрокардиостимуляторов является их не способность адаптироваться под изменения, происходящие в организме человека. Существует необходимость согласования частоты производимых электросигналов с тем, какой вид жизнедеятельности ведет пациент: поднимается ли он в данный момент по лестнице, прогуливается ли по лесу, работает, спокоен ли он или чем-то возбужден. Главной целью дальнейшего усовершенствования различных способов физиологической электростимуляции сердца, помимо нормализации сердечного ритма, является достижение максимально возможной коррекции имеющихся у больного нарушений гемодинамических показателей.

Целью научного исследования ставится разработка прототипа кардиостимулятора для сбора, обработки и принятия решения о

состоянии организма, а также ПО для него. Основное преимущество такого устройства – в его «приспособляемости» под функциональное состояние, степень усталости, психоэмоциональное состояние человека, также наличие встроенных средств распознавания критических ситуаций в реальном времени и передача этой информации по беспроводным каналам связи в центральный сервер хранения и обработки информации, к которому имеют доступ высококвалифицированные врачи. Работают эти устройства в комплексе со специальными приложениями и серверами, обеспечивающими синхронизацию и обработку данных, получаемых от устройств. Структурная схема устройства, реализующего такое воздействие, представлена на рисунке:



Структурная схема устройства

(схематично изображено сердце, ПП, ЛП - правое и левое предсердия, ПЖ, ЛЖ – правый и левый желудочки)

Центральным элементом стимулятора является блок управляющей логики. В нём заданы величины всех программируемых параметров. Он же устанавливает связь между электрическими потенциалами, поступающими по электроду от сердца, и запрограммированными параметрами.

Электрический потенциал сердца через электрод улавливается и регистрируется в схеме кардиостимулятора, где фильтруются посторонние шумы и помехи, затем усиливается и подаётся на программируемый амплитудный детектор электрических импульсов, которому задан определённый порог чувствительности. Поэтому на управляющую логику электрической схемы кардиостимулятора попадают лишь электрические потенциалы сердца определённой (детерминированной) частоты и ограниченные по амплитуде, определяемой запрограммированным заранее порогом чувствительности. Если при анализе принятых сигналов и

запрограммированных параметров частота потенциалов сердца меньше на определённую величину, чем запрограммировано, генератор электрических импульсов будет открыт, и начнётся стимуляция сердца.

По команде электронного блока управляющей логики в выходном каскаде кардиостимулятора генерируется стимулирующий импульс запрограммированной амплитуды, длительности и частоты. Стабильность всех временных соотношений, необходимых для работы стимулятора и формируемых в блоке управляющей логики, обеспечивается генератором, характеристики которого настолько стабильны, что практически не изменяются в течение всего срока службы стимулятора.

При проведении программирования стимулятора управляющая логическая схема анализирует правильность переданного им кода той или иной команды. В том случае, если код был передан без ошибки, вырабатывается сообщение о приёме кода, и только после этого происходит изменение программируемого параметра. Алгоритм оценки правильности приёма кода настолько совершенен, что стимулятор не способен изменить свои параметры самопроизвольно. Управляющая логика с помощью блока контроля разряда батареи оценивает ещё и степень разряда батареи и вырабатывает сообщение врачу о необходимости замены стимулятора.

Таким образом, разработанный прибор позволит обеспечить пациенту наиболее комфортные условия для жизни с кардиостимулятором и поможет ему самому следить за своим здоровьем. В то же время появление более сложных и специфичных систем электрокардиостимуляции требуют особых знаний и навыков врача.

Библиографический список

1. А. В. Барковский, В. А. Беззубчиков, В. Е. Бельгов и др.; под ред. Р. И. Утямышева, М. Враны. Электронная аппаратура для стимуляции органов и тканей: сборник научных трудов /. - М. : Энергоатомиздат, 1983. - 384 с.
2. Электрокардиостимуляторы [Электронный ресурс]. – Режим доступа: <http://www.gosmed.ru>
3. Имплантируемые электрокардиостимуляторы [Электронный ресурс]. – Режим доступа: <http://www.cardioimplant.ru>

АППАРАТ ДЛЯ МАГНИТОЛАЗЕРНОЙ ТЕРАПИИ

А.А. КАЛИК, А.Ю. ДЕМИН

Уфимский государственный авиационный технический университет

Низкоинтенсивная лазерная терапия — физиотерапевтический метод лечения, основанный на использовании низкоинтенсивного лазерного излучения — света с особыми свойствами, который обеспечивает высокую проникающую способность генерируемого излучения вглубь биологических тканей.

Не смотря на то, что с момента внедрения в лечебную практику факторов низкоинтенсивной лазерной терапии минуло уже более 40 лет, данная тема не потеряла своей актуальности и в настоящее время. В первую очередь необходимо отметить широкий спектр показаний для лазерной терапии. Такая «многопрофильность» определяется тем, что факторы низкоинтенсивного лазерного излучения устраняют болезненные явления, воздействуя на механизмы, универсальные для многих заболеваний.

Следующим фактором, определяющим актуальность лазерной терапии как физического вида лечения, является возможность ее использования в виде монотерапии.

В тех случаях, когда лазерная терапия назначается в комбинации с медикаментозным лечением, отмечается потенцирование действия фармпрепаратов. Так, по данным клинических наблюдений, проведенных С.И. Леоновичем и Ю.М. Гаиным, эффективность лекарственных препаратов увеличивается фактически вдвое.

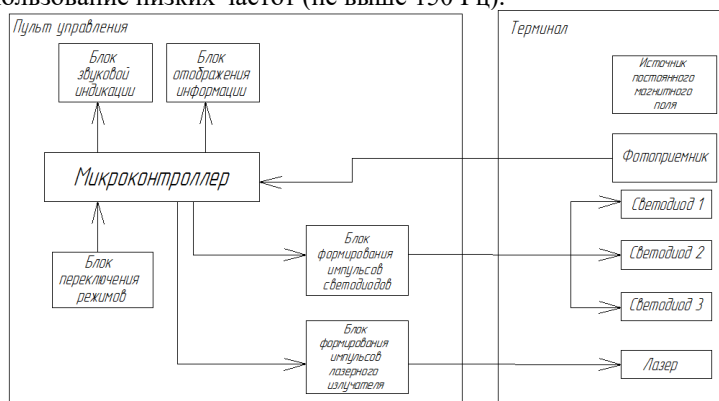
Также следует упомянуть, что в настоящее время выделился ряд заболеваний, успешность лечения которых определяется применением именно лазерных терапевтических технологий. В этот список включены гинекологические проблемы, осложнения атеросклероза, остаточные явления острой пневмонии, синдром острого и хронического стресса.

Необходимо отметить и то, что успехи при применении лазерной терапии возможны, во-первых, за счет правильного применения факторов низкоинтенсивного лазерного излучения, включая и методологические подходы в процессе лечения отдельных заболеваний. И, во-вторых, высокая эффективность лазерной терапии зависит непосредственно от технологических возможностей используемого лазерного терапевтического аппарата.

Лечебное воздействие аппарата для магнитолазерной терапии основано на одновременном или раздельном воздействии на биологический объект четырьмя физическими факторами: постоянным магнитным полем, импульсным лазерным и постоянным светодиодным

излучениями инфракрасного и красного спектральных диапазонов и КВЧ излучением.

Одним из важнейших компонентов лечебного процесса при лазеротерапии можно назвать подбор необходимых частот и длины волны лазерного излучения. По данным источника для активации микроциркуляции и при заболеваниях ЦНС оптимальной является частота 10 Гц; обезболивающий эффект, а также седативное и гипотензивное действие, сильнее проявляются при частоте 50-100 Гц. При лазеропунктуре частота 30-40 Гц обуславливает стимулирующий, а 50-100 Гц – тормозной эффект. Высокие частоты целесообразно использовать для местного воздействия на пораженные органы или ткани. При периферических парезах и параличах рекомендуется использование низких частот (не выше 150 Гц).



Структурная схема устройства

Устройство состоит из пульта управления и терминала, соединенных электрическим шнуром (см.рис.)

Микроконтроллер формирует импульсы запуска лазера, которые через запускаящий выход микроконтроллера поступают на блок управления, управляющий лазерным излучателем, установленным в терминале.

Частота следования импульсов и временная экспозиция работы аппарата дискретно задаются микроконтроллером и устанавливаются с помощью блока переключения режимов, а их величину мы видим в блоке отображения информации. После установления требуемой частоты повторения лазерного излучения и экспозиции устанавливается заданный уровень излучения светодиодов терминала. Для этого терминал располагается в специальном ложе на корпусе пульта управления. Включаются светодиоды и по сигналу, отраженному от ложа

терминала и поступившему на фотоприемник, устанавливается требуемый уровень мощности излучения светодиодов.

Терминал накладывают на биообъект и кнопкой «Пуск» включают излучение лазерного излучателя и светодиодов. Отраженный от биообъекта сигнал поступает соответственно на фотодиод и, причем на фотодиод поступает сигнал, отраженный от поверхностных слоёв биообъекта. Величина этих отраженных сигналов зависит от многих факторов, в том числе от наличия патологии (опухоль, гной, перелом, ожог и т. д.).

Микроконтроллер формирует сигнал, поступающий на блок звуковой индикации. Сигнал блока звуковой индикации извещает о готовности аппарата к работе и об окончании облучения (конец экспозиции).

Размеры источника постоянного магнитного поля определяются соотношением высоты и диаметра камеры, выполненной в виде цилиндра исходя из условия $0,8 < H/D < 1,2$. Это позволяет осуществлять равномерное по площади отверстия смешивание световых излучений за счет совмещения в нем пятен или оснований конусов светового излучения каждого из светодиодов и лазера, причем площадь этих пятен равна площади отверстия. Световое излучение, собранное камерой терминала выходит из него и оказывает в пределах экспозиции совместно с постоянным магнитным полем физиотерапевтическое воздействие на биологический объект.

В ходе облучения биообъекта на фотодиод попадает доля мощности воздействующих световых излучений, отраженных от облучаемого объекта, взаимосвязанных с величиной световой энергии, поглощенной тканями последнего. Через фотоприемник сигналы с фотодиода через микроконтроллер поступают на блок отображения информации, показания которого пропорциональны уровням электрических сигналов, что дает возможность определять коэффициенты поглощения и отражения тканей облучаемого биообъекта в области физиотерапевтического воздействия.

Применяемые в аппарате светодиоды и лазеры являются источниками низкоэнергетического светового излучения с длиной волны, лежащей в ближнем инфракрасном диапазоне оптического спектра (0,84...0,89 мкм), и обеспечивают возможность воздействия этим излучением на ткани биообъекта на глубину до 7-8 мм. Определение коэффициента отражения (поглощения) биообъекта с помощью встроенного фоторегистратора, состоящего из фотоприемника и блока отображения информации, а также известность параметров излучателей, времени облучения (экспозиции) позволяют

вычислить величину энергии, поглощенной биообъектом, то есть уточнить дозировку облучения биообъекта.

Библиографический список:

1. Альтерация [Электронный ресурс]. – Режим доступа:
2. <http://vospolenie.ucoz.ru/index/0-8>
3. Малиновский Е.Л. Низкоинтенсивная лазерная и КВЧ терапия с использованием терапевтических аппаратов серии «МИЛТА». М.:ЗАО «НПО Космического приборостроения», 2012. 408 с.
4. Информационный портал о физиотерапии. Лазеротерапия [Электронный ресурс]. – Режим доступа:
5. <http://physiotherapy.ru/factors/phototherapy/laser-therapy.html>

МЕТОД РЕГИСТРАЦИИ ДВИЖЕНИЯ НИЖНЕЙ ЧЕЛЮСТИ

Т.В. МАКСИМОВА, С.А АКУЛОВ

Самарский государственный аэрокосмический университет
им. акад. С.П.Королёва

К одной из наиболее актуальных проблем стоматологии относится восстановление строения и функции зубочелюстной системы при различных видах дефектов зубов и зубных рядов. Согласно данным литературы число людей, нуждающихся в протезировании, неуклонно растёт. Конструирование зубных рядов при восстановлении эстетических и функциональных параметров зубочелюстной системы важно проводить с учетом индивидуальных особенностей строения и функции ВНЧС.

С точки зрения профилактики развития дисфункций ВНЧС и жевательных мышц при конструировании ортопедических конструкций и лечебных аппаратов эффективным считается применение артикуляторов, воспроизводящих индивидуальные характеристики движений нижней челюсти. Ортопедические конструкции, изготовленные таким образом, прослужат дольше, будут более комфортными и не требуют коррекции и привыкания. Для индивидуального программирования артикулятора необходимо получить данные для настройки суставных механизмов (угол сагиттального суставного пути и угол Бенетта) и программируемой резцовой тарелки (угол сагиттального резцового пути и угловые значения при боковых смещениях нижней челюсти). Эти данные возможно получить с помощью аксиографа.

Аксиографы бывают механические и электронные, однако механические не обеспечивают должной точности и ручной анализ

аксиограммы достаточно трудоемкий процесс. Поэтому современные аксиографы- электронные, обеспечивающие более точные результаты и автоматически рассчитывающие параметры для артикулятора. Разработкой и производством электронных аксиографов занимаются иностранные производители. В современных аксиографах для измерения перемещения челюсти применяются ультразвуковые датчики. На подвижной части располагаются ультразвуковые передатчики, а в неподвижных точках закреплены ультразвуковые приемники. Человека просят максимально выдвинуть нижнюю челюсть, а затем сделать боковые движения. Настройка артикулятора проводится по результатам компьютерного расчета. Такие ультразвуковые аксиографы достаточно дорогие, из-за чего не каждая стоматологическая клиника может приобрести такой прибор. Поэтому на данный момент разрабатывается аксиограф, построенный на новом методе регистрации движения нижней челюсти, не уступающий по точности и простоте измерения, но доступный для стоматологических клиник.

Разрабатываемый метод основан на применении магнитного поля постоянного магнита, и изменении его напряженности в фиксированной точке, при перемещении магнита. Магнит прикрепляется к нижней челюсти с помощью «прикусной вилки» (как в аналогах), либо может прикрепляться непосредственно к зубам, что обеспечит стабильность показаний по сравнению с аналогами. На фиксированном расстоянии от магнита на лицевой дуге устанавливаются датчики магнитного поля- магнитометры. Лицевая дуга во время движения нижней челюсти не подвижна и жестко связана с головой пациента. Так как движения происходят в 3-ех направлениях, то применяемые датчики- магнитометры будут использоваться трехосевые. Магнитометры измеряют напряженность магнитного поля в конкретной точке. Таким образом, магнитометры измеряют изменение напряженности магнитного поля, обусловленное перемещением магнита. Затем данные с датчиков обрабатываются и с помощью компьютерных программ выводятся на экран компьютера в виде траекторий перемещения нижней челюсти. Автоматический анализ этих траекторий позволяет быстро получать параметры для настройки артикулятора.

Применение наглядных форм отображения результатов позволяет врачу изучить особенности артикуляционных движений и окклюзионных контактов пациента, изготовить функционально правильный протез . Протез, учитывающий индивидуальные характеристики смыкания зубов и движения челюсти, не будет

нарушать окклюзионные отношения, не приведет к увеличению нагрузки на зубы, поломке протеза, дискомфорту при жевании.

Библиографический список

1. Гринин, В.М. Особенности формирования диагноза при заболеваниях височно-нижнечелюстного сустава. / В.М. Гринин, Ю.М. Максимовский// Стоматология. 1998. - Т.77. - № 5. - С. 19-22.
2. Долгалев, А.А. Преимущества индивидуального артикулятора для реабилитации пациентов с полной потерей зубов / А.А. Долгалев // Мед. вестник сев. Кавказа. 2006. - № 2. - С. 45-47.
3. Долгалев А.А. Тактика индивидуального подхода при восстановлении целостности зубных рядов больных с дисфункциями височно-нижнечелюстного сустава и жевательных мышц [Текст]: автореф. дис...доктор мед наук /А.А. Долгалев. – Ставрополь: 2009. – 210 с.
4. E. Bando, K. Nishigawa, M. Nakan. Current status of researches on jaw movement and occlusion for clinical application/ E. Bando, K. Nishigawa, M. Nakan// Japanese Dental Science Review. 2009. -№45. С. 83—97.

УСТРОЙСТВО ДЛЯ ИЗМЕРЕНИЯ КОНЦЕНТРАЦИИ ГЕМОГЛОБИНА В КЛЕТКАХ КРОВИ

Г.Н. ХАЙРУЛЛИНА., Т.В. МИРИНА

Уфимский государственный авиационный технический университет

Кровь играет важнейшую роль в поддержании гомеостаза, в частности, в сохранении относительного постоянства количества воды и электролитов в клетках и тканях. Она выполняет как транспортную, так и защитную функции.

Кровь состоит из жидкой части плазмы и взвешенных в ней форменных элементов: эритроцитов; лейкоцитов; тромбоцитов; кровяных пластинок и пр.

Основной функцией эритроцитов является перенос кислорода от органов дыхания к клеткам организма. Эта функция осуществляется благодаря наличию в эритроците дыхательного пигмента крови-гемоглобина.

Гемоглобин состоит из белка глобина и четырех молекул гема. Молекула гема содержит атом двухвалентного железа, обладающий способностью присоединять или отдавать молекулу кислорода. Гемоглобин участвует в процессе транспорта кислорода и углекислого газа между легкими и клетками других органов, поддерживает рН

крови. При недостатке гемоглобина в крови затрудняется перенос кислорода гемоглобином. В результате клетки не получают достаточно кислорода и в них нарушается обмен веществ и функции.

Существует большое количество методов определения концентрации гемоглобина. Важнейшие группы методов следующие:

Цианметгемоглобиновый метод основан на превращении гемоглобина в цианметгемоглобин при добавлении к крови реактива. Концентрацию цианметгемоглобина измеряют фотометрически. В качестве реактива употребляют раствор Драбкина (NaHCO_3 — 1 г, KCN — 0,05 г, $\text{K}_3[\text{Fe}(\text{CN})_6]$ — 0,2 г, дистиллированной воды — до объема 1 л). Под влиянием железисто-синеродистого калия гемоглобин окисляется до метгемоглобина (гемоглобина), который затем превращается при помощи цианида калия в цианметгемоглобин (гемоглобинцианид).

Гематитовый метод (метод Сали). Основан на превращении гемоглобина при прибавлении к крови хлористо-водородной кислоты в хлоргемин (хлорид гематита) коричневого цвета, интенсивность окраски которого пропорциональна содержанию гемоглобина. Полученный раствор хлорида гематита разводят водой до цвета стандарта, соответствующего известной концентрации гемоглобина.

Метод нефелометрии:

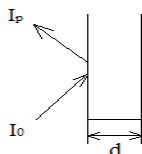


Рис. 1. Иллюстрация к методу нефелометрии, I_p -отраженный свет, I_0 -падающий свет.

Метод нефелометрии. Отличается данный метод от спектрофотометрии тем, что фотоприемник рассматривает сигнал, рассеиваемый фрагментами биоткани. В данном случае излучатель и фотоприемник не могут располагаться так, чтобы между ними было прямое прохождение света. Речь идет уже не об абсорбции излучения, а его отражении (I_p) от фрагментов биологической ткани падающего света (I_0). С метрологической точки зрения нефелометрические методы обладают большей погрешностью. Это вызвано тем, что отраженный сигнал дополнительно зависит от размеров частицы, от которых он отражается, от взаиморасположения излучателя и фотоприемника. Данный метод удобно использовать как оценочный.

Принцип гемиглобинцианидного метода основан на образовании из гемоглобина крови стойкого соединения - гемиглобинцианида,

интенсивность окраски которого пропорциональна количеству гемоглобина. Реакция проходит в 2 этапа. Сначала гемоглобин окисляется в метгемоглобин под действием калия железосинеродистого. Затем под действием цианида метгемоглобин преобразуется в гемиглобинцианид. Концентрация гемиглобинцианида, равная 597,5 мг/л, соответствует 150 г гемоглобина в 1 л крови.

Принцип гемихромного метода основан на переводе всех форм гемоглобина в одну - гемихром. При взаимодействии гемоглобина с трансформирующим раствором, содержащим жирные кислоты с феррицианидом калия или додецилсульфат натрия, происходит его превращение в окисленную низкоспиновую форму - гемихром (HbChr), имеющую красноватый цвет, интенсивность окраски которого прямо пропорциональна концентрации гемоглобина в пробе.

Предлагается структурная схема устройства для определения концентрации гемоглобина в клетках крови. Принцип работы основан на фотометрическом методе. Для измерения общего гемоглобина в крови используется гемиглобинцианидный метод. Структурная схема разрабатываемого устройства приведена на рис.2.

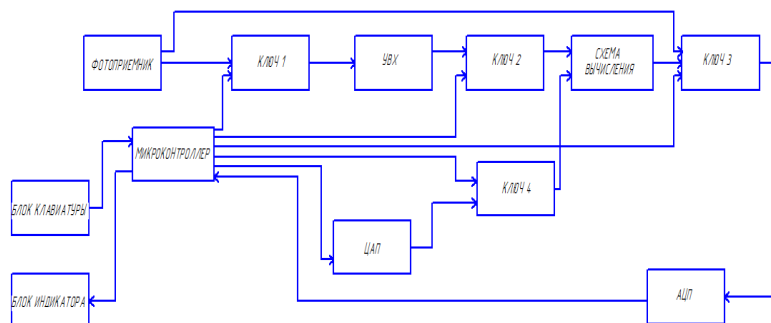


Рис.2. Структурная схема устройства

Перед проведением исследования в кювету помещается трансформирующий раствор (трансформирующий реагент представляет собой смесь измельченных и гомогенизированных солей калия железосинеродистого, цианида натрия и гидрокарбоната натрия) для определения его оптического пропускания. В приборе предусмотрено два режима измерения: режим измерения оптической плотности трансформирующего раствора и режим измерения оптической плотности исследуемой пробы. В начале цикла измерения запускается режим измерения для определения оптической плотности эталонного раствора. Сигнал с фотоприемника через ключ 3 поступает на АЦП, где преобразуется в цифровой код и записывается в

микроконтроллер. Посредством этого сигнала будет вычисляться оптическая плотность трансформирующего раствора.

Для того чтобы вычислить оптическую плотность исследуемого раствора, сигнал с фотоприемника через ключ 1 поступает на устройство выборки и хранения и через ключ 2 поступает на схему вычисления. В режиме измерения сигнал, записанный в микроконтроллер, соответствующий оптическому пропусканию трансформирующего раствора поступает на ЦАП, где цифровой код преобразуется в аналоговую величину и через ключ 4 поступает на схему вычисления. Схема вычисления определяет логарифм отношения двух сигналов: оптического пропускания трансформирующего раствора и оптического пропускания исследуемого раствора. Сигнал с выхода схемы вычисления через ключ 3 поступает на АЦП, преобразуется в цифровой код, записывается в микроконтроллер и поступает на блок индикатора. На блоке ЖК дисплея отображается значение оптической плотности трансформирующего раствора и значение исследуемого раствора.

Блок клавиатуры состоит из следующих кнопок START/STOP, MENU (выбор режима измерения трансформирующего раствора и режим измерения исследуемого раствора), OK, RESET, <, >.

Разрабатываемое устройство содержит фотоприемник, ключи, устройство выборки и хранения, схему вычисления, АЦП, ЦАП, микроконтроллер, блок клавиатуры, блок индикатора. Прибор является портативным, прост в использовании и содержит современные интегральные микросхемы.

Библиографический список

1. Гусев В.Г. Информация о параметрах организма и методы воздействия на него. М.: Машиностроение, 2004. 595 с
2. Мирина Т.В., Мирин Н.В. Функциональные электрические узлы измерительных и диагностических систем. М.: ФЛИНТА, 2012. 271 с
3. Корневский Н.А. Узлы и элементы медицинской техники. М.: Машиностроение, 2004. 597с.

**ИСПОЛЬЗОВАНИЕ МИКРОКОНТРОЛЛЕРА СЕМЕЙСТВА
STM32 ДЛЯ МОНИТОРИНГА ДЕЯТЕЛЬНОСТИ СЕРДЦА**
Н.Б. МИНЯЗЕВА, А.А. НУГМАНОВА, Р.М. РАФИКОВ, И.С. РУНОВ,
Ю.О. УРАЗБАХТИНА

Уфимский государственный авиационный технический
университет

Мониторирование сердечно-сосудистой системы – высокоинформативный метод исследования, используемый для диагностики ишемической болезни сердца, нарушений сердечного ритма и проводимости, а также для оценки эффективности проводимого лечения.

На сегодняшний день данное исследование широко распространено, т.к. разовое снятие ЭКГ не даёт должного результата и зависит от многих факторов.

Судя по статистике, от сердечно-сосудистых заболеваний каждый год умирают в среднем 17 миллионов человек, что в среднем составляет 30% от всех случаев смерти.

Пациенты, страдающие от сердечно-сосудистых заболеваний или подвергающиеся высокому риску таких заболеваний (в связи с наличием одного или нескольких факторов риска, таких как повышенное кровяное давление, диабет, гиперлипидемия), нуждаются в раннем выявлении и оказании помощи.

Мониторирование по Холтеру несёт высокую как диагностическую, так и прогностическую ценность, и высокую информативность оценки антиаритмической терапии.

Но, следует заметить, что у данного метода есть свои недостатки, которые заключаются в наличии артефактов наводок и шумов, неспособности аппаратов работать в режиме реального времени. Артефакты обычно создаются автономными звеньями: адгезивность и качество электродов, проводов, соединяющих электроды и регистратор, элементов питания и самих регистраторов [2].

В данной работе, предлагается использовать систему, включающую в себя мобильное устройство для суточного мониторинга на основе микроконтроллера STM32W108.



Рис. 1. Структурная схема устройства

Применение этой системы позволит на 16% сократить количество непригодных результатов [2], так как будут использоваться твердотельные элементы. Наличие встроенного радиочастотного модуля сделает возможным получать и обрабатывать результаты в режиме реального времени. На рис. 1 показаны встроенный мультиплексор, АЦП и усилитель, которые значительно уменьшат количество навесных элементов, что даст возможность уменьшить размер платы относительно электрода, на котором планируется её размещение.

Конкурентами микроконтроллера STM32W108 являются CC430F61xx/CC430F513x от Texas Instruments и ATmega128RFA1. Все они относятся к устройствам типа «система на кристалле» или «system on a chip». Общая черта этих микроконтроллеров – это работа с беспроводными сетями, низкое энергопотребление.

Микроконтроллер/ Параметры	STM32W108	CC430F61xx/ CC430F513x	ATmega128RFA1
Тип системы	система на кристалле	система на кристалле	система на кристалле
Архитектура	32-разрядная ARM Cortex-M3	16-разрядная RISC	8-разрядная RISC
Тактовая частота	6, 12 или 24 МГц	27 МГц	2,4 ГГц
ОЗУ	8 Кбайт	4 Кбайт	16 Кбайт
АЦП	16-канальный 12-разрядный	8-канальный 12-разрядный	10-разрядный
Тип корпуса	7x7 мм 48-выводный QFN	9x9 мм 64-выводный VQFN	9x9 мм 64-выводный QFN

Сравнительная характеристика микроконтроллеров

Из таблицы следует, что микроконтроллер STM32W108 по характеристикам опережает своих конкурентов: он имеет меньший размер, 16-канальный 12-разрядный аналого-цифровой преобразователь.

Эти характеристики оправдывают использование STM32W108 в системе для суточного мониторинга больных с сердечно-сосудистыми заболеваниями.

Библиографический список

1. Всемирная организация здравоохранения
2. Макаров Л.М. Холтеровское мониторирование. 2-е издание. М.: ИД «Медпрактика-М», 2003. 340 с.

ДИАГНОСТИКА ГРУДНОЙ ПОЛОСТИ МЕТОДОМ БИОИМПЕДАНСОМЕТРИИ

Н.Б.МИНЯЗЕВА, А.Ю. ДЁМИН

Уфимский государственный авиационный технический университет

Грудная полость - анатомическое пространство, ограниченное внутренней поверхностью грудной клетки и верхней поверхностью диафрагмы. Стенки грудной полости выстилает внутригрудная фасция. Центральные отделы грудной полости заняты средостением, по бокам от которого расположены лёгкие. Лёгкие со всех сторон окружены щелевидными плевральными полостями, сформированными висцеральным (внутренним) и париетальным (наружным) листками плевры.

Лёгкие человека – это парный орган дыхания. Каждое лёгкое состоит из нескольких долей: правое из трёх, левое из двух. Оба лёгких окружены серозной оболочкой – париетальной плеврой, а каждое лёгкое по отдельности окружено висцеральной плеврой. Щелевидное пространство между париетальным и висцеральным листками плевры – это плевральная полость.

Многие люди подвержены различным заболеваниям и патологиям, таким как туберкулёз, бронхиальная астма, опухоль лёгкого, рак.

На сегодняшний день, согласно статистике в России бронхиальной астмой страдают 10% взрослого населения и 15% детей. Бронхиальная астма вне зависимости от степени тяжести — хроническое воспалительное заболевание дыхательных путей, в котором принимают участие многие клетки и медиаторы воспаления.

Хроническое воспаление связано с бронхиальной гиперреактивностью, которая приводит к эпизодам хрипов, одышки, ощущения тяжести в грудной клетке и кашля, особенно ночью или ранним утром.

Чтобы прогнозировать вышеописанные приступы, планируется исследовать диагностические возможности биоимпедансного метода для диагностики лёгких.

Для реализации этого метода была разработан аппарат со следующей структурой: источник постоянного тока в 100 мкА, цифровой потенциометр, блок коммутации для переключения электродов, схем измерителя электрического сопротивления, усилитель, фильтры нижних и верхних частот, микроконтроллер с встроенными аналого-цифровыми и цифро-аналоговыми преобразователями.

Параметры работы устройства будут задаваться с клавиатуры, а информация о параметрах и результат отображаться на индикаторах. Питание устройства планируется реализовать на основе батареи, что обеспечит мобильность аппарата.

Наличие приёмопередатчика Bluetooth, с помощью которого вся система будет связана с телефоном больного, это позволит оповещать больного о приближающемся приступе и предпринять необходимые меры для купирования его симптомов.

Благодаря передаче данных в единый центр, возможно создание базы данных, на основе которой можно провести исследования, накопить статистику и выявить закономерность, что и планируется сделать в своей магистерской диссертации.

Библиографический список

1. Сапин М.Р., Брыксина З.Г. Анатомия человека. М.: Просвещение, 1995. 424 с.
2. Палеев Н. Р. Болезни органов дыхания. М.: Медицина, 2000. 728 с.; с ил.
3. Всемирная организация здравоохранения
4. Баур К., Прейссер А. Б29 Бронхиальная астма и хроническая обструктивная болезнь легких /К. Баур, А. Прейссер ; пер. с нем. под ред. И. В. Лещенко. М. :ГЭОТАР-Медиа, 2010. 192 с.

РАЗРАБОТКА СХЕМЫ БИОАДАПТИВНОЙ СИСТЕМЫ ДЛЯ ЭЛЕКТРОСТИМУЛЯЦИИ ТКАНЕЙ СУСТАВОВ

Е.П. МАТЮХИН, С.Г. ГУРЖИН

Рязанский государственный радиотехнический университет

Рассмотрена концепция построения схемы биоадаптивной системы электротерапии биологически активных точек суставов, позволяющей формировать набор биотропных параметров лечебного

воздействия, синхронизировать воздействие в соответствии с биологическими ритмами пациента, оперативно диагностировать его текущее функциональное состояние.

Остеонекроз — тяжелое дегенеративно-дистрофическое заболевание сустава вследствие нарушения структуры костной ткани, микроциркуляции и жировой дистрофии костного мозга. Оно охватывает широкую категорию граждан в возрасте от 3 лет и выше, особенно часто ему подвержены спортсмены, люди старше 50 лет, а также пациенты, получающие гормональную терапию (прием глюкокортикоидных препаратов).

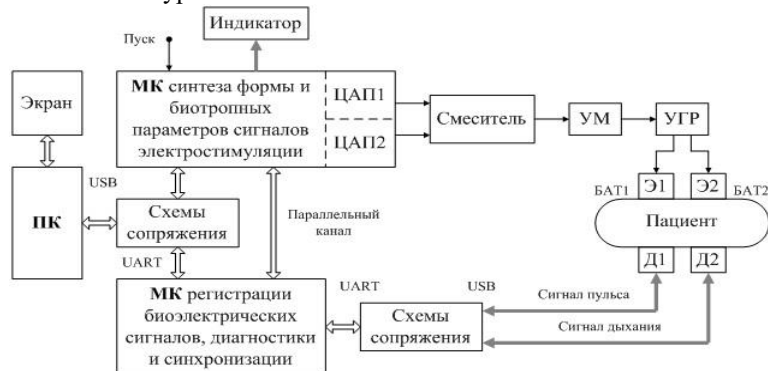
Одним из кардинальных способов лечения этого недуга является эндопротезирование. Это сложная операция с продолжительным процессом реабилитации. Альтернативой эндопротезированию становится новый безоперационный метод лечения, который разработан и внедрён в клиническую практику в течение последних 15 лет в Китае и 4 лет — в России. Он основан на возможности стимулирования присущей любой кости способности к регенерации и большой биологической пластичности через соответствующие биологически активные точки.

Однако существующие технические средства для электротерапии имеют ограниченные функциональные возможности и набор биотропных параметров воздействия, низкую точность и дискретность задания необходимых значений. В них отсутствуют средства объективного контроля текущего функционального состояния пациента во время сеанса лечения, средства адаптивного согласования параметров воздействия с физиологическими показателями пациента и средства объективной регистрации, хранения динамических характеристик конкретного пациента и параметров воздействия.

Актуальность разработки биоадаптивной системы состоит в повышении эффективности комплексного безоперационного лечения остеонекрозов за счет расширения функциональных возможностей метода и средств формирования электростимулирующих сигналов, повышения точности и дискретности задания биотропных параметров, адаптации воздействия к биоритмам пациента и объективной регистрации диагностической и терапевтической информации, соответствующей пациенту за весь курс лечения.

Структурная схема устройства для комплексного лечебного воздействия показана на рисунке. Разрабатываемая система сопрягается с двумя электродами, которые подают электрический сигнал с заданной частотой и амплитудой на биологически активные точки сустава. Благодаря современному техническому исполнению система должна

иметь вид законченного аппарата с разъемом для подключения к ПЭВМ. Особенностью является реализация метода биотехнической обратной связи, предусматривающего адаптацию воздействия путем синхронизации его к биоритмам пациента, оперативного и объективного контроля функционального состояния пациента во время электростимуляции с помощью специальных датчиков, автоматизация процессов регистрации и хранения физиологических показателей пациента и характеристик воздействия за время каждого сеанса и в течение всего курса лечения.



Структурная схема биоадаптивной системы многопараметрической электростимуляции биологически активных точек суставов

Сокращения и обозначения на схеме:

- ПК – персональный компьютер;
- МК – микроконтроллер;
- ЦАП – цифро-аналоговый преобразователь;
- УМ – усилитель мощности;
- УГР – устройство гальванической развязки;
- Э – электрод;
- БАТ – биологически активная точка;
- Д – датчик.

Предполагается использование интеллектуальных датчиков, содержащих автономные микроконтроллеры, преобразующие аналоговую информацию в код. От датчиков информация передается к микроконтроллеру регистрации биоэлектрических сигналов последовательным кодом в формате USB по коаксиальному кабелю.

Микроконтроллер регистрации биоэлектрических сигналов выполняет три функции: собственно регистрацию сигналов пульса и дыхания, выделение характерных моментов и формирование импульсов

синхронизации, а также оценивание диагностических показателей в реальном масштабе времени.

Синхронизация воздействия производится по параллельному каналу с максимальным быстродействием.

Индивидуальную методику электротерапии задает лечащий врач с помощью персонального компьютера и специального программного обеспечения, может также визуально контролировать текущее функциональное состояние пациента, если процедура проводится в клинике. Если же процедура проводится в домашних условиях, то пациент по инструкции врача может только активировать методику (или ряд методик) с помощью кнопки «Пуск» и контролировать правильность выбора методики на «Индикаторе». По окончании курса терапии система возвращается врачу в клинику, где все данные о пациенте и биотропных параметрах воздействия переписываются в персональный компьютер для обработки и анализа.

Библиографический список

1. Волков Е.Е. Возможная альтернатива эндопротезированию тазобедренных суставов при асептическом некрозе головки бедренной кости // Рефлексотерапия и комплементарная медицина. 2013. №3 (5). С. 26-34.
2. Борисов А.Г., Гуржин С.Г., Жулев В.И., Каплан М.Б., Кряков В.Г., Никитин С.В., Прошин Е.М., Харламова Н.С., Шуляков А.В. Становление и развитие научного направления «Биоадаптивная комплексная хрономагнитотерапия» // Биомедицинская радиоэлектроника. 2012. №7. С. 7-18.
3. Гуржин С.Г., Григорьев Е.М., Жулев В.И., Кряков В.Г., Прошин Е.М., Путилин Е.О., Шуляков А.В. Физико-технические основы диагностики функционального состояния пациента комплексной 4D-хрономагнитотерапии // Биомедицинская радиоэлектроника. 2014. №7. С. 4-14.

АПРОБАЦИЯ АЛГОРИТМА ОЦЕНКИ АРТЕРИАЛЬНОГО ДАВЛЕНИЯ ВО ВРЕМЕНИ РАСПРОСТРАНЕНИЯ ПУЛЬСОВОЙ ВОЛНЫ.

А.А. АНИСИМОВ

Санкт-Петербургский государственный электротехнический
университет «ЛЭТИ» имени В. И. Ульянова (Ленина)

Задача мониторинга артериального давления (АД), особенно в домашних условиях, является одной из самых актуальных на

сегодняшний день проблем. Повышенное артериальное давление, или артериальная гипертензия остается одним из самых распространенных заболеваний сердечно-сосудистой системы не только в России, но и во всём мире, при этом отмечается тесная связь между распространенностью гипертензии и смертностью от инсульта. При этом последние исследования по данной проблеме [1,2] показывают увеличение прогностической ценности домашнего измерения АД и его роли для диагностики и лечения гипертензии по сравнению с суточным мониторингом артериального давления (СМАД), которое проводится в лечебных учреждениях под контролем врачей. Процедура подобного измерения обычно включает самостоятельное измерение АД на протяжении суток с помощью стандартного автоматического тонометра, полученные показания АД при этом заносятся в дневник пациента вручную или с использованием специализированных приложений для смартфонов под руководством терапевта. лечащему врачу. В зарубежных работах всё большее распространение получает способ неинвазивного безманжетного измерения артериального давления на основе косвенных показателей центральной гемодинамики, в частности, скорости распространения пульсовой волны.

В работе [3] был предложен алгоритм оценки артериального давления по времени распространения пульсовой волны, при этом в качестве основы разрабатываемого алгоритма была выбрана упрощенная модель, определяющая зависимость АД от времени распространения пульсовой волны (ВРПВ) [1]:

$$P = -\frac{2}{\alpha} \ln T + \frac{1}{a} \ln \left(\frac{L^2 \cdot \rho \cdot d}{h \cdot E_0} \right), (1)$$

где E – модуль упругости стенки сосуда, h – толщина стенки сосуда, d – внутренний диаметр сосуда, ρ – плотность крови, α – безразмерный коэффициент.

Эта формула показывает, что при сохранении постоянной эластичности сосуда, изменения артериального давления пропорциональны изменению ВРПВ, что даёт возможность косвенного измерения АД. Для оценки эффективности разработанного алгоритма были проведены предварительные исследования, посвящённые сравнению результатов измерения АД, полученных на основе разработанного алгоритма и с использованием автоматического тонометра i-Q132 производства фирмы Omron. Исследование состояло из следующих этапов:

Предварительный этап – испытуемый находился в состоянии покоя в течение 3-5 минут.

Далее с помощью разработанного макета проводилась синхронная регистрация сигналов ЭКГ и ПВ, при этом многоэлектродные электроды для регистрации сигнала ЭКГ устанавливались на руки испытуемого, пульсоксиметрический датчик - на указательный палец левой руки. Регистрация проводилась в течение 3 минут. Полученные данные сохранялись в текстовый файл для дальнейшей цифровой обработки.

Сразу после окончания второго этапа проводилось измерение АД с помощью автоматического тонометра. Полученные данные записывались в итоговый файл и по разработанному алгоритму [3] обрабатывались в программной среде MatLab.

Проводилось сравнение результатов измерения АД с использованием разработанного алгоритма и стандартным тонометром.

В ходе исследований был проведен анализ возможности применения формулы (1) для мониторинга АД. Оказалось, что при расчете значений АД по данной формуле решающее значение имеет точность вычисления ВРПВ и задание величины упругости сосудов для конкретного испытуемого. При определенном значении систолического АД (от 80 до 130 мм. рт. ст.) и фиксированных значениях ВРПВ (от 150 до 300 мс) модуль упругости E_0 может менять свои значения в достаточно широком диапазоне. Этим объясняется необходимость первичной калибровки безманжетного регистратора АД на основе предварительной оценки значений P , E_0 и T .

Для исследования работы предложенного алгоритма оценки АД по ВРПВ была проведена серия сеансов записи данных по методике, изложенной выше. Полученные данные по разработанному алгоритму обрабатывались в программной среде MatLab (находились характерные точки сигнала ПВ, R-зубцы ЭКГ сигнала, рассчитывалась временная задержка между ними – ВРПВ). Для дальнейшего расчета АД использовалась выборка из 20-30 значений ВРПВ, что примерно соответствует 20-ти секундной записи сигнала. Далее для каждого испытуемого рассчитывался модуль упругости стенки артерии (используя измеренное значение АД) – данная операция проводилась только один раз и служила для калибровки. Затем по измеренным значениям ВРПВ рассчитывалось систолическое АД. Полученная выборка из нескольких десятков значений усреднялась. Данное расчетное значение АД сравнивалось с измеренным.

Для оценки взаимозависимости значений частоты сердечных сокращений (ЧСС) и давления, рассчитанного по ВРПВ (РРАСЧ) использовались данные пятнадцати серий измерений, проведенных у пятнадцати условно здоровых испытуемых. При обработке данных

были получены следующие результаты: среднее значение абсолютной погрешности не превышало 15 мм. рт. ст., относительной – 9%. Примерно у одной трети испытуемых среднее значение абсолютной погрешности составило 1 мм. рт. ст. Максимальный разброс абсолютной погрешности не превышал 20 мм. рт. ст.

Далее проверялась гипотеза об обусловленности повышения погрешности периодическим изменением ЧСС. Для этого вначале определялся коэффициент корреляции между вариациями погрешности расчетного давления и нормализованной ЧСС. По проведенным расчетам коэффициент корреляции для испытуемых лежит в пределах от 0,2 до 0,44, что является статистически значимой величиной. Далее была проведена предварительная оценка возможности использования коэффициента поправки (КП) для повышения точности результатов расчёта АД. Были изучены следующие варианты расчёта коэффициента поправки:

КП – постоянная величина ($KП = const$), выбираемая из диапазона 0,8 – 1,2 с шагом 0,1;

КП определяется по первому предварительному измерению РИЗМ и расчёту РРАСЧ как их отношения;

КП рассчитывается через текущее значение ЧСС с использованием нормирующего коэффициента, выбираемого из диапазона 0,008 – 0,012 с шагом 0,001.

По результатам исследования, ни один из рассмотренных вариантов использования поправочного коэффициента КП не дал значимого повышения точности расчёта АД. Было доказано, что существует явная взаимозависимость между значениями ЧСС и давления, рассчитанного по ВРПВ, эта взаимозависимость выражается в схожести профилей абсолютной погрешности рассчитанного АД и вариаций ЧСС, статистически значимом коэффициенте корреляции для рассмотренных случаев. При этом поправочный коэффициент КП, рассчитанный только на основе постоянных величин или текущего значения ЧСС, не даёт повышения точности расчёта АД. При расчёте поправочного коэффициента КП необходимо использовать не только текущее, но и среднее значение ЧСС, что требует предварительной и достаточно длительной регистрации ЧСС и более сложных алгоритмов обработки данных.

Библиографический список

1. Джузеппе Мансия, Роберт Фагард. Рекомендации по лечению артериальной гипертензии. ESH/ESC 2013. Российский кардиологический журнал 2014, 1 (105): С. 7-94

2. Диагностика и лечение артериальной гипертензии. Клинические рекомендации. Кардиологический вестник, том X, № 1, 2015 г., С. 3-30.
3. Анисимов. А.А., Сергеев Т.В. Алгоритм оценки артериального давления по времени распространения пульсовой волны. Биотехносфера - 2015. – №4(40). – С. 57-61.

ПРИБОР ДЛЯ РЕГИСТРАЦИИ РЕОГРАММЫ

П.А. СТРУНКИНА, А.А ФЕДОТОВ

Самарский государственный аэрокосмический университет
им. акад. С.П.Королёва

По данным Всемирной организации здравоохранения на протяжении последних десятилетий сердечно-сосудистые заболевания стоят на первом месте среди болезней, уносящих больше всего человеческих жизней. Выявление этих заболеваний на ранней стадии существенно упрощает процесс последующего лечения, способствует увеличению продолжительности жизни. Предпочтение отдается неинвазивным, простым в техническом отношении и методической реализации методам диагностики состояния сердечно-сосудистой системы, одним из которых является импедансная плетизмография.

Импедансная плетизмография (электроплетизмография, реография) — метод исследования параметров центральной и регионарной гемодинамики, основанный на измерении изменений сопротивления участка биологических тканей, содержащих исследуемые кровеносные сосуды, переменному электрическому току [1].

Деятельность органов и тканей живого организма сопровождается изменениями их объема и внутренней среды. Эти изменения различны, как по величине, тока и по скорости изменений, то есть существуют медленные и быстрые колебания импеданса. Сосудистая сеть с перемещающейся в ней кровью (обладающей хорошей электропроводностью), быстро изменяет свой объем после каждой систолы, тогда как остальные ткани либо не изменяются в объеме, либо изменяются незначительно. Соответственно, в момент систолического подъема пульсовой волны происходит уменьшение электрического сопротивления, а во время диастолического спуска - уменьшение электропроводности.

Применяя токи высокой частоты, можно уменьшить величину емкостной составляющей сопротивления кожи и подлежащих тканей и выделить из общего сопротивления переменную компоненту омического сопротивления, прямо зависящую от пульсового

кровенаполнения органов и тканей. Ее величина очень мала и по данным разных авторов составляет от 0,05 до 1 % величины общего электрического сопротивления тканей, находящихся между измерительными электродами. В связи с этим, несмотря на внешнюю простоту проведения исследования, необходимо тщательно следить за правильностью установки электродов и соблюдать все методические требования к проведению тех или иных реографических исследований.

Следует отметить, что в переменной составляющей импеданса определенное место занимает изменение сопротивления, вызванное переменной скорости кровотока. Известно, что при увеличении скорости кровотока происходит увеличение электропроводности крови. Так как во время систолы происходит не только увеличение объема сосудов из-за увеличения массы крови, но и повышение скорости ее перемещения, то изменения импеданса определяются совокупностью этих явлений. Изменения скорости движения крови и ее объема тесно связаны: чем больше скорость кровотока, тем больше объемное кровенаполнение тканей и, соответственно, меньше импеданс. Таким образом, различная скорость кровотока влияет на импеданс путем изменения пульсового объема крови в тканях и реограмма отражает изменения их кровенаполнения во времени [2].

В основе метода реографии лежит пропорциональная зависимость, установленная А.А. Кедровым, между изменениями импеданса (ΔZ) по отношению к его исходной величине (Z) и приростом объема (ΔV) по отношению к исходному объему (V) исследуемой части тела за счет ее кровенаполнения:

(1)

Хотя известно, что на величину Z влияют колебания не только объема, но и скорости потока крови, принято считать, что регистрируемая кривая изменений импеданса за каждый сердечный цикл (реограмма) соответствует в основном кривой объемного пульса, интерпретация которой возможна на основе теоретических принципов механической плетизмографии и сфигмографии [3].

Структурная схема прибора для регистрации реограммы включает в себя электроды, высокочастотный генератор тока, инструментальный усилитель, синхронный детектор, микроконтроллер (рисунок 1).

В силу того, что колебания импеданса имеют малое значение от общего сопротивления ткани, используют переменные электрические токи высокой частоты (порядка 50 – 500 кГц). Для получения приемлемой чувствительности амплитуду переменного тока, пропускаемого через биоткань, выбирают на уровне 2 мА [3].



Структурная схема прибора для регистрации реограммы

Используется тетраполярная система отведений, при которой с помощью токовых электродов (ТЭ1 и ТЭ2) участок тела подключается к высокочастотному генератору, а с помощью потенциальных электродов (ПЭ1 и ПЭ2) определяют изменение напряжения, пропорциональное изменению сопротивлению исследуемого участка. Тетраполярный метод мало требователен к электродам и особенностям их фиксации. При увеличении расстояния между токовыми и потенциальными электродами глубина исследования увеличивается.

С помощью инструментального усилителя сигнал, поступающий с электродов, регистрируется и усиливается.

Усиленный сигнал поступает на синхронный детектор, где происходит выделение напряжения, пропорционального сигналу артериальной пульсации.

Микроконтроллер по заданным алгоритмам осуществляет цифровую фильтрацию и обработку зарегистрированного биосигнала, в процессе чего участвуют различные компоненты микроконтроллера - АЦП, порты ввода-вывода, регистры, арифметико-логическое устройство и др.

При мониторинге параметров гемодинамики (частоты сердечных сокращений (ЧСС), ударного объема, общего периферического сопротивления, параметров венозного отдела кровообращения и др.) оценивается пульсирующая составляющая сопротивления тканей, возникающая вследствие изменения интенсивности кровотока. При мониторинге содержания и распределения жидкости в организме оценке подвергается базовая составляющая сопротивления тела на различных частотах. В многоканальных мониторах метод используется для слежения за параметрами дыхания, например, частотой дыхания (ЧД) [1].

К преимуществам импедансной плетизмографии можно отнести: отсутствие болевых ощущений у пациента при регистрации реограммы, отсутствие механического воздействия на сосуды, малое время проведения исследования.

Библиографический список

1. Калакутский, Л.И. Аппаратура и методы клинического мониторинга: Учеб. Пособие [Текст] / Л.И.Калакутский, Э.С.Манелис. – М.: Высш.шк., 2004. – 156 с.: ил.
2. Реография в клинической практике. Справочное пособие. – СПб., 1998. – 28 с.
3. Федотов А.А., Акулов С.А. Измерительные преобразователи биомедицинских сигналов систем клинического мониторинга. – М.: Радио и связь, 2013. – 250 с.

УСТРОЙСТВО ДЛЯ ОПРЕДЕЛЕНИЯ ДВИЖЕНИЙ ГЛАЗ

К. Л. ХУЗЯГУЛОВА, Т.В. МИРИНА

Уфимский государственный авиационный технический университет

Задача определения движений глаз в настоящее время является широко распространенной и актуальной, так как она имеет множество приложений в самых различных областях. В частности, существует задача управления устройствами при помощи глаз. Устройство, осуществляющее такое управление, позволит управлять средствами передвижения, бытовыми приборами, освещением. Также оно может использоваться для ввода информации при работе с компьютером (например, для перемещения курсора компьютерной мыши), что может существенно облегчить жизнь людям с ограниченными возможностями.

Электроокулография (ЭОГ) – это наиболее распространенный метод регистрации движений глаз. По сравнению с другими окулографическими методами, такими, как фотооптический, фотоэлектрический и электромагнитный, электроокулография исключает контакт с глазным яблоком, может проводиться при любом освещении и тем самым не нарушает естественных условий зрительной активности [3]. В основе метода ЭОГ лежит дипольное свойство глазного яблока – его роговица имеет положительный заряд относительно сетчатки. Электрическая и оптическая оси глазного яблока практически совпадают, и поэтому электроокулограмма может служить показателем направления взора. При движении глаза угол его электрической оси изменяется, что приводит к изменению потенциалов, наводимых диполем глазного яблока на окружающие ткани [1]. Именно эти потенциалы регистрируются методом ЭОГ.

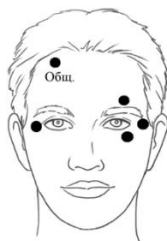


Рис. 1. Схема наложения датчиков

Для снятия потенциалов используются датчики, которые располагаются крестообразно вокруг глазных впадин (Рис. 1). Амплитуда сигнала мала и обычно лежит в пределах 0,4-3 мВ, а частота от 0,1 до 40 Гц. Поэтому применяемые датчики должны быть способны распознавать небольшие по амплитуде сигналы в узком диапазоне частот и отделять их от различных помех (наводки внешних электромагнитных полей, миограмма мимических мышц, электромагнитная активность мозга и другие биосигналы). Часто применяемые влажные электроды имеют недостатки, связанные с эффектом дрейфа постоянного тока. Также к недостаткам можно отнести высыхание электропроводящего геля. Качество сигналов, снимаемых с сухих электродов, может ухудшиться из-за изменения сопротивления вследствие влажности, изменения температуры и т.д.

Поэтому в разрабатываемом устройстве предлагается использовать датчики электрического поля PS25201A фирмы Plessey Semiconductors [2]. Они имеют входное сопротивление 20 ГОм, входную емкость 15 пФ и полосу пропускания 0,2-10 кГц с усилением сигнала в 50 раз. При этом обеспечивается минимальное влияние на поле исследуемого объекта и гарантируется наличие только малых токов смещения между датчиком и объектом. Предлагаемые датчики не требуют плотного механического контакта с поверхностью тела человека, поэтому возможно их крепление на оправе очков, что может повысить комфортность при использовании разрабатываемого устройства.

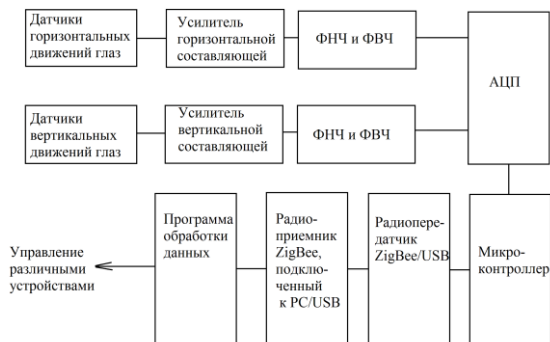


Рис. 2. Структурная схема устройства

Устройство, реализующее сбор значений окулограммы, оцифровку и анализ движений глаз, работает следующим образом (Рис. 2). Дифференциальный сигнал от каждой пары электродов поступает на вход устройства. Амплитуда сигнала очень мала, поэтому для качественного усиления сигналов с исключением постоянной составляющей используются прецизионные дифференциальные усилители. После усиления сигнал подвергается фильтрации. Полезная часть сигнала лежит в области частот от 0,1 до 40 Гц. Более высокочастотные составляющие сигнала необходимо отфильтровать. После фильтрации сигнал поступает на аналого-цифровой преобразователь для преобразования в цифровую форму. Работой схемы управляет микроконтроллер. Он используется для настройки работы схемы, для обработки поступающей информации, а также для отсылки ее по протоколу беспроводной связи ZigBee на компьютер. Компьютер будет производить сбор и анализ данных, что позволит снизить энергопотребление устройства.

Таким образом, разрабатываемое устройство регистрирует электрические потенциалы, которые несут информацию о траектории движения глаз. Оно может быть полезно во многих областях. Наиболее актуальным применением этого устройства является повышение качества жизни людей с ограниченными возможностями. Например, его можно использовать для управления бытовыми приборами, набора текста, управления инвалидной коляской. Для людей, у которых подвижными являются только глаза, такое устройство может служить средством общения с окружающим миром. Также оно может применяться в неврологии для исследования механизма зрения, в

диагностике – для определения психологических расстройств или усталости.

Библиографический список

1. Шамшинова А.М., Волков В.В. Функциональные методы исследования в офтальмологии. – М.: Медицина 1999.
2. Бекмачев, А. Датчики Epic от Plessey Semiconductors — прорыв в сенсорных технологиях /А. Бекмачев //Компоненты и технологии. – 2013. – №1.
3. Барабанщиков, В.А. Методы регистрации движений глаз: теория и практика/В.А. Барабанщиков, А.В. Жегалло //Психологическая наука и образование. – 2010. – №5

РАЗРАБОТКА СИМУЛЯТОРА ДЛЯ ОТРАБОТКИ МАНУАЛЬНЫХ НАВЫКОВ ЭНДОХИРУРГИЧЕСКИХ ОПЕРАЦИЙ

В. Д. САЗОНОВА

Санкт-Петербургский государственный электротехнический
университет «ЛЭТИ» им. В.И. Ульянова (Ленина)

В современных тренажерах и программах обучения закладываются принципы развития практических навыков с одновременной теоретической подготовкой. Реализация такого подхода стала возможна в связи с прогрессивным развитием электронно-вычислительной техники, систем визуализации и 3D моделирования органов.

Метод моделирования имеет ряд преимуществ перед обучением непосредственно в процессе клинической практики:

- можно создавать ситуации с заданными параметрами и ставить перед обучающимися структурированные, поэтапно выполняемые задачи;
- при совершении ошибок отсутствует опасность для пациента и для персонала;
- возможны полное «погружение» обучаемого в выполнение задания, осмысление собственных действий.

На первом этапе исследований осуществлялся поиск материалов для создания искусственного кожного покрова, близкого по тактильным характеристикам к человеческой коже, также формы фантома, имитирующего брюшную полость. Экспериментальное растяжение контрольных и опытных образцов производили на разрывной машине в лаборатории по изучению механических свойств материалов. В

результате эксперимента было установлено, что силиконовая резина «МОЛД 2100ПА» применима для создания модели кожного покрова брюшной полости.

Для создания фантома, имитирующего брюшную полость, был взят пластмассовый манекен верхней части туловища молодого мужчины, на поверхность которого наносился композит выбранного материала, который повторяя контуры тела, давал эффект кожного покрова. Отработка эндохирургических манипуляций на нашем тренажере осуществляется с помощью эндоскопических инструментов, введение которых в его корпус производится через систему клапанов, расположенных на передней стенке. С помощью этих клапанов производят различные манипуляции, контролируя свои действия через видеомонитор. Для передачи изображения из корпуса тренажера на видеомонитор в нем предусмотрено наличие видеокамеры, в которую вмонтирован светодиод, позволяющий освещать осматриваемую поверхность. В полость фантома помещался пенополиуретановый герметик, имитирующий позвоночный столб, на него соответственно укладывалась поролоновая прокладка, имитирующая заднюю брюшную стенку, прикреплялись органы брюшной полости.

ОЦЕНКА СИСТОЛИЧЕСКОГО АРТЕРИАЛЬНОГО ДАВЛЕНИЯ ПО ОПТИМАЛЬНОМУ КРИТЕРИЮ

Ю.В. СУСЛОВА, К.Е. ШВЫРЕВА, Е.И. ГЛИНКИН

Тамбовский государственный технический университет

Современная медицинская диагностика позволяет выявить многие заболевания на ранних стадиях, когда их можно вылечить в кратчайшие сроки. Как следствие, объективная диагностика, позволяет свести к минимуму использование фармацевтических препаратов, а значит, на организм будет оказано минимум неблагоприятного влияния. Однако оценка объективности полученных при диагностике параметров на сегодняшний день остается одной из наиболее актуальных задач.

Известен способ функциональной диагностики состояния сердечно-сосудистой системы [1], основанный на тахоосциллографическом исследовании и регистрации минимального, среднего и максимального артериального давления до и после физической нагрузки пациента с последующим определением коэффициента компенсации-декомпенсации, по которому судят о перенапряжении сердечно-сосудистой системы. Недостатком данного способа является низкая метрологическая эффективность, обусловленная невысокой объективностью из-за малого числа

критериев оценки состояния сердечно-сосудистой системы, определяемых по ненормируемым мерам.

Предположим, есть группа пациентов с известными показателями систолического артериального давления (САД) (табл.1).

1. Показатели систолического артериального давления

Пациенты, №	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13
САД, мм рт. ст.	80	85	90	95	100	105	110	115	120	125	130	135	140

Для оценки объективности и, как следствие, точности полученных данных воспользуемся мультипликативной симметричной мерой Q , которую целесообразно представить отношением произведения показателей систолического артериального давления группы пациентов к оптимальному эквиваленту, представленному средним арифметическим в n -ной степени [2,3].

Значения Q для трех показателей приведены в табл. 2.

2. Значения Q для двух показателей.

Значения показателя (САД, мм рт.ст.)	80	85	90	95	100	105	110	115	120	125	130	135	140
Q , %	92,6	94,8	96,7	98,1	99,2	99,8	100	99,8	99,2	98,1	96,7	94,8	92,6
ε , %	7,4	5,2	3,3	1,9	0,8	0,2	0	0,2	0,8	1,9	3,3	5,2	7,4

В рассмотренном случае Q показывает достоверность измерений по отношению к эквиваленту. Рассмотрим, как изменяется Q в зависимости от числа показателей. В табл. 3 представлены значения Q для диапазонов из 3, 5, 7, 9, 11 и 13 показателей, взятых симметрично относительно значения САД = 110 мм рт. ст.

3. Динамика Q в зависимости от диапазона.

Диапазон	3	5	7	9	11	13
Q , %	99,79	98,97	97,13	93,92	89,1	82,44
ε , %	0,21	1,03	2,87	6,08	10,9	17,56

Из оценки систолического артериального давления по оптимальному критерию получены следующие выводы:

При смещении диапазона в среднюю область – точность увеличивается, а погрешность снижается;

При сдвиге диапазона в граничные области – точность уменьшается, а погрешность растёт;

При увеличении числа переменных: точность – уменьшается, а погрешность, диапазон и дисперсия – растут;

При увеличении разброса: погрешность растёт, а точность и уровень здоровья – снижаются;

Чем степень болезни выше, тем дрейф, дисперсия, разброс возрастают, а точность и эффективность – падают;

У здоровых пациентов: дрейф, дисперсия, разброс – минимальны, а точность и эффективность – максимальны.

Библиографический список

1. Пат. 2482787 (РФ), кл. А 61В 5/02. Способ функциональной диагностики состояния сердечно-сосудистой системы / Е.Я. Гаткин, А.М. Сударев, А.Я. Грабовщинер и др. // Открытия, изобрет. – 2013, № 15.
2. Чичёв С.И., Калинин В.Ф., Глинкин Е.И. Методология проектирования цифровой подстанции в формате новых технологий. – М.: Спектр, 2014, – 228 с.
3. Глинкин Е.И. Оптимальные меры оценки эффективности // Вестник тамбовского университета. – Тамбов: ТГУ, 2014, Т. 19, вып.6, – С. 1863 – 1869.

ПОЛУЧЕНИЕ ДАННЫХ ФУНКЦИОНАЛЬНОГО СОСТОЯНИ ПАЦИЕНТА ПО СРЕДСТВАМ ОПТИЧЕСКОГО КАНАЛА

М.Г. КУЗНЕЦОВ, А.А. ТРИШИН, С.Г. ГУРЖИН

Рязанский государственный радиотехнический университет

Обоснованность выбора оптической регистрации данных описана в предыдущей работе.[1,2]

В рамках разработки проекта связанного с оптико-локационным контролем функционального состояния пациента были проведены эксперименты по регистрации сигнала с фоточувствительной КМОП матрицы. В качестве зондирующего излучения использовался красный лазер с длиной волны 750-760 нм, который направлен на перемещающийся объект. Видеосигнал с выхода КМОП матрицы был подключен к входу цифрового осциллографа Tektronix TDS 1001. На

экране осциллографа было получено изображение видеосигнала на интервале между двумя строчными синхроимпульсами. Форма сигнала показала строгое соответствие стандартному ТВ сигналу, из которого наглядно можно выделить две области амплитудного диапазона, занимаемые полезной информацией и управляющей. Последнее подтвердило возможность надежного обнаружения и регистрации, как синхроимпульсов, так и быстрых изменений в видеоизображении. Данный эксперимент показал высокую чувствительность матрицы к резким изменениям светового потока. Однако, чтобы устранить сторонние шумы и помехи в дальнейшем предполагается замена красного лазера на лазер с инфракрасным диапазоном излучения, а матрицы КМОП на матрицу ПЗС. В ходе такой замены удастся дополнительно повысить чувствительность, за счет устранения цифровых шумов, характерных для КМОП матриц. Более того при переводе камеры из цветного в черно-белый режим работы можно значительно повысить чувствительность к световому потоку. Данный режим позволяет отстраниться от некоторых цифровых шумов, которые проявлялись при недостаточной освещенности объекта.

Экспериментальные данные представлены на рисунках.

На рисунке 1 изображена осциллограмма видеосигнала с выхода КМОП матрицы без светового пятна. На нем указаны типичные параметры видео сигнала, такие как уровни черного/белого и синхроимпульсы.

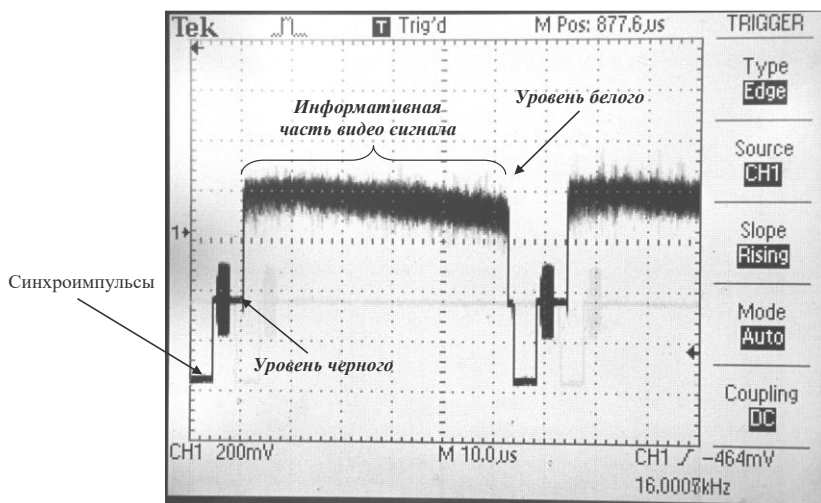


Рис. 1 – Осциллограмма видеосигнала КМОП матрицы

На рисунке 2 изображена осциллограмма видеосигнала с выхода КМОП матрицы со световым пятном от лазера.

Всплеск вызванный световым пятном

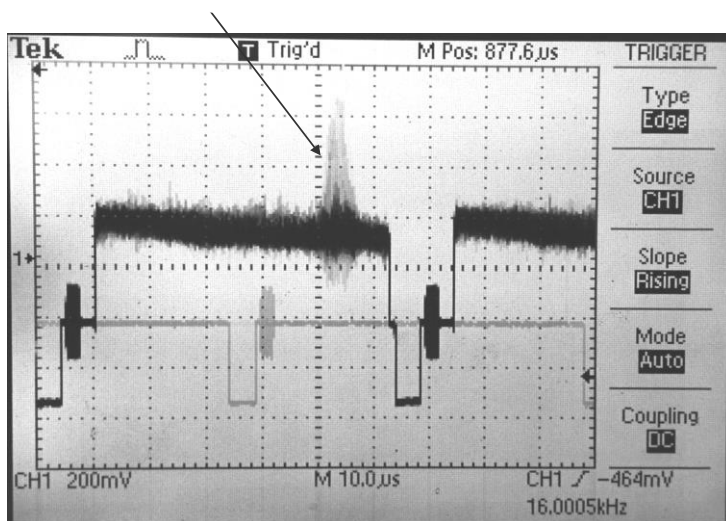


Рис. 2 – Осциллограмма видеосигнала КМОП матрицы с изображением светового пятна

В момент засветки объекта, чувствительная матрица фиксирует изменения светового потока и в зависимости от положения светового пятна на объекте происходит резкое усиление амплитуды сигнала, что в пиковый момент соответствует белому цвету. Полученные данные способствуют дальнейшему проектированию и настройке системы.

По ходу реализации проекта продолжается изучение свойств фоточувствительных матриц, производится ряд экспериментов по выявлению наилучших характеристик совместной работы матрицы и лазера, а также изучаются зависимости амплитуды сигнала светового пятна от фокусного расстояния видеокамеры на основе ПЗС матрицы, ее угла обзора и расстояния до объекта, а также расстояния до объекта и диаграммы направленности источника излучения.

Для автоматизированного определения и фиксации светового пятна, предполагается использование пакета программного обеспечения фирмы National instruments – LabView.

Библиографический список.

1. Кузнецов М.Г. Диагностическая система оптико-локационного контроля функционального состояния пациента. // Пути инновационного развития экономики Рязанской области: тезисы докладов 2-ой региональной конференции молодых ученых, аккредитованной по программе «Участник молодежного научно-инновационного конкурса» Рязань: РГРТУ, 2014. с.62-65.
2. Кузнецов М.Г. Оптико-локационный контроль функционального состояния пациента в хрономагнитотерапии. //XXII всероссийская научно-техническая конференция студентов, молодых ученых и специалистов «БИОМЕДСИСТЕМЫ-2014», материалы конференции. Рязань 2014. с.215-218. УДК 615.47:621.37/89; ISBN 978-5-7722-0276-0

**ОПРЕДЕЛЕНИЕ ВЕКТОРА СКОРОСТИ И УШИРЕНИЯ
ДОПЛЕРОВСКОГО СПЕКТРА В ОПТИЧЕСКОЙ
КОГЕРЕНТНОЙ ТОМОГРАФИИ**

С.Н. АБДУЛКАРИМ, С.Г. ПРОСКУРИН

**ФГБОУ ВПО «Тамбовский государственный технический
университет»**

Представлена методика определения скорости потока жидкости на основе доплеровской оптической когерентной томографии (ОКТ), при которой определение значения доплеровского угла производится с помощью измеренных значений продольной и поперечной скорости потока. Пост-обработка данных, включающая спектральное вычитание, усреднение и медианную фильтрацию позволяет повысить точность представленной методики. Проведенное исследование показало хорошую сходимость предустановленных и полученных в результате эксперимента значений скоростей потока и доплеровского угла [1].

Для получения информации о скорости используется классический интерферометр Майкельсона, в котором свет разбивается на две части, одна из которых идет в опорное плечо, где установлено зеркало,двигающееся с постоянной скоростью, а вторая направляется в объектное плечо, где располагается исследуемый объект. После отражения от зеркала в опорном плече и от различных оптических неоднородностей в объектном плече световые пучки снова сводятся

вместе, и, если разница длин оптических путей пучков меньше чем длина когерентности, интерференция возрастает [2]. Если же оптическая неоднородность в плече образца также движется с некоторой постоянной скоростью, то сигнал имеет доплеровский сдвиг f_D , который пропорционален искомой скорости V_s в плече образца:

$$f_D = 2v_s \cos(\alpha_d) / \lambda,$$

где λ – длина волны источника излучения, α – угол между направлением освещения и вектором скорости (доплеровский угол). Такая методика позволяет измерять как скорость потока в продольном V_l направлении, так и в поперечном V_t , что позволяет найти доплеровский угол также и с помощью данных значений:

$$\alpha_D = \arctg\left(\frac{V_t}{V_l}\right)$$

Если значение расстояние d слишком мало, ошибка измерения величины и направления потока может быть слишком большой, так как значение угла α может быть близко к нулю и направление вектора скорости v с помощью представленных выражений может быть рассчитано неверно. В тоже время это расстояние должно быть настолько мало, насколько это возможно, так как иначе данная методика может оказаться неприменима для исследования биологических систем [3]. Наиболее часто при проведении исследования для определения скорости потока возникают классические аддитивные шумы, которые удаляются с помощью спектрального вычитания. Для этого сначала рассчитывается среднее значение амплитуды матрицы спектрограммы в строках, в которых обнаруживаются шумы:

$$M = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n A_i,$$

где A_i – амплитуда элемента строки с номером i , n – число элементов в строке, которое характеризует разрешение спектрограммы

по времени [4]. Затем производится вычитание среднего значения из каждого элемента строки:

$$A_i = A_i - M$$

Данная процедура помогает избавиться от классического аддитивного шума в том случае, если его распределение равномерно во времени, то есть если шум присутствует в большей части элементов строки. В качестве потока использовалась жидкость с оптическими характеристиками, эквивалентными оптическим характеристикам крови, пропущенная через трубку диаметром 1 мм [5]. Скорость потока регулировалась насосом в пределах 15-40 мм/с, со значением доплеровского угла равным $\alpha = 84^\circ$.

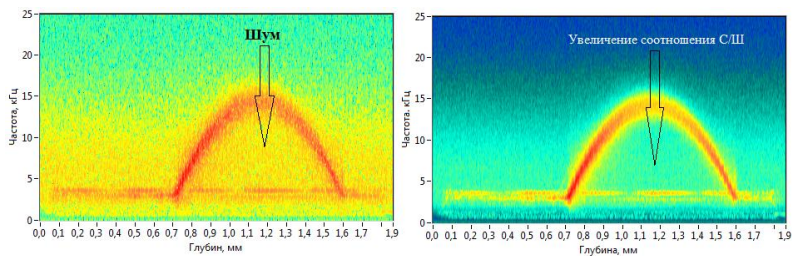


Рис. 1. Спектрограммы полученного сигнала до усреднения (слева) и после усреднения (справа)

При увеличении числа усредненных А-сканов соотношение С/Ш будет линейно возрастать до определенного предела, но при исследованиях *in vivo* усреднение целесообразно проводить только по небольшому числу N соседних А-сканов, так как информация о скорости потока в небольших капиллярах при усреднении будет потеряна, если N велико [6].

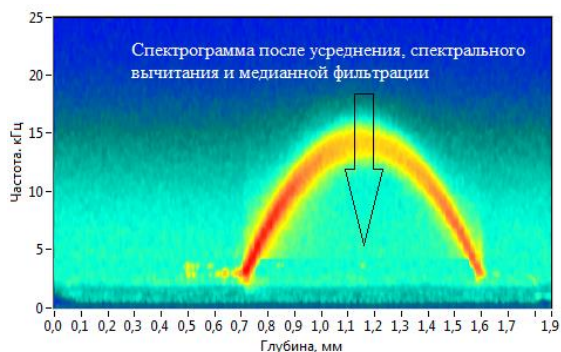


Рисунок 2. Спектрограммы полученного сигнала после цифровой обработки.

Программная обработка сигнала позволяет удалить большую часть аддитивного шума на частотах 2.5-4.5 кГц, не повреждая при этом информации об искомом сигнале, что позволяет более точно локализовать местонахождения начала и конца параболического профиля [7].

В итоге, результат данного исследования позволяет судить о том, что представленная методика вместе с алгоритмом спектрального вычитания, усреднения и медианной фильтрации позволяет в рамках данного ОКТ эксперимента с большой точностью определить значение скорости потока и доплеровского угла без использования призмы Волластона или иных методов вычисления скорости, требующих использования двухпучковой (дифференциальной) схемы или предварительного знания величины доплеровского угла.

Библиографический список

1. Проскурин С.Г., Растровое сканирование и усреднение для уменьшения влияния спеклов в оптической когерентной томографии // Квантовая электроника, 42 (6), 2012. с. 495-499.
2. Потлов А.Ю., Проскурин С.Г., Алгоритм цветового доплеровского картирования направлений потоков биологических жидкостей в оптической когерентной томографии // Научно-технические ведомости СПбГПУ, №4(176), 2013. с.71-78.
3. Потлов А.Ю., Проскурин С.Г. Алгоритм цветового доплеровского картирования направлений потоков биологических жидкостей в оптической когерентной томографии // Научно-

технические ведомости Санкт-Петербургского государственного политехнического университета, 2013. Т. 176. № 4. С. 71–78.

4. Проскурин С.Г., Авсиевич Т.И., Спектральный анализ автоколебательной подвижности в изолированном тяжёлом плазмодии *Physarum polycephalum* // Биофизика, Т.59, 2014. с. 1143–1150,

5. Проскурин С.Г., Потлов А.Ю., Фролов С.В., Доплеровское картирование знакопеременного потока со сложной геометрией при помощи оптической когерентной томографии // Квантовая электроника, 44 (1), 2014. с. 54-58.

6. Галёб К.И.С., Абдулкарим С.Н., Проскурин С.Г. Связь вектора скорости с уширением доплеровских спектров // «Фундаментальные исследования», 2015. №1, С 725-729.

7. Галёб К.И.С., Проскурин С.Г., Цветовое картирование разнонаправленных потоков в доплеровской ОКТ // Фундаментальные исследования. – 2014. – 11(8). – С. 1674-1678.

Содержание

МЕТОДИКА ПРОЕКТИРОВАНИЯ АВТОМАТИЗИРОВАННЫХ АППАРАТОВ МЕХАНОТЕРАПИИ ПОЗВОНОЧНИКА Н.И. Гиниятуллин	3
МЕТОДЫ И СРЕДСТВА КОРРЕКТИРУЮЩЕГО ВОЗДЕЙСТВИЯ НА ДЫХАТЕЛЬНУЮ СИСТЕМУ ЧЕЛОВЕКА Н.В. Ивахно, канд. техн. наук, доцент	14
1.ЭКОЛОГИЧЕСКИЕ И МЕДИЦИНСКИЕ СИСТЕМЫ И КОМПЛЕКСЫ.....	18
ИНФОРМАЦИОННО-ИЗМЕРИТЕЛЬНАЯ СИСТЕМА КОНТРОЛЯ И РЕГУЛИРОВАНИЯ ПАРАМЕТРОВ МИКРОКЛИМАТА В ПОМЕЩЕНИЯХ СЕЛЬСКОХОЗЯЙСТВЕННОГО НАЗНАЧЕНИЯ А.Н. Быкова, М.Б. Каплан	18
ОБНАРУЖЕНИЕ АВТОМОБИЛЕЙ НА ПАРКОВОЧНЫХ МЕСТАХ Н.К. Хоай, А.С. Ашихмин	20
МИКРОПРОЦЕССОРНАЯ СИСТЕМА ДИАГНОСТИКИ НА ОСНОВЕ МОДЕЛИ ЭЭГ В. В. Миляева, Н.Л. Коржук, А.Ф. Индюхин	25
ЭКОЛОГИЧЕСКИЙ КОНТРОЛЬ ИЗЛУЧЕНИЙ СРЕДСТВ ЦИФРОВОЙ СВЯЗИ А.А. Хамитов, Е.М. Прошин.	28
БИОТЕХНИЧЕСКАЯ СИСТЕМА ДЛЯ ВЫЯВЛЕНИЯ СКРЫВАЕМОЙ ИНФОРМАЦИИ С ИСПОЛЬЗОВАНИЕМ КОГНИТИВНЫХ	

ВЫЗВАННЫХ ПОТЕНЦИАЛОВ ГОЛОВНОГО МОЗГА	
Е.М. Талёб, Р.В. Исаков, Л.Т.Сушкова	29
РАЗРАБОТКА СИСТЕМЫ КОНТРОЛЯ И УПРАВЛЕНИЯ АВТОНОМНЫМ ВОДОСНАБЖЕНИЕМ	
А.В. Попов, В.И.Жулев	32
ПРОТИВОРЕЧИЯ, ВОЗНИКАЮЩИЕ ПРИ ПРОЕКТИРОВАНИИ СИСТЕМ ОБЕСПЕЧЕНИЯ ЭКОЛОГИЧЕСКОЙ БЕЗОПАСНОСТИ НА ОБЪЕКТАХ НЕФТЕГАЗОВОЙ ОТРАСЛИ	
А.В. Михайлов, Т.Н. Говорухина	33
ИНФОРМАЦИОННАЯ СИСТЕМА УПРАВЛЕНИЯ ЭКОЛОГО- ГЕОБОТАНИЧЕСКИМИ И ПРОСТРАНСТВЕННЫМИ ДАННЫМИ С ИСПОЛЬЗОВАНИЕМ ГИС GOOGLE EARTH И GOOGLE MAPS	
К.Б. Щукова, О.С. Токарева, Е.А. Мирошниченко	37
ЛОКАЛИЗАЦИЯ ПОГЛОЩАЮЩИХ И РАССЕИВАЮЩИХ НЕОДНОРОДНОСТЕЙ С ПОМОЩЬЮ ИМПУЛЬСНОЙ ДИФФУЗИОННОЙ ОПТИЧЕСКОЙ ТОМОГРАФИИ	
А.Ю. Потлов, С.Г. Проскурин	40
ЦВЕТОВОЕ ДОПЛЕРОВСКОЕ КАРТИРОВАНИЕ ЗНАКОПЕРЕМЕННЫХ ПОТОКОВ В ОПТИЧЕСКОЙ КОГЕРЕНТНОЙ ТОМОГРАФИИ	
А.Ю. Потлов, С.В. Фролов, С.Г. Проскурин	44
РАЗРАБОТКА ПРОГРАММЫ ОБУЧЕНИЯ ВРАЧЕЙ РАБОТЕ С РИАМС В РАМКАХ ИНФОРМАТИЗАЦИИ ЗДРАВООХРАНЕНИЯ	
О.А. Сапрыгина, Ю.В. Тахтобина, В.В. Песков.....	48

ИНФОРМАЦИОННО - ОБРАЗОВАТЕЛЬНЫЕ ТЕХНОЛОГИИ В
ДИСЦИПЛИНАХ УНИВЕРСИТЕТА

М.П. Булаев51

**2. МЕТОДЫ ИССЛЕДОВАНИЙ, МОДЕЛИРОВАНИЕ МЕДИКО-
БИОЛОГИЧЕСКИХ ПРОЦЕССОВ И СИСТЕМ..... 53**

АЛГОРИТМИЗАЦИЯ УПРАВЛЕНИЯ ПРОЦЕССАМИ ДИАГНОСТИКИ
И ЛЕЧЕНИЯ ХРОНИЧЕСКОЙ СЕРДЕЧНОЙ НЕДОСТАТОЧНОСТИ НА
ОСНОВЕ СЕТЕЙ ПЕТРИ

Е.Н. Коровин, А.С. Трухачев53

МОДЕЛИРОВАНИЕ ПРОЦЕССА ВЫБОРА ТАКТИКИ ЛЕЧЕНИЯ
ХРОНИЧЕСКОГО ПИЕЛОНЕФРИТА НА ОСНОВЕ «ДЕРЕВА
РЕШЕНИЙ»

Е.Н. Коровин, К.О. Левенков55

ПРОЦЕДУРА ОЦЕНКИ СОСТОЯНИЯ РАЗВИТИЯ ПАТОЛОГИИ
ЭНДОМЕТРИЯ У ЖЕНЩИН НА ОСНОВЕ НЕЙРОСЕТЕВОГО
МОДЕЛИРОВАНИЯ

О.В. Родионов, М.А. Сергеева.....59

ВОЗРАСТНЫЕ ИЗМЕНЕНИЯ УПРУГОСТИ БИОЛОГИЧЕСКИХ ТКАНЕЙ

А.И. Улитенко, А.Н. Стрелков62

ПСИХОФИЗИОЛОГИЧЕСКАЯ ТРЕНИРОВКА ЧЕЛОВЕКА-ОПЕРАТОРА

О.В. Алексеев, Н.Л. Коржук65

НЕВРОЛОГИЧЕСКИЙ СКРИНИНГ В ЦЕНТРАХ ЗДОРОВЬЯ

И.С. Епонешников, Н.Л. Коржук, А.Ф. Индюхин.68

РАЗРАБОТКА ПРОГРАММНОГО ОБЕСПЕЧЕНИЯ ДЛЯ ОБРАБОТКИ РЕЗУЛЬТАТОВ ПОЛИМЕРАЗНОЙ ЦЕПНОЙ РЕАКЦИИ	
А.Р. Суфэльфа, Д.С. Кондрашов, А.А. Тимохин, Д.Е. Скопин	71
СИНТЕЗ КОМПАРТМЕНТНОЙ МОДЕЛИ СИСТЕМЫ ТРАНСПОРТА КИСЛОРОДА И УГЛЕКИСЛОГО ГАЗА	
С.А. Мордовина, В.П. Мелехин.....	73
ИСПОЛЬЗОВАНИЕ НЕЧЕТКИХ ГИБРИДНЫХ МОДЕЛЕЙ В ЗАДАЧАХ ПРОГНОЗИРОВАНИЯ И ДИАГНОСТИКИ ЗАБОЛЕВАНИЙ	
С.Н. Кореневская, И.И. Хрипина, Д.Е. Скопин	76
ОЦЕНКА УРОВНЯ УТОМЛЕНИЯ СПОРТСМЕНОВ НА ОСНОВЕ НЕЧЕТКИХ ПРАВИЛ ПРИНЯТИЯ РЕШЕНИЙ	
М.А. Магеровский, Л.В. Стародубцева	79
ПРОГНОЗИРОВАНИЕ ВОЗНИКНОВЕНИЯ ОСТРОГО ПИЕЛОНЕФРИТА НА ОСНОВЕ НЕЧЕТКОЙ МОДЕЛИ	
В.В. Федянин., Н.А. Кореневский.....	82
ЗАВИСИМОСТЬ ВЕКТОРА СКОРОСТИ ОТ УШИРЕНИЯ ДОПЛЕРОВСКИХ СПЕКТРОВ	
К.И.С. Галев, Д.А. Петров, С.Г. Проскурин.....	85
ДВА ПОДХОДА К ОПРЕДЕЛЕНИЮ ВРЕМЕНИ СВЕРТЫВАНИЯ КРОВИ	
А.А. Одинокова, Е.И. Глинкин	87
МЕТОДЫ АНАЛИЗА КВАЗИПЕРИОДИЧЕСКИХ СИГНАЛОВ	
В.В. Стародубцев, О.В. Шаталова	88

ИССЛЕДОВАНИЕ ВЛИЯНИЯ ШУМА В ГОЛОСОВОМ СИГНАЛЕ НА РАСПОЗНАВАНИЕ ХАРАКТЕРИСТИК ЗНАКА ЭМОЦИЙ.	
П. Д. Шемаев, Н. Н. Филатова	90
ИССЛЕДОВАНИЕ ВОЗМОЖНОСТИ ПРИМЕНЕНИЯКОРРЕЛЯЦИОННОГО АНАЛИЗА ДЛЯ ОБНАРУЖЕНИЯАРТЕФАКТОВ В ЭЛЕКТРОКАРДИОГРАФИЧЕСКОМ СИГНАЛЕ	
В.А. Аль-Хайдри, Л.Т. Сушкова.....	93
ИМПЕДАНСНАЯ СПЕКТРОСКОПИЯ ДЛЯ АНАЛИЗАСОСТАВА ТЕЛА ЧЕЛОВЕКА	
И.Р. Петрова, А.Ю. Демин	96
ИССЛЕДОВАНИЯ, НАПРАВЛЕННЫЕ НА КОРРЕКЦИЮ РАБОТЫ АППАРАТА ДЛЯ ГЕМОДИАЛИЗА	
Ю.П. Кузнецова, М. Ф. Умаров.....	99
ПРИМЕНЕНИЕ МЕТОДА АКТИВНЫХ КОНТУРОВ БЕЗ ПРЕДВАРИТЕЛЬНОГО ВЫДЕЛЕНИЯ ГРАНИЦ ДЛЯ СЕГМЕНТАЦИИ И ИЗМЕРЕНИЯ ПАРАМЕТРОВ ОПУХОЛЕЙ ГОЛОВНОГО МОЗГА НА МРТ – ИЗОБРАЖЕНИЯХ	
А.Р. Абдулракеб, К.В. Чирков.....	101
ИСПОЛЬЗОВАНИЕ ЦИФРОВЫХ АДАПТИВНЫХ ФИЛЬТРОВ В УЛЬТРАЗВУКОВОМ ДОПЛЕРОВСКОМ УСТРОЙСТВЕ ДЛЯ ПРОСЛУШИВАНИЯ СЕРДЦЕБИЕНИЯ И ОПРЕДЕЛЕНИЯ ЧАСТОТЫ СЕРДЕЧНЫХ СОКРАЩЕНИЙ ПЛОДА	
Л.Р.Газијева, Ю. О. Уразбахтина	104

АЛГОРИТМ ОЦЕНКИ ДЕЦЕЛЕРАЦИИ СЕРДЕЧНОГО РИТМА, ОБУСЛОВЛЕННОЙ ВЛИЯНИЕМ ДЫХАНИЯ	
А.С. Акулова, А.А. Федотов.....	107
КЛАССИФИКАЦИЯ МЕТОДОВ ИЗМЕРЕНИЯ АРТЕРИАЛЬНОГО ДАВЛЕНИЯ	
М. Б. Иралиева, С. А. Акулов.....	110
ФОРМИРОВАНИЕ ВИРТУАЛЬНОЙ МЕДИЦИНСКОЙ ОРГАНИЗАЦИИ	
А.Ю. Александров, А.А. Козлов, В.А. Антипов	114
ОПРЕДЕЛЕНИЕ СКОРОСТИ ПОТОКА В ОПТИЧЕСКОЙ КОГЕРЕНТНОЙ ТОМОГРАФИИ	
Д.А. Петров, С.Г. Проскурин	116
МЕТОДЫ ОБРАБОТКИ СИГНАЛА ПУЛЬСОВОЙ ВОЛНЫ ДЛЯ ОЦЕНКИ СОСТОЯНИЯ АРТЕРИАЛЬНОЙ СИСТЕМЫ ЧЕЛОВЕКА	
А.Н. Маркина, А.А. Федотов.....	119
ИССЛЕДОВАНИЕ МЕТОДОВ ФЛУКТУАЦИОННОГО АНАЛИЗА СИГНАЛА ДВИГАТЕЛЬНОЙ АКТИВНОСТИ ЧЕЛОВЕКА	
М.С. Ашапкина, А.В. Алпатов	122
ОТДАЛЁННЫЕ ПОСЛЕДСТВИЯ ПРИМЕНЕНИЯ ГИПЕРБАРИЧЕСКОЙ ОКСИГЕНАЦИИ ПРИ СИНДРОМЕ ЗАДЕРЖКИ РАЗВИТИЯ ПЛОДА	
Д.В. Шишкина, Т.Н. Рыбакова, Н.С. Жарков., А.К. Николаева, А.А. Супряга	126
ПРИМЕНЕНИЕ ТЕСТА ЛЮШЕРА ДЛЯ ОПРЕДЕЛЕНИЯ ПОКАЗАТЕЛЕЙ ТРЕВОЖНОСТИ У ЖЕНЩИН В ПОСЛЕРОДОВОМ ПЕРИОДЕ	

А.В. Шилин, И.А. Шилин Н.А. Шилин, И.В. Зайцева, А.А. Супряга	128
ОСОБЕННОСТИ ТЕЧЕНИЯ БЕРЕМЕННОСТИ У ДЕВОЧЕК- ПОДРОСТКОВ ЗЛОУПОТРЕБЛЯВШИХ АЛКОГОЛЕМ	
Т.Н. Рыбакова, А.К. Николаева Д.В. Шишкина, Н.С. Жарков, А.А. Супряга	129
ПРОБЛЕМЫ ГИПЕРДИАГНОСТИКИ СИНДРОМА ЗАДЕРЖКИ ВНУТРИУТРОБНОГО РАЗВИТИЯ	
Н.С. Жарков, А.К. Николаева, Т.Н. Рыбакова, Д.В. Шишкина, И.В. Саломатин, А.А. Супряга	132
ОСТРЫЙ АППЕНДИЦИТ И БЕРЕМЕННОСТЬ	
И.В. Зайцева, И.А. Шилин, А.А. Супряга	134
КРУПНЫЙ ПЛОД. ПРИЧИНЫ ФОРМИРОВАНИЯ И ТАКТИКА РОДОВСПОМОЖЕНИЯ	
П.А. Кошулько, Л.В. Назарова, А.А. Супряга	137
АНЕМИИ БЕРЕМЕННЫХ: ДИАГНОСТИКА И МЕТОДЫ ЛЕЧЕНИЯ	
Аиари Манел, И.М. Мирон.....	139
ПРИМЕНЕНИЕ ГБО У НАРКОЗАВИСИМЫХ ЖЕНЩИН ВО ВРЕМЯ БЕРЕМЕННОСТИ И РАННЕМ ПОСЛЕРОДОВОМ ПЕРИОДЕ	
А.К. Николаева, Н.С. Жарков, Т.Н. Рыбакова, Д.В. Шишкина, А.А. Супряга	143
СЕГМЕНТАЦИЯ ФОНОКАРДИОСИГНАЛА НА ОСНОВЕ ВЕЙВЛЕТ- ПРЕОБРАЗОВАНИЕ	
В.М. Аед, Л.Т. Сушкова	145

АНАЛИЗ СТЕПЕННОГО КРИТЕРИЯ ОЦЕНКИ РЕГУЛИРОВАНИЯ	
А.А. Коробов, Е.И Глинкин	149
ОЦЕНКА УРОВНЯ СТРЕССА НА ОСНОВЕ ДЛИТЕЛЬНОГО	
МОНИТОРИНГА ЧАСТОТЫ СЕРДЕЧНЫХ СОКРАЩЕНИЙ	
Т.А. Клишковская	152
СЖАТИЕ МНОГОМЕРНЫХ ВРЕМЕННЫХ РЯДОВ ГРАФОВЫМИ	
МЕТОДАМИ	
М.П. Булаев, Н.В. Дорошина, А.Н.Кабанов	156
ПРИМЕНЕНИЕ КРИТЕРИЯ ХИ – КВАДРАТ ПИРСОНА В	
МЕДИЦИНСКИХ ИССЛЕДОВАНИЯХ	
М.Н. Дмитриева	159
ПРИМЕНЕНИЕ ДИСКРИМИНАНТНОГО АНАЛИЗА В МЕДИКО-	
БИОЛОГИЧЕСКИХ ЗАДАЧАХ	
И.С. Маркова	160
ОЦЕНКИ ПОКАЗАТЕЛЕЙ ОПИСАТЕЛЬНОЙ СТАТИСТИКИ	
М.П. Булаев, Е.В. Прохорова	164
ИНФОРМАЦИОННЫЕ ТЕХНОЛОГИИ В ОРГАНИЗАЦИИ	
ПРОФЕССИОНАЛЬНО НАПРАВЛЕННОГО ПРЕПОДАВАНИЯ	
МАТЕМАТИЧЕСКИХ ДИСЦИПЛИН В МЕДИЦИНСКОМ ВУЗЕ	
М.А. Шмонова	166
Метод рентгелогического исследования сосудов	
Р.М.Нафикова, Л.Р. Саяпова	170
Реоэнцефалография для оценки мозгового кровообращения	
Р.М.Нафикова, Л.Р. Саяпова	173

ОСОБЕННОСТИ ЭЛЕКТРОХИМИЧЕСКИХ СВОЙСТВ РАНЕВОГО ОТДЕЛЯЕМОГО У ПАЦИЕНТОВ С ОСТРЫМ АЭРОБНЫМ ПАРАПРОКТИТОМ	
Л.И. Панюшкина, В.В. Карнаухов, В.П. Кузив, Г.Ш. Фахретдинова, С.И.Геращенко.....	176
МАТЕМАТИЧЕСКАЯ МОДЕЛЬ ТОНКОЙ СТРУКТУРЫ ЭЭГ	
К. О. Иванов, Я. А. Фурман	178
КОНТУРНЫЙ АНАЛИЗ В ЗАДАЧАХ ОБРАБОТКИ БИОМЕДИЦИНСКИХ ИЗОБРАЖЕНИЙ	
Д.М. Батухтин, Я.А. Фурман	180
ФОРМИРОВАНИЕ ИЗОБРАЖЕНИЙ ДОПОЛНЕННОЙ РЕАЛЬНОСТИ В СИСТЕМЕ ИНТРАОПЕРАЦИОННОЙ НАВИГАЦИИ	
Д.С. Чернышев А.А. Роженцов	182
МОДЕЛИРОВАНИЕ ГИДРОДИНАМИЧЕСКИХ ПРОЦЕССОВ В ГИДРОМАССАЖНЫХ АППАРАТАХ МЕХАНОТЕРАПИИ	
Н.И. Гиниятуллин, М. Н. Гиниятуллин, Р. Р. Калимуллин	185
3. АВТОМАТИЗИРОВАННЫЕ КОМПЛЕКСЫ И ТЕЛЕМЕДИЦИНСКИЕ СИСТЕМЫ.....	190
ОЦЕНКА ЗНАЧИМОСТИ КЛИНИЧЕСКИХ ПРИЗНАКОВОБЛИТЕРИРУЮЩЕГО АТЕРОСКЛЕРОЗА СОСУДОВ НИЖНИХ КОНЕЧНОСТЕЙ НА ОСНОВЕ МЕТОДА АПРИОРНОГО РАНЖИРОВАНИЯ	
А.В. Глотова, Е.Н. Коровин	190

Оптимизация расположения магнитов магнитотерапевтической подсистемы механотерапевтического аппарата	
Н.И. Гиниятуллин, М.Б. Каплан.....	192
Разработка и испытание компьютерного метода определения жевательной эффективности по окклюзиограмме пациента	
Н.Е.Митин, Т.А.Васильева, Е.В.Васильев.....	194
АКТУАЛЬНОСТЬ РАЗРАБОТКИ ПРОГРАММНОГО ОБЕСПЕЧЕНИЯ ДЛЯ МИКРОКОТРОЛЛЕРОВ СЕМЕЙСТВА STM32, ПРИ ИХ ИСПОЛЬЗОВАНИИ В МЕДИЦИНСКОЙ АППАРАТУРЕ	
Ю.О.Уразбахтна, Р.М.Рафиков, И.С.Рунов, Н.Б.Минязева, А.А.Нугманова	196
АЛГОРИТМ ПОСТРОЕНИЯ 3D ПОЛИГОНАЛЬНОГО ОБЪЕКТА ИЗ НЕУПОРЯДОЧЕННОГО МНОЖЕСТВА ТОЧЕК НА ОСНОВЕ МОДЕЛИ ДИНАМИЧЕСКОГО РАСШИРЯЮЩЕГОСЯ ОБЪЕКТА	
Р.В.Ерусланов, О.И.Башмакова, В.Н.Дубровин	199
АЛГОРИТМ ЛОКАЛИЗАЦИИ ИЗОБРАЖЕНИЙ ОРГАНОВ ЗАБРЮШИННОГО ПРОСТРАНСТВА НА КОМПЬЮТЕРНЫХ ТОМОГРАФИЧЕСКИХ ИЗОБРАЖЕНИЯХ	
Р.В. Ерусланов, И.В. Самарин, В.Н. Дубровин	203
НЕПРЕРЫВНЫЙ ИММУННЫЙ ПИД РЕГУЛЯТОР	
А.И. Бобиков, Т.С. Бубнова	207
СПЕКТРАЛЬНЫЕ МЕТОДЫ ВИЗУАЛИЗАЦИИ ШУМОВ В ЛЕГКИХ	
А.А. Тимохин, Д.С. Кондрашов, А.Р. Суфэльфа, Д.Е. Скопин	210

ГРУППОВОЕ ТЕСТИРОВАНИЕ ПРИ ОТБОРЕ ГРУПП ОПЕРАТОРОВ ИНФОРМАЦИОННЫХ СИСТЕМ	
Е.П. Попечителей, К.В. Разумова	213
ОБРАБОТКА ИЗОБРАЖЕНИЯ ТРАНСРЕКТАЛЬНОГО УЛЬТРАЗВУКОВОГО ИССЛЕДОВАНИЯ ПРЕДСТАТЕЛЬНОЙ ЖЕЛЕЗЫ	
К.В. Разумова, А.А. Бурмака.....	217
РАЗРАБОТКА АВТОМАТИЗИРОВАННОГО КОМПЛЕКСА ДЛЯ ЛАЗЕРНОЙ АКУПУНКТУРЫ	
А.С. Качалин, М.С. Бочков, В.Н. Баранов	218
ИНФОРМАТИЗАЦИЯ ФАРМАЦЕВТИЧЕСКОЙ ДЕЯТЕЛЬНОСТИ (НА ПРИМЕРЕ КРАСНОДАРСКОГО КРАЯ)	
Е.А. Нейчева, Д.А. Кузнецов	222
РАЗРАБОТКА АППАРАТНО-ПРОГРАММНОГО КОМПЛЕКСА ДЛЯ ОЦЕНКИ ПАРАМЕТРОВ ВАРИАБЕЛЬНОСТИ СЕРДЕЧНОГО РИТМА В УСЛОВИЯХ ПЕРЕМЕННОЙ ГРАВИТАЦИИ	
М. А. Решетникова, С. А. Акулов.....	225
МИКРОПРОЦЕССОРНАЯ СИСТЕМА С КОРРЕКЦИЕЙ ПОГРЕШНОСТЕЙ ИЗМЕРЕНИЯ ТЕПЛОФИЗИЧЕСКИХ СВОЙСТВ МАТЕРИАЛОВ	
Т.А. Хоан, З.М Селиванова	228
АНАЛИЗ ЭФФЕКТИВНОСТИ ПЕРИНАТАЛЬНОГО ЦЕНТРА БУЗ ВО ВОКБ ПОСЛЕ МОДЕРНИЗАЦИИ	
А.С. Лазарева, Т.В. Архипова, М.Ф. Умаров.....	231

МЕТРОЛОГИЧЕСКОЕ ОБЕСПЕЧЕНИЕ НЕИНВАЗИВНОГО ТОНО- ГЛЮКОМЕТРА	
Е.В. Власова ,Е.И. Глинкин	233
НЕИНВАЗИВНЫЙ МОНИТОРИНГ ГЛЮКОЗЫ	
В.А. Исмагилов , Ю.О. Уразбахтина	237
ПРОГРАММНО-АППАРАТНЫЙ КОМПЛЕКС ДЛЯ ПОВЫШЕНИЯ ЭФФЕКТИВНОСТИ ФУНКЦИОНИРОВАНИЯ СИСТЕМ ЭКСТРАКОРПОРАЛЬНОГО ОЧИЩЕНИЯ КРОВИ	
И.И.Сакаева, С.В. Жернаков, Р.Х. Зулкарнеев	240
АВТОМАТИЧЕСКИЙ БИОХИМИЧЕСКИЙ АНАЛИЗАТОР	
Г.И.Сучков, Ю.О. Уразбахтина	243
ПОЗИТРОННО - ЭМИССИОННАЯ ТОМОГРАФИЯ	
Н.Р. Хисамутдинова, Ю.О Уразбахтина	246
СИСТЕМА ДЛЯ МОНИТОРИНГА СОСТОЯНИЙ МАТЕРИ И ПЛОДА	
И.В. Чадлин, Ю.И. Галлямова, А.Ю Дёмин	248
НОСИМОЕ УСТРОЙСТВО МОНИТОРИНГА ДЫХАТЕЛЬНОЙ ФУНКЦИИ СПОРТСМЕНА ВО ВРЕМЯ ТРЕНИРОВОК	
Ю.П. Елисеева, С.А. Голь.....	250
РАЗРАБОТКА ТЕХНИЧЕСКИХ РЕШЕНИЙ ПО АДАПТАЦИИ СИСТЕМЫ ОПЕРАТИВНОГО МЕДИЦИНСКОГО КОНТРОЛЯ И ПУЛЬСОКСИМЕТРА ДЛЯ ОЦЕНКИ СОСТОЯНИЯ ОПЕРАТОРА ПРИ ИСПЫТАНИЯХ ПРОТИВОПЕРЕГРУЗОЧНОГО ОБОРУДОВАНИЯ НА ФИЗИОЛОГИЧЕСКОЙ ЦЕНТРИФУГЕ	
М.Н. Митяева, Г.А.Садовский	254

ТЕОРЕТИКО-ПРАКТИЧЕСКИЕ АСПЕКТЫ ИЗУЧЕНИЯ ДИСЦИПЛИНЫ «КОМПЬЮТЕРНЫЕ ТЕХНОЛОГИИ В ФАРМАЦИИ»	
Ю.Ю. Визер	255
РОБОТОТЕХНИКА В ХИРУРГИИ К.Н. Коновалова, Д.Д. Семенов, С.В. Фролов	259
АВТОМАТИЗИРОВАННАЯ СИСТЕМА СБОРА ДАННЫХ И МОНИТОРИНГА СОСТОЯНИЯ БЕРЕМЕННЫХ С ГЕСТАЦИОННЫМ САХАРНЫМ ДИАБЕТОМ	
Е.А. Пустозеров	262
РАЗРАБОТКА СИСТЕМЫ ОБЪЕМНОГО ЛАЗЕРНОГО СКАНИРОВАНИЯ РЕЛЬЕФА МЕСТНОСТИ В СОСТАВЕ МУЛЬТИКОПТЕРА ЭКОЛОГИЧЕСКОГО МОНИТОРИНГА	
Г. В. Дорогов, А.Г. Борисов	265
ИЗМЕРИТЕЛЬНО-ВЫЧИСЛИТЕЛЬНЫЙ КОМПЛЕКС ДЛЯ ДИАГНОСТИКИ СТОПЫ	
Э. А. Даминова, Т. В. Мирина.....	267
ОБЗОР ПЕРВИЧНЫХ ИЗМЕРИТЕЛЬНЫХ ПРЕОБРАЗОВАТЕЛЕЙ, ПРИМЕНЯЕМЫХ В ИНФОРМАЦИОННО-ИЗМЕРИТЕЛЬНЫХ СИСТЕМАХ МЕДИЦИНСКОГО НАЗНАЧЕНИЯ	
Э. А. Даминова, Т. В. Мирина.....	269
ПРИМЕНЕНИЕ 3D-МОДЕЛИРОВАНИЯ В ОБРАЗОВАТЕЛЬНОЙ СРЕДЕ ДЛЯ ПОВЫШЕНИЯ ЭФФЕКТИВНОСТИ ИЗУЧЕНИЯ ТОПОГРАФИЧЕСКОЙ АНАТОМИИ	
Е.А. Шамрай.....	271

КОМПЛЕКСНАЯ МЕДИЦИНСКАЯ ИНФОРМАЦИОННАЯ СИСТЕМА ДЛЯ СБОРА, ОБРАБОТКИ И ХРАНЕНИЯ ДАННЫХ ПАЦИЕНТА А.А. Тришин, М.Г. Кузнецов, Г.В. Овечкин	272
ИЗУЧЕНИЕ КАНАЛА ОПРЕДЕЛЕНИЯ ТЕМПЕРАТУРЫ СИСТЕМЫ ЖИЗНЕОБЕСПЕЧЕНИЯ НОВОРОЖДЕННОГО Т.В. Шилкина, В.И.Жулев	273
4. ДАТЧИКИ, ДИАГНОСТИЧЕСКИЕ И ТЕРАПЕВТИЧЕСКИЕ УСТРОЙСТВА.....	277
СИСТЕМА РЕГИСТРАЦИИ ДВИЖЕНИЯ ГЛАЗ ДЛЯ ДИАГНОСТИКИ ВЕСТИБУЛЯРНЫХ РАССТРОЙСТВ А.А. Калакин, С.Г. Гуржин.	277
ТЕХНОЛОГИИ ИСКУССТВЕННОЙ СЕТЧАТКИ Н.Р.Исянов, Э.С.Шарипова, И. В. Чадлин, Т.В. Мирина	279
АНАЛИЗ ВАРИАБЕЛЬНОСТИ СЕРДЕЧНОГО РИТМА ПО ФОТОПЛЕТИЗМОГРАММЕ А.С. Жарова, В.И. Жулев	281
РАЗРАБОТКА НЕЙРОСЕТЕВЫХ СТРУКТУР ПРЕОБРАЗОВАНИЯ И ОБРАБОТКИ СИГНАЛОВ КАРДИОРИТМОГРАММЫ Ю.А. Челебаева, С.В. Челебаев	283
ОЦЕНКА ДИНАМИЧЕСКОЙ ПОГРЕШНОСТИ НЕИНВАЗИВНОГО ИЗМЕРЕНИЯ КОНЦЕНТРАЦИИ ГЛЮКОЗЫ В КРОВИ О. Абуладзе, Ю. Сергеева, Е. Глинкин	287

РЕГИСТРАЦИЯ СКРЫТЫХ МАГНИТНЫХ ИНОРОДНЫХ ВКЛЮЧЕНИЙ В ОРГАНИЗМЕ ЧЕЛОВЕКА	
А.А. Жильников, В.И. Жулев.....	289
ИССЛЕДОВАНИЕ ЗНАЧИМОСТИ ПАРАМЕТРОВ ЛИНЕЙНОЙ И НЕЛИНЕЙНОЙ МОДЕЛЕЙ РЕЧЕВОГО СИГНАЛА В ЗАДАЧАХ ГОЛОСОВОЙ АНТРОПОМЕТРИИ	
И.Н. Филатов, Д.Ю. Мамушев, С.Н Кириллов	296
ПРИБОР ДЛЯ РЕГИСТРАЦИИ ВИБРОАРТРОГРАММЫ КОЛЕННОГО СУТАВА ЧЕЛОВЕКА	
С. Б. Мытник, С. А. Акулов	298
РАЗРАБОТКА ЭНДОЭХОТОМОСКОПА	
Е.А. Сучкова, В.Г.Кряков	302
РАЗРАБОТКА ИНТЕЛЛЕКТУАЛЬНОГО ДАТЧИКА ДАВЛЕНИЯ С НОРМАЛИЗИРОВАННЫМ ВЫХОДОМ	
А.Н. Пластун, В.И. Жулев	303
МЕТОД ДИАГНОСТИКИ СОСТОЯНИЯ ДЫХАТЕЛЬНОЙ СИСТЕМЫ ПРИ ОБЕСПЕЧЕНИИ КОРРЕКТИРУЮЩЕГО ВОЗДЕЙСТВИЯ	
С.И. Зыкин, Н.В. Ивахно	304
ЭЛЕКТРОСТИМУЛЯЦИОННЫЙ МИКРОТРЕНАЖЕР ДЛЯ ДЕТЕЙ С ДЦП	
Н.А. Уварова, А.В., Прохорцов	306
ПЕРСПЕКТИВЫ ИСПОЛЬЗОВАНИЯ ВАРИАБЕЛЬНОСТИ ДЫХАТЕЛЬНОГО РИТМА В ОЦЕНКЕ ФУНКЦИОНАЛЬНОГО	

СОСТОЯНИЯ ОРГАНИЗМА

С.Ю. Панфилова, О.В. Мельник309

ИНСТРУМЕНТАЛЬНЫЕ СРЕДСТВА ДИАГНОСТИКИ И ЛЕЧЕНИЯ

ЖЕЛТУХИ У НОВОРОЖДЕННЫХ

Д.С. Кондрашов, А.Р. Суфэльфа, А.А. Тимохин, Д.Е. Скопин311

МЕТОД РЕГИСТРАЦИИ ЭЛЕКТРОКАРДИОГРАММПОСРЕДСТВОМ

ЕМКОСТНОЙ СВЯЗИ ЭЛЕКТРОДОВ С ТЕЛОМ ПАЦИЕНТА

В.А. Симон, А.А. Ухов314

ИСПОЛЬЗОВАНИЕ КАРДИОАЙГЕНОСКОПИИ ДЛЯ АНАЛИЗА И

СЖАТИЯ ЭЛЕКТРОКАРДИОГРАММ

Б.С. Аль-Барати, Д.В. Исакевич, В.В. Исакевич318

ПОРТАТИВНЫЙ ЭЛЕКТРОМИОГРАФ-ЭЛЕКТРОСТИМУЛЯТОР

О.И. Тювакова, В.Н. Морозов.....321

ДЕФИБРИЛЛЯТОР, ГЕНЕРИРУЮЩИЙ БИПОЛЯРНЫЙ ИМПУЛЬС

Ю.И.Галлямова, И.В.Чадлин, С.В. Жернаков323

ГЕНЕРАТОР ДЛЯ УЛЬТРАЗВУКОВОЙ ТЕРАПИИ

А.Ф. Казазаев, Е.Ю. Киселева.....326

ДАТЧИКИ ДВИЖЕНИЯ В РЕГИСТРАЦИИ ТЕППИНГА И ТРЕМОРА

О.А. Митюшкина, А.С. Троицкий, М.С. Троицкий, Е.В. Белых...329

УСТРОЙСТВО РАДИОВИБРАЦИОННОЙ СТИМУЛЯЦИИ

ГЛУБИННЫХ СТРУКТУР МОЗГА

А.О. Головенко, Н.С. Никитин, С.Н.Даровских.....332

ПРОБЛЕМЫ ВИЗУАЛИЗАЦИИ ВНУТРЕННИХ ОРГАНОВ ПРИ

УЛЬТРАЗВУКОВОЙ ДИАГНОСТИКЕ Е.В. Стрыгина, А.Ю Куликов336

УСТРОЙСТВО ДЛЯ ИЗМЕРЕНИЯ ЭЛЕКТРИЧЕСКОЙ АКТИВНОСТИ КОЖИ	
Мац Д.Д., А.Ю. Демин	338
ИСПОЛЬЗОВАНИЕ СОВРЕМЕННЫХ ИНФОРМАЦИОННЫХ ТЕХНОЛОГИЙ В ИМПЛАНТИРУЕМЫХ КАРДИОСТИМУЛЯТОРАХ	
А.Ф. Хусниярова, С.В. Жернаков	340
АППАРАТ ДЛЯ МАГНИТОЛАЗЕРНОЙ ТЕРАПИИ	
А.А. Калик, А.Ю. Демин	344
МЕТОД РЕГИСТРАЦИИ ДВИЖЕНИЯ НИЖНЕЙ ЧЕЛЮСТИ	
Т.В. Максимова, С.А Акулов	347
УСТРОЙСТВО ДЛЯ ИЗМЕРЕНИЯ КОНЦЕНТРАЦИИ ГЕМОГЛОБИНА В КЛЕТКАХ КРОВИ	
Г.Н. Хайруллина., Т.В. Мирина	349
ИСПОЛЬЗОВАНИЕ МИКРОКОНТРОЛЛЕРА СЕМЕЙСТВА STM32 ДЛЯ МОНИТОРИНГА ДЕЯТЕЛЬНОСТИ СЕРДЦА	
Н.Б. Минязева, А.А. Нугманова, Р.М. Рафиков, И.С. Рунов, Ю.О. Уразбахтина.....	353
ДИАГНОСТИКА ГРУДНОЙ ПОЛОСТИ МЕТОДОМ БИОИМПЕДАНСОМЕТРИИ	
Н.Б.Минязева, А.Ю. Дёмин	355
РАЗРАБОТКА СХЕМЫ БИОАДАПТИВНОЙ СИСТЕМЫ ДЛЯ ЭЛЕКТРОСТИМУЛЯЦИИ ТКАНЕЙ СУСТАВОВ	
Е.П. Матюхин, С.Г. Гуржин.....	356

АПРОБАЦИЯ АЛГОРИТМА ОЦЕНКИ АРТЕРИАЛЬНОГО ДАВЛЕНИЯ ПО ВРЕМЕНИ РАСПРОСТРАНЕНИЯ ПУЛЬСОВОЙ ВОЛНЫ.	
А.А. Анисимов	359
ПРИБОР ДЛЯ РЕГИСТРАЦИИ РЕОГРАММЫ	
П.А. Стрункина, А.А Федотов	363
УСТРОЙСТВО ДЛЯ ОПРЕДЕЛЕНИЯ ДВИЖЕНИЙ ГЛАЗ	
К. Л. Хузягулова, Т.В. Мирина	366
РАЗРАБОТКА СИМУЛЯТОРА ДЛЯ ОТРАБОТКИ МАНУАЛЬНЫХ НАВЫКОВ ЭНДОХИРУРГИЧЕСКИХ ОПЕРАЦИЙ	
В. Д. Сазонова.....	369
ОЦЕНКА СИСТОЛИЧЕСКОГО АРТЕРИАЛЬНОГО ДАВЛЕНИЯ ПО ОПТИМАЛЬНОМУ КРИТЕРИЮ	
Ю.В. Суслова, К.Е. Швырева, Е.И. Глинкин.....	370
ПОЛУЧЕНИЕ ДАННЫХ ФУНКЦИОНАЛЬНОГО СОСТОЯНИ ПАЦИЕНТА ПО СРЕДСТВАМ ОПТИЧЕСКОГО КАНАЛА	
М.Г. Кузнецов, А.А. Тришин, С.Г. Гуржин	372
ОПРЕДЕЛЕНИЕ ВЕКТОРА СКОРОСТИ И УШИРЕНИЯ ДОПЛЕРОВСКОГО СПЕКТРА В ОПТИЧЕСКОЙ КОГЕРЕНТНОЙ ТОМОГРАФИИ	
С.Н. Абдулкарим, С.Г. Проскурин	375

Всероссийская научно-техническая конференция
студентов, молодых ученых и специалистов
«Биотехнические, медицинские и экологические
системы и комплексы»
(«БИОМЕДСИСТЕМЫ - 2015»)

Подписано в печать 30.11.15. Формат бумаги 60х84 1/16.

Бумага офсетная. Печать ризографическая.

Усл.-печ. листов 25.

Уч.-изд. листов 25. Тираж 100 экз. Зак. ИП0207

Рязанский государственный радиотехнический университет
390005, г. Рязань, ул. Гагарина, 59/1.

Отпечатано в ООО «НПЦ «Информационные технологии»
г. Рязань, ул. Островского, д.21/1
тел.: (4912) 98-69-84