СЕКЦИЯ 3. АВТОМАТИЗИРОВАННЫЕ КОМПЛЕКСЫ И ТЕЛЕМЕДИЦИНСКИЕ СИСТЕМЫ

СОВРЕМЕННЫЕ АСПЕКТЫ ПРИМЕНЕНИЯ СИСТЕМ МОНИТОРИНГА ПОКАЗАТЕЛЕЙ СОСТОЯНИЯ ЧЕЛОВЕКА

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

В современном мире при всех технологических достижениях, разработка необходимых и доступных устройств не ограничивается только созданием новых технологий и концепций. Уровень современной науки способствует объединению существующих технологий, что приводит к появлению новых идей и устройств и позволяет решать проблемы, которые еще не решены.

Быстрое развитие мобильных технологий и портативных устройств меняют отношения между человеком и компьютерам. Ввиду этого вводится новый подход к определению связей, в зависимости от среды. По Фигейреду (Figueiredo, C), этот новый подход к связям позволяет людям легко взаимодействовать с объектами, компьютерами, средой и т. д. [1]. Такие технологические достижения являются существенным отступлением от существующей вычислительной парадигмы, в которой пользователи должны взаимодействовать напрямую с системой для достижения результатов.

Это новая парадигма, известна под названием «повсеместная компьютеризация», названная так Вайзером (Mark Weiser), в сущности своей подразумевает интеграцию искусственного интеллекта во все сферы повседневной человеческой деятельности[2]. Уже сейчас мы настолько тесно связаны с ним, что взаимодействуем, даже не осознавая этого. Таким образом, процессы происходят для пользователя незаметно, а технологии скрывают сложность системы.

Медицинской сфера, при постоянном стремлении поиска новых способов лечения и повышения продолжительности жизни пациентов, была и будет по-прежнему, основным потребителем распределенных вычислений. Хотя они и не заменят непосредственный контакт между врачом и пациентом, становятся все более важным и необходимым фактором для врача при принятии решений. В настоящее время происходит глобальная интеграция систем телемедицины, которые позво-

ляют совместно использовать данные, изображения и голос, благодаря различным источникам, устройствам и приложениям.

Системы мониторинга показателей состояния человека незаменимы в любой больнице. Любое отделение интенсивной терапии или стационар окружены электрическими устройствами мониторинга пациента, и эти устройства часто ответственны за сохранение жизни пациента. В связи с важностью этих устройств, проводятся множество исследований. Все они ориентированы для ответа на три вопроса: что контролировать, где и когда? Очевидным ответом было бы: все, везде, постоянно, но во многих случаях это невозможно.

Исследования подтверждают важность представления о состоянии здоровья пациента через оценку жизненно важных показателей [3]. Есть много пациентов с хроническими или прогрессирующими заболеваниями, которые не могут постоянно находиться в медицинском учреждении, но, тем не менее, нуждаются в постоянном контроле за состоянием их жизненно важные органов, чтобы была возможность на ранней стадии выявить критические отклонения[4].

Более развитые страны внедряют все эти технологические достижения, а страны третьего мира вынуждены бороться с банальным недостатком коек в больницах. В Бразилии, например, количество коек увеличивается значительно медленнее, чем это рекомендовано ВОЗ (Всемирной организацией здравоохранения)[5]. Таким образом, имело место значительное увеличение числа систем по уходу на дому. Однако, применение подобной альтернативы не всегда возможно, в частности для больных, страдающих специфическими заболеваниями, например такими, как болезнь Альцгеймера, Паркинсона, а также больных с ограниченными физическими возможностями. Эти и многие другие пациенты нуждаются в новых способах ухода и контроля, которые не будут приносить дополнительных неудобств и будут безопасны для больного и окружающих.

Библиографический список

1. Figueiredo, C., Nakamura, E. (2003) ‘’ComputaçãoMóvel: NovasOportunidades e NovosDesafios’’. T&C Amazônia
2. Weiser, M. (1991) “The Computer for the 21st Century”. In: Scientific American. Volume: 265, Number: 3, Pages: 94-104.
3. Lima, I. (2002) “Manual do técnico e auxiliar de enfermagem” – 6a Edição. Goiânia: AB Editora,, 584p.
4. Kochar, M. S.; Woods, K. D (1990) “Controle da hipertensão: paraenfermeiras e demaisprofessionais de saúde”. 2. Ed. São Paulo: Andrei. 317p.

5. Organização Mundial de Saúde (OMC). Retrived from: <http://www.who.int/en>. 2009

СИСТЕМА АВТОМАТИЧЕСКОГО СБОРА, ОБРАБОТКИ И ХРАНЕНИЯ ДАННЫХ ПАЦИЕНТА

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

Внедрение новейших информационных технологий и автоматизация процессов являются основными тенденциями в современной медицине. Эта тенденция не должна обойти и область, связанную со сбором и хранением данных пациента.

На сегодняшний день существует большое количество различных систем, занимающихся в отдельности сбором, хранением и обработкой информации. В то же время, на данный момент нет единой государственной информационной системы в сфере здравоохранения (ЕГИСЗ) [1]. В такой ситуации нельзя говорить о быстром и удобном обмене информацией между различными лечебно-профилактическими учреждениями регионов и страны. Поэтому, создание единой системы является одной из основных задач развития здравоохранения в России.

Стоит отметить, что даже при создании такой системы остаётся вопрос об автоматизированном сборе информации в базу данных. Такая возможность позволит значительно сократить требуемые людские ресурсы, а также значительно увеличит скорость и качество поступления актуальной информации.

Существует несколько различных платформ разработки таких систем. Большинство современных баз данных (не только медицинского назначения) основаны на готовых решениях типа Microsoft Access, а также на различных несложных систем работы с базами данных, рассчитанных на небольшое количество пользователей. В то же время существует ряд систем, которые хранят базу данных на одном (или нескольких) крупном сервере, а доступ к ней осуществляется через web-интерфейс. Такие системы имеют ряд преимуществ, в число которых входит более высокая степень защиты информации (необходимое условие для сохранения врачебной тайны), а также простой и удобный способ доступа посредством браузера, что не требует установки дополнительных клиентских приложений.

Реализацией систем хранения и обработки данных медицинско-

го назначения с web-интерфейсом занимается ряд российских и зарубежных компаний. В качестве результата их деятельности можно привести следующие программные пакеты. InterSystems HealthShare внедрена в качестве государственной системы хранения информации в Швеции и в ряде городов в США, другой программный продукт этой компании – Cache – используется в качестве региональной системы мониторинга здравоохранения в Нижегородской области и республике Калмыкия, а также в некоторых больницах Москвы [2]. Из российских продуктов наиболее известными являются МИС Пациент и БАРС.Web-Здравоохранение.

В работе представлена модель системы автоматического сбора, обработки и хранения информации, а также метод реализации простой версии такой системы. Реализация осуществлена на основе бесплатного программного обеспечения Apache HTTP Server, MySQL Server и интерпретатора PHP. Используется возможность раздельного доступа для пациентов и врачей, таким образом, врачи могут заполнять соответствующие формы данных, загружать графическую и текстовую информацию. Пациенты, в свою очередь, могут оставлять данные о своём самочувствии, а также некоторые параметры своего организма, которые возможно измерить в домашних условиях, например, артериальное давление, температуру тела, пульс. Лечащие врачи могут оставлять своим пациентам рекомендации в текстовом виде.

Другим важным аспектом данной системы является возможность автоматизированного сбора и контроля данных. Для этого, помимо самой системы с дополнительным модулем, используется специальная клиентская программа, созданная в программной среде LabVIEW. Данная среда позволяет эффективно взаимодействовать с различным измерительным оборудованием и может использоваться в качестве основы для разработки программного обеспечения по сбору данных. После получение необходимых данных программа от имени клиента пересылает их на сервер системы, где они обрабатываются и записываются в базу данных. Врач может просматривать эти данные как из архива, так и с помощью специального модуля «Монитор». Этот модуль также имеет web-интерфейс и позволяет отображать информацию о текущих жизненных параметрах пациента, постоянно загружая её с сервера, а также контролировать значения отдельных параметров и в случае их выхода из заранее заданных пределов информировать об этом. Таким образом, врач может вести дистанционный контроль жизненных параметров пациента, находящегося на лечении в домашних условиях.

Данная система имеет широкие возможности для модернизации

посредством совершенствования отдельных её компонентов или подключения дополнительных модулей. При этом обновление осуществляется только на сервере, что гораздо проще, быстрее и удобней. Кроме этого, расширение функциональности возможно за счёт создания различных клиентских приложений, которые будут использоваться как сопрягающие звенья между уже имеющимися программными компонентами различных аппаратных систем и данной системы сбора и хранения информации. Всё это, в итоге, обеспечивает универсальность и эффективность в работе с данными пациентов.

Библиографический список

1. Протокол заседания правительственной комиссии по внедрению информационных технологий в деятельность государственных органов и органов местного самоуправления. Под председательством В.В. Володина. Москва. 20 декабря 2011 №26.
2. Примеры внедрения InterSystems по областям. http://intersystems.ru/casestudies/by-industry.html#healthcare

ОСОБЕННОСТИ АДАПТАЦИИ МЕТОДИКИ ВОЗДЕЙСТВИЯ В АСПЕКТЕ МАГНИТОТЕРАПЕВТИЧЕСКОЙ РЕШЁТКИ

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

В качестве дальнейшего развития систем комплексной магнитотерапии в статье [1] предложена магнитотерапевтическая решётка (МТР). МТР представляет собой систему, состоящую из множества универсальных модулей [2]. Каждый такой модуль включает набор средств обеспечивающих: формирование магнитного поля, хранение данных заранее распределённой методики, взаимодействие в системе. Все модули системы распределены по семи-матричной структуре [4] включающей набор матриц для каждой из конечностей, туловища и головы пациента.

МТР на основе единого универсального модуля позволяет реализовать полнодоступное управление и быструю реакцию на критическое состояние индукторов, а также освобождает ресурсы основного устройства управления и повышает отказоустойчивость системы.

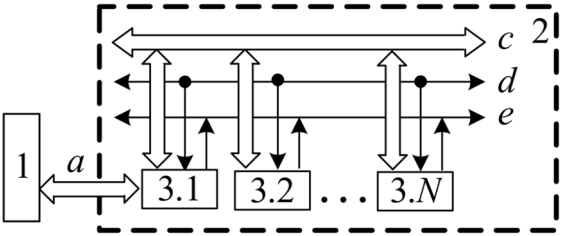


Рис. 1 - Структура МТР с ведущим модулем

На рис. 1 представлена структура МТР с ведущим модулем, сформулированная в статье [4]. Блок управляющей ПЭВМ (*1*) взаимодействует по интерфейсу (*a*) с одним из модулей системы *3.1 ... 3.N* являющимся ведшим. Данные приятные от ПЭВМ по *a* ведущий модуль распределяет между *3.2 ... 3.N* по стандартной внутренней шине с поддержкой множества устройств (*c*). Также ведущий модуль имеет одну линию, по которой он формирует синхросигнал (*d*) для всех модулей системы, и одну линию, объединяющую запросы на прерывания (*e*) в случае обнаружения неисправностей в модуле, например, перегрева индуктора или выхода его из строя.

В статье [4] сформулированы основные особенности адаптации методики на основе данных о пациенте (пульс, дыхание, температура, давление и т.д.) и дополнительных данных предоставляемых МТР. При этом поселении позволяют оценивать воздействие методики не только через реакцию организма, но и проверять адекватность самого формирования и, как следствие, даёт инструмент позволяющий корректировать к заданному виду методику, как для разных аппаратов, так и для одного аппарата с течением времени при изменении внешних условий.

В качестве других особенностей адаптации указана необходимость применения, наряду с перезаписью, специальных корректирующих функций (КФ), которые должны применяться к фоновому набору, таблично и аналитически заданным пространственным формированиям (ПФ). При этом КФ должны иметь возможность направляться как к каждому модулю, так и ко всем модулям системы или к заранее сформированным псевдо-каналам, которые представляют собой группу модулей воздействующих на определённую систему или орган.

Рассмотрим КФ более подробно. Пусть $H = \{h_i\}$ всё последова-

тельное множество значений методики, где каждый элемент $h = \{BA, BT\}$, где $BA = \{C_X, C_Y, C_Z\}$ три байтауровня и один байт длительности кванта воздействия $BT = \{C_t\}$, а $i = 0,1,...,I$, где I – общее число квантов методики. Также пусть определены ещё множества: $G = \{g\}$ – множество характеризующие принадлежность модуля к группе (например, к псевдо-каналу и множество $H \supseteq H0 = \{h0_j\}$, так что $j = 0,1,...,J$ и $h_i = h0_{j+\varepsilon}$, где ε – по сути, определяет адрес смещения массива $H0$ длиной J относительно начала H и, наконец, множество $H1 = \{h1_j\}$ – набор данных, на который должно быть заменено D0 для коррекции методики.

Тогда к первому типу КФ отнесём функции перезаписи $F1$, основным отличием которых является возможность воздействия на группу модулей, т.е.

$$F1(g1, \varepsilon, H1) \to g1 \in G : H0 = H1,$$

где $g1$ параметр, задаваемый управляющим устройством в качестве маркера принадлежности команды. К назначению данной команды относиться изменение от текущего адреса в ОЗУ или перезапись всех модулей.

Второй тип КФ включает набор разнообразных законов $F = \{f\}$, по которым следует изменить хранимый набор данных об уровнях формируемого сигнала с заранее заданного или текущего адреса на заданную или полную длину. В общем виде, имеет место фикция:

$$F2(g1, \psi, \varepsilon, l) \to g1 \in G : f_\psi\left(H, \varepsilon, l\right),$$

где ψ – параметр, определяющий тип применяемого закона с адреса ε по области длинной l. При этом вторая группа предназначена для изменения амплитудной составляющей (т.е. только BA в элементах h_i), например, на каждый из l следующих шагов ступенчато увеличивать значение C_x.

Третья группа КФ аналогична второй, но рассчитана на коррекцию временного множества и позволяет реализовывать разнообразные растяжения или сжатия по времени.

Первые три группы применимы для перезаписи фонового воздействия или для временных или амплитудных параметров тех ПФ, где они задаются множеством (таблично).

Для коррекции заданных функционально параметров ПФ предназначена четвёртая группа КФ. В ней табличным методом закодировано соответствие между текущим ПФ из их возможного множества

$SF = \{sf\}$ и параметрами ПФ $\Omega = \{\omega\}$. При этом, достаточно реализовать только перезапись параметров, т.к. при аналитическом задании отсутствует множества корректируемых значений, а функционально изменять набор параметров функции ПФ на стороне модуля не имеет смысла. Таким образом, для коррекции четвёртой группы применяется функция

$$F4(g1, \Omega 1) \to g1 \in G : \Omega 0 = \Omega 1,$$

где $\Omega 0$ и $\Omega 1$ – хранимое и замещающее множество параметров ПФ соответственно.

Следует отметить, что в последнем варианте для минимизации трафика по интерфейсам обмена можно передавать и неполный набор параметров и, дополнив до полного набора нулевыми значениями, на стороне приёмного модуля изменить хранимый набор, но уже аддитивно.

Таким образом, в данной работе указаны особенности адаптации лечебной методики к параметрам организма в аспекте МТР на основе единого универсального модуля. Также в статье выделены и сформулированы виды КФ необходимых для такой адаптации.

Библиографический список

1. Прошин Е.М., Сахибгареев В.М., Харламова Н.С. Формирование магнитотерапевтической решётки. – Биомедицинская радиоэлектроника, №7, 2009, с 15-19.
2. Сахибгареев В. М. Многопроцессорное управление системой комплексной хрономагнитотерапии. – Биотехнические, медицинские и экологические системы и комплексы РГРТУ, 2008, №11.
3. Системы комплексной электромагнитотерапии. Учебное пособие для вузов/ Под редакцией А.М. Беркутова, В. И. Жулёва, Г. А. Кураева, Е. М. Прошина. — М.: Лаборатория базовых знаний, 2000 г.
4. С.Г. Гуржин, В.И. Жулев, Е.М. Прошин, В.М. Сахибгареев Магнитотерапевтическая решетка в комплексной хрономагнитотерапии 2011 – Биомедицинская радиоэлектроника, №7, 2011, с 5-12

КОНТРОЛЬ БИОТРОПНЫХ ПАРАМЕТРОВ МАГНИТОТЕРАПЕВТИЧЕСКОЙ РЕШЁТКИ

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

В статье [1,2] сформулирована концепция дальнейшего развития системы комплексной магнитотерапии «Мультимаг», которая предполагает внедрение магнитотерапевтической решётки (МТР), на основе единого универсального модуля. Основными преимуществами МТР на основе единого универсального модуля являются: реализация в ней полнодоступного управления, быстрая реакция на критическое состояние индукторов, освобождение ресурсов основного устройства управления, а также общее повышение отказоустойчивости системы [2].

Система необходимых измерений при помощи АЦП микроконтроллера (*МК*) ATMega640 в универсальном модуле МТР (Рис. 1) включает в себя: измерение напряжений с токоизмерительных резисторов *Rs* для выделения случая короткого замыкания, измерения напряжений с датчиков Холла *ДХ1…ДХm* для организации системы обратной связи с информацией о сформированном поле, измерение таких параметров модуля как напряжение питания $U_{ПИТ}$ для организации дополнительной защиты и определения адекватных условий функционирования модуля.

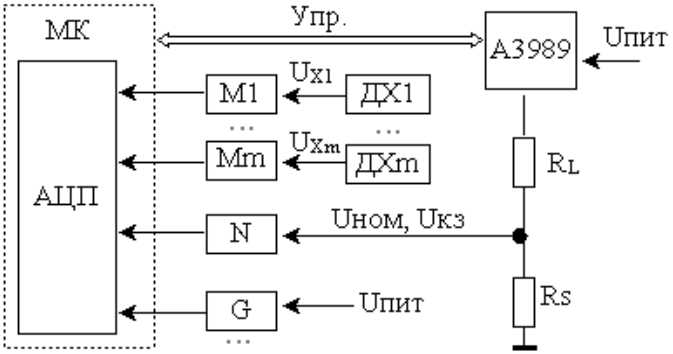


Рис. 1 - Структура измерений с использованием АЦП в модуле МТР

При этом при измерении напряжений $U_{X1}…U_{X2}$ с датчиков Холла имеет место линейная зависимость [3] и, следовательно, достаточно

определить коэффициент масштабирования *M1…Um,* позволяющий согласовать напряжение с датчиков с рабочим диапазоном АЦП. Аналогично коэффициенты *G* и *N* позволяют согласовать соответственно напряжение $U_{ПИТ}$ и напряжение с токоизмерительного резистора с рабочим диапазоном АЦП.

Вследствие того, что ATMega640 содержит только один модуль АЦП мультиплексированный с рядом выводов МК производить эти измерения возможно только последовательно. Рассмотрим некоторые особенности организации измерений.

Система контроля уровня тока протекающего через обмотку индуктора

В статье [3] указано, что для управления уровнем тока, протекающего через обмотку индуктора, используется генерируемый таймерами микроконтроллера ШИМ сигнал, который подаётся на индуктор через микросхему токового драйвера A3989.

При этом уровень напряжения, которое подводится к обмотке индуктора

$$U_{PWM} = K \cdot U_{ПИТ}$$

где $U_{ПИТ} = 9В$ и K уровни питания токового моста и скважность ШИМ сигнала соответственно.

Для нормального режима работы уровень тока протекающего через обмотку индуктора:

$$I_{НОМ} = \frac{U_{PWM}}{3 \cdot (R_S + R_L)}$$

где $R_L = 11$ Ом и $R_S = 0.2$ Ом сопротивления обмотки индуктора и резистора используемого микросхемой A3989 для контроля уровня тока протекающего через обмотку соответственно.

В случае короткого замыкания на индукторе R_L можно принять равным нулю. При этом ток, формируемый A3989, является ограниченным резистором R_S и токоограничивающей схемой микросхемы A3989, которой также необходимо управляющее напряжение U_{REF}.

В статье [3] указано, что для микросхемы максимально допустимо в канале формировать ток $I_{MAX} = 1.2$ А, а также рассчитано, что для такого уровня тока U_{REF} =0,72 В.

Таким образом, ток в случае короткого замыкания:

$$I_{КЗ} = \min\left\{\frac{U_{PWM}}{3 \cdot R_S}; 1.2\right\}$$

Рассмотрим, как с помощью измерения напряжения на R_S возможно программно выделить случай короткого замыкания на обмотке

индуктора. Для этого напряжение с резистора R_S через схему масштабирования подать на АЦП микроконтроллера.

Для оценки необходимого коэффициента масштабирования N данной схемы рассмотрим значение напряжения на R_S в случае протекания максимального тока:

$$U_{MAX} = R_S \cdot I_{MAX}$$

Тогда, приняв для измеряющего АЦП верхней границей измерения U_{ADC_MAX}= 5В, коэффициент масштабирования:

$$N = \frac{U_{ADC_MAX}}{U_{MAX}} = \frac{U_{ADC_MAX}}{R_S \cdot I_{MAX}} = \frac{5}{0.2 \cdot 1.2} \approx 20.8$$

Для упрощения вычислений примнем $N=20$ и рассмотрим множество напряжений на резисторе R_S в случае нормального режима работы $U_{НОМ}$ и в случае короткого замыкания $U_{КЗ}$, которые напрямую зависят от $I_{КЗ}$ и $I_{НОМ}$:

$$U_{НОМ} = N \cdot R_S \cdot I_{НОМ} ,$$

$$U_{КЗ} = N \cdot R_S \cdot I_{КЗ} .$$

Тогда для 128 уровней ШИМ сигнала формируемого ATMega640:

K	0	1	2	3	…	11	12	…
$U_{НОМ}$	0	0.008	0.017	0.025		0.093	0.101	
$U_{КЗ}$	0	0.472	0.945	1.417		4.8	4.8	4.8

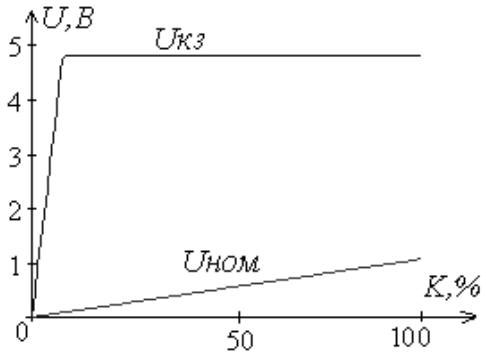


Рис. 2 - Зависимость напряжения на входе АЦП в случая нормального режима и режима КЗ индуктора

Из таблицы и графика, очевидно, что, опрашивая АЦП периодически и учитывая скважность ШИМ сигнала формируемого микро-

контроллером, можно программно определить момент короткого замыкания индуктора.

Особенности применения АЦП ATMega640

ATmega640 содержит десятиразрядное АЦП последовательного приближения. Данное АЦП связано с 16-ю выводами МК при помощи аналогового мультиплексора, что позволяет организовать 16 однополярных каналов. Также часть входов мультиплексора позволяют организовать дифференциальный режим измерения с использованием интегрированного каскада со ступенчатым программируемым усилением: *0*дБ, *20*дБ или *46*дБ. Однако в случае использования дифференциальных каналов если выбрано усиление 0 или 20 дБ, то можно получить только 8-разрядное разрешение, а если *46*дБ, то 7-разрядное разрешение. В модуль АЦП интегрировано устройство выборки-хранения, которое поддерживает на постоянном уровне напряжение на входе АЦП во время преобразования.

В аспекте модуля МТР достаточно использование однополярных каналов.

Верхняя граница диапазона преобразования АЦП V_{REF} определяется выбором источника опорного напряжения и может составлять *1.1*В *2.56*В или напряжение по входам A_{VCC} или A_{REF}. В аспекте модуля МТР, учитывая диапазоны измеряемых сигналов, наиболее удобно использовать AVCC. Для этого нужно в регистре *ADMUX* установить значения бит *REFS1=0 REFS0=1*.

Модуль АЦП возможно тактировать с частотами *50…1000* кГц. Максимальная точность преобразования достигается при тактировании модуля АЦП с частотами около $f_1=200$ кГц. Тактовая частота АЦП формируется из системной тактовой частоты при помощи делителя управляемого битами *ADPS2…ADPS0* регистра *ADCSRA*. Так при системной тактовой частоте $f_{SYS} = 16$ МГц необходим коэффициент деления:

$$M = \mathrm{int}\left(\frac{f_{SYS}}{f_1}\right) = \mathrm{int}\left(\frac{16\cdot 10^6}{200\cdot 10^3}\right) = 80$$

Таким образом, выбрав наиболее близкое значение коэффициента деления частоты из возможных, потребуется установить *ADPS2*=0 *ADPS1*=0 *ADPS0=0,* что позволяет сформировать частоту $f_{SYS} = 250$ кГц

АЦП микроконтроллера ATmega640 может работать как в режиме одиночного преобразования, так и в режиме автоматического перезапуска (непрерывном режиме). При этом непрерывном режиме также можно организовать смену канала АЦП: канал преобразования АЦП выбираемый битами *MUX5… MUX0* специальных регистров в

непрерывном режиме изменяется только после завершения преобразования. По завершению преобразования модуль АЦП может сгенерировать прерывание и устанавливает флаг *ADIF* регистра *ADCSRA*.

В аспекте измерений в модуле МТР удобно использовать режим одиночного преобразования, что позволит исключить обработку прерывания от АЦП, заменив его на периодический фоновый опрос готовности результата с последующим запуском измерения по другому каналу. Исключение обработки прерывания АЦП позволяет более качественно (точно) формировать ШИМ сигнал – исключается задержка на изменения параметра ШИМ в случае нахождения в обработчике прерывания от АЦП.

Для запуска преобразования необходимо сначала произвести вышеперечисленные настройки и включить модуль установкой бита *ADEN* регистра *ADCSRA*, а затем начать преобразование установкой бит *ADSC* регистра *ADCSRA*.

Результат преобразования АЦП представляет собой 10-битное значение *ADC*, которое по завершению результата преобразования может быть считано из пары регистров *ADCL*, *ADCH*.

При этом кодируемое в них напряжение определяется формулой:

$$V_{IN} = \frac{ADC \cdot V_{REF}}{1024}$$

Таким образом, учитывая рассмотренные особенности для измерения параметров в аспекте модуля МТР, можно указать возможность применения данного АЦП для измерений в аспекте МТР. При этом измерение напряжений с датчиков Холла, токоизмерительных резисторов и напряжений питания требует определения масштабирующих коэффициентов, которые позволят наиболее эффективно соотнести данные напряжения с рабочим диапазоном АЦП. Особенность переключения каналов АЦП требует от программы, организующей данные измерения, сформировать систему, которая обеспечит требуемую последовательность измерений и приоритетность каналов.

Библиографический список

1. Прошин Е.М., Сахибгареев В.М., Харламова Н.С. Формирование магнитотерапевтической решётки. – Биомедицинская радиоэлектроника, №7, 2009, с 15-19.
2. Сахибгареев В. М. Многопроцессорное управление системой комплексной хрономагнитотерапии. – Биотехнические, медицинские и экологические системы и комплексы РГРТУ, 2008, №21.

3. Сахибгареев В. М. Формализация средств контроля и измерения, применяемые в модуле магнитотерапевтической решётки. – Биотехнические, медицинские и экологические системы и комплексы РГРТУ, 2010, №23.
4. Системы комплексной электромагнитотерапии. Учебное пособие для вузов/ Под редакцией А.М. Беркутова, В. И. Жулёва, Г. А. Кураева, Е. М. Прошина. — М.: Лаборатория базовых знаний, 2000 г.

АВТОМАТИЗАЦИЯ ПОВЕРКИ ЭЛЕКТРОКАРДИОГРАФА С ПОМОЩЬЮ ВЕЙВЛЕТ-АНАЛИЗА СИНТЕЗИРОВАННОГО ЭЛЕКТРОКАРДИОСИГНАЛА

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

С помощью электрокардиографа, записывающего на бумажном или любом другом носители кривую, которая представляет собой разность биоэлектрических потенциалов работающего сердца, можно сделать вывод о процессах, протекающих в сердце. Форма и количественный состав компонент электрокардиограммы позволяют диагностировать сердечную деятельность.

При поверке электрокардиографа, главным является определение метрологических характеристик. На данный момент [1] является документом, регламентирующим поверку ЭКГ, но данный документ имеет статус рекомендаций, а поэтому отклонения от предписаний в нем возможно.

Любой электрокардиограф (**ЭКГ**) обладает набором метрологических характеристик параметры, ГОСТ [2] регламентирует требования к четырнадцати из них:

1) диапазон входных напряжений (мВ);
2) относительная погрешность измерения напряжения (%);
3) амплитудная нелинейность каналов (%);
4) входной импеданс (МОм);
5) коэффициент ослабления синфазных сигналов (дб);
6) чувствительность (мм/мВ);
7) относительная погрешность установки чувствительности (%);
8) эффективная ширина записи (изображения) канала (мм);

9) скорость движения носителя записи (скорость развертки) (мм/с);
10) относительная погрешность установки скорости движения носителя записи (скорости развертки) (%);
11) напряжение внутренних шумов, приведенных ко входу (мкВ);
12) постоянная времени (с);
13) неравномерность амплитудно-частотной характеристики каналов (%);
14) относительная погрешность измерения интервалов времени (%).

Международная Электротехническая Комиссия (**МЭК**) вводит еще три понятия метрологических характеристик ЭКГ:

1) частота дискретизации (Гц);
2) уровень квантования сигналов (мкВ/МЗР);
3) точность интерпретации ЭКГ.

МЭК рекомендует выбор частоты дискретизации равной 500 Гц, а уровень квантования 5 мкВ/МЗР. Точность интерпретации ЭКГ правильно будет разделить на два параметра :

1) точность и устойчивость распознавания элементов ЭКГ;
2) адекватность автоматической постановки диагностических заключений.

ЭКС состоит из PQRST элементов. Автоматизация определения параметров ЭКС позволит не только автоматически ставить диагноз пациенту, но и при точном определении параметров, еще и автоматизировать поверку ЭКГ.

Алгоритм, основанный на линейной и квадратичной интерполяции участков ЭКС, для синтезирования ЭКС на данный момент можно считать одним из самых удачных, если не самым.

В рамках этого алгоритма ЭКС задается в виде последовательности отрезков и участков парабол, называемые далее элементами ЭКС, которые соответствуют реальным сегментам и зубцам сигнала (рис. 1) [2].

При поверке, подав на ЭКГ смоделированный сигнал, его надо сравнить с выходным сигналом, и по Р 50.2.009-2001 необходимо определить основную погрешность большого количества параметров, при этом поверитель не всегда может объективно провести сличение характеристик в силу многих препятствующих факторов. Человеческий фактор является одной из главных проблем в области поверки медицинских приборов и метрологии вообще. В связи с этим, автоматический анализ ЭКС видится решением данной проблемы. Необходимость создания методов автоматического анализа ЭКС обусловлена

сокращением также времени затраченного на поверку ЭКГ.

Возможность использования наиболее современных подходов к обработке сигналов и методов, обладающих более высоким качеством работы должна сыграть не последнюю роль при автоматизации поверки ЭКГ. Методы автоматического анализа ЭКС, должны быть способны к динамическим изменениям сигнала. Необходима разработка теоретической новой базы содержащей в себе методы и алгоритмы решения данной проблемы.

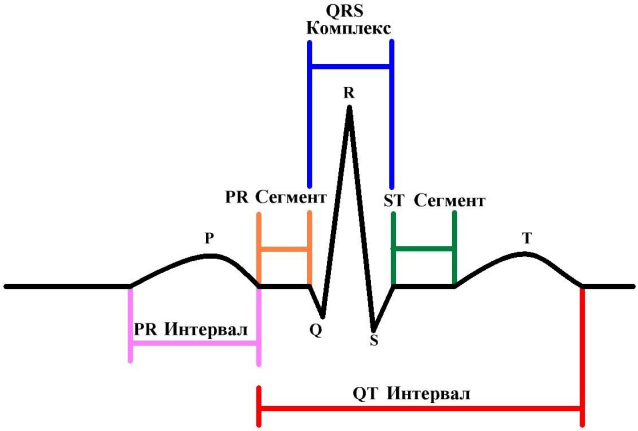


Рис.1

Существует много преобразований сигналов во временной области, каким является ЭКС, такие как преобразование Фурье, преобразование Гильберта, оконное преобразование Фурье, распределение Вигнера, преобразование Уолша. До появления вейвлет-преобразований исследователи решали задачу анализа нестационарных сигналов с помощью линейно частотного-временного представления. Применение вейвлет-анализа для обработки нестационарного и негармонического ЭКС на данный момент наиболее оправдано и перспективно. Главным преимуществом вейвлет-анализа является его способность к очень точному анализу свойств в поведении сигнала. При соответствующей дополнительной обработке вейвлет-преобразование (W) позволяет не только с высокой степенью точности локализовать требуемые участки сигнала, но и быть полезным в идентификации возможных функциональных изменений поверочного ЭКС после прохождения через ЭКГ.

В системе электрокардиографии существует девять важных точек ЭКС: начало, пик и смещение P-зубца, QRS-комплекса и T-зубца

во всех отведениях ЭКС. Алгоритм анализа ЭКС на основе вейвлет-преобразования позволит обнаружить их координаты, что обеспечит анализ выходного ЭКС для сравнения с поверочным сигналом.

Процесс вейвлет-анализа ЭКС при поверке условно можно разделить на две стадии: стадия предварительной обработки и выделение признаков. Электронный шум усилителей и фоновый шум сети удаляются на стадии предварительной обработки. Удаление шума приводит к сжатию и сглаживанию ЭКС. Следующий процесс извлечения информации, требуемой для сравнения с эталонным сигналом, происходит на стадии выделения признаков из ЭКС.

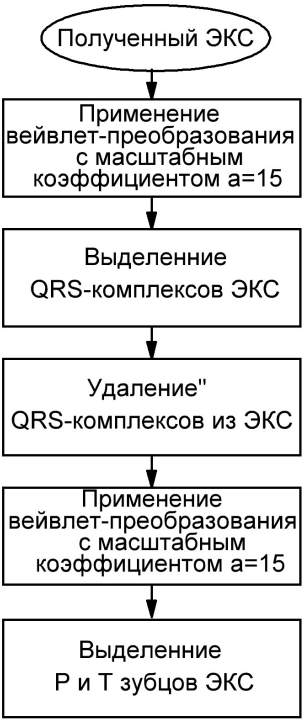


Рис.2 - Алгоритм обработки ЭКС

При вейвлет-анализе сигнал раскладывается на аппроксимирующие коэффициенты, которые представляют сглаженный сигнал, и детализирующие коэффициенты, описывающие колебания. Опираясь на это можно сделать вывод, что шумовая компонента лучше отражается в детализирующих коэффициентах. Процедуры обнуления или пересчета коэффициентов детализации, значения которых являются

меньше по сравнению со значением порога (процедура пороговой обработки или “трешолдинг” [3]), смогут удалить шумовую составляющую.

С помощью предложенного алгоритма, основанного на вейвлет-преобразовании и базисного вейвлета для анализа ЭКС (“bior1.5”), можно обнаружить координаты девяти важных точек ЭКС: начало, пик и смещение P-зубца, QRS-комплекса и T-зубца с точностью 98-99%, при этом значительно увеличится точность обнаружения P и T зубцов. Сравнив координаты найденных точек выходного ЭКС с координатами ЭКС используемого в качестве поверочного, можно сделать вывод о пригодности ЭКГ к применению или же не пригодности.

Таким образом, рассмотренный метод может стать основой автоматизированной поверки ЭКГ с помощью вейвлет-анализа синтезированного ЭКС. В качестве вейвлета предлагается взять биортогональный вейвлет “bior1.5”. Поверку ЭКГ рекомендуется проводить на нескольких различных ЭКС.

Библиографический список

1. Chouhan V.S., Mehta S.S., Lingayat N.S. Delineation of QRS-complex, P and T-wave in 12-lead ECG // IJCSNS International Journal of Computer Science and Network Security. - 2008. - Vol.8. - P. 185-190.
2. Ладяев Д.А. Моделирование электрокардиографических сигналов в среде Matlab. // Труды Всероссийской научной конференции "Проектирование научных и инженерных приложений в среде MATLAB". М.: ИПУ РАН, 2004. : ил. С. 1744-1751.
3. Смоленцев Н.К. Основы теории вейвлетов. Вейвлеты в MATLAB. - М:ДМК Пресс, 2008. - 448 с.

ЭЛЕКТРОННЫЙ АНАЛИЗАТОР ЭЛЕКТРИЧЕСКИХ ПАРАМЕТРОВ БИОЛОГИЧЕСКИХ ЖИДКОСТЕЙ

М.В. Ватуев
Научный руководитель – Демин А.Ю., канд. техн. наук, доцент
Уфимский государственный авиационный технический университет

В медицине широкое применение находят средства измерения электрических параметров биологических жидкостей. В частности, большой информативностью обладает значение сопротивления или

проводимости жидкости. При измерении данных параметров невозможно обойтись без воздействия на исследуемый объект электрической энергией. Традиционно измерения электрического сопротивления проводятся при постоянном значении электрического напряжения или тока. Однако в силу существенной нелинейности и теплозависимости объекта измерения, получение воспроизводимых и достоверных результатов измерения затруднено. Объяснить данное явление можно исходя из анализа взаимодействия объектов.

Наиболее общим свойством всех физических тел, которое характеризует их состояние, является энергия. Поэтому взаимодействие объекта и датчика необходимо рассматривать на энергетическом уровне. Одним из фундаментальных положений, касающихся взаимодействия тел, является быстрое или медленное выравнивание их энергий в месте взаимодействия, которое приводит к соответствующим изменениям свойств, параметров и характеристик контактирующих тел. Таким образом, при построении любых контактных первичных измерительных преобразователей невозможно избежать их взаимодействия с исследуемым объектом. При взаимодействии изменяются свойства обоих взаимодействующих тел. Состояние объекта оценивают или по параметрам процессов, которые протекают в датчике, или по результатам изменений параметров датчика, происшедших в результате выравнивания энергий.

Обобщая вышеизложенное, можно сделать вывод, что, если необходимо получить объективную и воспроизводимую информацию о состоянии и свойствах физического тела, то датчик, с помощью которого это будет осуществляться, должен иметь постоянное и точное значение энергии, участвующей в процессе взаимодействия. При известности значения энергии, воздействующей на объект, можно однозначно оценить его свойства и состояние. Таким образом, для улучшения стабильности воспроизведения результатов измерении целесообразно воздействовать на измеряемый объект не постоянным значением напряжения или тока, а постоянным значением мощности. Для обеспечения режима заданной мощности при проведении измерений необходимо применение специальных устройств – измерительных генераторов заданной электрической мощности (ИГЗМ). Данные устройства обеспечивают неизменное значение электрической мощности, рассеиваемой в произвольном сопротивлении нагрузки, подключенной к их выходу, с погрешностью, не превышающей заданное значение [1]. Такой подход обеспечивает определенность термодинамического состояния и неизменность теплового возмущения, вносимого в объект измерения. Поэтому создание высокоточных ИГЗМ является актуаль-

ной научно - технической задачей.

Жидкости имеют относительно малое электрическое сопротивление, поэтому при измерениях целесообразно применение ИГЗМ на основе управляемых источников тока (УИТ).

Упрощенная структура аналогового ИГЗМ на основе УИТ представлена на рис. 1.

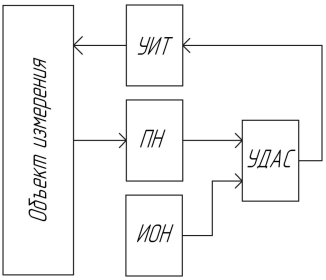


Рис. 1 - упрощенная структура аналогового ИГЗМ на основе УИТ

На рисунке обозначено:

- УИТ – управляемый источник тока;
- ПН – повторитель напряжения;
- ИОН – источник опорного напряжения;
- УДАС – устройство деления аналоговых сигналов.

Рассмотрим принцип действия указанной структуры ИГЗМ. Управляемый источник электрического тока воздействует на объект измерения. С объекта снимается сигнал, в виде падения напряжения. Данный сигнал поступает на первый вход устройства деления аналоговых сигналов друг на друга, на второй вход устройства деления поступает опорное напряжение, величина которого пропорциональна значению заданной мощности. Таким образом, осуществляется операция деления, для получения численного значения напряжения, пропорционального току воздействия, которое должно быть приложено к объекту, для обеспечения режима заданной мощности.

ИГЗМ могут быть реализованы и на основе однокристальных микроЭВМ (ОМЭВМ). В структурах таких цифровых ИГЗМ погрешности коэффициентов преобразования отдельных функциональных блоков могут быть сведены к минимуму за счет цифровой обработки сигналов, поступающих в ОМЭВМ; значение разрядностей n, m, N_0 определяют основную погрешность ИГЗМ, и чем эти значения выше, тем выше точность поддержания заданной мощности, а также значения разрядностей определяют и быстродействие системы; для того

чтобы генератор работал с максимальным быстродействием, время на программную обработку сигнала должно быть минимально.

Достоинствами цифровых ИГЗМ являются: возможность гибкого изменения режима работы ИГЗМ за счет программного кода; возможность регистрации или вывода информации об измеряемом параметре во внешние устройства; уменьшение массогабаритных показателей; устройство не требует сложной настройки и обеспечивает получение гарантированных метрологических характеристик в течение длительного времени.

Недостатком подобных ИГЗМ, в силу итерационного подхода к заданию режима мощности, является относительно малое, по сравнению с аналоговыми генераторами, быстродействие. Возможно увеличение быстродействия цифровых ИГЗМ: за счет модифицированных алгоритмов обработки и использования внешних ЦАП, а также за счет применения процессоров с расширенными возможностями (специальным набором команд работы с данными, или встроенными аппаратными блоками умножения (деления)) [2].

Рассмотрим структуру цифрового ИГЗМ с управляемым источником тока (УИТ), представленную на рис. 2.

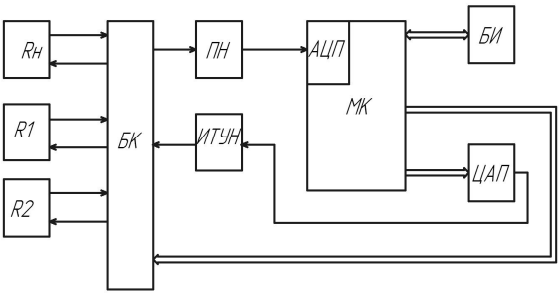


Рис. 2 - Структурная схема цифрового ИГЗМ

На рисунке обозначено:

- Rн – сопротивление нагрузки (исследуемая жидкость);
- R1 – эталонное сопротивление 1;
- R2 – эталонное сопротивление 2;
- БК – блок коммутации;
- ПН – повторитель напряжения;
- ИТУН – источник тока, управляемый напряжением;
- МК – микроконтроллер;
- АЦП – аналого-цифровой преобразователь;
- ЦАП – цифро-аналоговый преобразователь;

- БИ – блок индикации.

Установление заданного значения рассеиваемой в нагрузке мощности $P_{зад}$ при итерационном подходе происходит следующим образом. Если последовательно производить операции деления значения заданной мощности $P_{зад}$ на значение промежуточного сопротивления, то в виде частного при каждой операции деления будем получать уточненное значение тока воздействия $I_{возд}$. После некоторого количества итераций будет получено значение тока $I_{возд}$, воздействие которым обеспечит рассеяние в нагрузке мощности $P_{зад}$ в пределах некоторой погрешности. Общий алгоритм установления мощности $P_{зад}$ будет иметь вид:

$I_{возд1} \rightarrow U_1 \rightarrow I_{возд2}=P_{зад}/R_{пром1} \rightarrow I_{возд2} \rightarrow U_2 \rightarrow U_{возд3} = P_{зад}/R_{пром2} \rightarrow I_{возд3} \rightarrow ...$,

где $I_{возді}$ – рассчитанное в ходе i-й итерации значение тока воздействия, U_i – значение падения напряжения, $R_{промі}$ – промежуточное значение сопротивления при i-м токе воздействия используемое для расчета тока в i+1-й итерации.

При проведении измерений неизбежно появление систематических погрешностей. В предложенной структуре ИГЗМ наиболее уязвимым с точки зрения проявления погрешности является блок источника тока, управляемого напряжением. Зависимость выходного тока от управляемого напряжения можно описать зависимостью:

$$I_{вых} = a_1 \cdot U_{упр} + a_0 ,$$

где a_1 – коэффициент, характеризующий мультипликативную составляющую погрешности; a_0 – коэффициент, характеризующий аддитивную составляющую погрешности.

Для исключения систематической погрешности используется метод трех измерений, суть которого заключается в следующем: проводятся 3 измерения, два из которых проводятся при подключении эталонных сопротивлений, результаты измерений используются при решении системы уравнений.

$$\begin{cases} U_1 = (a_1 \cdot U_{упр1} + a_0) \cdot R1 \\ U_2 = (a_1 \cdot U_{упр2} + a_0) \cdot R2 \\ U_X = (a_1 \cdot U_{упрX} + a_0) \cdot Rx \end{cases}$$

Вычисленное таким образом сопротивление Rx лишено влияния нестабильности коэффициентов a_1, a_0.

Данные устройства могут найти широкое применение при оценке параметров, функционально связанных с удельным электрическим

сопротивлением биологических жидкостей. Например, для определения параметров образцов крови, в частности концентрации различных солей и диагностики степени её инфицирования; в урофлоуметрии – для точного определения объема мочи, проходящей через урофлоуметрическую воронку, с возможностью одновременной фиксации изменения её плотности и концентрации растворенных в ней веществ.

Библиографический список

1. Гусев В.Г. Получение информации о параметрах и характеристиках организма и физические методы воздействия на него. М.: Машиностроение, 2004 – 597с.: ил
2. Демин А.Ю. Измерительные генераторы заданной электрической мощности (Монография) – Уфа: УГАТУ, 2010. -138 с.: ил
3. Демин А.Ю. Измерительные генераторы малой заданной электрической мощности // Вестник УГАТУ – 2005, Т6. – №1(12). – С. 88-94.

МИКРОКОНТРОЛЛЕРНАЯ ПЛАТФОРМА ПОДДЕРЖКИ РАЗРАБОТКИ ТЕЛЕМЕТРИЧЕСКИХ КОМПЛЕКСОВ ДЛЯ МЕДИЦИНСКИХ ПРИЛОЖЕНИЙ

А.И. Мурго
Научный руководитель – Васильев А.Е., канд. техн. наук, доцент
Санкт-Петербургский государственный политехнический университет

Телемедицинские технологии находят все более широкое распространение в практике здравоохранения: видеоконсультации, домашняя телемедицина, телемедицина катастроф, дистанционный мониторинг физиологических параметров, телеобразование и др.

В настоящее время реализуется ряд телемедицинских проектов. Они находят применение в различных направлениях, в том числе в постгоспитальном дистанционном наблюдении (мониторинге) пациентов на этапе восстановительного лечения по месту жительства, дистанционном повышении квалификации, включая освоение новых методов диагностики и лечения.

Мониторинг психофизиологических параметров находит все более широкое применение в различных ситуациях у разных возрастных групп людей. Новый подход предполагает получение полнофункциональных психофизиологических данных, их анализ на месте и передачу в медицинские центры по различным телекоммуникацион-

ным каналам.

Быстрыми темпами развивается домашняя телемедицина. Ее европейский вариант (European Prototype for Integrated Care – EPIC) и его развитие в международном проекте ITHACA ориентированы на интегрирование домашних устройств телепомощи типа тревожной сигнализации, информация с которых поступает к ответственным за помощь пожилым пациентам, и виртуальное посещение пациентов дома медсестрами, физиотерапевтами и т.д. [1].

В связи с этим возникает потребность в создании медицинских устройств, способных передавать данные о состоянии пациента на значительные расстояния. При этом важно, чтобы процесс передачи происходил по стандартным каналам связи, имеющимся в каждом доме. Поскольку основой аппаратной платформой для построения медицинских устройств служат микроконтроллеры (МК), а самой распространенной технологией для передачи данных является Ethernet, то важной задачей является предоставить в руки разработчика таких устройств комплекс, обеспечивающий поддержку проектирования распределенных МК-систем на основе технологии Ethernet

Можно выделить два рода технических решений, обеспечивающих поддержку технологии Ethernet для встраиваемых ЛСУ: первый – микроконтроллерные системы с интегрированными на кристалл устройствами сетевого обмена, второй – внешние по отношению к целевому МК специализированные модули сопряжения.

К достоинствам решений первого рода относится высокая пропускная способность цепочки «целевое приложение – сетевой абонент», к недостаткам – ограниченность номенклатуры таких микроконтроллеров и, как следствие, ограниченность применения подобных решений в ЛСУ.

К достоинствам решений второго рода относится высокая степень универсальности (возможность применения практически в любой микроконтроллерной ЛСУ), к недостаткам – ограничения целевой пропускной способности, накладываемые применением относительно низкоскоростных шин внутриприборного обмена.

В качестве примера таких решений укажем модуль WIZ810MJ компании WIZnet, представляющий собой сетевой контроллер с аппаратной реализацией как физического уровня, так и протоколов транспортного, сетевого и канального уровней – TCP, UDP, IPv4, ICMP, ARP, IGMP и MAC.

Очевидно, что модуль WIZ810MJ является пригодным для построения универсальных распределенных встраиваемых систем управления; рассматриваемые ниже практические решения основаны на его

применении.

В научной группе «Встраиваемые интеллектуальные системы управления» ФТК авторам статьи разработан базовый вариант комплекса средств поддержки проектирования подсистем сетевого обмена данными для микроконтроллерных устройств.

В состав разрабатываемого комплекса входят (рис. 1):

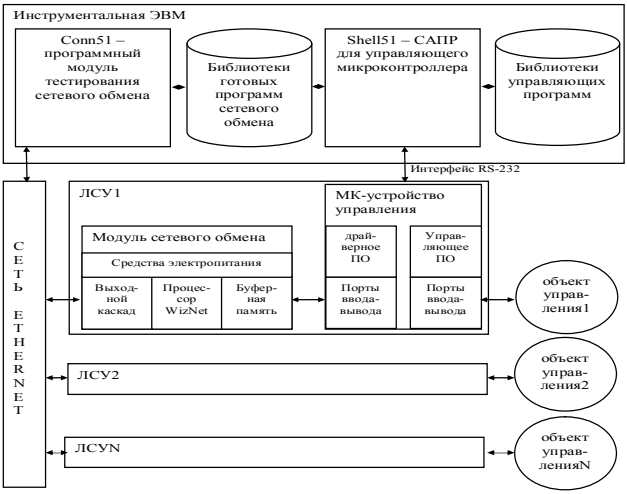


Рис. 1 - Структура комплекса проектирования

• инструментальная ЭВМ, содержащая среду разработки Shell51 (для проектирования и отладки программного обеспечения микроконтроллеров семейства MCS-51), библиотеки программ-драйверов для микроконтроллера, тестовую программу-клиент Conn51 и библиотеку программных модулей для разработки целевого клиентского программного обеспечения;

• управляющий микроконтроллер семейства MCS-51 фирмы Infineon, являющийся ядром целевой ЛСУ и непосредственно выполняющий действия по управлению целевым объектом;

• модуль сопряжения со средой кабельной передачи данных в формате Ethernet на основе специализированного сетевого процессора WizNet и дополнительных устройств.

Создаваемое пользователем комплекса – разработчиком целевой микроконтроллерной ЛСУ – управляющее и сетевое программное обеспечение (ПО), проектируется, отлаживается и загружается в микроконтроллер посредством системы Shell51. Процесс разработки программных компонент сетевого обмена поддерживается библиотекой

готовых решений, содержащей типовые программные реализации различных способов обмена данными по технологии Ethernet.

Вариант аппаратной реализации модуля сопряжения показан на рис. 2.

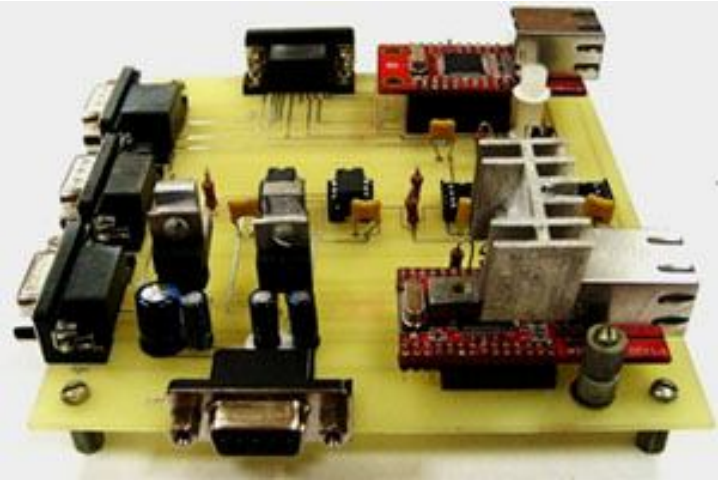


Рис. 2 - Внешний вид модуля сопряжения

К его особенностям относятся:

• возможность одновременного подключения к модулю нескольких микроконтроллеров;

• возможность применения нескольких вариантов обмена данными с микроконтроллером, что обеспечивает разнообразие допустимых способов подключения к нему, и, следовательно, возможность выбора оптимального решения (например, с точки зрения количества затрачиваемых линий ввода-вывода, пропускной способности и т.п.);

• наличие встроенной памяти, что обеспечивает возможность хранения специфической информации (например, содержания web-страниц) непосредственно в модуле и экономии этого дефицитного для микроконтроллера ресурса;

• несколько схем поддержки электропитания, что обеспечивает пригодность модуля к эксплуатации в системах с различными стандартами напряжения питания системного ядра.

Программное обеспечение состоит из ПО для микроконтроллера и ПО абонентского уровня.

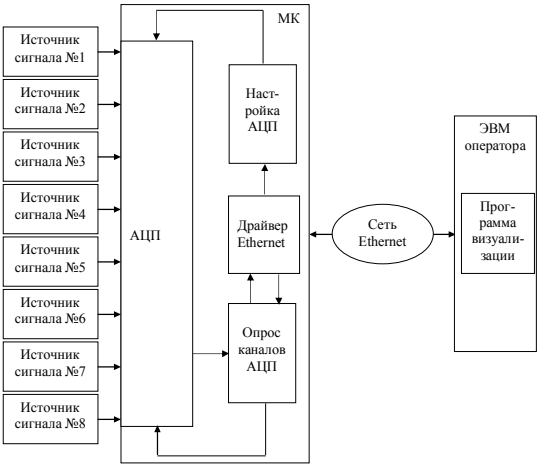


Рис. 3. Структура системы «сетевой осциллограф»

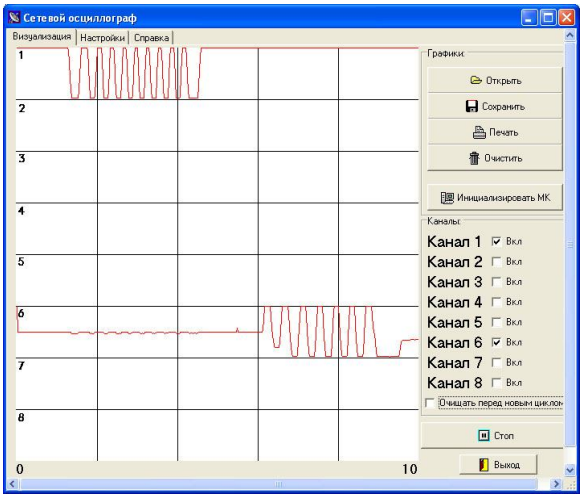


Рис. 4 - Внешний вид клиентского приложения

В качестве примера применения комплекса проектирования приведем вариант реализации целевой системы – «сетевой осциллограф» (рис. 3), обеспечивающий измерение микроконтроллером уровней аналоговых сигналов на выбранных оператором входах, передачу информации по сети на территориально удаленный узел и ее отображение клиентской программой (рис. 4). Такая система является, по сути, прототипом для медицинской системы телеметрии.

Вышеописанный комплекс может найти применение для решения задач разработки систем дистанционного управления, мониторинга и контроля (в том числе в медицинских целях), а также в учебном процессе ВУЗов.

Библиографический список

1. Кобринский Б. А. Телемедицина и искусственный интеллект. Новости искусственного интеллекта. 2003. №1. С.15-19.

РАЗРАБОТКА АЛГОРИТМА ПЕРЕДАЧИ ДАННЫХ В ПРИБОРАХ ОЦЕНКИ СТЕПЕНИ ЖИЗНЕСПОСОБНОСТИ КЛЕТОЧНОЙ СУСПЕНЗИЙ

Р.Ю. Дорошенко
Научный руководитель – Акулов С.А., канд. техн. наук, ассистент
Самарский государственный аэрокосмический университет
им. акад. С.П. Королёва

Идея метода переходных функций [1, 2] заключается в тестировании импульсом тока исследуемой пробы, регистрации выходного напряжения, соответствующего переходной функции исследуемой пробы, время-частотного преобразования полученной переходной функции. В результате время-частотного преобразования определяется частотная характеристика электрического импеданса исследуемой клеточной суспензии, на основании которой можно судить о степени жизнеспособности клеточной суспензии.

Структурная схема прибора оценки степени жизнеспособности [3] для приведена на рис. 1.

Разработан алгоритм передачи данных о степени жизнеспособности клеточной суспензии в персональный компьютер (рис. 2).

По нажатию кнопки передачи данных на лицевой панели прибора, происходит инициализация обработчика внешнего прерывания, в котором описана команда пересылки данных из ячейки массива, с номером, соответствующим значению хранимому в регистре-счетчике, задаваемому равным N=1000 в первый момент времени, в регистр данных приемо-передатчика микроконтроллера, тем самым инициализируя процесс передачи указанного байта данных. Формат передачи: 8data bits, 1 stop bit, no parity. Поскольку UART микроконтроллера AVR реализует интерфейс передачи данных RS-232, а для приема данных мы используем USB-порт компьютера, то для преобразования

сигнала используем мост RS-232 AVR CDC, разработанный Osamu Tamura.

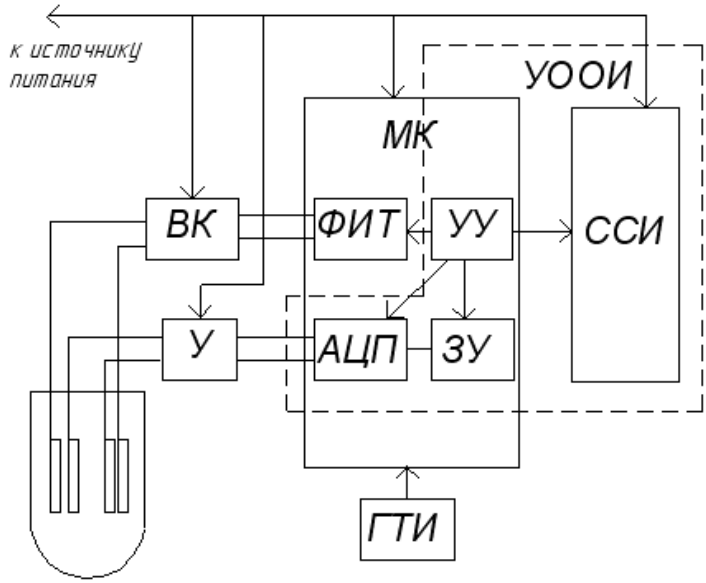


Рис. 1 - Структурная схема прибора. МК – микроконтроллер; ФИТ – формирователь импульсов тока; УУ – устройство управления; ВК – выходной каскад; У – усилитель; АЦП – аналого-цифровой преобразователь; ЗУ – запоминающее устройство; ГТИ – генератор тактовых импульсов; ССИ – семисегментный индикатор; УООИ – устройство обработки и отображения информации.

За начальные условия для алгоритма передачи передачи данных на ПК принимается наличие массива данных во Flash-памяти микроконтроллера размером 1000 измерений = 1000байт (1 цикл сбора данных = 1сек. Частота дискретизации =1кГц, разрядность измерений АЦП = 8 бит).

Принятый компьютером байт данных принимается из буфера данных USB программой-терминалом и отображается графически. Далее происходит декремент счетчика ячеек массива данных, и цикл повторяется, пока значение счетчика не станет N=0. При N=0 полученные данные сохраняются в папке терминала в файле формата .txt. Для каждой серии измерений создается отдельный текстовый файл согласно принципу, указанному алгоритмом.

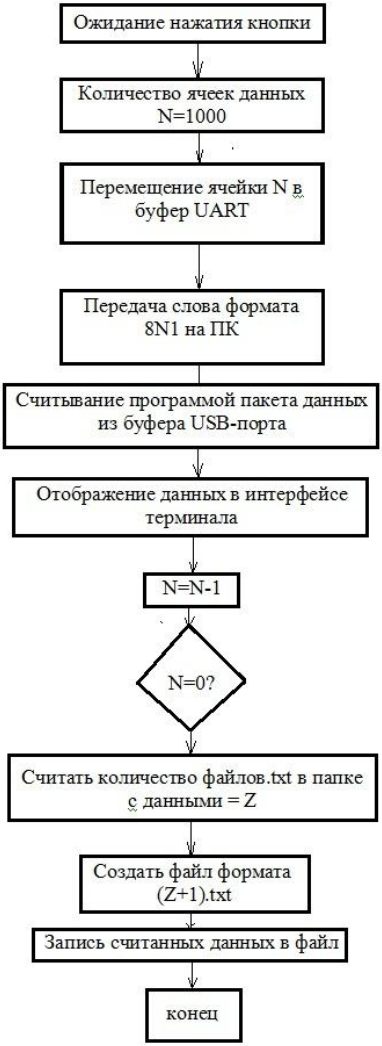


Рис. 2 - Алгоритм передачи данных о степени жизнеспособности клеточной суспензии

Библиографический список

1. Калакутский Л.И., Акулов С.А.. Анализ состояния клеточных суспензий методом импульсной импедансометрии / Известия

ЮФУ. Технические науки. Тематический выпуск. «Медицинские информационные системы». - Таганрог: Изд-во ТТИ ЮФУ, 2009.
2. Акулов С. А., Калакутский Л.И. Оценка частотной характеристики биоэлектрического импеданса тканей методом анализа переходных функций. XIII Международная научно-практическая конференция студентов, аспирантов и молодых ученых «Современные техника и технологии» / Сборник трудов в 3-х томах. Т.1. – Томск: Изд-во Томского политехнического университета, 2007.
3. Дорошенко Р.Ю. Алгоритм определения степени жизнеспособности клеточных суспензий методом переходных функций. XXIII Всероссийская научно-техническая конференция студентов, молодых ученых и специалистов «БИОМЕДСИСТЕМЫ – 2010».

МЕХАНИКО-ГИДРАВЛИЧЕСКАЯ СИСТЕМА ДЛЯ МОДЕЛИРОВАНИЯ СТЕНОЗА МИТРАЛЬНОГО КЛАПАНА ЛЕВОЙ ПОЛОВИНЫ СЕРДЦА

А.П. Попова
Научные руководители – Новоселова Е.С., канд. техн. наук, доцент,
Лебеденко И.С., канд. техн. наук, доцент
Тульский государственный университет

Сердце — один из жизненно важных органов всего организма. Поэтому моделирование работы сердца является немало важным вопросом, что особенно актуально при наблюдающемся росте количества заболеваний сердечно-сосудистой системы.

В последнее время активно ведутся исследования, связанные с работой сердечно-сосудистой системы. Этот интерес объясняется поиском причин заболеваний и эффективных методов лечения. Это исследование кровенаполнения сосудов методами плетизмографии, определение свойств кровотока с помощью доплерографии, изучение механических свойств сердечной мышцы, изучение электрических явлений в сердце (определение биопотенциалов сердца методом электрокардиографии), производство искусственных клапанов сердца (биопротезов) и различных модификаций всего сердца (в качестве временного имплантанта) и многое другое. Производится большое количество медицинской аппаратуры и приборов для диагностики сер-

дечных заболеваний и их лечения (кардиостимуляторы). Однако невозможность проводить экспериментальные исследования на сердце in vivo (в живом организме) приводит к необходимости разработки различных моделей. Поэтому в последнее время широко ведутся научные работы в области создания математической модели сердца, на которой можно было проводить различного рода эксперименты без причинения вреда здоровью человека.

Считается, что модель — это используемый для предсказания и сравнения инструмент, позволяющий логическим путем спрогнозировать последствия альтернативных действий и достаточно уверенно указать, какому из них отдать предпочтении действия с целью моделирования. Компьютерная модель сердца позволит врачам отрабатывать свои действия при лечении различных заболеваний без риска для жизни их пациентов, а также выявить такие пороки сердца, как недостаточность митрального клапана, слипчатый перикард или стеноз митрального клапана. Она даст возможность создавать различные сценария развития заболевания, в том числе случаи, приводящие к остановке сердца. Благодаря этой модели можно диагностировать заболевание и следить за его развитием, не прибегая к травматичным и труднопереносимым пациентом исследованиям in vivo. Вот поэтому механико-гидравлическая система была промоделирована для одной из патологий сердца, а именно стеноза митрального клапана левой половины сердца.

Стеноз митрального клапана представляет собой сращение створок митрального клапана и сужение митрального отверстия[2].При моделировании митрального стеноза в расчетной схеме механико-гидравлической системы сердца берется меньшее по диаметру отверстие между цилиндрами, представляющими левое предсердие и левый желудочек. Таким образом, при сокращении левого предсердия кровь проходит в левый желудочек через отверстие меньшего, чем в норме, диаметра (рис. 1). Вследствие этого уменьшается расход крови через митральный клапан (G_2)[1].

На основании изменений, внесенных в систему уравнений, описывающих изменения параметров сердечно-сосудистой системы, в среде программирования MathCAD была написана программа, моделирующая насосную функцию сердечно-сосудистой системы с учетом трех степеней стеноза митрального клапана.

Из полученных графиков видно, что при стенозе митрального клапана ряд характеристик работы сердечно-сосудистой системы отклоняется от нормы: систолическое давление в левом предсердии возрастает; повышается давление в легочной вене и легочной артерии.

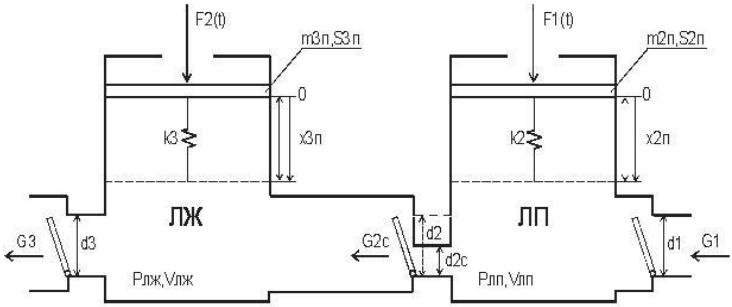


Рис. 1 — Расчетная схема механико-гидравлической системы левой половины сердца при митральном стенозе.
d_2 — диаметр митрального отверстия в норме; d_{2c} — диаметр митрального отверстия при стенозе; G_{2c} — расход крови через митральный клапан при стенозе

Давление в левом желудочке и аорте падает, так как кровь в недостаточном количестве поступает в желудочек. Расход крови между легочной артерией и легочной веной, между легочной веной и левым предсердием, заметно снижаются. Особенно значительное снижение расхода крови наблюдается через митральное отверстие между левым предсердием и левым желудочком. Все эти результаты полностью соответствуют физиологическим данным. Отклонения от нормы усиливаются с повышением степени порока.

Библиографический список

1. Лебеденко И. С. , Новоселова Е. С., Ракитянская А. С., Ефимцева Ю. А. Математическая модель насосной функции сердца//Биотехносфера.-2009.-№3.-С.24-31.
2. Физиология кровообращения. Физиология сердца. – Л.: «Наука»,1980. – 598 с.: ил.

ИНФОРМАЦИОННАЯ ТЕХНОЛОГИЯ НЕИНВАЗИВНОЙ ДИАГНОСТИКИ ОНКОЛОГИЧЕСКИХ ЗАБОЛЕВАНИЙ

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

Для населения Украины онкологические заболевания являются острой медицинской и социальной проблемой. Каждый год обнаруживается более 160 тыс. новых случаев злокачественных новообразований, почти 100 тыс. жителей умирают от рака, причем 35% умерших — лица трудоспособного возраста. Каждый час регистрируется более 20 новых случаев заболевания, а 10 жителей Украины умирают от рака.

Исследование механизмов действия биологически активных веществ на уровне клеточного ядра позволяет выяснить природу регулярных процессов в клетке и в организме в целом, в том числе и при онкологических заболеваниях [1,2].

В свою очередь, стремительное развитие современных информационных технологий стимулирует развитие новых подходов во всех отраслях человеческой деятельности [3], в том числе и в онкологии. При этом разработка информационных технологий неинвазивной диагностики позволит поднять на новый уровень выявление онкологического процесса в органах и системах организма человека.

В основу предлагаемой информационной технологии положена методика внутриклеточного микроэлектрофареза, а также методы спектрального анализа биологических сигналов и математической статистики.

Технология включает в себя этапы сбора, обработки, анализа цитобиофизической информации и формирования диагностического заключения.

На первом этапе происходит сбор цитобиофизической информации о показателях ЭОЯ букального эпителия пациентов. Исследования проводились в противоопухолевом научно-лечебном фитоцентре «Феникс» г. Харькова под руководством к.м.н. Березы В.Я.

Все пациенты были разделены на три группы по 30 человек каждая: 1-я группа – здоровые, 2-я и 3-я – пациенты с онкологическими заболеваниями печени и желудка соответственно. Все пациенты принимали препарат «ЛИВ-52».

По цитобиофизическим параметрам определили показатели процентного соотношения ЭОЯ, как соотношение электроактивных и электропасивных ядер клеток букального эпителия. Затем полученные

значения занесли в двумерные матрицы нормального и патологического процессов и построили периодограммы, характеризующие активность пораженного онкологическим процессом органа при воздействии на него препарата.

Построенные матрицы являются исходными для проведения спектрального анализа на базе быстрого преобразования Фурье [4].

Анализ площади и частоты мощности позволил выявить орган, пораженный онкологическим процессом.

Значительный рост значений площадей спектра периодограмм ЭОЯ на 11% и 28% в районе 0,03 — 0,16 Гц по отношению к нормальной величине, характеризует онкологический процесс печени и желудка соответственно.

На последнем этапе проводится формирование заключения с диагностическими рекомендациями для врача-онколога.

Таким образом, предлагаемая информационная технология позволяет автоматизировать процесс выявления нарушений функций органов и систем организма при онкологических заболеваниях неинвазивным способом на основе спектрального анализа периодограмм показателей процентного соотношения ЭОЯ как стандарта энергетического и возрастного состояний организма при оценке влияния различных факторов.

Библиографический список

1. Колупаева, Т.В. Новые диагностические подходы к оценке уровня здоровья человека / Т.В. Колупаева // Биоэлектрические свойства клеточного ядра и состояние организма. – Харьков, 1989. – С 18.
2. Колупаева, Т.В. Изменения биоэлектрических свойств клеточных ядер как показатель возраста и физиологического состояния организма / Т.В. Колупаева, В.Г. Шахбазов // Молекулярные и функцион. механ. онтогенеза: Всесоюзн. симпоз.: Тез. докл. - Харьков, 1987. – С. 93-94.
3. Халафян, А.А. Современные статистические методы медицинских исследований / А. А. Халафян — Санкт-Петербург: ЛКИ, 2008. – 320 с.
4. Титчмарш, Э.Ч. Введение в теорию интегралов Фурье / Э.Ч. Титчмарш — Санкт-Петербург: КомКнига, 2007. – 480 с.

ПРОГРАММНЫЙ ПАКЕТ НЕЙРОСЕТЕВОГО МОДЕЛИРОВАНИЯ ДЛЯ АНАЛИЗА И КЛАССИФИКАЦИИ ПАТОЛОГИЙ НА ИЗОБРАЖЕНИЯХ ГЛАЗНОГО ДНА

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

Заболевания сетчатки в соответствии с современными эпидемиологическими данными занимают одно из первых мест в мире как причина слабовидения и слепоты. Поражения глазного дна часто имеют место при гипертонической болезни, особенно тромбоз вен сетчатки. В связи с многообразными особенностями строения глаза и различием в степени пигментации, процесс выделения патологических образований и морфологических структур на офтальмологических изображениях глазного дна является сложной задачей. Проведенные нами исследования показали, что для повышения точности разделения границы норма-патология и эффективности количественных оценок патологических структур целесообразно представить патологические образования и морфологические структуры в виде бинарного изображения – патологического сегмента.

С этой целью в среде MATLAB было разработано программное обеспечение среды, включающее в себя обучаемую нейронную сеть, которое осуществляет выделение патологических очагов на снимках, иллюстрирующих различные заболевания, что позволяет облегчить врачу-специалисту постановку верного диагноза.

Для обучения нейронной сети были выбраны фотографии изображений глазного дна при наличии колобомы диска зрительного нерва.

Колобома - очаговое отсутствие (щелевидный дефект) той или иной оболочки глаза. На изображении глазного дна при колобоме зрительного нерва на месте диска зрительного нерва находится округлая желтоватая зона, превышающая его по площади в 4-5 раз, с довольно отчетливыми контурами.

Колобома зрительного нерва встречается исключительно редко и имеет довольно четкую и характерную офтальмоскопическую картину. На месте диска зрительного нерва всегда определяется более или менее обширное углубление овальной формы с ровными пигментированными краями. Овал бывает всегда в 2—3 раза больше самого диска. Сосудистый пучок может располагаться в самых разнообразных участках диска или его колобомы. Острота зрения понижается в зависи-

мости от величины колобомы и ее места [1].

Патологические структуры выделяются посредством бинаризации изображения с помощью обучаемой нейронной сети [2]. Обучение нейронной сети начинается с формирования соответствующих экспериментальных выборок. Единицей выборки является пиксель изображения и соответствующая ему RGB-характеристика, записанные в виде (X, Y) [R G B], где (X, Y) – координаты пикселя, [R G B] – соответствующая этому пикселю RGB-характеристика. Например: (190, 244) [240 158 84].

Для того чтобы сформировать выборку, необходимо:

1. Запустить тестируемый программный продукт в среде MATLAB.
2. В открывшемся окне «Цифровая обработка изображений в среде MATLAB» выбрать вкладку *Файл-> Открыть*, чтобы загрузить обрабатываемое изображение (рис. 1).

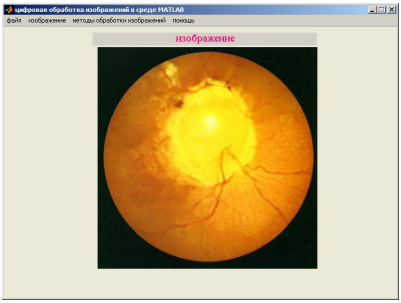


Рис. 1 - Загрузка обрабатываемого изображения

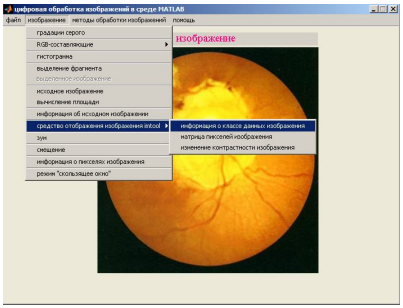


Рис. 2 - Открытие окна Image Tool

3. После того, как изображение загружено, необходимо выбрать вкладку *Изображение -> средство отображения изображения imtool -> информация о классе данных изображения* (рис. 2).

   Откроется окно Image Tool (рис. 3).
4. В открывшемся окне Image Tool произвести выборки пикселей для патологической и здоровой области: щелкнуть правой кнопкой мыши в необходимой области и скопировать данные по пикселю. Сформировать соответствующие таблицы экспериментальных данных и сохранить их в формате *.txt.
5. После того, как начальные обучающие выборки сформированы, можно приступить к обучению нейронной сети. Для этого в окне «Цифровая обработка изображений в среде MATLAB»

выбрать вкладку *Методы обработки изображений-> Сегментация изображения-> Настройка нейронной сети.* В результате откроется окно, изображенное на рис. 4.

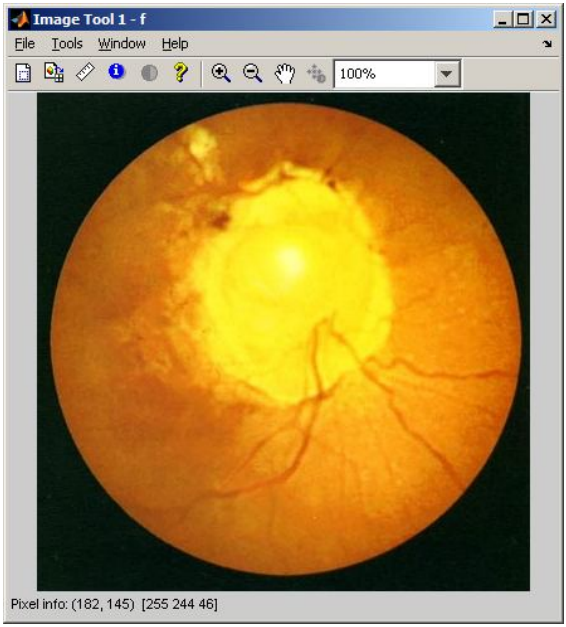


Рис. 3 - Внешний вид окна Image Tool

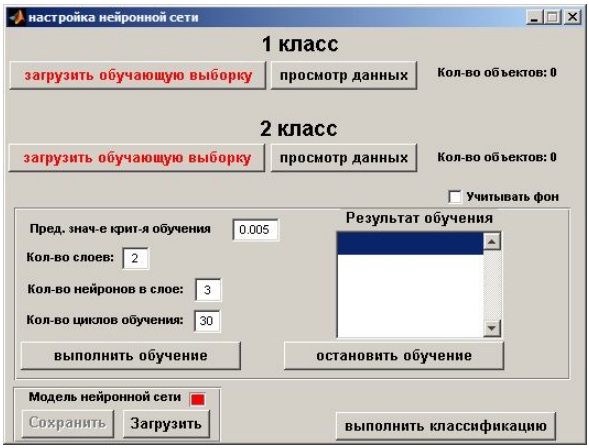


Рис. 4 - Окно настройки нейронной сети

6. Загрузить обучающие выборки для области патологии и здоровой области в 1-й и 2-й классы соответственно. Выполнить обучение (рис. 5).

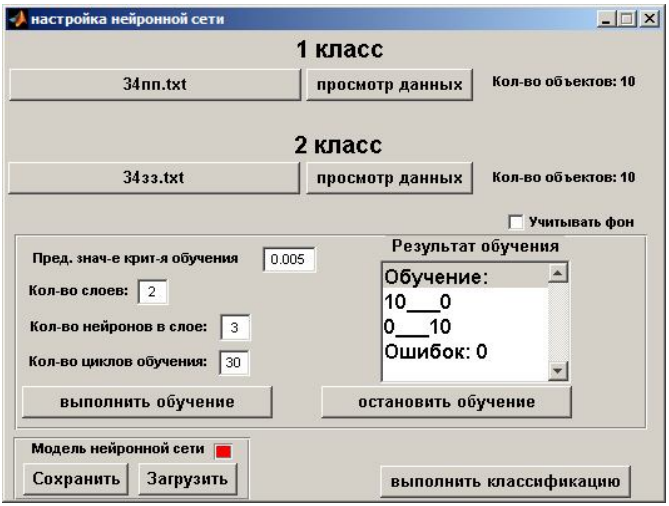


Рис. 5 - Выполнение обучения нейронной сети

При успешном завершении обучения нейронной сети можно выполнить классификацию. На основании полученной визуализации классификации делается вывод о приемлемости выполненного обучения и о необходимости дальнейшего уточнения данных обучающих выборок. Если полученная классификация сочтена удовлетворительной, необходимо сохранить модель нейронной сети, нажав кнопку «Сохранить». В дальнейшем сохраненную модель можно использовать для обработки изображений соответствующих патологий.

7. Если выбранных данных недостаточно для удовлетворительной визуализации, обучение произошло с ошибкой или сеть не смогла обучиться совсем, то необходимо еще раз проверить данные обучающих выборок, уточнить и дополнить их, а также заменить в обеих выборках данные, способствующие возникновению ошибок обучения нейронной сети.

Исходное обрабатываемое изображение с колобомой зрительного нерва показано на рис. 6.

Рис. 6 - Колобома диска зрительного нерва

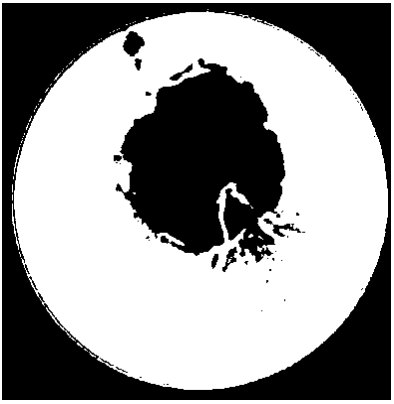


Рис. 7 - Визуализация классификации 1

Экспериментальным путем были сформированы обучающие выборки, фрагмент которых представлен в табл. 1. По данным обучающим выборкам было произведено успешное обучение нейронной сети. На рис.7 представлено полученное в результате работы нейросетевого классификатора бинарное изображение патологического образования.

Табл. 1

Фрагмент обучающей выборки

Здоровая область	Область патологии
(180, 63) [199 98 10]	(165, 88) [255 227 48]
(235, 72) [186 81 0]	(187, 78) [255 230 35]
(280, 126) [247 144 5]	(251, 94) [253 210 17]
(296, 174) [251 162 8]	(276, 155) [255 238 34]
(279, 207) [251 188 13]	(239, 218) [251 238 36]
(172, 253) [218 115 0]	(159, 199) [255 243 43]
(220, 212) [245 162 0]	(156, 163) [255 241 39]
(229, 282) [244 143 11]	(202, 130) [255 255 149]
(51, 163) [175 93 19]	(202, 165) [254 237 36]
(49, 136) [172 93 16]	(172, 117) [254 231 31]

При выполнении классификации для другого изображения колобомы диска зрительного нерва (рис. 8) по сохраненной модели нейронной сети получены следующие данные – см. рис. 9.

Как можно заметить, область колобомы диска зрительного нерва на втором изображении выделена практически полностью.

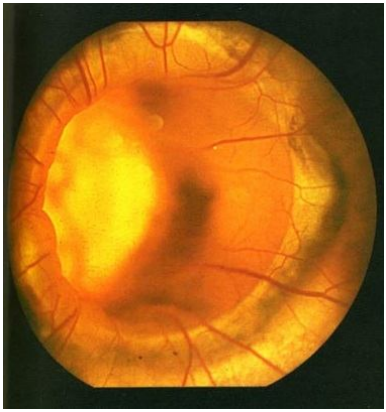


Рис. 8 - Колобома диска зрительного нерва и окружающей хориодеи

Рис. 9 - Визуализация классификации 2

Таким образом, программный продукт формирует бинарное изображение, соответствующее выделяемой области патологии, и позволяет в той или иной степени решить проблему автоматизированного анализа и классификации патологий на изображениях глазного дна.

Библиографический список

1. Кацнельсон Л.А. Клинический атлас патологии глазного дна/ Л.А. Кацнельсон, В.С. Лысенко, Т.И. Балишанская - Издательство: ГЭОТАР-Медиа, 2008.- 120 с.
2. Круг П.Г. Нейронные сети и нейрокомпьютеры: Учебное пособие по курсу «Микропроцессоры». – М.: Издательство МЭИ, 2002. – 176 с.

МЕТОДИКА ДИАГНОСТИКИ ЗАБОЛЕВАНИЙ ПО ИЗОБРАЖЕНИЯМ САМООРГАНИЗУЮЩИХСЯ СТРУКТУР

Н.А. Швецова

Научный руководитель - Филист С. А., д-р техн. наук, профессор

Юго-Западный государственный университет

Исследование, направленное на построение модели процессов

структуризации капель биологических жидкостей, решает фундаментальные научную проблему, суть которой состоит в выявлении связи между патологическими процессами, протекающими в организме, изменением вызванных этими процессами физических и физико-химических свойств биологических жидкостей и видом структур, наблюдаемых в высушенной капле биологической жидкости [1]. Интересно использование атомно-силовой микроскопии при получении изображения высохшей капли биологической жидкости (фации) и последующая обработка его при помощи систем автоматического анализа изображения.

Клетки крови и жидкая ее часть - плазма (сыворотка), - обладают основными свойствами жидких кристаллов. Последняя при направленной дегидратации претерпевает ряд фазовых переходов, которые приводят к формированию специфических тезисграфических структур, удобных для разного рода исследований с помощью микроскопии, в том числе атомно-силовой, с использованием ПЭВМ.

Атомно-силовое изображение высохших капель биологических жидкостей представляет собой важный и новый диагностический материал.

Современная атомно-силовая и конфокальная микроскопия активно используется для исследования свойств полупроводниковых и других материалов, например, распределения электрического потенциала поверхности, в том числе диэлектрических материалов, а также позволяет исследовать биологические объекты.

Исследование органических молекул под атомно-силовым микроскопом позволяет получить изображения всех органических молекул, включая ДНК.

Целью такого рода работы является повышение качества и надежности имеющихся компьютерных систем автоматического анализа изображения биологических жидкостей за счет использования более эффективных алгоритмов анализа изображений высокого разрешения с применением новой методики получения исследуемых изображений.

Предлагается общий алгоритм к решению задачи диагностики гипертонической болезни по картине самоорганизации в высыхающих каплях биологических жидкостей на основе сыворотки крови больных гипертонической болезнью.

Во-первых, разработать и исследовать метод получения изображений высушенных капель биологических жидкостей (сыворотки крови) высокого разрешения для диагностики артериальной гипертонической болезни (АГ) на различных стадиях.

В литературе приводится достаточно много методов получения

материала и изображений высушенных капель биологических жидкостей высокого разрешения, но для диагностики артериальной гипертонической болезни на различных стадиях они не применяются.

В работе [2] кровь для исследования набирали из кубитальной вены в количестве 5 мл и центрифугировали в течение 5 минут при 3 тысячах оборотов. Затем каплю сыворотки крови с помощью микропипетки наносили на предметное стекло, которое помещали в термостат при температуре 37ºС на два часа. Через сутки производили снимки фации через микроскоп с помощью цифрового аппарата «Nikon Coolpix 775», находящегося в режиме микросъемки объектов.

В работе [3] сыворотку крови больных с липидемией изучали до и после осаждения липидов и липопротеинов добавлением хлороформа с последующим центрифугированием при 11 тыс. об/мин. В каждом образце определяли общее количество белка, процентное соотношение белковых фракций, общего холестерина и холестерина липопротеинов высокой (ЛПВП) и низкой плотности (ЛПНП). Изучали структурный макропортрет сыворотки крови при добавлении различных красителей, применяемых в биохимии и гистохимии для выявления белков: метиленовый синий, толуидиновый синий, кармин, альциановый голубой, амидочерный 10В, кумасси бриллиантовый синий R-250, бромфеноловый синий. После перемешивания сыворотку с добавлением красителя в объемном соотношении 3:1 исследовали методом клиновидной дегидратации, для чего каплю высушивали на горизонтально расположенном предметном стекле при комнатной температуре в течение 18–24 часов, а затем анализировали структуру полученной дегидратированной капли в световом микроскопе.

Для большей достоверностирезультатов делали 10 повторов для одного образца сыворотки. Высохшие капли фотографировали и рассчитывали соотношение ширины различных зон окраски к их радиусу (для каждой капли проводили 3 измерения).

В нашей работе в качестве биологической жидкости брали сыворотку крови больных различными формами гипертонии.

При этом использовали глазные пастеровские пипетки категории 200001, объем которых равен 0,5 мл, а длина составляет 87 мм. С их помощью на покровное стекло размером 18х18 мм наносили одну каплю сыворотки крови и оставляли на сутки в сухом, хорошо вентилируемом помещении лаборатории.

На рис. 1 приведены несколько полученных образцов для исследования.

Покровные стекла довольно непрочны, поэтому при хранении и транспортировке их следует поместить в отдельные упаковки по не-

сколько штук.

Методика получения образца для исследования достаточно проста и заключается в получении сухой пленки (фации) из капли биологической жидкости и последующей обработке образцов с помощью аппаратно-программных комплексов.

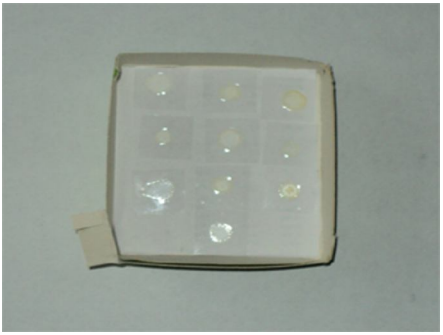


Рис. 1 – Покровные стекла размером 18х18 мм с нанесенной каплей сыворотки крови больных гипертонической болезнью

В обобщенном описании суть метода заключается в следующем. Каплю биологической жидкости наносят на предметное стекло, которое в дальнейшем сушат при удобных для конкретного случая условиях. После этого производится фотосъемка фации через микроскоп или с помощью цифрового аппарата, находящегося в режиме микросъемки объектов. Производилась качественная и количественная оценка морфологических элементов полученной фации, количественные данные рассчитываться с помощью компьютерных программ.

Применялась следующая методика получения изображения высохшей капли сыворотки крови.

В качестве инструмента получения изображения в нашем исследовании были использован конфокальный микроскоп и атомно-силовой микроскоп.

Атомно-силовой микроскоп может использоваться для определения микрорельефа поверхности любых веществ, как проводящих, так и непроводящих, с его помощью можно наблюдать всевозможные несовершенства структуры, локализованные на изучаемых поверхностях, например, дислокации или заряженные дефекты, а также всяческие примеси. Кроме того, АСМ позволяет выявить границы различных блоков в кристалле, в частности доменов. В последнее время с помощью атомного силового микроскопа физики стали интенсивно изучать биологические объекты, например молекулы ДНК и другие

макромолекулы, главным образом для целей нарождающегося и, судя по всему, чрезвычайно перспективного направления – биомолекулярной технологии.

Высушенные капли сыворотки крови были исследованы на атомно-силовом микроскопе AIST-NT SmartSPM. Использовался полуконтактный кантилевер fpN11, с радиусом закругления иглы 10 ÷ 20 nm, что соответствовало погрешности измерений (±5 ÷ 10 nm). Анализировались сигналы фазы и топологии поверхности. Профили сканируемой поверхности образца анализировались с помощью программного пакета Gwyddion 2.19. Определялось усредненные размеры наночастиц по уровню 0.5.

Во-вторых, экспериментально исследовать возможность визуальной оценки признаков протекания по исследуемому изображению высушенной капли сыворотки крови.

Для постановки диагноза необходимо выделить на образце значимые области фации, к которым относятся внешняя граница, зона кристаллизации и белковая зона. Так как поле съемки АСМ весьма мало, то интерес представляют атомно-силовые изображение именно этих зон.

Действительно, было выделено три зоны каждого образца: внешняя граница, зона кристаллизации и белковая зона. Для каждой из них было получено свое изображение.

В-третьих, выбрать ограниченное число формальных признаков при описании изображения высокого разрешения высушенной капли сыворотки крови после его получения для последующей автоматической диагностики ГБ.

Необходимо дать интерпретацию увиденной картины, выделить классификационные признаки и сопоставить структуры, наблюдаемые на изображении высушенной капли биологической жидкости с заболеванием, его стадией, которым страдает данный пациент.

На основании всестороннего анализа процессы дегидратационной самоорганизации биологических жидкостей сопоставлены с аналогичными процессами, протекающими при высыхании капель коллоидных растворов, и доказано, что они могут быть описаны в рамках стандартных подходов к анализу жидкостей неорганического происхождения [4].

Согласно рис. 2, на котором представлено оптическое изображение внешней границы образца высушенной капли сыворотки крови больного гипертонией, делаем вывод, что на нем различимы структуры под названием «ядрышки».

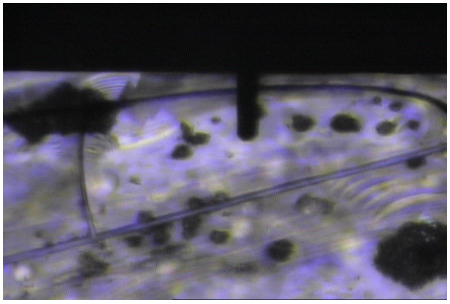


Рис. 2 — Оптическое изображение внешней границы образца высушенной капли сыворотки крови больного гипертонией

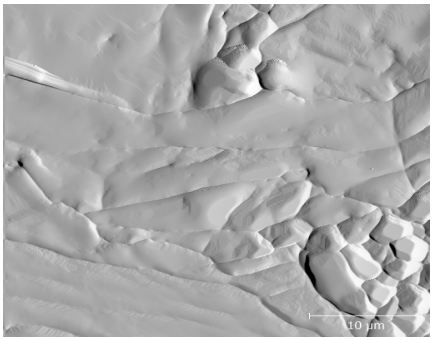


Рис. 3 - Топологии поверхности внешней границы образца высушенной капли сыворотки крови больного гипертонией, полученная при помощи атомно-силовой микроскопии

Лучше рассмотреть их позволяет рис. 3, представляющий топологию поверхности внешней границы образца высущенной капли сыворотки крови больного гипертонией, полученный в результате обработки изображения, снятого атомно-силовым микроскопом. Профили сканируемой поверхности образца анализировались с помощью программного пакета Gwyddion 2.19.

Конечно, для полноценного исследования необходимо проанализировать набор образцов сыворотки крови, что и было проведено.

Полученные оптические изображения высушенных капель сыворотки крови больных гипертонической болезнью имеют схожую структуру. Для них характерно присутствие в центральной части капли «ядрышек», а в переферийной части обычно располагаются «спиральные трещины».

Таким образом, при выборе ограниченного числа формальных

признаков при описании изображения высокого разрешения высушенной капли сыворотки крови после его получения для последующей автоматической диагностики ГБ следует остановиться на структурах «ядрышки» и «спиральные трещины».

Результаты такого рода исследований могут быть крайне полезны, потому что полученные алгоритмы позволяют автоматизировать процесс анализа фаций и значительно облегчают работу медицинского персонала. Дальнейшие разработки в этом направлении помогут автоматически определять такие заболевания как ишемия почек, бактериурии, выявлять продукты жизнедеятельности микрофлоры и т.д. Так же будут анализироваться снимки других медико-биологических жидкостей: крови, слюны и т.п.

Библиографический список

1. Гольбрайх, Е. О формировании узора трещин в свободно высыхающей пленке водного раствора белка/Е. Гольбрайх, Е.Г. Рапис, С.С. Моисеев// Журнал технической физики. 2003. №73(10). С. 116-121.
2. Маслова, Н.Н. Метод структурного анализа сыворотки крови в диагностикеи и дифференциальной диагностике хронической ишемии мозга/Н. Н. Маслова, С.Н. Кожеко, В.Е. Новиков, Н.Ф. Фаращук, Н.А. Прохоренкова. М., 2006.
3. Муравлева, Л.Е. . Морфотипы тезиограмм плазмы крови больных хроническим пиелонефритом//Л.Е. Муравлева, В.Б. Молотов-Лучанский, Д.А. Клюев, Д.С. Кусаинова, Н.У. Танкибаева, Г.А.Омарова//Фундаментальные исследования. 2009. № 10. С. 21-24.
4. Шабалин, В.Н. Морфологии биологических жидкостей человека/В.Н. Шабалин, С.Н. Шатохина. М.: Хризостом, 2001. 304 с.

МЕТОДИКА ПРОЕКТИРОВАНИЯ СИСТЕМЫ ПОДДЕРЖКИ ПРИНЯТИЯ РЕШЕНИЙ НА ОСНОВЕ НЕЧЕТКОЙ ЛОГИКИ ДЛЯ ОЦЕНКИ СОСТОЯНИЯ ЗДОРОВЬЯ ПАЦИЕНТОВ «STACIONAR»

А.В. Крошилин, С.В. Крошилина
Рязанский государственный радиотехнический университет

В докладе излагается методика проектирования систем поддержки принятия решений на основе нечеткой логики для оценки состояния здоровья человека на основе имеющейся статистической информации [1]. Проблема применения современных информационных технологий в обеспечении инфекционной безопасности и эффективном лечении различных инфекционных заболеваний, в том числе, таких как туберкулез, присуща ряду направлений в различных мероприятиях. Практика свидетельствует о том, что современные медицинские учреждения, в том числе диспансеры в своей работе применяют различные автоматизированные информационные системы, позволяющие накапливать и хранить большие объемы медицинской информации, однако во многих случаях она либо не используется врачами при принятии медицинских решений, либо ее использование представляется затруднительным [2].

В основу создания таких систем помимо накопленных результатов, могут быть положены и результаты работы комплексов медицинских приборов для сбора широкого спектра медицинских данных, поскольку для аппаратуры, которая аккумулирует данные физических процессов, достигнуто оптимальное сочетание качества, точности и воспроизводимости результатов наблюдений пациентов, что позволит врачам оценивать влияние проведенных процедур на организм человека и постепенно формировать представления о “новых течениях болезней”.

Существуют два подхода к пониманию природы оценки медицинского решения (знания). Первый подход заключается в построении экспертных систем (ЭС), разработанных с использованием теории искусственного интеллекта, для которых в клиническом опыте преобладает дедуктивная компонента. Базы знаний (БЗ) таких систем формируются на основе эмпирических данных, их методология опирается на теорию распознавания образов. Медицинские решения в системах первого вида – это логические правила типа IF... THEN... ELSE, формулируемые врачами-экспертами вместе со специалистами по инженерии знаний. При таком подходе принимаемые решения не могут быть выше уровня врача-эксперта. Врач-пользователь при такой организа-

ции не может усилить эффективность информационной системы, ибо система работает уже со сформированной базой знаний и ограничена возможностями этой БЗ. В системах второго вида основное экспертное знание (медицинские решения) строится на данных истории болезни и задачах, формулируемых на языке базы данных, и хранится в эмпирической базе данных (ЭБД). В интеллектуальной системе, построенной по данному принципу, достижение цели решающим образом зависит от того, насколько эффективно происходит извлечение информации из данных истории болезни и методов лечения. При проведении исследований за основу был взят набор обычных лечебных процессов, хранящийся в БД, хорошо апробированной на практике. Далее этот набор был расширен другими лечебными процессами, на которые налагаются различные ограничения и допущения, в частности, использование других лекарств, их доз и схем применения. Таким образом, автоматизация оценки состояния пациента должна функционировать используя: информацию, получаемую в результате опроса пациентов лечащим врачом; данные предварительных обследований пациентов; результаты измерений аппаратуры, формализованные медицинские выводы и закономерности [2].

В результате выполненных теоретических и практических исследований была сформирована методика комплексной оценки состояния здоровья пациента и проводимого стационарного и амбулаторного курса лечения, которая позволяет осуществлять адекватную поддержку в принятии решений на основе данных медицинского контроля, статистических данных, истории болезни, а также позволяет решать задачу корректировки курса лечения, необходимого для получения желаемого результата. На базе этой методики создана система поддержки принятия решений (СППР) «Стационар» [3]. Посредством систем смешанного типа, объединяющих в себе элементы нечеткой логики, экспертных систем, основанных как на извлекаемых из эмпирических данных знаниях, так и на экспертных знаниях, возможно разработать такие методы анализа субъективных, объективных, статистических и расчетных данных, которые могут быть эффективно использованы при разработке систем обеспечения информационно-медицинского контроля в лечебных учреждениях. Разработанная СППР «Стационар» позволяет осуществлять оперативное диагностирование состояния здоровья пациента в ходе курса лечения и принимать решении о необходимости внесения корректировок в курс лечения. СППР «Стационар» была успешно апробирована и внедрена в ГУЗ Рязанском областном клиническом противотуберкулезном диспансере. Тестирование и экспертная оценка показали, что предлагае-

мые системой рекомендации являются достоверными с медицинской точки зрения не менее, чем в 86% случаев и представляют практическую значимость для решения задачи оценки состояния здоровья пациента при проведении курса лечения.

Библиографический список

1. А.Н. Пылькин, А.В. Крошилин, С.В. Крошилина Проектирование систем поддержки принятия решений для оценки состояния здоровья пациентов в условиях неопределенности // Информатика и системы управления. - 2010. - №4(26).-178 с. (82-94)
2. Крошилин А.В., Крошилина С.В. Алгоритм модифицированного метода нечеткой кластеризации в задаче эффективного мониторинга статистической информации, Казанская наука. №9 Вып. 1. 2010г. – Казань: Изд-во Казанский Издательский Дом, 2010. – 643 с. (150-154)
3. Свидетельство о государственной регистрации программ для ЭВМ №2010613280 Система поддержки принятия решений на основе нечеткой логики «Stacionar» ver. 5.4 (СППР НЛ «Stacionar» ver. 5.4), зарегистрирована в Реестре программ для ЭВМ 18.05.2010 г.

РАЗРАБОТКА ПРОГРАММНОГО КОМПЛЕКСА ВИЗУАЛИЗАЦИИ И ОБРАБОТКИ СЕРДЕЧНОГО РИТМА

А.В. Алпатов, А.В. Кирюхин, М.Ю. Митрофанова
Научный руководитель – Вихров С.П., д-р физ.-мат. наук, профессор
Рязанский государственный радиотехнический университет

Определение вариабельности сердечного ритма (ВСР) относят к важному неинвазивному методу количественной оценки активности различных отделов вегетативной нервной системы (ВНС) при регуляции сердечных сокращений [1]. Для оценки степени напряжения регуляторных механизмов из традиционных методов могут использоваться различные биохимические способы определения содержания кортикостероидов и катехоламинов в крови и моче. Однако трудоемкость этих методов и невозможность их широкого использования, в частности в производственных условиях, а также в космическом полете, привели к тому, что в настоящее время изучение ВСР является самым распространенным методом оценки вегетативной регуляции. Поскольку

практически нет таких функциональных состояний или заболеваний, в которых бы не участвовали механизмы вегетативной регуляции, то сфера применения метода оценки ВСР очень широка [2].

Для реализации метода ВСР была разработана программа визуализации и статистической и флуктуационной обработки сердечного ритма человека проводилась в среде графического программирования LabVIEW 2010. Разрабатываемая программа работает в двух режимах: 1) регистрация электрокардиограммы (ЭКГ) и кардиоинтервалограммы (КИГ); 2) обработка кардиоинтервалограммы (КИГ) статистическими, спектральными и нелинейными методами. Главное окно программы показано на рис. 1

В первом режиме происходит регистрация ЭКГ и КИГ с обследуемого и параллельная запись регистрируемых данных в файл. Для регистации используется специально разработанный аппаратный модуль [3]. При разработке блока формирования КИГ были использованы несколько встроенных функций, которые позволили сократить время проектирования. К их числу относятся функция Online Multiscale Peak Detection, которая позволила зарегистрировать R – зубцы, а также функция Extract Heart Rate, которая позволила создать ряд (массив) RR-интервалов.

Рис. 1 - Окно регистрации электрокардиограммы и кардиоинтервалограммы

После процедуры регистрации пользователь может перейти в режим обработки КИГ. Для этого в программу необходимо загрузить

созданный ранее тестовый файл. Далее происходит параллельное вычисление некоторых статистических характеристик динамического ряда кардиоинтервалов: HR, MxDMn, Mn, Mx, SDNN, CV, D, RRcp, RMSSD, PNN50, SI. Последний из перечислимых – индекс напряженности регуляторных систем (SI), вычисляется на основе, сформированной методом вариационной пульсометрии, гистограммы. Для построения гистограммы в среде LabVIEW использовалась функция General Histogram.

Наряду с вышеперечисленными характеристиками в одном окне отображается скаттерграмма, представляющая метод корреляционной ритмографии (рис. 2).

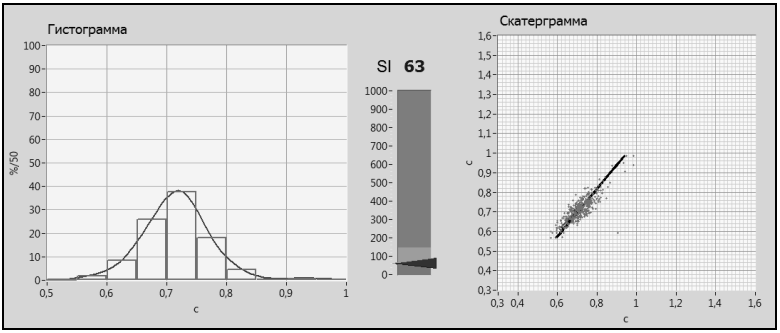


Рис. 2 - Рабочие окна программы, отображающие скаттерграмму и гистограмму

Это метод графического представления динамического ряда кардиоинтервалов в виде «облака» путем построение ряда точек в прямоугольной системе координат [4]. Числовым параметром, характеризующим данное облако является угол наклона аттрактора – прямой, к которой стремится фазовая траектория. Для создания данной прямой применялась функция Linear Fit из палитры Fitting.

Автокорреляционная функция (АКФ) графически представляет собой статистическую взаимосвязь каждого последующего интервала RR с предыдущими и отражает степень централизации управления процессами регуляции. При создании АКФ использовалась функция Correlation Coefficient из палитры Probability and Statistics.

Спектральные методы оценки сердечного ритма применяются для выявления характерных периодов в динамике изменения длительности интервалов RR. Помимо этого, при спектральном анализе оценивается вклад тех или иных периодических составляющих в динамику изменений ЧСС. С этой целью оценивается так называемая спек-

тральная мощность колебаний, соответствующая каждому выявленному периоду. Спектральные методы применяются почти исключительно для анализа коротких участков ритмограммы — от 2 до 5 минут [5]. В разрабатываемой программе происходит построение спектра с помощью функции Unevenly Sampled Signal Spectrum (Неравномерно оцифрованный спектр сигнала), поскольку временная шкала «сигнала» кардиоинтервалов представляет собой неравномерную кумулятивную сумму. В программе реализован подсчет некоторых спектральных показателей, а процентное соотношение каждого частотного диапазона (HF, LF, VLF, ULF) показывается в гистограмме (рис. 3).

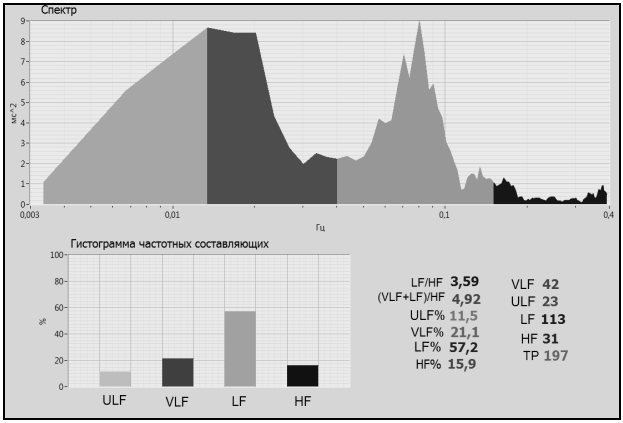


Рис. 3 - Окно спектрального анализа

Особенность данной программы является осуществление нелинейного анализа сердечного ритма, а именно локального флуктуационного анализа [6] на основе модифицированного алгоритма известного метода анализа флуктуаций относительго тренда (DFA) [7] .

Этот режим позволяет осуществлять динамический контроль параметра a_{dfa} (скейлинговый показатель) в каждый момент времени, а, следовательно, зафиксировать быстрые эффекты изменения корреляционных свойств RR-сигнала, имеющими диагностическую значимость.

На рис. 4 представлено рабочее окно программы, реализующей оконный флуктуационный анализ сердечного ритма.

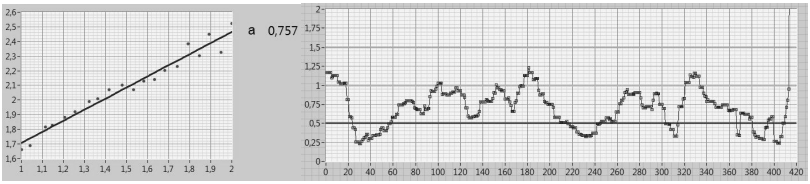


Рис. 4 - Окна локального флуктуационного анализа

Библиографический список

1. Машин В. А. Микроструктурный анализ вариабельности сердечного ритма при моделировании деятельности оператора в процессе психофизиологических обследований // Человеческий фактор и ядерная безопасность. Сб. Мат. Междун. научн.- практ. конф. ─ Обнинск, Изд-во ОНИЦ "Прогноз", 2001. ─ С. 147-148.
2. Демина Л.В., Михеев А.А. Сравнительный анализ методов оценки вариабельности сердечного ритма // Материалы Всероссийской конференции с элементами научной школы для молодежи «Биотехнические, медицинские и экологические системы и комплексы». ─ Рязань: РГРТУ, 2010. ─ С. 211-216.
3. А.В. Кирюхин. Беспроводный регистратор сердечного ритма // Материалы Всероссийской конференции с элементами научной школы для молодежи «Биотехнические, медицинские и экологические системы и комплексы». ─ Рязань: РГРТУ, 2010. ─ С.458-460.
4. Дембо А.Г., Земцовский Э.В. Спортивная кардиология: Руководство для врачей. ─ Л.: Медицина, 1989. – 464 с.
5. Беляев К.Р. Методы анализа вариабельности сердца. http://konstb.newmail.ru/liter/hrv/UchPos2.htm
6. А.В. Алпатов, М.Ю. Митрофанова. Метод флуктуационного анализа сердечного ритма в режиме реального времени. // Биомедицинская радиоэлектроника. 2011. № 7. С.66-71.
7. Peng C.-K., Havlin S., Stanley H., Goldberger A. Quantification of scaling exponents and crossover phenomena in nonstationary heartbeat time series. // Chaos 5 (1), 1995. P. 82-87

ОПРЕДЕЛЕНИЕ ТЕМПЕРАТУРНЫХ НАПРЯЖЕНИЙ В СИСТЕМАХ ОСТЕОСИНТЕЗА ПЛЕЧЕВОЙ КОСТИ

А.А. Федоров
Научный руководитель – Шукейло Ю.А., канд. техн. наук, доцент
Санкт-Петербургский государственный электротехнический университет «ЛЭТИ» им. В. И. Ульянова (Ленина)

Задачи биомеханики остеосинтеза являются сложными задачами анализа систем фиксации отломков костей. Они требуют значительной предварительной работы по выбору и обоснованию расчетных моделей систем фиксации с привлечением современных компьютерных методов [1].

Проведен анализ напряженно-деформированного состояния систем фиксации накостными пластинами переломов плечевой кости.

Реабилитация пациентов с переломом плечевой кости начинается с момента проведения операции. Температура операционной обычно равна 20° С, такую же температуру имеют и имплантаты (накостные пластины и шурупы). Операция заканчивается ушиванием раны. Температура кости и имплантатов повышается до температуры окружающих тканей. Поскольку температурные коэффициенты линейного расширения кости и имплантатов отличаются по значению, то звенья системы фиксации перелома и отломки кости деформируются, и в их материале возникают температурные напряжения. На это было обращено внимание в работе [2]. Такие же явления замечены при проведении операции по восстановлении крестообразной связки колена [3], когда предлагалось нагревать до температуры тела сухожилие, заменяющее поврежденную связку. Это улучшало в дальнейшем функционирование связочного аппарата колена. В обзоре [4] проведен анализ изменения температуры среды и тканей организма человека, возникающих при лечении и реабилитации пациентов. В [5] предлагается способ подготовки операции в ортопедии и травматологии с использованием металлических имплантатов для остеосинтеза.

Совместные стесненные перемещения звеньев системы фиксации при изменении температуры звеньев приводят к появлению температурных напряжений и деформаций. При разработке методик реабилитации эти напряжения необходимо учитывать и оценивать.

Критерием оценки состояния костной ткани и звеньев системы фиксации могут быть приняты разрушающие напряжения в материале элементов системы фиксации, получаемые экспериментально. Знание значений напряжений, возникающих в костной ткани, необходимо для предотвращения травм, организации реабилитации пациентов с пере-

ломами плечевой кости

В работе были рассмотрены два случая остеосинтеза пластиной типа АО (Ассоциация остеосинтеза, Швейцария) переломов в средней трети плечевой кости: поперечного и косого под углом 45º.

Расстояние между отломками кости принято 0,5 мм. Оно возникает после операции при лизисе некротической костной ткани в зоне диастаза.

На первом этапе была создана 3D компьютерная модель кости по томографическим срезам плечевой кости человека. 2D срезы были получены с помощью томографа (Siemens Somatom Emotion™, Berlin-Munich, Germany) в одной из клиник и записаны программой DICOM.

Срезы кости имели шаг 8 мм. Затем срезы кости были перенесены в программу пакета параметрического моделирования SolidWorks 2009 (SolidWorks Corp, Concord, Massachusetts). В этом пакете с помощью сплайнов были построены образы срезов, которые были расставлены в соответствии с их положением в томограмме плечевой кости. Далее была создана 3D модель плечевой кости, адекватно отражающая геометрию реальной кости.

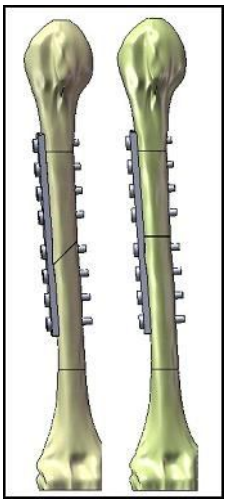


Рис. 1 - Модель остеосинтеза

На втором этапе были построены трехмерные компьютерные модели пластины АО и шурупов. Пластина имела 8 эллиптических отверстий и длину 135 мм, ширину – 12 мм и толщину – 8 мм. Диаметр винтов для фиксации пластины – 4,5 мм.

На третьем этапе были смоделированы поперечная и косая под углом 45º остеотомии плечевой кости. Отломки кости были разведены на 0,5 мм,

Далее были созданы компьютерные модели остеосинтеза отломков плечевой кости с помощью пластины (рис. 1).

Предполагалось, что проксимальный отдел плечевой кости жестко закреплен в плечевом суставе. При этом рука может находиться в удобном для пациента положении.

Материал костной ткани (компактной и спонгиозной, хрящевой) принимался упругим, деформируемым, однородным и сплошным. Аналогичное предположение было сделано и относительно титанового сплава пластины и шурупов. Это дает возможность описать напряженно-деформируемое состояние костной

ткани с помощью системы уравнений механики деформируемого твердого тела.

Физико-механические свойства костной ткани и титанового сплава приведены в табл. 1.

Табл. 1

Параметры	Сплав титана ВТ6	Компактная костная ткань	Спонгиозная костная ткань
Модуль нормальной упругости E, ГПа	110	16,20	0,60
Коэффициент Пуассона ν	0,33	0,33	0,33
Плотность ρ, кг/м^3	4700	2000	500
Температурный коэффициент линейного расширения, $\alpha \cdot 10^6$ 1/K	10	5	2
Предел прочности при растяжении $\sigma_р$, МПа	900	170	10
Предел текучести $\sigma_т$, МПа	700	-	-

Начальная температура всей системы фиксации до операции (отломки кости, пластина, шурупы) принята 20°С, а температура тканей, окружающих систему фиксации после операции – 37°С.

Исследование напряженно-деформированного состояния геометрически сложных систем фиксации переломов возможно только численным методом. В настоящее время широко применяемым численным методом в различных отраслях науки является метод конечных элементов. Анализ каждой из построенных моделей систем фиксации (рисунок) при условиях изменения температуры и жестком закреплении проксимального конца плечевой кости проведен в пакете программ Simulation, интегрированном в SolidWork. В пакете программ рассчитываются напряжения и перемещения в материале элементов системы фиксации, а также перемещения точек систем фиксации. Пакет реализует метод конечных элементов и при использовании тетраэдральных элементов позволяет в геометрически сложных системах с высокой точностью получать значения напряжений и перемещений.

В качестве критерия оценки жесткости фиксации при температурном воздействии принято наибольшее значение эквивалентного напряжения, возникающего в материале звеньев систем фиксации.

Жесткость фиксации отломков кости определяется также значением наибольших перемещений, возникающих в элементах системы фиксации.

Результаты расчета представлены в табл. 2

Табл. 2

№ п/п	Модель фиксации и тип перелома	Наибольшие эквивалентные напряжения, МПа			Полное перемещение точек дистального сечения, мм
		В пластине	В компактной костной ткани	В спонгиозной костной ткани	
1	Косой	**29,10**	**5,43**	**1,30**	**0,12**
2	Поперечный	**9,62**	**4,31**	**1,17**	**0,12**

Наибольшее эквивалентное напряжение, возникающее в пластине из сплава титана, при косом переломе составляет 4,1 %, а при поперечном – 1,4 % от опасного значения 700 МПа. В компактной костной ткани напряжения достигают при косом переломе 3,2 % и при поперечном – 2,5 % от опасного значения 170 МПа. В спонгиозной костной ткани набольшее эквивалентное напряжение составляет при косом переломе 13 % и при поперечном – 11 % от опасного значения 10 МПа. Полное перемещение точек дистального конца плечевой кости в обеих системах фиксации рано о,12 мм. Относительное перемещение точек диастаза составили при косом переломе 0,17 мкм и при поперечном – 0,1 мкм.

Анализ результатов расчетов биомеханического состояния систем фиксации показывает, что изменение температуры на 17°С приводит к появлению значительных температурных напряжений. Эквивалентные напряжения в спонгиозной костной ткани достаточно велики, и они должны обязательно учитываться при назначении значений дозированных нагрузок в период послеоперационной реабилитации и разработки суставов руки.

Библиографический список

1. Daniel M., Iglicl A., Kraij-Iglic V., Konvickova S. Computer system for definition of the quantitative geometry of musculature from CT images. Computer Methods in Biomechanics and Bio-

medical Engineering, 2005. Vol. 8. №. 1, 25-29.
2. Шукейло Ю.А., Хомутов В.П. Оценка напряженного состояния кости на этапе проведения операции остеосинтеза // Биомеханика-2006: VIII Всероссийская , 2006. конференция по биомеханике: Тезисы докладов. Н. Новгород: ИПФ РАН. С 218-220.
3. W. J. Ciccone, D. R. Bratton, D. M. Weinstein, J. J. Elias. Viscoelasticity and temperature variations decrease tension and stiffness of hamstring tendon grafts following anterior cruciate ligament reconstruction. THE JOURNAL OF BONE & JOINT SURGERY. 2006, Vol. 88-A, № 5, 1071-1077.
4. M. Stańczyk, J.J. Telega Thermal problems in biomechanics: from soft tissues to orthopaedics. Russian Journal of Biomechanics, 2001, Vol. 5, № 4: 30-75.
5. Пат.РФ № 2313301. Способ подготовки операции в ортопедии и травматологии с использованием металлических имплантатов для остеосинтеза / В.П. Хомутов, Ю.А. Шукейло; Опубл. 27.12.07; Бюл. № 36.

СИСТЕМА ДИСТАНЦИОННОГО ХОЛТЕРОВСКОГО МОНИТОРИРОВАНИЯ

И.С. Рунов, Р.Д. Миргаязов
Научный руководитель – Уразбахтина Ю.О., канд. техн. наук, доцент
Уфимский государственный авиационный технический университет

Борьба с болезнями сердечно-сосудистой системы стала основной задачей здравоохранения и медицинской науки наряду с такими заболеваниями как рак, СПИД, психосоматические расстройства. Смертность от сосудистых заболеваний населения в России составляет 57%, причем, почти 20% из этого числа умирают в трудоспособном возрасте. В 90% случаев причиной смерти становится ишемическая болезнь сердца или инсульт. Глубокий интерес к этой проблеме определяется широким распространением сердечно-сосудистых заболеваний, тенденцией к нарастанию их у лиц молодого возраста, в частности детей различных возрастных групп, огромной их ролью в инвалидизации и смертности населения (1-2 место) среди всех заболеваний, что придаёт проблеме не только медицинское, но и социальное значение. Поэтому весьма актуально научное обоснование и разработка эффективных методов лечения, реабилитации и профилактики, а в боль-

шей степени ранней диагностики заболеваний сердечно-сосудистой системы, даже при наличии минимальной симптоматики (жалобы или ощущения больного).

Многие заболевания сердца становятся заметны только во время физической активности, например выполнении упражнений, стрессовых ситуаций, во время еды и даже сна. Поэтому мониторирование деятельности сердца в течение суток намного лучше позволяет выявить отклонение в его работе, чем обычное электрокардиографическое исследование. С этой целью в медицине применяются холтеровские мониторы.

Холтеровское мониторирование — один из популярных методов диагностики нарушений сердечного ритма. Показано пациентам с жалобами на сердцебиение и перебои в работе сердца — для выявления нарушений ритма и проводимости сердца, с неясными обмороками, а также частично для регистрации «немой» (без болевой) ишемии миокарда, для оценки некоторых параметров работы электрокардиостимулятора.

Авторами предлагается комплекс носимых устройств, входящих в состав системы, регистрирующей сердечные ритмы человека и обрабатывающей его.

Носимым устройством является электрод с установленным на него Bluetooth модулем. Основа электрода - полипропиленовая пена, содержит влажный гель. Каждый электрод снабжен одноразовой теркой для подготовки кожи к апликации и улучшения качества сигнала. Электрод отличается сильной адгезивной способностью. Может применяться для холтеровского мониторирования длительностью до 24 часов, по истечению этого срока поверхность электрода очищается, наносится новый слой гель-клея и электрод можно использовать вновь. Влажный гель снижает электрическое сопротивление кожи и обеспечивает высокое качество сигнала ЭКГ. Отшелушивающая терка на прозрачной защитной пленке облегчает подготовку кожи. Надежные адгезивные свойства гарантируют хорошую фиксацию электрода во время процедуры. Наклейка обеспечивает механическую устойчивость, сводит к минимуму дополнительные артефакты. С помощью радио-модуля происходит синхронизация электродов с мобильным устройством. По сигналу с устройства система начинает работать и передавать данные в его внутреннюю память, где в последствие массив данных будет обработан и построена привычная электрокардиограмма.

Сигнал, снимаемый с электрода, закрепленного на теле пациента, поступает на предусилитель, где усиливается и подается на вход

АЦП внутри Bluetooth-модуля. Центральным компонентом разрабатываемого устройства является микросхема BLE112 производства Bluegiga - Bluetooth 4.0 Single Mode Module, содержащая внутри себя встроенный АЦП. С модуля данные по стандартным протоколам Bluetooth передаются на устройство-приемник. В качестве приемника могут выступать сотовый телефон, КПК, планшетный компьютер и многие другие устройства.

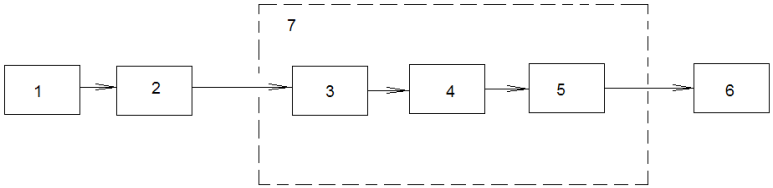


Рис. 1 - Структурная схема системы:1-электрод, 2-предусилитель, 3-АЦП, 4-блок обработки данных, 5-Bluetooth передатчик, 6-приемник, 7-однокристальная система Bluetooth

Программная часть разработки содержит специальные приложения необходимые для создания радиоканала между электродами и мобильным устройством, их синхронизации и начала работы по одному такту. Также данное приложение обрабатывает поступающие с датчиков сигналы и выводит их на дисплей устройства в виде диаграммы. Дальнейшие действия зависят от сценария, в рамках которого используется оборудование. Данные могут сохраняться во внутренней памяти устройства для последующей передачи данных по каналам GPRS, EDGE, HSDPA на сервер медицинского учреждения для анализа специалистами.

Использование данного устройства позволит вести непрерывный мониторинг сердечной деятельности пациента без причинения ему дискомфорта возникающего при использовании проводных технологий. Основным преимуществом системы дистанционного холтеровского мониторирования является возможность подключения электродов к любому мобильному устройству и их дальнейшая эксплуатация. При этом будет возможно проведение консультаций пациентов живущих в отдаленных районах, что особенно важно для республики Башкортостан. Разработка подобных устройств является основным из направлений правительственной программы информатизации здравоохранения.

ИНФОРМАЦИОННО-ОБРАЗОВАТЕЛЬНАЯ СРЕДА КАК ФАКТОР УПРАВЛЕНИЯ ПРОЦЕССОМ ОБУЧЕНИЯ КУРСАНТОВ

Л.В. Чиж
Государственное учреждение образования «Командно – инженерный институт» Министерства по чрезвычайным ситуациям Республики Беларусь

Образование традиционно и объективно относится к наиболее консервативным сферам жизни общества. В рамках традиционных учебных планов, ориентированных на традиционные формы обучения, предпринимаются активные усилия по развитию таких инновационных форм образовательных процессов, как исследовательская деятельность курсантов, контролируемая самостоятельная работа, модульно-рейтинговые системы контроля знаний, технологии дистанционного обучения.

Экстремальная сложность, интенсивность и глобализация процессов жизнедеятельности современного общества вызывают необходимость развития и внедрения в практику средств и методов обеспечения комплексной безопасности как социума в целом, так и каждого человека в отдельности. Данная проблема является мощным реальным стимулом к развитию системы профессиональной подготовки работников Министерства по чрезвычайным ситуациям, признанной решать задачи "быстрого реагирования" на возникающие изменения в социально-экономической жизни, в том числе кризисного и чрезвычайного характера. Важным прикладным аспектом теории информационных ресурсов является практическое применение ее концептуальных положений в построении информационно-образовательных сред. Одним из комплексных инструментов решения такого рода задач должна стать информационно-образовательная среда инновационного типа, обладающая максимально высоким технологическим потенциалом, способная к быстрым перенастройкам и импульсному режиму функционирования.

Информационно-образовательная среда должна включать в себя следующие основные компоненты [1, 2]:

- производственно-технологический комплекс по созданию, внедрению, техническому и методическому сопровождению (поддержанию актуальности) информационно-образовательной среды (инновационный образовательный технопарк);
- хранилище данных, содержащее коллекции информационных образов в соответствующей профессиональной сфере;

- базу типовых решений проблемных ситуаций, составляющих основу систем образовательного контроллинга и консалтинга;
- систему обучения методам и приемам работы в конкретной компьютерной среде, на базе которой обеспечивается прохождение образовательной дистанции и последующее профессиональное сопровождение и поддержка;
- технологический комплекс, позволяющий актуализировать профессиональный потенциал курсантов в режиме виртуальной реальности и натурного моделирования.

Особую роль в обеспечении результативности образовательных процессов по вопросам оказания первой медицинской помощи играет расширение спектра методов и средств коммуникативности, позволяющих повысить творческую активность личности, реализовать мотивы и цели обучения в ходе профессиональной подготовки.

Информационно-образовательная среда служит связующим звеном, объединяющим подготовку профессионала в рамках концепции образовательной дистанции и организацию информационной поддержки его последующей профессиональной деятельности в рамках системы образовательного консалтинга.

Информационно-образовательная среда должна способствовать выполнению ряда условий, от которых зависит формирование позитивных мотивов образовательной деятельности: профессиональная направленность и практическая значимость; осознание работниками Министерства по чрезвычайным ситуациям ближайших, непосредственных и конечных целей обучения; эмоциональная насыщенность, познавательная ценность информации, форма подачи учебного материала.

Отличительной особенностью курсантов, как субъекта образовательного процесса является его одновременное позиционирование в двух средах: реальной и образовательной. Понятие образовательной среды неразрывным образом связано с определением образовательного процесса как динамического средства формирования приватных информационных ресурсов и профессиональных навыков, направленных на разрешение проблемных ситуаций в реальной среде. Образовательная среда должна быть в максимальной степени адекватной реальной среде, но не тождественной ей. По аналогии с реальной средой, образовательная среда является источником образовательных проблемных ситуаций и ресурсов для их разрешения.

В структуре реальной среды проблемных ситуаций для курсантов выделяются три составляющих компонента: приватную среду, профессиональную среду, социальную среду.

Приватная среда связана с разрешением курсантами проблемных ситуаций частного характера. Социальная среда порождает специфический комплекс проблемных ситуаций, связанных с жизнеобеспечением человека в конкретном социуме. Приватная среда и социальная среда связаны между собой через специфическую интерфейсную (профессиональную) среду.

В ходе проектирования этапов образовательной дистанции необходимо решить учебно-методические задачи:

- разработать и обеспечить реализацию эффективных ориентационных модулей, оптимизировать их продолжительность;
- разработать и обеспечить реализацию эффективных целеполагающих модулей, оптимизировать форму их представления;
- создать условия для эффективной реализации процессов актуализации в рамках самостоятельной работы курсантов по формированию личного профессионального ресурса;
- разработать средства объективной оценки знаний и навыков для каждого из этапов образовательной дистанции.

Указанные методологические принципы положены в основу курса "Экстренная медицина" для курсантов Командно-инженерного института МЧС Республики Беларусь, обучающихся по специальности "Предупреждение и ликвидация чрезвычайных ситуаций". Курс рассчитан на использование в процессе обучения фантомно-модульного комплекса как средства натурного моделирования чрезвычайных ситуаций, связанных с необходимостью оказания первой медицинской помощи и первой реанимационной помощи пострадавшим. Используемые в процессе обучения манекены (фантомные модули) дают уникальную возможность изучения анатомии человека, имитации травматических повреждений различной этиологии, проведения эффективного и качественного обучения приемам сердечно-легочной реанимации. Фантомные модули снабжены индикаторами контроля, обеспечивающими объективную информацию о правильности выполнения ключевых приемов экстренной помощи. Учебно-технологический комплекс включает иллюстрированное учебное пособие-презентацию «Экстренная медицинская помощь. Практикум».

Коллекции информационных образов представляются важным информационным ресурсом для разрешения широкого спектра проблемных ситуаций и могут рассматриваться как фрагменты в образовательных системах, построенных на принципах ситуационного обучения. В этом случае каждый образовательный фрагмент является иллюстрацией проблемной ситуации и опорным поисковым образом для актуализации релевантных элементов информационных ресурсов в

процессе разрешения проблемных ситуаций заданного класса.

Биографический список

1. Гринберг А.С., Лукьянец В.Г., Тимошек Л.Е. Информационные технологии моделирования процессов управления экономикой. Часть VII. Информационная экономика и информационные ресурсы управления. - Мн.: Академия управления при Президенте Республики Беларусь, 2000.
2. Гринберг А.С., Горбачев Н.Н., Тепляков А.А. Технологии защиты информационных ресурсов государственного управления. - Мн.: Академия управления при Президенте Республики Беларусь, 2002.
3. Национальные и мировые информационные ресурсы в государственном управлении. Часть 1. Информационный профессионализм и страхование риска информационных ресурсов в государственном управлении / Гринберг А.С. и др. - Мн.: Академия управления при Президенте Республики Беларусь, 2004.
4. Лукьянец В.Г. Информационно-образовательная среда непрерывного образования // Вышэйшая школа. – 2008, № 6. – С. 14–20.
5. Чиж Л.В., Лукьянец В.Г. Информационно-образовательная среда как фактор достижения эффективности профессиональной подготовки курсантов // Юбилейный сборник научных трудов работников Командно-инженерного института МЧС Республики Беларусь. – Минск: КИИ МЧС Республики Беларусь, 2008. – С. 122–126.
6. Чиж Л.В. Экстренная медицинская помощь. Практикум // Минск: РЦСиЭ МЧС, 2011. – 142 с.

SPSS В ОБРАБОТКЕ ДАННЫХ МЕДИЦИНСКОГО ОБСЛЕДОВАНИЯ

П.Ю. Мыльников
Научный руководитель - Дмитриева М.Н., канд. пед. наук, старший преподаватель
Рязанский государственный медицинский университет
им. акад. И.П. Павлова

Большое количество статистической информации (показателей и характеристик состояния человека), получаемой в результате прове-

дения различных медицинских обследований пациентов, может быть представлено в табличном виде и сохранено с последующей обработкой средствами **SPSS**.

Помимо ввода данных в табличной форме, возможностей наглядного представления динамики параметров исследуемого процесса путем построения диаграмм различных видов, **SPSS** позволяет проводить статистический анализ данных. Кратко опишем последовательность действий такой работы при решении следующей задачи.

Задача. Изучить связь между относительной физической работоспособностью по тесту PWR 170 (в килограммометрах на 1 кг веса тела) и относительным потреблением кислорода (в литрах на 1 кг веса тела в 1 мин) для группы из 20 человек. Данные приведены в табл. 1.

Табл. 1

№ испыт.	**МПК/кг** **X**	**PWC170/кг** PWR
1	44,6	13,1
2	31,7	7,8
3	43,1	9,9
4	38,9	8,8
5	40,4	9,2
6	34,8	8,3
7	38,8	9,8
8	30	6
9	46,4	14,4
10	45,7	11,3
11	39,5	10,8
12	38	11,4
13	31,8	7,8
14	35,5	7,8
15	33,5	9,1
16	40,1	11,6
17	36,7	9,8
18	38,8	9,8
19	39,4	10,1
20	42	12,3

Наиболее часто при обработке медицинских данных требуется расчет основных параметров распределения, представленного в выборке данных. В базовом модуле пакета широко представлены числен-

ные и графические методы описательной статистики. Процедуры, целенаправленно вычисляющие только описательные статистики, сгруппированы в пункте ***«Descriptive Statistics» (описательные статистики)*** меню статистических процедур пакета ***«Analyze» (анализ)***.

Таким образом, можно получить следующие характеристики: Среднее, Стандартная ошибка (среднего), Медиана, Мода, Стандартное отклонение, Дисперсия выборки, Эксцесс, Асиметричность, Интервал, Минимум, Максимум, Сумма, Наибольшее, Наименьшее, Уровень надежности.

Выполним проверку с помощью коэффициентов корреляции Спирмена, Кендэла и Пирсона. На первом этапе необходимо представить исходные данные в таблице. Подготовка данных. Будем считать, что данные находятся в двух переменных ***PWR*** и X редактора данных пакета.

Выбор процедуры. Выберем процедуру ***Bivariate*** (парные корреляции) из блока ***Correlate*** (корреляции) меню ***Analyze*** редактора пакета.

Заполнение полей ввода данных. В окне ввода данных и параметров процедуры ***Bivariate*** следует перенести переменные ***PWR*** и ***X*** в поле ***Variables***. В блоке ***Correlation Coefficients*** (коэффициенты корреляции) надо отметить все указанные там коэффициенты. В блоке ***Test Significance*** (критерии значимости) следует указать характер альтернатив, против которых будет проверяться нулевая гипотеза об отсутствии связи между выборками. Полезно включить опцию ***Rag significant correlations*** (пометка значимых коэффициентов). В этом режиме процедура будет отмечать в таблице результатов одной или двумя звездочками (* или **) коэффициенты корреляции, значимо отличные от нуля на пяти- и однопроцентном уровнях значимости.

В окне навигатора вывода данных процедура сформирует две таблицы. Первая из них относится к коэффициенту корреляции Пирсона, она показана на рис. 1. В клетках этой таблицы указаны три величины: сверху – значение коэффициента корреляции, посередине – его минимальный уровень значимости против выбранных альтернатив и снизу – объем выборки. На главной диагонали этой таблицы стоят значения корреляций переменных с самими собой. Они, естественно, равны 1, а уровень значимости у них не указывается. Интересующее нас значение стоит на побочной диагонали.

		MPK	Y
PWR	Pearson Correlation	1	,859(**)
	Sig. (2-tailed)	.	,000

	N	20	20
Y	Pearson Correlation	,859(**)	1
	Sig. (2-tailed)	,000	.
	N	20	20

Рис.1 - Пакет SPSS. Таблица коэффициентов корреляции Пирсона процедуры **«Bivariate»**

Полученный коэффициент корреляции Пирсона равен 0.859, а его уровень значимости меньше 0.001. То есть этот коэффициент можно считать значимо отличным от нуля.

Вторая таблица (рис.2.) содержит аналогичную информацию для ранговых коэффициентов корреляции Кендэла и Спирмена. Значения всех трех коэффициентов разные, но все они значимо отличаются от нуля.

Таким образом, с помощью коэффициентов корреляции Спирмена, Кендэла и Пирсона установили статистически значимую связь между относительной физической работоспособностью и относительным потреблением кислорода по данным обследования. То есть увеличение относительной физической работоспособности человека ведет к повышению относительного потребления кислорода.

Отметим, что наряду с простотой выполнения таких расчетов средствами ПК, необходима грамотная интерпретация полученных результатов статистического анализа. Для этого требуется исследователю знание основ теории вероятностей и математической статистики. В этом отношении можно воспользоваться различными методическими пособиями, например [1].

			MPK	Y
Kendall's tau_b	***PWR***	Correlation Coefficient	1,000	,686(**)
		Sig. (2-tailed)	.	,000
		N	20	20
	Y	Correlation Coefficient	,686(**)	1,000
		Sig. (2-tailed)	,000	.
		N	20	20
Spearman's rho	***PWR***	Correlation Coefficient	1,000	,831(**)

	Sig. (2-tailed)	.	,000
	N	20	20
Y	Correlation Coefficient	,831(**)	1,000
	Sig. (2-tailed)	,000	.
	N	20	20

Рис.2 - Пакет **SPSS**. Таблица коэффициентов корреляции Кендэла и Спирмена процедуры **«Bivariate»**

Сделаем несколько замечаний по полученным результатам. Значения разбираемых нами коэффициентов корреляции не всегда совпадают, как и получилось в рассматриваемом примере. Коэффициент корреляции Пирсона гораздо более чувствителен к отдельным нехарактерным значениям, чем ранговые коэффициенты. В целом, коэффициенты ранговой корреляции заслуживают гораздо большего доверия, чем коэффициент корреляции Пирсона.

Малые выборки позволяют обнаружить связь между переменными только тогда, когда она довольно сильно выражена. Так для выборок объема порядка 20 наблюдений, для выявления связи между ними с помощью коэффициента корреляции Спирмена на пятипроцентном уровне значимости против односторонних альтернатив, значения этого коэффициента, оцененное по выборке, должно превышать по модулю значение 0.4. Для коэффициента корреляции Кендэла аналогичное значение равно примерно 0.27. Все это соответствует приведенным в нашем примере результатам.

Библиографический список

1. Булаев М.П. Обработка результатов медицинских и биологических исследований: Учебное пособие. – Рязань.; Рязанский государственный медицинский университет, 2009. - 140 с.

РАЗРАБОТКА ЦИФРОВОГО ЦВЕТОМЕТРИЧЕСКОГО АНАЛИЗАТОРА ДЛЯ ОПРЕДЕЛЕНИЯ СОСТАВА ВЕЩЕСТВ

Е.Б. Жаркова
Научный руководитель – Локтюхин В.Н., д-р техн. наук, профессор
Рязанский государственный радиотехнический университет

Оперативный контроль состава веществ требуется в различных производственных процессах (например, водоочистка и водоподготовка), в экологическом мониторинге, в биометрическом и биомедицинском анализе (например, анализ крови на содержание ионов лития, специфических белков, витаминов). Для этих целей наибольшее распространение получил спектрофотометрический метод количественного химического анализа, при котором определяется оптическая плотность исследуемых образцов с последующим их пересчётом в значения концентрации анализируемых компонентов. Использование цветометрической информации в химическом анализе началось в 1960-е годы, когда были предложены индикаторы, изменяющие цвет в зависимости от присутствия того или иного вещества, например, индикаторы концентрации водородных ионов или индикаторы металлов. Однако эти аналитические методы по существу были и остаются качественными, а не количественными [1].

В последние десятилетия получил распространение новый оптический аналитический метод – цифровой цветометрический анализ (ЦЦА), в котором в качестве чувствительных элементов используются не кюветы с раствором, а химические сенсоры (хемосенсоры) в виде мембран, созданных из реагентов, иммобилизованных на твёрдых полимерных матрицах. Полученное цветовое различие может быть измерено любым недорогим компактным цифровым цветометрическим анализатором (ЦЦ-анализатор), которые используются в полиграфии или в производстве цветных мониторов. ЦЦ-анализатор, структурная схема которого представлена на рис. 1, преобразует цветовую информацию в числовые значения, которые затем трактуются как аналитическая информация. Таким образом, ЦЦ-анализатор работает подобно человеческому глазу, который довольно точно распознаёт различие цветов, несмотря на возможную спектральную сложность оптического сигнала.

Спектрофотометрический метод определения количеств веществ основан на измерении оптической плотности исследуемых образцов с последующей математической обработкой полученных спектральных данных. В этом методе спектрофотометром измеряются два

световых потока: прошедший через образец ($Ф_1$) и падающий на него ($Ф_0$). Эти потоки, попадая на матрицу фотодиодов, преобразуются в токи, которые в свою очередь усиливаются и преобразуются в напряжения U_1 и U_0. Спектральный коэффициент пропускания определяется по формуле:

$$\tau(\lambda) = \frac{U_1 - U_T}{U_0 - U_T}, \quad (1)$$

где U_T – напряжение соответствующее темновому току фотоматрицы, λ - длина волны светового излучения, проходящего через исследуемый образец.

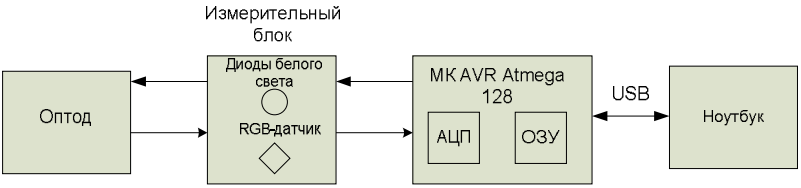


Рис. 1 - Структурная схема ЦЦ-анализатора

Оптическая плотность A определяется следующей формулой:

$$A = -\lg\tau(\lambda). \quad (2)$$

Библиографический список

1. Муравьёв С.В., Гавриленко Н.А., Силушкин С.В., Овчинников П.Г. Мобильный цветометрический комплекс для измерения состава веществ на основе полимерных оптодов. //Известия Томского политехнического университета. – 2011. – Т 318. - №4.- С. 68-73.

ПОСТАНОВКА ЗАДАЧИ ОПТИМАЛЬНОГО ВЫБОРА ДЛЯ ЛПУ МЕДИЦИНСКОГО ОБОРУДОВАНИЯ С УЧЕТОМ ИНТЕГРАЦИИ В МЕДИЦИНСКУЮ ИНФОРМАЦИОННУЮ СИСТЕМУ

М.С. Фролова
Научный руководитель – Строев В.М.., канд. техн. наук, доцент
Тамбовский государственный технический университет

Для решения задач модернизации и технического перевооруже-

ния ЛПУ необходимо создавать научные основы комплексного подхода к оснащению ЛПУ медицинским оборудованием (МО), рассмотреть этот процесс с позиции системного анализа.

Одной из основных логистических операций при оснащении ЛПУ является разработка технического задания на МО. Медицинское оборудование является чрезвычайно дорогостоящим, и ошибки при выборе могут привести к значительным тратам. Как правило, при составлении технического задания заказчик уже ориентируется на конкретную модель МО. Поэтому важным этапом составления технического задания является предварительный выбор модели МО.

Предлагается разработать процедуру предварительного выбора модели МО. Для этого разработаем обобщенную информационную модель определенного вида МО.

Информационная модель – совокупность описаний какой-либо системы (объекта), отражающая наиболее существенные закономерности ее структуры и процесса функционирования, зафиксированная на некотором языке или в другой форме. Предлагается строить информационную модель МО на основе теории множеств.

Информационную модель МО будем представлять в виде множества

$$\text{МО}_k = \{L_k, A_k, B_k, c_k\}, \qquad (1)$$

где L_k, A_k, B_k – множества параметров МО_k, принимающих логические, вещественные и интервальные значения соответственно; c_k – параметр МО_k, определяющий его стоимость (цена МО).

Все параметры модели МО можно классифицировать на 4 группы.

1-я группа: параметры, принимающие логические значения. Например, для логической переменной: «Область применения УЗИ: кардиология» имеются два значения: *«true»* – если эта функция присутствует в аппарате; *«false»* – если эта функция отсутствует.

2-я группа: параметры, принимающие вещественные значения. Например, вещественный параметр: «Число приемно-передающих каналов УЗИ» может принимать значение 1024.

3-я группа: параметры, которым соответствуют интервальные числа. Например, параметр «Диапазон частот УЗИ» принимает интервальное значение [1,5; 18] МГц.

4-я группа представлена одним параметром, который характеризует стоимость *k*-й модели МО.

Представим множество L_k в виде

$$L_k = \left\{ l_1^k, ..., l_i^k, ..., l_n^k \right\}, \quad (2)$$

где l_i^k – имя i-го параметра, принимающего логическое значение k-й модели МО.

Множество A_k представляется в виде последовательности кортежей

$$A_k = \left\{ \left\langle a_1^k, x_1^k \right\rangle, ..., \left\langle a_i^k, x_i^k \right\rangle, ..., \left\langle a_m^k, x_m^k \right\rangle \right\}, \quad (3)$$

где $\left\langle a_i^k, x_i^k \right\rangle$ – кортеж, в котором a_i^k – логическая переменная соответствует k-й модели МО; a_i^k – принимает значение *«true»*, если этот параметр присутствует в k-й модели МО, *«false»* – если этот параметр отсутствует. При $a_i^k = «false»$, x_1^k принимает значение, соответствующее численному значению i-го параметра k-й модели МО, но 2-й группы (множество A_k). При $a_i^k = «false»$, $x_1^k = 0$.

Множество B_k представляет последовательность кортежей

$$B_k = \left\{ \left\langle b_1^k, [y]_1^k \right\rangle, ..., \left\langle b_i^k, [y]_i^k \right\rangle, ..., \left\langle b_f^k, [y]_f^k \right\rangle \right\}, \quad (4)$$

где $\left\langle b_i^k, [y]_i^k \right\rangle$ – кортеж, в котором b_i^k – логическая переменная, соответствующая имени i-го параметра k-й модели МО и принимает значения аналогично переменной a_i^k. Интервальная переменная $[y]_i^k$ характеризуется двумя значениями: $\underline{y_i^k}$ и $\overline{y_i^k}$ – вещественными значениями нижней и верхней границ параметра $[y]_i^k$ соответственно.

Таким образом, сформулировав множество (1) путем присвоения переменным модели конкретных значений, получим информационную модель определенного вида МО.

Для того чтобы построить обобщенную информационную модель нужно определить состав множества (1). Для определения состава множества (1) необходимо глубоко изучить конкретные виды МО.

При оснащении ЛПУ самым ответственным этапом является закупка дорогостоящего диагностического оборудования, где стоимость одной единицы МО может превышать 4 млн. рублей.

Составление технического задания на МО – длительный, трудоемкий процесс, требующий высокой квалификации лица, выполняющего эту работу. Предлагается построить единый шаблон на техническое задание определенного типа МО. Это облегчит составление технического задания на МО заказчикам из ЛПУ в процессе закупок.

Для составления шаблона технического задания воспользуемся информационными моделями на МО.

Фактически обобщенная информационная модель МО будет являться основой построения информационной модели технического задания, которая, в свою очередь, станет основой единого шаблона на определенный вид МО.

Информационную модель технического задания определенного вида МО будем представлять в виде множества

$$T = \left\{ L^T, A^T, B^T \right\}, \tag{5}$$

где L^T, A^T, B^T – множества параметров технического задания, принимающих логические, вещественные и интервальные значения соответственно. Следует учесть, что существует полное соответствие между множествами *k*-й модели МО и техническим заданием. То есть множество L_k соответствует L^T, $A_k - A^T$, $B_k - B^T$, для всех $k = \overline{1, K}$, где K – количество существующих моделей выбранного типа МО. Соответствие выражается согласно параметров *k*-й модели МО и технического задания.

Множество L^T представляется в виде последовательности кортежей

$$L^T = \left\{ \left\langle l_1^T, \lambda_1 \right\rangle, \ldots, \left\langle l_i^T, \lambda_i \right\rangle, \ldots, \left\langle l_n^T, \lambda_n \right\rangle \right\}, \tag{6}$$

где l_i^T – имя *i*-го параметра (логическая переменная), принимающего логическое значение; $l_i^T = «true»$, если заказчик желает наличие этой функции в МО; $l_i^T = «false»$, если заказчик не желает наличие этой функции в МО; λ_i – вещественный коэффициент, характеризующий степень желательности присутствия этой функции в МО.

Условимся степень важности определять по пятибалльной шкале; λ_i может принимать значения $\lambda_i = 0, 1, ..., 5$: $\lambda_i = 0$ – наличие *i*-й функции безразлично для заказчика; $\lambda_i = 1$ – малая значимость *i*-й функции; $\lambda_i = 5$ – большая значимость *i*-й функции.

В дальнейшем для решения задачи многокритериальной оптимизации следует расширить число возможных значений λ_i. Так при строгом условии присутствия *i*-го свойства в техническом задании λ_i должно принимать очень большое отрицательное число, например $\lambda_i = -10^6$.

Множество A^T представляется в виде последовательности кор-

тежей

$$A^T = \left\{ \left\langle a_1^T, x_1^T, \gamma_1, \alpha_1 \right\rangle, \ldots, \left\langle a_i^T, x_i^T, \gamma_i, \alpha_i \right\rangle, \ldots, \left\langle a_m^T, x_m^T, \gamma_m, \alpha_m \right\rangle \right\}, \quad (7)$$

где a_i^T – логическая переменная, соответствующая имени *i*-го параметра технического задания на МО; a_i^T =«*true*», если этот параметр присутствует в заказываемом МО; a_i^T =«*false*» – в противном случае; x_i^T – численное значение *i*-го параметра, больше или меньше которого не должен быть параметр выбираемого МО. Параметр γ_i конкретизирует понятия «больше», «меньше». При $\gamma_i = -1$ должно выполняться условие $x_i \le x_i^T$, то есть параметры заказываемого МО должны быть не больше x_i^T. При $\gamma_i = 1$ параметры заказываемого МО должны быть не меньше x_i^T, то есть $x_i \ge x_i^T$. $\gamma_i = 0$, когда a_i^T =«*false*», где a_i – степень важности *i*-го параметра (a_i = -10^6, 0, 1, ..., 5).

Множество B^T представляется в виде последовательности кортежей

$$B^T = \left\{ \left\langle b_1^T, \left[y_1^T \right], \beta_1 \right\rangle, \ldots, \left\langle b_i^T, \left[y_i^T \right], \beta_i \right\rangle, \ldots, \left\langle b_f^T, \left[y_f^T \right], \beta_f \right\rangle \right\}, \quad (8)$$

где b_i^T – логическая переменная, соответствующая имени *i*-го параметра технического задания и принимает значения аналогично переменной a_i^T; $\left[y_i^T \right]$ – интервальная переменная, определяющая заданный интервал изменения *i*-го интервального параметра технического задания; β_i – степень важности *i*-го параметра (β_i = -10^6, 0, 1, ..., 5).

Сформируем критерий оптимального выбора МО [10], который будет иметь векторную форму и состоять из двух критериев I_1 и I_2. Критерий I_1 характеризует выполнение условий технического задания.

Критерий I_1 определяется следующими соотношениями [2, 3]:

$$I_1 = I^L + I^A + I^B; \quad (9)$$

$$I^L = \sum_{i=1}^{n} \lambda_i \delta_i^L;$$

$$D_i^L = l_i^T \wedge l_i^k,$$

где $\delta_i^L = 1$, если D_i^L =«*true*»; $\delta_i^L = 0$, если D_i^L = «*false*»;

$$I^A = \sum_{i=1}^{m} a_i \delta_i^A; \tag{10}$$

$$D_i^A = \left(a_i^T \wedge a_i^k\right) \wedge \left[\left(x_i^k \le x_i^T\right) \wedge \left(\gamma_i = -1\right)\right] \vee \left[\left(x_i^k \ge x_i^T\right) \wedge \left(\gamma_i = 1\right)\right],$$

где $\delta_i^A = 1$, если D_i^A = *«true»;* $\delta_i^A = 0$, если D_i^A = *«false»*;

$$I^B = \sum_{i=1}^{f} \beta_i \delta_i^B; \tag{11}$$

$$D_L^B = \left(b_i^T \wedge b_i^k\right) \wedge \left(\left[y_i^k\right] \subset \left[y_i^T\right]\right),$$

где $\delta_i^B = 1$, если D_i^B = *«true»*; $\delta_i^B = 0$, если D_i^B = *«false»*.

Критерий I_2 будет определять стоимость k-й модели МО, то есть

$$I_2 = c^k. \tag{12}$$

Таким образом, векторный критерий имеет вид

$$\overline{I}(k) = \left(I_1(k), I_2(k)\right). \tag{13}$$

Задача выбора оптимальной модели МО формулируется следующим образом. Для заданного технического задания, определяемого $T = \left\{L^T, A^T, B^T\right\}$, необходимо найти такую k-ю модель МО, при которой достигается оптимальное значение критерия $\overline{I}$, то есть

$$\overline{I^*}\left(k^*\right) = \underset{k=\overline{1,K}}{\text{opt}}\left(I_1, I_2\right) \tag{14}$$

для всех $\text{МО}_k = \left\{L_k, A_k, B_k, c_k\right\}$.

Для решения многокритериальной задачи используется принцип Парето. Для нашего случая: если k^* – Парето оптимально, то не существует других решений k' $\left(k' = \overline{1,K}\right)$, для которых

$$\begin{aligned} I_1(k') &\ge I_1\left(k^*\right); \\ I_2(k') &< I_2\left(k^*\right) \end{aligned} \tag{15}$$

Неравенства формализуют принцип оптимальности Парето, то есть для оптимального решения – оптимальной k^*-й модели МО не существует другой k'-й модели МО, в которой при таких же функциональных возможностях, то есть $I_1(k') = I_1\left(k^*\right)$ или лучших функцио-

нальных возможностях $I_1(k') \geq I_1(k^*)$ была бы меньше цена $I_2(k') < I_2(k^*)$.

Принцип Парето можно сформулировать иначе: для оптимальной k^*-й модели МО не существует другой k'-й модели МО, которая при такой же цене $I_2(k') = I_2(k^*)$ или меньшей цене $I_2(k') \leq I_2(k^*)$ обладала бы лучшими функциональными возможностями $I_1(k') > I_1(k^*)$.

Задача выбора оптимального для ЛПУ медицинской техники решена на примере выбора оптимальной модели биохимического анализатора. Создана база данных по всем биохимическим анализаторам как российских, так и зарубежных производителей (около 150 приборов). В базу данных заносятся функции, которыми обладает каждый прибор. Эти функции и опции объединяются в группы. Таким образом, строится единый шаблон на техническое задание определенного типа медицинской техники. В результате в программе имеются данные по всем существующим на настоящий момент приборам (как пример, биохимическим анализаторам), перечень всех функций, которыми обладают современные приборы. Эти функции обобщены в группы и подстроены под формат технического задания для удобства пользования. Это облегчит составление технического задания на оборудование заказчикам из ЛПУ в процессе закупок.

При выборе оптимального для своего ЛПУ МО врач каждой функции прибора, которая находится в программе, присваивает оценку по 10-ти бальной шкале: 1, если эта функция ему нужна в меньшей степени, 10, если эта функция ему нужна в большей степени. Также врач имеет возможность поставить оценку 0, если он непременно желает видеть данную функцию в закупаемом приборе. В конце программы врач заносит сумму, которую ЛПУ готово заплатить за прибор. Программа на основе полученных от врача данных выдает оптимальный для этого ЛПУ прибор, которые имеет необходимые для врача функции по заданной цене.

ИСПОЛЬЗОВАНИЕ ТЕХНОЛОГИИ ВЕЙВЛЕТНОГО АНАЛИЗА ДЛЯ СЖАТИЯ ЭКГ ДАННЫХ В ТЕЛЕМЕДИЦИНЕ

О.Е. Гапон
Научный руководитель – Величко О.Н., канд. техн. наук, доцент
Харьковский национальный университет радиоэлектроники

Электрокардиограмма является важным инструментом для первичной диагностики заболеваний сердца. Поверхностные электрические потенциалы сердца снимаются с человека в течение длительного периода времени и для того, чтобы правильно определить диагноз, получаемый сигнал должен быть высокого разрешения. Для этого необходимы большие ресурсы памяти, так как при записи создается большой объем данных. Также проблематично передавать эту информацию. Вследствие сжатия данных уменьшается их количество, но это должно происходить без существенной потери качества сигнала. Еще одним главным моментом является время обработки и передачи сигнала, что также решает рассматриваемая технология.

Особое значение передача информации занимает в телемедицине, так как кардиологу удобно следить за состоянием здоровья больного вне больницы, когда пациент находится на дневном стационаре или лечится «на дому». Время передачи информации в этом случае имеет большое значение, так как в непредвиденной ситуации на приемник в больницу должен быстро поступить кардиосигнал от передатчика, где находится больной.

Было предложено много схем для решения этой задачи, но в последнее время все больше внимания обращает на себя вейвлет-преобразование, основным достоинством которого является достижение достаточно высокой степени сжатия без ущерба для диагностических характеристик ЭКГ сигналов. Также использование этой техники позволяет минимизировать объем памяти, улучшить вычислительную эффективность и цифровую обработку в реальном времени используя беспроводные телемедицинские системы.

Для уменьшения шума в беспроводных каналах, применяется метод кодирования с помощью вейвлет-преобразования, основанный на статистике высокого порядка.

Обработка данным методом осуществляется следующим образом. Изначально, один удар определяется как сигнал ЭКГ от одной R-волны к другой. Обнаружение и разграничение QRS-комплексов выполняется при помощи метода, основанного на определении градиента (грубая оценка). Период каждого сердечного цикла нормируется, ис-

пользуя многоскоростную технику и устанавливая число отсчетов, равное 256 или 512. Эта длина выбрана с учетом максимально возможного периода ЭКГ удара и частоты дискретизации, удовлетворяющей критерию Найквиста, и для того, чтобы не происходило искажения ЭКГ сигнала.

Эта процедура создает QRS-комплексы с постоянным периодом, устраняя эффект вариабельности сердечного ритма. Для того чтобы уменьшить количество необходимых битов для передачи периода каждого удара, период среднего биения оценивается как некоторый начальный удар из записанного сигнала, который изначально направлен на декодер. В результате, при декодировании, передается только разница между фактическим периодом удара и периодом среднего биения. Кроме того, нормализация амплитуды производится для того, чтобы удары были переданы с максимальной схожестью, сводя к минимуму различие между величиной удара и установками наивысшей амплитуды, равной единице. Параллельно с периодом среднего биения, средний коэффициент масштаба амплитуды получается из тех же начальных ударов, используемых для оценки первого и изначально направленных на декодер. В результате, при каждом ударе кодируется, разница между максимальной амплитудой удара и средним коэффициентом масштаба амплитуды и передается на декодер.

Таким образом, при помощи вейвлетов можно быстро передавать нестационарные и локализованные во времени компоненты ЭКГ с минимальной потерей информации в телемедицине. С учетом нестационарности ЭКГ составляющих и неравномерного распределения энергии между различными масштабами анализа, можно сделать вывод, что только некоторые из них можно применять, чтобы получить реконструкцию ЭКГ сигнала приемлемого качества.

Библиографический список

1. Istepanian, Robert. ECG Data Compression Using Wavelets and Higher Order Statistics Methods. Robert Istepanian. IEEE Transactions on information technology in biomedicine, vol. 5, no. 2, June 2001
2. Cetin, A. E. Compression of Digital Biomedical Signals. A. E.Cetin, H. Koymen The Biomedical Engineering Handbook: Second Edition. Ed. Joseph D. Bronzino Boca Raton: CRC Press LLC, 2000

АНАЛИЗ РЕНТГЕНОСКОПИЧЕСКИХ ИЗОБРАЖЕНИЙ НА ОСНОВЕ МНОГОМЕРНОГО БЫСТРОГО ПРЕОБРАЗОВАНИЯ ФУРЬЕ

Т.А. Чудакова
Научный руководитель - Челебаев С.В., канд. техн. наук, доцент
Рязанский государственный радиотехнический университет

Одним из направлений повышения качества эффективности диагностического обследования дыхательной системы человека является улучшение качества рентгеноскопических изображений. Поскольку существенный вклад в постановку диагноза вносит анализ рентгеновских снимков, в настоящее время разрабатывается много методов повышения скорости обработки такого вида изображений и качественного улучшения картинки с аппарата рентгеноскопии.

Полученное в ходе рентгеноскопического исследования изображение в цифровом виде представляется в виде многопиксельной матрицы разной градации серого. Для выявления патологических областей (области затемнены на снимках) целесообразно использовать метод дискретного преобразования Фурье (ДПФ) [1] для получения коэффициентов, отражающих степень «затененности» того или иного участка полученного изображения.

Однако, применение ДПФ увеличивает время обработки изображения, поскольку число вычислений в нем пропорционально количеству столбцов матрицы, участвующей в преобразовании. В данной работе рассматривается применение алгоритма многомерного быстрого преобразования Фурье (БПФ), которое по вычислительным затратам преимущественнее стандартного ДПФ[2].

В данном случае из матрицы размерностью K_1 x K_2, выделяется меньший участок размерностью N_1 x N_2 и вычисляется результирующее точечное ДПФ [3]:

$$\overline{X}_{m1,m2} = \sum_{p_1=0}^{N_1-1}\sum_{p_2=0}^{N_2-1} x_{p_1p_2} W_1^{p_1m_1} W_2^{p_2m_2},$$

$$W_1 = \exp(-j2\pi / N_1),$$

$$W_2 = \exp(-j2\pi / N_2),$$

$$m_1 = 0,...,N_1-1, m_2 = 0,...,N_2-1,$$

$x_{p_1p_2}$ – элементы изображения.

Для того, чтобы вычислить это ДПФ необходимо вычислить ДПФ по столбцам *(N_2-1)* и строкам *(N_1-1),* заменив его на БПФ для экономии временных затрат на вычисление. Алгоритм нахождения

коэффициентов ДПФ преобразования представлен на рис. 1.

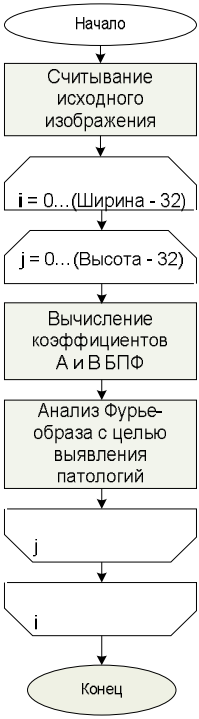


Рис. 1 - Алгоритм обработки изображений с помощью БПФ

Часть программной реализации данного алгоритма для окна преобразования размером 32x32 представлена в следующем листинге:

```
//свертка по столбцам и строкам
k = 0;
l = 0;
for (k=0;k<32;k++) // цикл по ширине обрабатываемого участкая
 {
 for(l=0;l<32;l++) // цикл по высоте обрабатываемого участка
    {
    a_new[k][l] = 0;// матрица коэффициентов A БПФ
    b_new[k][l] = 0;// матрица коэффициентов B БПФ
    for (y=0;y<32;y++)
     {
      a_new[k][l] = a_new[k][l] + k5_r[y][l]*m5_r[l][y] - k5_i[y][l]*m5_i[l][y];
      b_new[k][l] = b_new[k][l] +k5_r[y][l]*m5_r[l][y] + k5_i[y][l]*m5_i[l][y];
     }
    a_new[k][l] = a_new[k][l] / 32 / 32;
    b_new[k][l] = b_new[k][l] / 32 / 32;
 }
```

В листинге используются следующие обозначения:

k5_r[y][l] – вещественный коэффициент результата БПФ по строке,
k5_i[y][l] – мнимый коэффициент результата БПФ по строке,
m5_r[l][y] – вещественный коэффициент результата БПФ по столбцу,
m5_i[l][y] – мнимый коэффициент результата БПФ по столбцу.

Таким образом, обработка небольших участков, позволяет перемещаться по всему снимку [4], последовательно обрабатывая его небольшие участки [5], что делает наиболее эффективным анализ полученного диагностического изображения (рис. 2).

Полученный в результате Фурье-образ изображения позволит выявить патологические нарушения и повысит вероятность постанов-

ки диагноза врачом.

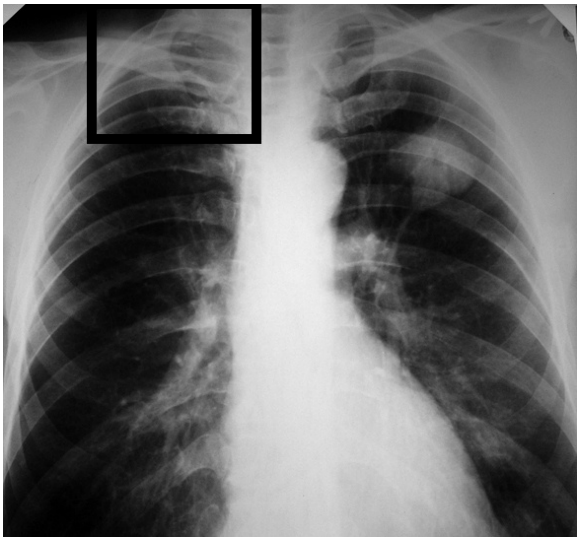


Рис. 2 - Рентгеноскопическое изображение с выделенным окном преобразования

Библиографический список

1. Оппенгейм А.В., Шафер Р.В. Цифровая обработка сигналов: Пер. с англ. / Под ред. С.Я. Шаца. – М.: Связь, 1979. – 416 с.
2. Сато Ю. Обработка сигналов. – М.: Додэка, 2000.
3. Применение цифровой обработки сигналов / Под ред. А.В. Оппенгейма. – М., Мир, 1980. – 552 с.
4. [Электронный ресурс]: http://www.kod3452.narod.ru.
5. Р. Блэйкхут. Быстрые алгоритмы цифровой обработки сигналов. – М.: Мир, 1989. – 448 с.

АЛГОРИТМ ОБРАБОТКИ КАРДИОСИГНАЛОВ ДЛЯ ФОРМИРОВАНИЯ АВТОМАТИЧЕСКОГО ОПИСАНИЯ КАРДИОГРАММЫ

О.М. Дацок, Д.В. Павленко, А.В. Хоружная
Научный руководитель – Дацок О.М., канд. техн. наук, доцент
Харьковский национальный университет имени В.Н. Каразина

Введение

По данным Всемирной организации здравоохранения сердечно-сосудистые заболевания являются основной причиной смерти во всем мире. Люди в странах с низким и средним уровнем дохода, страдающие от ССЗ и других неинфекционных болезней, имеют меньший доступ к эффективным и справедливым медико-санитарным службам, отвечающим их потребностям (включая службы раннего выявления) [1]. Для решения проблемы раннего обнаружения ССЗ важнейшей мерой признано производство доступных приборов функциональной диагностики. Отметим печальный факт, что алгоритмы обработки кардиосигналов и автоматической постановки диагнозов современных электрокардиографов не раскрываются производителями, что препятствует оценке качества их работы и дальнейшему развитию. В результате наших исследований разработан интерпретирующий компьютерный кардиограф, алгоритм программной обработки кардиосигналов которого является предметом этого доклада.

Основная часть

USB-приставка к ПК содержит блок усилителей, регистрирующих сигнал по двум независимым каналам (II и III отведения), микроконтроллер и преобразователь интерфейса UART-USB. Гальваническая развязка пациента от ПК обеспечивается импульсным трансформаторным преобразователем питания и передачей цифровых данных через оптопары. Оцифрованный (с частотой дискретизации 3кГц на канал) встроенным в микроконтроллер АЦП (10-бит) сигнал ЭКГ передается в ПК для дальнейшей обработки. Данные каждого отведения буферизируются и разбиваются на фрагменты длительностью 4с. В пределах фрагмента выполняется линейное интерполирование значений потенциалов для приведения отсчетов к единой временной сетке. На основе быстрого преобразования Фурье со скользящим прямоугольным окном реализован настраиваемый цифровой фильтр. Скользящее окно шириной 1/2 длительности фрагмента позволяет сшивать отфильтрованные данные без заметных артефактов от концов фрагмента (обычно проявляются в изгибе изолинии с периодичностью, со-

ответствующей длине фрагмента). С помощью цифрового фильтра удаляется 0-я гармоника (дрейф изолинии), наводка 50 Гц (полоса 47-53 Гц) и её гармоники (2…5), а также все составляющие с частотами выше 250 Гц. Обработанные таким образом данные оптимизируются (путем исключения отсчетов, отличающихся менее чем на 2 мкВ) и буферизируются в дисковый файл. Максимальная длительность записи кардиограммы ограничена только размером свободного дискового пространства. В дальнейшем файл может быть повторно открыт для просмотра и анализа записи кардиосигналов.

Расшифровка кардиограмм – трудоемкая задача, однако широко применяемая методика контурного анализа хорошо поддается автоматизации. Нами разработан гибкий алгоритм контурного анализа, позволяющий в значительной степени облегчить труд врача по расшифровке кардиограмм. Отличительной его особенностью является возможность самостоятельной настройки значащих признаков и формирования базы диагностических заключений врачом, исходя из его личного практического опыта.

Процесс автоматизированного анализа состоит из двух этапов: автоматического нахождения значений всех характерных признаков кардиосигнала и выбора диагностических заключений из уже имеющихся в базе данных записей о характерных отклонениях. Наиболее сложным и трудоемким в реализации является первый этап, во время которого необходимо автоматически и максимально точно определить расположение зубцов, их потенциалы и длительности интервалов. Второй этап принципиальной сложности в реализации не представляет, и состоит в поиске диагностических заключений путем полного перебора имеющихся заключений и сравнения измеренных параметров кардиосигнала с соответствующими каждому заключению пределами.

Рассмотрим алгоритм автоматического поиска зубцов кардиограммы. Представленный алгоритм разработан и отлажен в ходе многочисленных экспериментов Павленко Д.В. Подробное изложение вывода формул не приводится в силу большого объема необходимых рассуждений. Верность выражений проверена на множестве экспериментальных записей кардиосигналов. В качестве исходных данных используются сигналы линейно независимых отведений II и III.

1. Вычисление значений потенциалов отведений I, aVR, aVL, aVF по известным, для выделенного пользователем фрагмента записи:

$$I = II - III, aVR = -0.5 \cdot (I + II);$$

$$aVL = I - 0.5II, aVF = II - 0.5I.$$

2. Вычисление электрической оси сердца ϕ (числовые

значения выражены в градусах):

$$\Delta I = I_{\max} + I_{\min}, \Delta II = II_{\max} + II_{\min}, \Delta aVF = aVF_{\max} + aVF_{\min};$$

$$\theta = \arctan\left(\frac{2|\Delta II| - |\Delta I|}{\sqrt{3}|\Delta I|}\right);$$

$$\phi = \operatorname{sgn}(\Delta aVF)\cdot\left(\begin{cases} 90+\theta, при_\Delta I < 0 \wedge |\theta| < 70 \\ \theta, в\ \ остальных\ \ случаях \end{cases}\right).$$

3. Приведение значений отведения I к ЭОС 0° для дальнейшего автоматизированного анализа периода кардиосигнала:

$$I_0 = I\cdot\cos(\phi) + aVF\sin(\phi).$$

4. Обнаружение QRS комплексов фрагмента записи. Все операции производятся над значениями первого отведения, приведенными к ЭОС 0°.

1. Применение прямого и обратного быстрого преобразования Фурье для удаления помех и выделения значимых спектральных составляющих в полосе частот 8-16 Гц;
2. Вычисление первой производной по времени: $I_0' = \frac{dI_0}{dt}$;
3. Сглаживание первой производной сигнала по методу скользящего среднего с длительностью окна 80 мс: $A = \left\langle I_0' \right\rangle_{80ms}$;
4. Нахождение моментов времени, соответствующих зубцу S (его производные имеют самую характерную форму из всех):

$$t_s = t, если\ \ A > 0.5A_{\max} \wedge \frac{dA(t)}{dt} < 0 \wedge \frac{dA(t-dt)}{dt} > 0;$$

5. Вычисление «мгновенных» значений периода сердечных сокращений и ЧСС: $T = t_s - t_{s-1}; f = 60/T$.

5. Выявление всех зубцов.

В ходе предыдущего этапа были выяснены моменты времени, соответствующие зубцам S всех периодов кардиосигнала, входящих во фрагмент записи. Для дальнейшего анализа необходимо максимально очистить исходный сигнал от помех (имеющих случайную природу), и подготовить один период кардиосигнала, что производится путем вычисления среднего арифметического мгновенных значений, взятых из каждого периода кардиосигнала, вошедшего в анализируемый фрагмент записи: $B = \frac{1}{n}\sum_n I_{0n}$, где B – сигнал после усреднения, n – коли-

чество периодов. Для подавления высокочастотных выбросов выполняется дополнительное сглаживание путем скользящего среднего с длительностью окна 10мс: $C = \langle B \rangle_{10ms}$, после чего вычисляются первая и вторая производные: $D'(t) = \dfrac{dC(t)}{dt}, D''(t) = \dfrac{d^2C(t)}{dt^2}$. Все ключевые моменты периода кардиосигнала (P_0 - P - P_1 - Q_0 - Q - R - S - J - T_0 - T - T_1, см. рис.1), определяются по следующим условиям, установленным эмпирическим путем, в таком порядке:

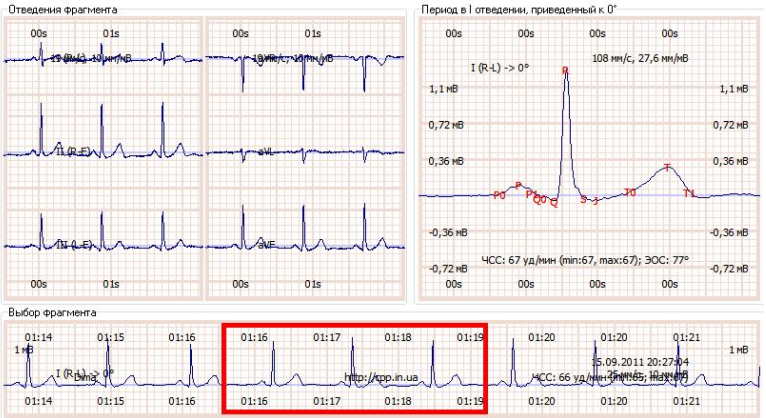


Рис. 1 - Интерфейс пользователя модуля автоматизированного описания кардиограммы ECG Control

1) $$t_R = t, если\ t < t_s \wedge \begin{bmatrix} C(t) = C_{\max} \vee D'(t) > 0 \wedge \\ \wedge D'(t - dt) < 0 \wedge C(t) > 0.5C_{\max} \end{bmatrix};$$

2) $$t_Q = t, если\ t < t_R \wedge \left[D'(t) > 0 \vee D''(t) < 0.5D''(t - dt) \right] \wedge \\ \wedge D'(t - dt) > 0 \wedge C(t) > 0;$$

3) $$t_P = t, если\ t < t_Q \wedge D(t) > 0 \wedge \\ \wedge D'(t - dt) < 0 \wedge C(t) > 0.005C_{\max};$$

4) $$t_S = t, если\ t > t_R \wedge \left[D'(t) > 0 \vee D''(t) < 0.8D''(t - dt) \right] \wedge \\ \wedge D'(t - dt) < 0 \wedge C(t) < -0.01C_{\max};$$

5) $$t_T = t, если\ t > t_S \wedge D'(t) < 0 \wedge \\ \wedge D'(t - dt) > 0 \wedge C(t) > 0.05C_{\max};$$

6) $$t_J = t, если\ t > t_S \wedge t < t_T \wedge \begin{bmatrix} \left|D'(t)\right| < 0.01D'_{\max} \wedge \\ \wedge D'(t-dt) < 0 \vee \left|C(t)\right| < 0.01C_{\max} \end{bmatrix};$$

7) $$t_{T0} = t, если\ t > t_J \wedge t < t_T \wedge \\ \wedge \left|C(t)\right| < 0.04C_{\max} \wedge D''(t) < 0.8D''(t-dt);$$

8) $$t_{T1} = t, если\ t > t_T \wedge \left|C(t)\right| < 0.03C_{\max} \wedge \\ \wedge D''(t) < 0.8D''(t-dt);$$

9) $$t_{Q0} = t, если\ t > t_P \wedge t < t_Q \wedge \\ \wedge C(t) < 0.05C_{\max} \wedge D''(t) < 0 \wedge D''(t-dt) > 0;$$

10) $$t_{P1} = t, если\ t > t_P \wedge t < t_{Q0} \wedge \\ \wedge C(t) < 0.03C_{\max} \wedge D''(t) < 0 \wedge \left|D''(t)\right| < 0.7\left|D''(t-dt)\right|;$$

11) $$t_{P0} = t, если\ t > t_P \wedge C(t) < 0.05C_{\max} \wedge \\ \wedge D''(t) < 0 \wedge \left|D''(t)\right| < 0.6\left|D''(t-dt)\right|.$$

6. Постановка диагностического заключения. Если удалось найти все ключевые моменты кардиосигнала в автоматическом режиме, производится поиск заболеваний, внесенных в базу данных. Поиск выполняется по попаданию измеренных значений временных промежутков и потенциалов в интервалы, свойственные отклонениям от нормы для определенных заболеваний [2]. В случае, если форма кардиосигнала слишком сложная (например, у лиц, перенесших инфаркт миокарда), врач может уточнить ключевые моменты вручную.

Практическое применение алгоритма

В ходе работы над приведенным алгоритмом, нами было разработано программное обеспечение компьютерного кардиографа, доступного для использования непрофессионалами [3]. Основной задачей алгоритма автоматического описания кардиограммы является раннее выявление нарушений работы сердца без вмешательства пациента, с целью указать на необходимость обращения к врачу-кардиологу. На сегодняшний день устройство самостоятельно изготовили для личного использования несколько человек из России и Украины (которые сообщили нам об этом), в том числе врачи, и мы получили множество исключительно положительных отзывов об эксплуатации разработанной нами программно-аппаратной системы.

На рис. 2. представлен пример автоматического заключения,

полученного в результате выполнения описанного алгоритма.

```
Результаты контурного анализа

<ЧСС>, ударов/минуту.............66
(ЧСС макс - ЧСС мин) / <ЧСС>.....0,043
ЭОС, °...........................78
Интервал QT (T1-Q0), с...........0,37
Интервал QTc (QT/sqrt(RR)), с....0,39
Интервал RR, с...................0,9
Интервал ST (T1-J), с............0,25
Зубец P (P1-P0),с................0,084
Интервал PQ (Q0-P0),с............0,12
Сегмент PQ (Q0-P1),с.............0,036
Время ВЖ отклон. (R-Q0),с........0,044
QRS комплекс (J-Q0),с............0,12
Сегмент ST (T0-J),с..............0,088
Зубец T (T1-T0),с................0,16
Потенциал P,мВ...................0,11
Потенциал P1,мВ..................0,027
Потенциал Q0,мВ..................-0,027
Потенциал Q,мВ...................-0,055
Потенциал R,мВ...................1,3
Потенциал S,мВ...................-0,021
Потенциал J,мВ...................-0,047
Потенциал T0,мВ..................0,032
Потенциал T,мВ...................0,29
Потенциал T1,мВ..................0,02

Пояснение к расшифровке:  ось сердца -
правограмма(14)

Вероятные заболевания:  гипертрофия правого
желудочка(8)
```

Рис. 2 - Пример выдачи результатов автоматического описания кардиограммы

Выводы

Разработан и внедрен алгоритм автоматического описания кардиограммы, пригодный для раннего обнаружения отклонений в работе сердца по известным методикам контурного анализа, а также для применения в качестве вспомогательного инструмента врача-кардиолога.

Библиографический список

1. Сердечно-сосудистые заболевания. Информационный бюллетень ВОЗ N°317, сентябрь 2009 г.
2. Зудбинов Ю.И. Азбука ЭКГ [Текст]/ Ю.И. Зудбинов. - Ростов-на-Дону: Феникс, 2003. – 160с.
3. USB кардиограф [Электронный ресурс]. – Режим доступа: http://cpp.in.ua/usb-kardiograf/

РАСПРЕДЕЛЕННАЯ ИНФОРМАЦИОННАЯ СИСТЕМА АВТОМАТИЗИРОВАННОГО СБОРА И ОЦЕНКИ СОСТОЯНИЯ ЗДОРОВЬЯ ШКОЛЬНИКОВ РЕГИОНА

М.А. Лядов
Научный руководитель – Фролов С.В., д-р техн. наук, профессор
Тамбовский государственный технический университет

Здоровье детей – это важнейший вопрос будущего нации, одним из способов оценки которого является проведение массового мониторинга состояния здоровья. Проблема создания системы мониторинга здоровья населения России впервые была поставлена на государственном уровне в 1993 г. Указом Президента РФ от 23.04.93 № 468 «О неотложных мерах по обеспечению здоровья населения Российской Федерации». Мониторинг состояния здоровья может проводиться относительно различных функциональных систем организма и факторов, воздействующих на эти системы. Одной из групп таких факторов, по которым следует проводить мониторинг, являются алиментарные факторы (от лат. *alimentum* – пища), так как в период получения общего образования организм школьника испытывает повышенные нагрузки, как умственные, так и физические, что связано с большим расходом энергии и с высоким потреблением пищевых веществ. В настоящее время Министерством образования и науки России начата реализация экспериментальных проектов по совершенствованию организации питания обучающихся в общеобразовательных учреждениях. Для оценки эффективности осуществляемых экспериментальных проектов необходимо проведение мониторинга состояния здоровья детей и подростков, обучающихся в общеобразовательных учреждениях, участвующих в проектах. Кроме того, необходим систематический анализ заболеваемости данного контингента учащихся, связанной с алиментарными факторами.

Мониторинг состояния здоровья обучающихся, действующий на данный момент в Тамбовской области, основан на следующих методах и группах показателей: анкетирование, оценка физического развития, артериального давления (АД), физической подготовленности и заболеваемости [1].

Основной проблемой при проведении мониторинга является огромная работа, которая ложится на плечи школьной медицинской сестры при осмотре школьников. В Методических указаниях при оценке измерения антропометрических показателей, артериального давления и физической подготовленности применяется сложные и взаимосвязанные возрастно-половые нормативы, основанные на процентильном

распределении, которое является наиболее применимым в медицинской практике в настоящее время. Сложностью стал объем данных нормативов более 20 различных таблиц, содержащих в совокупности порядка тысячи строк. При осмотре большого потока школьников, данные требования практически невыполнимы по времени и существует большая вероятность ошибки проведения оценки измерений.

В 2011 году на кафедре «Биомедицинская техника» ФГБОУ ВПО «Тамбовский государственный технический университет» разработана автоматизированная информационная система (АИС) «Здоровье детей», которая обеспечивает информационное взаимодействие в рамках проводимого мониторинга муниципальных образовательных учреждений (МОУ), лечебно-профилактических учреждений (ЛПУ) и управления здравоохранения в едином информационном пространстве [2].

База данных (БД) АИС «Здоровье детей» условно состоит из двух составляющих – это единая БД, располагающаяся на сервере Медицинского информационно-аналитического центра (МИАЦ), и локальные БД в МОУ, установленные на персональных компьютерах школьных медсестер. Единая БД содержит все данные по проводимому мониторингу здоровья. Локальные БД содержат информацию, относящуюся только к школьным учреждениям, в которых установлены данные БД. В крупных информационных системах с распределенной архитектурой репликация данных обеспечивает целый ряд важных преимуществ: увеличение доступности данных и надежности системы, более равномерное распределение нагрузки по разным серверам, ускорение доступа к локальным данным и др. [3]. Пользователи программного обеспечения АИС «Здоровье детей» проходят авторизацию в соответствующих подсистемах и имеют доступ только к соответствующей их привилегиям информации. Данные для авторизации (логин и пароль) передаются в распечатанном виде в закрытом конверте всем пользователям администратором системы.

Программное обеспечение, предоставляющее интерфейс для работы с БД различным пользователям АИС «Здоровье детей», состоит из трех подсистем: «Школа», «Администратор» и «Здравоохранение». Школьная медсестра работает с подсистемой «Школа», установленной в МОУ. Данная подсистема для хранения данных использует локальную БД. После проведения осмотра всех школьников, подсистема экспортирует данные из БД на *flash*-память в формате *XML*, после чего медсестра передает данные на *flash*-памяти в ЛПУ, закрепленное за школой. Данные с *flash*-памяти передаются в МИАЦ, после чего загружаются в единую БД на сервер. Передача данных через ЛПУ обу-

словлена необходимостью использования защищенного соединения (*VPN*) при передаче персональных данных, а поскольку в ЛПУ Тамбовской области уже установлены программные продукты, обеспечивающие *VPN*-соединения с сервером, то в данном случае целесообразнее использование именно этих соединений. Также имеется возможность передачи данных в обратном направлении, например, при изменении администратором каких-либо справочников в центральной БД.

Таким образом, осуществляется асинхронная репликация между локальными и центральной БД. Асинхронная репликация менее чувствительна к низкой пропускной способности каналов связи, допускает использование более дешевых технологий передачи данных и может происходить по расписанию (например, раз в сутки в ночное время) при отсутствии постоянного соединения с главной БД, но все это приводит к несоответствиям (расхождениям) между копиями данных и их оригиналами, но синхронная репликация предъявляет дополнительные требования к сетевым ресурсам и негативно влияет на производительность системы, а поскольку в большинстве кабинетов школьной медсестры Интернет отсутствует, то наиболее целесообразным является использование подобной схемы асинхронной репликации, которая становится все более популярной [3].

В БД АИС «Здоровье детей» содержится 60 таблиц, условно разделенные на несколько категорий, по которым можно разбить таблицы. Это участвующие организации, структура школьных классов, управление осмотрами, медицинские осмотры, осмотры групп здоровья, осмотры физической подготовленности, показатели заболеваемости, таблицы диапазонов норм показателей.

Подсистема «Школа» обеспечивает работу школьной медсестры в МОУ: управление реестром школьников, осуществление перевода школьников в следующий класс, занесение данных по проведенному классными руководителями анкетированию для выявления жалоб, отражающих наличие у ребенка алиментарно-зависимых состояний, а именно занесение суммы баллов. Школьная медсестра заносит данные по всем ученикам, касающиеся физической подготовленности, и в автоматическом режиме осуществляется расчет оценки уровня физической подготовленности по пятибалльной шкале по введенным данным. Автоматическая оценка физического развития школьника (рис. 1) осуществляется по разным возрастно-половым нормативам. Данные роста и массы тела поступают с аппаратной части комплекса КМД-03 ТП-2 «Здоровый ребенок» (производство – ОАО «ТВЕС», г. Тамбов). После занесение данных, касающихся АД школьников, в автоматическом режиме производится расчет уровня АД с учетом поправки вели-

чины САД.

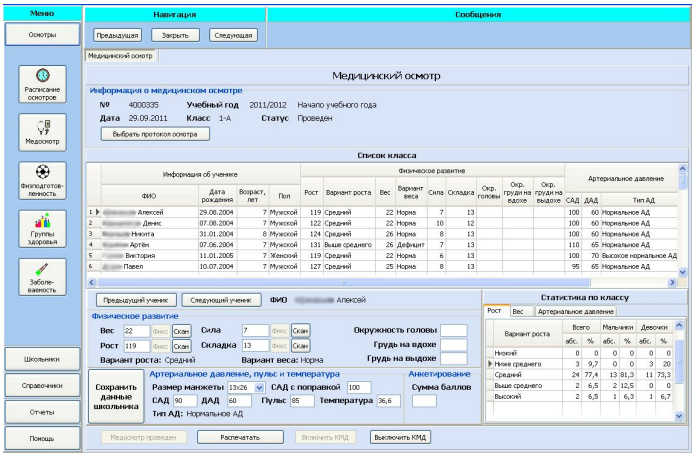


Рис. 1 - Форма проведения медицинского осмотра

Также подсистема «Школа» обеспечивает занесение данных заболеваемости учащихся по количеству случаев и дней пропусков занятий по болезни, а именно занесение данных медицинских справок, которые приносят ученики, в карту школьника: количество пропущенных по болезни дней и заболевание по МКБ-10, а также данные о принадлежности каждого школьника к одной из пяти групп здоровья. В конце учебного года для различных выборок осуществляется суммирование количества случаев заболеваний и количества пропущенных дней по каждому заболеванию МКБ-10.

Подсистема «Здравоохранение» обеспечивает просмотр данных состояния здоровья детей по всему региону. Модуль формирования отчетности включает механизмы гибкой настройки. Отчеты могут составляться по конкретному ребенку, классу, школе, району, всей области. При этом в отчетах могут указываться совмещенные данные на начало и конец учебного года, а также сравнения с прошлым годом. В случае если в отчете указывается количество школьников, то выводятся как абсолютные показатели, так и относительные показатели в процентном соотношении. Пример выходной формы отчетности подсистемы «Здравоохранение» показан на рис. 2.

Как видно по рис. 2 использование единой нормализованной модели БД позволяет автоматически получать информацию о состоянии здоровья школьников региона с градацией по различным территориальным уровням, МОУ и классам.

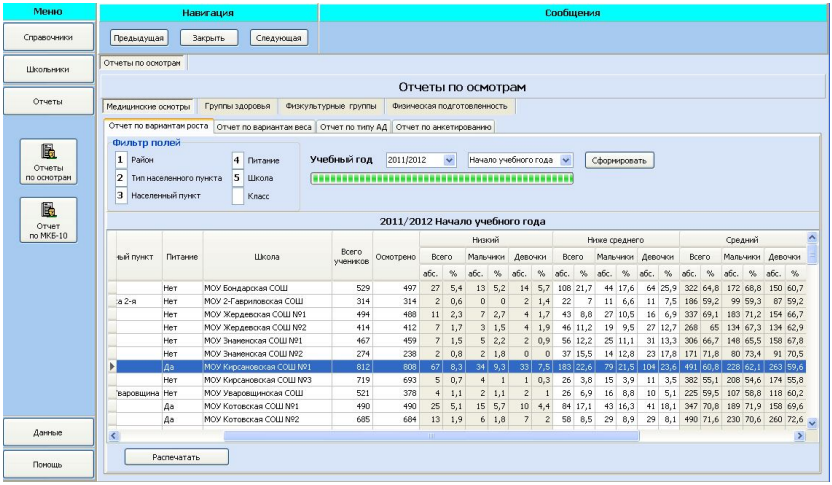


Рис. 2 - Формирование отчетности по региону

Подсистема «Администратор» решает задачу обеспечения информационной совместимости данных, которыми обмениваются отдельные компоненты информационной системы между собой, а также со смежными системами в процессе функционирования. В число функций подсистемы включены функции ведения справочной информации. Также в подсистему «Администратор» входит модуль управлениями пользователями, где осуществляется задание данных авторизации для пользователей системы, а также уровень привилегий для доступа к данным.

В настоящее время АИС «Здоровье детей» установлена в 102 МОУ Тамбовской области. В БД имеются данные более 50 000 школьников, включая острую и хроническую заболеваемость, распределение по группам здоровья, физкультурным группам, физическому развитию, АД и физической подготовленности. АИС «Здоровье детей» во многом оптимизировала работу школьных медсестер и управления здравоохранения, сделав возможным проведение полноценного мониторинга здоровья детей в Тамбовской области.

Библиографический список

1. Мониторинг состояния здоровья обучающихся, воспитанников и заболеваемости, связанной с алиментарными факторами, в процессе реализации экспериментальных проектов по совершенствованию организации питания обучающихся в общеобразовательных учреждениях (Методические указания) / В.Р. Кучма, Л.М. Сухарева, Рапопорт И.К., Ж.Ю. Горелова, Ю.А.

Ямпольская, И.В. Звездина. – М.: РАМН, ГУ НЦ здоровья детей, НИИ гигиены и охраны здоровья детей и подростков, некоммерческое партнерство «Федерация рестораторов и отельеров», 2008. 71 с.
2. Фролов С.В., Лядов М.А., Комарова И.А. Региональная информационная система мониторинга здоровья школьников. // Врач и информационные технологии, №6, 2011. С. 24-33.
3. Мейкшан Л.И. Анализ двухуровневой информационной системы с репликацией данных. // «Инфокоммуникационные технологии». Том 7. № 2. 2009.

РАЗРАБОТКА МЕДИЦИНСКОГО ДИАГНОСТИЧЕСКОГО КОМПЛЕКСА НОВОГО ПОКОЛЕНИЯ ДЛЯ ПРОВЕДЕНИЯ СКРИНИНГ-ОБСЛЕДОВАНИЯ ДЕТЕЙ

О.А. Остапенко
Научный руководитель – Фролов С.В., д-р техн. наук, профессор
Тамбовский государственный технический университет

Здоровье детей – это важнейший вопрос будущего нации. В период получения общего образования организм школьника испытывает повышенные нагрузки, как умственные, так и физические, что связано с большим расходом энергии. В связи с этим необходимо проведение мониторинга состояния здоровья детей и подростков, обучающихся в общеобразовательных учреждениях, систематический анализ заболеваемости данного контингента учащихся.

Недостаточная степень систематичности и непрерывности проведения научных исследований состояния здоровья и физического развития школьников, отсутствие единого информационного поля в сфере анализа факторов, влияющих на здоровье и комплексного подхода к оценке существующего положения, а также отсутствие у педагогов, родителей, медицинских работников оперативной информации, касающейся изменения здоровья детей – всё это явилось предпосылками разработки единой региональной информационной системы мониторинга здоровья школьников.

Существует технология «Навигатор здоровья» [1], представляющая собой систему донозологического контроля и укрепления соматического здоровья и функциональных резервов организма человека, заключающаяся в неинвазивном диагностическом обследовании

пациента, предназначенная для врачей общей практики, терапевтов, педиатров, которая может быть использована в лечебно-профилактических и санаторно-курортных учреждениях. Результаты обследования обрабатываются при помощи компьютерной программы «Навигатор здоровья», которая дает числовую оценку всех показателей и позволяет обосновать индивидуальные рекомендации по повышению функциональных резервов систем организма, оздоровлению стиля жизни и укреплению соматического здоровья человека в возрасте от 6 до 60 лет.

Технология имеет следующие недостатки:

- она показана для контроля здорового населения в возрасте от 6 до 60 лет, вследствие чего имеет более широкий диагностический комплекс, нацелена на большее количество исследований, чем требует разрабатываемая система.
- технология обрабатывает большое количество показателей соматического здоровья и функциональных резервов организма, не все из которых является целесообразным мониторировать у учащихся образовательных учреждений во время профилактических осмотров, то есть снижает оперативность проведения этих осмотров.
- в связи со спецификой методик обследования технология имеет большое количество противопоказаний по использованию: патология ССС, тромбофлебиты, патологии дыхательной системы и ЖКТ, сахарный диабет и т.д.

Санкт-Петербургской педиатрической медицинской академией, научно-исследовательским и конструкторско-технологическим институтом биотехнических систем, союзом педиатров России, Всероссийским обществом развития школьной и университетской медицины и здоровья разработана автоматизированная технология скрининг диагностики нарушений здоровья детей в образовательных учреждениях. Технология предназначена для активного мониторинга состояния здоровья детей по комплексу показателей: физическое развитие, физическая подготовленность, острая заболеваемость по обращаемости и пропуску занятий по болезни, частота отклонений артериального давления от возрастно-половых норм, комплексная оценка состояния здоровья (по группам здоровья, формирование для каждого ребенка индивидуального «портрета» характеристик развития, состояний риска или патологических отклонений и их возможного прогноза в рамках разных профилей патологии [2].

Цель – освободить врачей-специалистов от осмотров всех детей (т.е. ликвидировать бригадный осмотр) и направить к ним детей по

показаниям. Однако, если симптоматика, выявленная при обследовании ребенка, оказывается достаточной, то системой формируется перечень диагнозов, которые специалист должен исключить. Диагнозы формируются и выдаются в дополнение к заключению.

Технология имеет следующие недостатки:

- для правильной и быстрой ориентации в последовательности осмотра и оценочных суждений, единства понятий и терминологии, персонал, использующий технологию, должен проходить обучение и тренировку на специально разработанном цикле специализации, что требует серьезных материальных затрат и снижает оперативность внедрения технологии на региональном уровне.
- к прохождению диспансерного обследования не допускаются пациенты с любым заболеванием в острой фазе, что не позволяет в оперативном порядке проводить мониторинг всех обучающихся.

В 2007 году в рамках программы «У.М.Н.И.К.» совместно с ОАО ТВЕС (Тулиновский весовой завод) была разработана первая версия АРМ врача-педиатра «Здоровый ребенок», представляющего собой программно-аппаратный комплекс для автоматизации работы врача-педиатра. Аппаратная часть комплекса представлена персональным компьютером, к которому подключаются электронные измерительные приборы: ростомер, весы, силомер. Эти приборы служат для определения антропометрических параметров ребенка и дальнейшей их передачи в программу. В программную часть комплекса, входит программа, выполненная на языке Visual Basic и интернет-ресурс, выполненный с применением PHP 5 на основе базы данных MySQL.

В ПАК «Здоровый ребенок» производится оценка по следующим критериям: физическое развитие, резистентность (сопротивляемость организма), нервно-психическое развитие, функциональное состояние органов и систем, определение группы здоровья у детей, диагностика готовности ребенка при поступлении в детские учреждения, рекомендации по наблюдению за состоянием здоровья детей, профилактика пограничных состояний, факторы, обуславливающие и характеризующие здоровье новорожденных детей. Недостатком комплекса является то, что его аппаратная часть, представленная ростомером, весами и силомером, нуждается в значительном расширении для возможности мониторирования большего числа показателей состояния организма.

Целью работы является поиск наиболее оптимального оснащения инструментального обследования для региональной информаци-

онной системы мониторинга состояния здоровья школьников.

Сравнительный анализ аналогов, изучение нормативно-правовых документов Министерства Здравоохранения РФ показал, что целесообразным является включить в результаты инструментального обследования данные антропометрических исследований, динамометрии, электрокардиографии, измерений артериального давления, спирометрии, а также простейших лабораторных исследований – анализов крови (гемоглобин, лейкоциты, СОЭ) и мочи (белок, сахар, лейкоциты и эритроциты). Кроме того, с целью сориентировать медперсонал в состоянии здоровья ребенка в прошлом, а при наличии жалоб и беспокойства – в настоящем, - целесообразно проводить анкетирование родителей обучающихся. По спектру жалоб и особенностей развития, а также анамнезу ранее выявленных врачами изменений здоровья можно ориентироваться в направлении акцентуированного объективного обследования.

Таким образом, для работы комплекса необходимо организовать оснащение инструментального обследования:

- ростомер;
- сантиметровая лента;
- весы;
- динамометр;
- таблица для определения остроты зрения Сивцова-Головина;
- кардиоанализатор.
- измеритель АД (с детской и взрослой манжетой);
- спирометр.

На рис. 1 приведена структура предлагаемого решения.

Измерение роста, массы тела и мышечной силы кистей рук может осуществляться с помощью ростомера, весов и динамометра любых модификаций. Наилучшим образом подходят приборы КМД 03 ТП-2 «Здоровый ребенок», на использовании которых и базируется описываемая система.

С помощью гибкой сантиметровой ленты измеряются такие важные показатели, как ширина плеч и плечевая дуга: расстояние спереди и сзади между крайними костными точками (акромиальными отростками), выступающими над правым и левым плечевыми суставами. Измерение спереди характеризует ширину плеч, а сзади – величину дуги спины. Оба показателя нужны для того, чтобы определить индекс осанки – один из показателей телосложения, отклонение которого в ту или иную стороны свидетельствует о большем или меньшем нарушении осанки. Сантиметровая лента необходима также для измерения окружности грудной клетки учащегося, как одного из важнейших по-

казателей физического развития. Методика измерения имеет свои нюансы в зависимости от пола и возраста школьника.

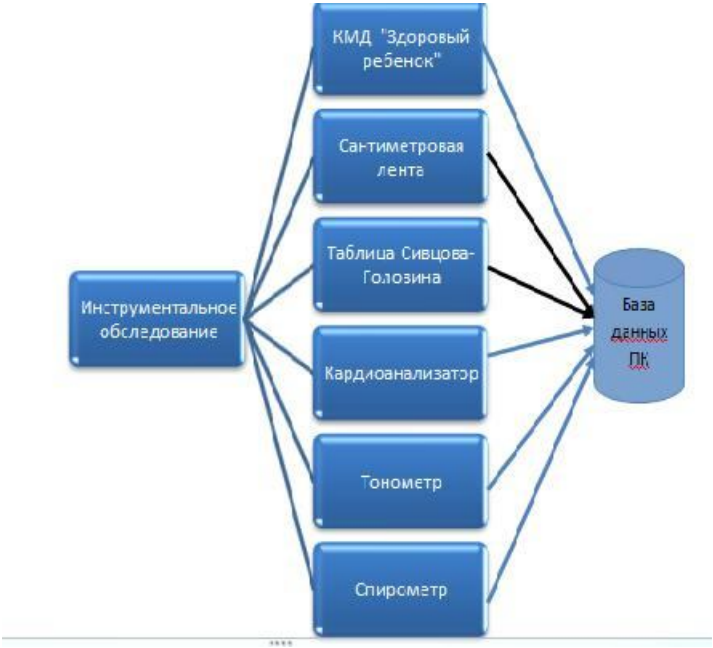


Рис. 1 - Оснащение инструментального обследования (стрелки черного цвета означают ручной ввод данных, стрелки синего цвета - автоматический)

Определение остроты зрения проверяется по таблице Сивцова-Головина с буквенными знаками.

Для автоматического съема и обсчета ЭКГ могут быть использованы анализаторы электрокардиосигнала (ЭКС) различной модификации. Одним из наиболее целесообразных вариантов является кардиоанализаторы «Кардиотехника», «ВАЛЕНТА+», «Альтон», обладающие следующими характеристиками:

- ✓ возможность съема, усиления и ввода в ПК ЭКГ;
- ✓ возможность отображения ЭКГ в реальном времени на дисплее;
- ✓ возможность сохранения и распечатки кардиограммы;
- ✓ возможность высококачественной синхронной регистрации стандартных 12-ти отведений;
- ✓ рекомендуется к использованию в отделениях, где требуется

регистрация большого количества ЭКГ (то есть, наилучшим образом подходит для профосмотров).

Для измерения АД можно использовать автоматизированные тонометры любой модификации со стандартными «возрастными» манжетами, рассчитанными на различные размеры окружности плеча. Необходима возможность экспресс-связи тонометра с ПК.

Измерение жизненной емкости легких лучше проводить, используя ручные спирометры, как более легкие и удобные в применении.

Специфика комплекса предполагает максимальную простоту и высокую скорость обследования. В этой связи диагностическое оборудование должно быть простым, удобным в эксплуатации и в ряде случаев иметь возможность быстрой связи с персональным компьютером для обработки информации.

Библиографический список

1. Медицинская компания Навигатор Здоровья.// Электронный ресурс http://www. health-navigator.ru
2. И.М. Воронцов, В.В. Шаповалов, А.А. Баранов, В.Р. Кучма, О.А. Маталыгина. Руководство по применении автоматизированных технологий скрининг-диагностики нарушений здоровья детей в образовательных учреждениях.М-СПб: Издатель РОШУМЗ, 2010. – 77с.

МИКРОПРОЦЕССОРНАЯ СИСТЕМА ДИАГНОСТИКИ СОСТОЯНИЯ ЩИТОВИДНОЙ ЖЕЛЕЗЫ И ПЕРИФЕРИЧЕСКИХ КРОВЕНОСНЫХ СОСУДОВ

А.М. Черникова, О.В. Чичканова
Научный руководитель – Строев В.М., канд. техн. наук, доцент
Тамбовский государственный технический университет

Анализ существующих методов оценки состояния щитовидной железы [1] и периферических кровеносных сосудов [2] показал, что наиболее функциональной является тепловизионная диагностика.

Инфракрасная термография основана на регистрации естественного теплового излучения живого организма. Инфракрасное излучение человеческого тела зависит от состояния циркуляторных и обменных процессов в тканях. Именно эти два явления определяют интенсивность инфракрасной радиации.

Известно, что щитовидная железа по кровоснабжению занимает первое место в организме. Особенностью артериальной системы железы является расположение сосудов на ее поверхности, вены проходят на передней и боковой поверхности органа и не имеют клапанов.

Конечности по сравнению с другими областями человеческого тела являются совершенными областями терморегуляции. Это объясняется тем, что у ложа пальцев рук находится большое количество артериовенозных анастомозов. Они расположены непосредственно перед капиллярной сетью и играют большую роль в регуляции местной температуры, общего и тканевого обмена.

Слабое развитие жировой клетчатки шеи, верхних конечностей, расположение сети важнейших сосудов, обеспечивающих циркуляцию этих областей, позволяют выявить даже незначительные патологические изменения, прежде всего, в связи с взаимной связанностью симпатической иннервации щитовидной железы и рук: от среднего и нижнего шейных симпатических узлов отходят соединительные ветви нервных корешков плечевого сплетения и несущие в его составе сосудистые нервы руки. В связи с этим одновременное дистанционное исследование кожной температуры в области передней поверхности шеи (щитовидная железа) и верхних конечностей является одним из надежных способов диагностики изменений их кровообращения, тем более связанных одной симпатической цепочкой.

Анализ литературы позволил выделить основные факторы, влияющие на температуру дистальных фаланг конечностей, а также выявить взаимосвязь температуры дистальных фаланг конечностей и состояния организма (рис. 1).

Температура тела человека является нестабильным параметром, значение которого наиболее чувствительно к воздействию различных факторов. На температуру дистальных фаланг пальцев (ДФП) оказывают влияние индивидуальные особенности организма: состояние щитовидной железы, кровеносных сосудов, а также параметры окружающей среды. Помимо этого в данной модели учитывают, что с ростом артериального давления (АД) человека происходит повышение температуры ДФП, а с увеличением давления в период окклюзии – понижение температуры ДФП. Исходя из этого, были определены требования к условиям проведения исследований, обеспечивающие исключение влияния артериального давления человека и параметров окружающей среды.

Диагностирование нарушения кровоснабжения конечности ведется по двум параметрам: разности исходной ($T_{исх}$) и минимальной (T_{min}) температур, разности температуры предплечья ($T_{пп}$) и темпера-

туры дистальных фаланг пальцев. Для определения гиперфункции щитовидной железы помимо первых двух вводится третий параметр – разность температуры щитовидной железы ($T_{щж}$) и температуры грудино-ключично-сосцевидных мышц ($T_{гксм}$).

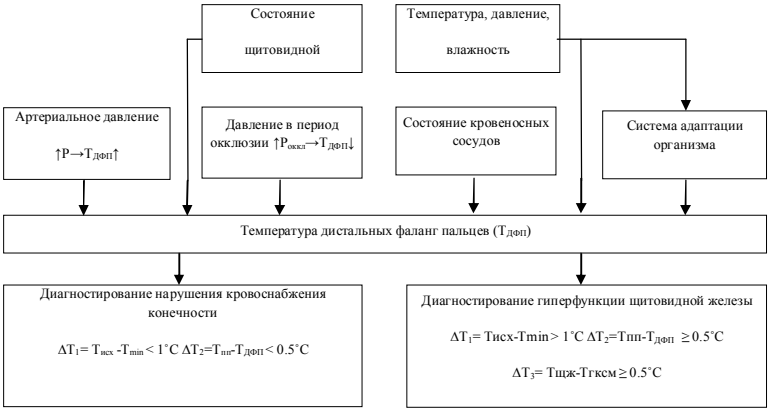


Рис. 1 - Температурная модель состояния организма человека

На рис. 2 представлена блок-схема диагностической системы, в которой МПС выполняет роль управляющей измерительно-информационной системы.

В диагностической системе предусмотрено использование цифрового тонометра, состоящего из микроконтроллера, внешнего блока с жидкокристаллическим дисплеем (LCD) и внутренним мотором, манжеты, датчика давления (Pressure Transducer) с усилителем и клапана управляемого сигналом Air Pressure Controller.

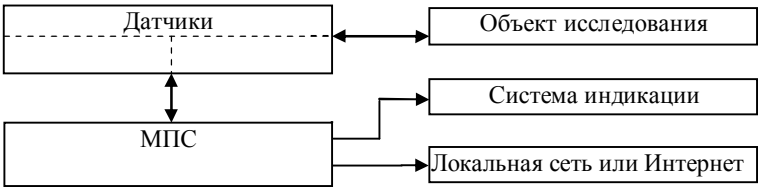


Рис. 2 - Блок-схема аппаратной части диагностической системы

При запуске тонометра микроконтроллер вырабатывает сигнал LEDs и включает насос, нагнетающий воздух в манжету. Одновременно производится измерение давления в манжете. После достижения определенного давления в манжете, микроконтроллер вырабатывает сигнал остановки насоса. Начинается выпуск воздуха из манжеты че-

рез клапан, в результате давление в манжете понижается. Тонометр подключается к компьютеру через USB интерфейс.

Технология интеллектуального измерения Intellisense позволяет вести двойной контроль АД в процессе измерения (прибор «прослушивает» Вас как в момент нагнетания воздуха в манжету, так и на фазе стравливания воздуха из манжеты). Тонометр безошибочно выбирает предел нагнетания и ускоренного стравливания, что обеспечивает сверхбыстрое измерение.

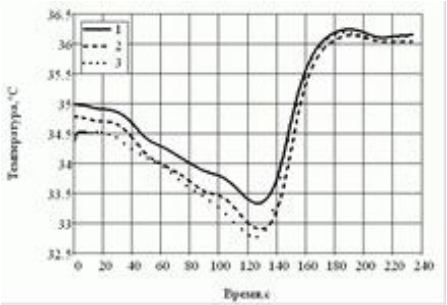


Рис. 3 - Характерный вид кривых для пациентов без диагностированных сосудистых нарушений

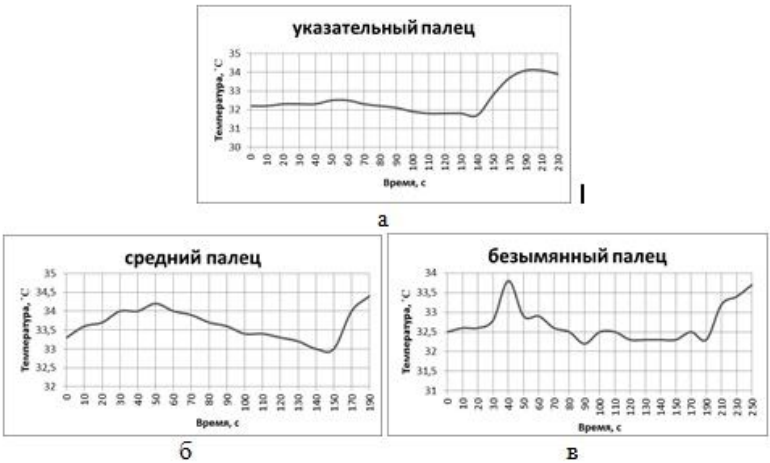


Рис. 4 - Экспериментальные кривые для пациентов с признаками нарушения кровоснабжения конечности и гиперфункции щитовидной железы

Таким образом, применение такого тонометра позволит сократить время измерения за счет исключения паузы на адаптацию пациен-

та после предварительного измерения давления.

Исследование проводится следующим образом. Проводят термографическое исследование щитовидной железы и рук в затемненном помещении при температуре 20 - 22°С с предварительной адаптацией человека в течение 15 - 20 мин.

МПС запускает тонометр, производится дискретное сжатие манжеты с одновременным измерением артериального давления. Окклюзия осуществляется быстрым накачиванием воздуха в манжету выше исходного уровня систолического АД на 50 мм рт. ст. Затем с помощью тепловизора непрерывно одновременно на нескольких пальцах измеряют среднюю температуру в области дистальных фаланг пальцев кисти в предокклюзионный, окклюзионный и постокклюзионный периоды. Далее строится зависимость средней температуры от времени окклюзионной пробы.

Получают следующие результаты. Если за время постокклюзионного периода температура каждого из пальцев не достигает среднего уровня температуры предокклюзионного периода, то судят о нарушении эндотелий зависимой регуляции местного кровотока. Если в период окклюзии температура не опускалась больше чем на 1°С ниже средней температуры предокклюзионного периода, то судят о нарушении кровоснабжения конечности. При наличии гипертермии над областью щитовидной железы и гипотермии кожи пальцев рук диагностируют гиперфункцию щитовидной железы.

Перед применением необходимо провести совместное обучение системы и пациента. По результатам обучения формируется база данных и определяется начальная скорость системы, которая в дальнейшем адаптируется к пациенту.

Библиографический список

1. Пат. 94018752 Российская Федерация, МПК[6] А 61 В 10 / 00. Способ диагностики гиперфункции щитовидной железы [Текст] / Попов В. А., Шацова Е. Н., Романова Т. Б., Попова Н. С.; заявитель и патентообладатель Архангельский государственный медицинский институт. - № 94018752 / 14; заявл. 23.05.1994; опубл. 10.03.1998.
2. Пат. 2405416 Российская Федерация, МПК[7] А 61 В 5 / 02. Способ диагностики функционального состояния периферических сосудов [Текст] / Усанов Д. А., Скрипаль А. В., Протопопов А. А., Сагайдачный А. А.; заявитель и патентообладатель Государственное образовательное учреждение высшего профессиолнального образования «Саратовский государственный уни-

верситет им. Н.Г. Чернышевского». - № 2009117567/14; заявл. 12.05.2009; опубл. 10.12.2010.

ОПТИЧЕСКАЯ СИСТЕМА ОБНАРУЖЕНИЯ ЦЕЛЛЮЛИТА НА РАННИХ СТАДИЯХ

А.И. Истомина, Е.Н. Пересыпкина
Научный руководитель – Строев В.М., канд. техн. наук, доцент
Тамбовский государственный технический университет

В настоящее время практически нет систем для обнаружения образования целлюлита на ранних стадиях. Известно о применении теплового сканирования, или термографиидляобнаружении целлюлита на стадиях выше третьей.

Согласно исследовательским агентствам, более 85% женщин всех возрастов, во всем мире испытывают проблему "ЦЕЛЛЮЛИТ". Целлюлит - это излишнее накопление жира в глубоких слоях кожи, соединяющих ее с мышцами.

Рис. 1 - Образование целлюлита

В подкожном жировом слое находятся скопления жировых клеток [2], которые окружены соединительно-тканными волокнами [1], тяжами, которые одним своим концом крепятся к мышцам, а другим к коже. Когда жировые клетки увеличиваются в объеме, соединительно тканевые волокна растягиваются, но до определенного предела, потом они просто компенсаторно начинают уплотняться, пытаясь предотвратить дальнейшее растягивание. Поскольку соединительные перегородки распложены под углом к коже, они подтягивают кожу внутрь, соз-

давая неровность ее поверхности. Таким образом, образование целлюлита проявляется в неровности кожного покрова и плотности жировой ткани.

Для обнаружения целлюлита необходимо увеличить степень проникновения света в подкожный покров. Для решения этой задачи выберем длину волны источника подсветки и применим систему с кросс-поляризации. При изучении свойств поляризованного света выяснилось, что он создаёт гораздо меньше вредного хаотичного отражённого света «светового тумана» и способствует получению изображений высокой ясности.

На рис. 2 показана глубина прохождения света через кожу человека.

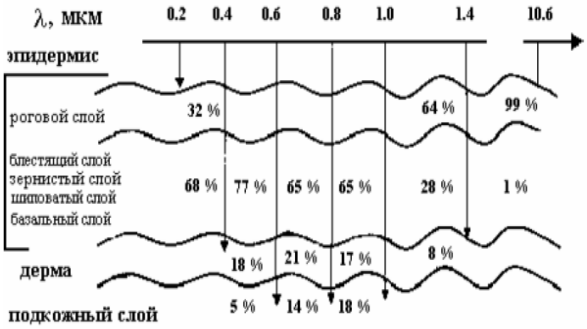


Рис. 2 – Глубина прохождения света в зависимости от длины волны

Из рис. 2 видно, что наибольшей глубиной проникновения обладает свет на длинах волн от 0,4-1,0 мкм, т. е. для данного исследования необходим красный диапазон длин волн.

В табл. 1 приведены оптические характеристики жировой ткани и кожи для выбранного диапазона длин волн.

Табл. 1.

Значение оптических параметров биологических тканей

Биологическая ткань	λ,нм	μ_a, см$^{-1}$	$\mu_{s'}$, см$^{-1}$
Жировая ткань	633 700	0,90 0,70	19,4 13
Кожа	633 700	0,62 0,38	32 28,7

Из табл. 1 следует, что наиболее эффективно система обнаружения целлюлита будет функционировать на длине волны 700 нм. На этой длине волны коэффициенты поглощения μ_a и рассеивания $\mu_{s'}$ меньше чем на длине 633 нм.

Светодиод подсвечивает участок поверхности подкожного образования $F(x, y)$. Изображение подсвечиваемого участка кожи воспринимается матрицей ФПЗС, причем каждый элемент матрицы воспринимает изображение определенного элемента кожи. Освещенность подсвечиваемого участка кожи площадью A определяется выражением [1]:

$$E = \frac{\Phi_0}{A} \cdot \cos\left(N\vec{R}_0\right) \tag{1}$$

где Φ_0- световой поток, излучаемый светодиодами на элемент участка кожи; R - расстояние от точки визирования до фотоприемника (под знаком cos стоит угол между нормалью к касательной участка поверхности N и направлением визирования).

При прохождении лучей светодиода сквозь кожу освещенность поверхности на основании закона Бугера в приближении однократного рассеяния [2] снижается на коэффициент пропускания $e^{-\tau(x,y,\lambda)}$. Следовательно, с учетом мешающего воздействия бликов, ореолов и другие факторов, освещенность имеет вид:

$$E'(x, y, \lambda) = E \cdot e^{-\tau(x,y,\lambda)} = \frac{\Phi_0}{A} \cdot \cos\left(N\vec{R}_0\right) \cdot e^{-\tau(x,y,\lambda)}, \tag{2}$$

где $\tau(x, y, \lambda)$- спектральный коэффициент ослабления (рассеяния и поглощения).

Неровности подсвечиваемой поверхности кожи больше длины волны излучения светодиода, поэтому такая поверхность подчиняется законам Ламберта, для которой, как известно [1], яркость излучения не зависит от угла наблюдения и равна:

$$B(x, y, \lambda) = \frac{E'(x,y,\lambda)\rho(x,y)}{\pi} = \rho(x, y) \cdot \frac{\Phi_0 \cdot \cos\left(N\vec{R}_0\right)}{A\pi} \cdot e^{-\tau(x,y,\lambda)},$$

где $\rho(x, y)$ - локальное значение коэффициента отражения поверхности в точке визирования.

Сила света переотраженного элементом поверхности в направлении апертуры фотоприемника описывается следующим выражением:

$$\begin{aligned} I(x, y, \lambda) &= B(x, y, \lambda) \cdot e^{-\tau(x,y,\lambda)} \cdot A = \\ &= \rho(x, y) \cdot \frac{\Phi_0 \cdot \cos\left(N\vec{R}_0\right)}{\pi} \cdot e^{-2\tau(x,y,\lambda)}. \end{aligned} \tag{3}$$

Тогда через объектив с диаметром D на фоточувствительную ячейку ФПЗС пройдет световой поток:

$$\Phi_A(x,y,\lambda) = C(x,y) \cdot \frac{\Phi_0 \cdot D^2}{4 \cdot R^2} \cdot e^{-2\tau(x,y,\lambda)} \quad (4)$$

где $C(x,y) = \rho(x,y) \cdot \cos(\widehat{NR})$ - безразмерный коэффициент, характеризующий отражательную способность и рельеф участка подкожного образования.

Выражение (4) определяет световой поток, отраженный от кожи и падающий на фоточувствительный элемент матрицы ФПЗС. Аналогичное отражение происходит от слоя «светового тумана». Поэтому в направлении фотоприемника будет также наблюдаться поток излучения:

$$\Phi'_A(x,y,\lambda) = \frac{\Phi_0 \cdot D^2}{4 \cdot R^2 \cdot \beta} \cdot \left(1 - e^{-\tau(x,y,\lambda)}\right), \quad (5)$$

гдеβ – коэффициент влияния кросс поляризации.

Рис. 3 - Автоматизированная оптоэлектронная система

Таким образом, суммарный световой поток $\Phi_S(x,y,\lambda)$ имеет следующий вид:

$$\Phi_S(x,y,\lambda) = \Phi_A(x,y,\lambda) + \Phi'_A(x,y,\lambda) . \quad (6)$$

Для определения заряда $q_i(x,y,\lambda)$, накопленного в i-ой ячейке ФПЗС, воспользуемся следующим выражением [2]:

$$q_i(x,y,\lambda) = Q \cdot \Phi_S(x,y,\lambda) \cdot t_n , \quad (7)$$

где Q- чувствительность ячейки, зависящая в основном от коэффициента пропускания многослойного покрытия, квантового выхода, внутреннего фотоэффекта и коэффициента поглощения полупроводниковой подложки; t_n- время накопления.

Тогда, с учетом (4)-(6) выражение (7) запишем в виде:

$$q_i(x,y,\lambda) = \frac{Q \cdot \tau_n \cdot \Phi_\Sigma \cdot D^2}{4 \cdot R^2} \cdot \left[C(x,y) \cdot e^{-\pi(x,y,\lambda)} + \frac{1 - e^{-\pi(x,y,\lambda)}}{\beta} \right] \cong k \cdot C(x,y) \qquad (8)$$

Таким образом, зарядовый профиль сформированный в ФПЗС будет повторять профиль изменения плотности жировой ткани.

На рис. 3 представлено исполнение предлагаемой системы, включающей фотоаппарат Nikon со светодиодной системой подсветки с кросс-поляризацией.

Такая система может быть использована для обнаружений ранних стадий целлюлита.

Библиографический список

1. Яворский Б.М., Детлаф А.А. Справочник по физике.-М.:Наука,1977.-942 с.
2. 2.Пахомов А.Н. ПЗС-датчики изображений как нейроподобные среды//Радиотехника (журнал в журнале).-1999.-№3.-с.51-53.

ИНТЕГРАЦИЯ ЛАБОРАТОРНОЙ ИНФОРМАЦИОННОЙ СИСТЕМЫ И АВТОМАТИЧЕСКОГО ЛАБОРАТОРНОГО ОБОРУДОВАНИЯ: ПРОБЛЕМЫ И ПЕРСПЕКТИВЫ

Е.Ю. Игушева

Научный руководитель – Садыкова Е.В., канд. техн. наук, доцент

Санкт-Петербургский государственный электротехнический университет «ЛЭТИ» им. В.И. Ульянова (Ленина)

В настоящее время большое внимание уделяется автоматизации процессов, протекающих в клинико-диагностической лаборатории (КДЛ). Это обусловлено ростом числа ошибок при формировании результатов анализа вследствие увеличения количества образцов, роста нагрузки на персонал и других факторов. Создание информационной системы управления лабораторией – лабораторной информационной системы (ЛИС) – стало решением для автоматизации большого числа рутинных операций и информатизации различных сфер деятельности лаборатории.

Одной из задач, стоящих перед ЛИС, является интеграция и организация работы автоматических аналитических приборов.

Изначально для создания интеграции разрабатывались драйве-

ры. Этот подход привел к ряду проблем. Во-первых, различные конфигурации аналитических приборов требовали написания нового драйвера. Во-вторых, не обеспечивалось необходимой обработки данных перед передачей их в ЛИС. Рынок оборудования расширялся, появлялись новые приборы, модифицировались старые, и написание драйверов стало невыгодно и трудоемко. Необходимо было жестко подстраиваться под каждую лабораторию.

В связи с этим начались разработки интерфейсных технологий, которые бы гибко подстраивались к процессам, протекающим в лаборатории.

В отличие от драйверов, такие интерфейсы должны удовлетворять требованиям безопасности, точности передачи данных в ЛИС, к тому же должны быть просты в использовании.

Появление протоколов обмена информацией между ЛИС и приборами привело к стандартизации обмена данными, что решило проблему подключения к системе новых анализаторов.

Как правило, анализаторы в лаборатории подразделяются на 2 типа:

— осуществляющие обмен данными через последовательный порт RS-232;
— основанные на PC.

Основной задачей является обеспечение интеграции оборудования различного типа с информационной системой.

На рис. 1 представлена схема, отражающая возможную архитектуру решения этой задачи [1].

Представленный интерфейс состоит из двух частей. С одной стороны он осуществляет обмен данными с ЛИС, а с другой – управляет аналитическим оборудованием.

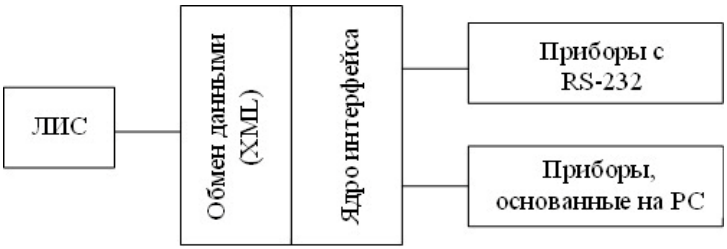


Рис.1 – Взаимодействие ЛИС и интеграционного интерфейса

Обмен данными осуществляется на основе общепринятого протокола XML.Это наиболее современный подход к обмену инфор-

мацией в сети Интернет, т.к. способствует разработке гибких веб-приложений, удобному поиску информации, интеграции данных из разнородных источников и т.д. [2]

Ядро интерфейса осуществляет управление приборами, запуском процедур анализа и получения результатов, а также предварительной обработки полученных данных.

Дополнительные функциональные возможности включают в себя просмотр данных, ручное внесение данных из прибора, настройка формы представления данных и т.д.

Интеграция оборудования и информационной системы – важнейшая задача при автоматизации КДЛ. Эффективность и выгода такой автоматизации складывается из четко предъявленных требований и оценки возможных вариантов интеграции.

Работа выполнена при поддержке Министерства образования и науки РФ в рамках ФЦП "Научные и научно-педагогические кадры инновационной России на 2009–2013 годы" (государственный контракт № П1081 от 31.05.2010).

Библиографический список

1. Гулиев, А.Я.Лабораторные информационные системы и задачи интеграции с медицинским оборудованием // Программные системы:теория и приложения: электрон.научн. журн. 2010. № 4(4), с. 33–44. URL:http://psta.psiras.ru/read/psta2010_4_33-44.pdf
2. Назаренко,Г.И. Медицинские информационные системы: теория и практика/Г.И. Назаренко, Я.И. Гулиев, Д.Е. Ермаков, под ред. Г.И. Назаренко, Г.С. Осипова. – М.:ФИЗМАТЛИТ, 2005. – 320 с. – ISBN 5-9221-0594-9.

СИСТЕМА СБОРА И АНАЛИЗА МЕДИЦИНСКОЙ ИНФОРМАЦИИ БОЛЬНЫХ САХАРНЫМ ДИАБЕТОМ

Е.А. Пустозеров
Научный руководитель - Юлдашев З.М., д-р техн. наук, профессор
Санкт-Петербургский государственный электротехнический университет «ЛЭТИ» им. В.И. Ульянова (Ленина)

Важную роль в лечении сахарного диабета (СД) играет сбор,обработка и последующий анализ информации о динамике изменения уровня сахара в крови при внешних воздействиях для подбора

оптимальной программы инсулинотерапии. Информативные параметры, характеризующие состояние пациента,следует разделить на две группы: относительно стабильные параметры, характеризующие индивидуальные особенности конкретного пациента и временные возмущения, играющие роль при расчете текущих болюсных инъекций. Временные возмущения представляют собой внешние воздействия, влияющие на уровень сахара в крови: например, объем инъекции инсулина и количество потребляемых в процессе питания углеводов.

Целью работы является разработка системы для автоматизированного прогнозирования уровней гликемии и подбора оптимальных доз инсулина. Для достижения поставленной цели требуется решение следующих задач:

1. Определение комплекса информативных параметров, имеющих диагностическую ценность;

2. Построение математической модели, описывающей реакцию больного сахарным диабетом на внешние воздействия.

3. Разработка алгоритмов для точного расчета компенсаторных инъекций инсулина в реальном масштабе времени.

Среди факторов внешнего воздействия, влияющих на текущий уровень гликемии, можно выделить следующие: предыдущие уровни и инъекции инсулина, прием пероральных сахароснижающих препаратов, потребленное количество углеводов, белков и жиров, время, когда осуществлялось предыдущее воздействие. Влияние перечисленных факторов может быть выражено количественно и описано математически как функция времени. Существуют также факторы воздействия на состояние пациента, например, физические нагрузки, влияние которых сложно количественно оценить и описать аналитически. Тем не менее, влияние этих факторов может быть учтено в виде определенных меток.

Следует отметить, что временные параметры, время суток, день недели необходимо учитывать при построении программы введения базального инсулина. Система разграничивает факторы, относящиеся к базальным и болюсным дозам инсулина.

В качестве основного параметра модели изменения уровня сахара в крови выступает текущий уровень сахара, играющий важнейшую роль в оценке текущего состояния пациента. Для выявления тренда изменения состояния больного в долгосрочном масштабе выступает уровень гликированного гемоглобина, который вводится в систему раз в два-три месяца.

Разработка системы сбора и анализа информации о состояния больного сахарным диабетом предполагает разработку интерфейса, с помощью которого обеспечивается ввод данных в удобном для паци-

ента виде в автоматизированном режиме. Для автоматизированного ввода данных целесообразно использовать мобильные устройства, которые сегодня активно интегрируют в системы медицинского назначения[1].

Для обеспечения объективного достоверного анализа важно учитывать влияние факторов воздействия распределенно во времени. Модель пациента должна быть представлена в виде набора динамически изменяемых индивидуальных профилей действия, описывающих характер влияния того или иного фактора на человека с учетом присутствия тех или иных дополнительных факторов[2]. Пример гликемического профиля, описывающего реакцию больного сахарным диабетом 1 типа на инъекцию инсулина 2 Ед (красный) и потребление 30 грамм фруктозы (черный), представлен на рис. 1.

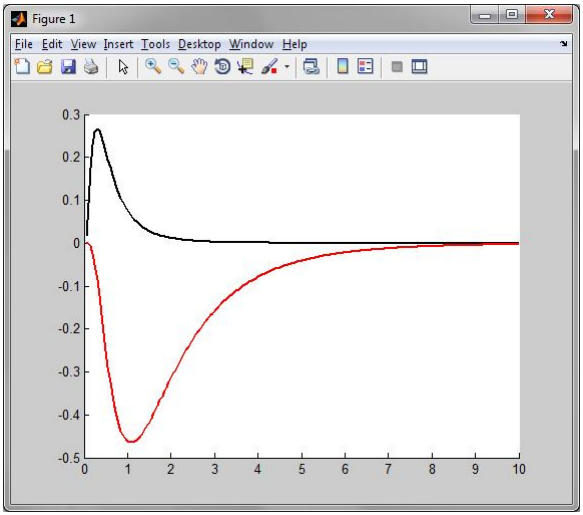


Рис. 1 – индивидуальные гликемические профили пациента

Имея базу данных изменения уровня сахара в крови пациента в фиксированные промежутки при длительном наблюдении состояния здоровья и математические модели, описывающие реакцию гликемической кривой на внешние воздействия, можно выявить закономерности изменения состояния пациента сахарным диабетом и определить уровень оптимальных компенсаторных доз инсулина.

Библиографический список

1. Юлдашев З.М., Пустозеров Е.А. Телемедицинская система

оценки риска заболевания сахарным диабетом. Биомедицинская радиоэлектроника. Журнал – 2011. – с. 61 – 65.
2. Пустозеров Е.А. Моделирование гликемической кривой. 63-я научно-технической конференции профессорско-преподавательского состава СПБГЭТУ. Сборник докладов студентов, аспирантов и молодых ученых (вузовская конференция). – 2011.

АВТОМАТИЗИРОВАННАЯ СИСТЕМА ОЦЕНКИ РИСКА РАЗВИТИЯ АТЕРОСКЛЕРОЗА И ИШЕМИЧЕСКОЙ БОЛЕЗНИ СЕРДЦА

Д.В. Савенков
Научный руководитель – Садыкова Е.В., канд. техн. наук, доцент
Санкт-Петербургский государственный электротехнический университет «ЛЭТИ» им. В.И. Ульянова (Ленина)

Атеросклероз занимает одно из первых мест в списке сердечно-сосудистых заболеваний. Его ярчайшим проявлением является ишемическая болезнь сердца (ИБС). Для диагностики атеросклероза применяются различные инструментальные методы, но при их проведении пациент подвергается достаточно долговременному обследованию, а в случае со стресс-ЭКГ еще и дополнительным нагрузкам [1]. Однако существует подход лабораторного выявления риска развития атеросклероза по липопротеидному составу крови.

Липопротеидный состав крови характеризуется определенным множеством тесно связанных между собой показателей. Автоматизация анализа этих взаимосвязей, позволит не только ускорить процесс диагностики дислипопротеидемии (ДЛП), но и даст возможность оценивать риск развития атеросклероза и ишемической болезни сердца, не прибегая к инструментальным методам.

Рассмотрим более подробно **способ раннего обнаружения атеросклероза и ишемической болезни сердца по типу дислипопротеидемии.**

Холестерин относится к группе жиров, он необходим для нормальной жизнедеятельности организма, однако его высокий уровень в крови способствует развитию атеросклероза. Холестерин циркулирует в крови в составе жиробелковых частиц – липопротеинов. Определенный уровень холестерина в крови поддерживается за счет холестерина, поступающего с пищевыми продуктами, и синтеза его в организме [2].

Между уровнем холестерина в крови и развитием ИБС наблюдается линейная связь, то есть чем выше уровень холестерина, тем больше риск заболевания.

Но риск возникновения атеросклероза и ИБС связан не только с уровнем ХС. Большое внимание необходимо уделять и вариациям липопротеидного состава.

Всемирной организацией здравоохранения (ВОЗ) принята классификация дислипопротеидемий по пяти основным типам [3]:

Тип I – гиперхиломикронемия. Для этого типа ДЛП характерны высокое содержание хиломикронов (ХМ), нормальное или слегка повышенное содержание липопротеидов очень низкой плотности (ЛПОНП), резкое повышение уровня триглицеридов (ТГ). Тип I наблюдается редко, проявляется в детском возрасте. Атеросклероз и ИБС не развиваются.

Тип II – гипер-β-липопротеинемия. Делится на два подтипа.

Тип IIа. Характерны повышенное содержание липопротеидов низкой плотности (ЛПНП) и нормальное содержание ЛПОНП, повышение уровня холестерина (ХС), нормальное содержание ТГ. Этот вариант ДЛП проявляется атеросклерозом, ИБС и инфарктом миокарда (ИМ) в сравнительно молодом возрасте.

Тип IIб. Повышено содержание ЛПНП и ЛПОНП, ХС и ТГ. Этот вариант также проявляется атеросклерозом, ИБС и ИМ в сравнительно молодом возрасте, а также бугорчатыми ксантомами в детском возрасте или у взрослых.

Тип III – дис-β-липопротеинемия. Характерно повышение в крови ЛПОНП, ХС, ТГ. Содержание ЛПНП в норме. Клинически этот тип характеризуется развитием раннего и тяжело протекающего атеросклероза, поражающего не только сосуды сердца, но и артерии нижних конечностей.

Тип IV – гипер-пре-β-липопротеинемия. При данном типе ДЛП в крови выявляется повышение уровня ЛПОНП, нормальное или уменьшенное содержание ЛПНП, отсутствие хиломикронов, увеличение уровня ТГ при нормальном или умеренно повышенном ХС. IV тип ДЛП может быть вызван поражением как коронарных, так и периферических сосудов. Может быть сочетание с сахарным диабетом и ожирением.

Тип V – гиперхиломикронемия и гипер-пре-β-липопротеинемия. При этом типе в крови обнаруживают повышение концентрации ЛПОНП, наличие хиломикронов, увеличение содержания ХС и ТГ. Поражение сердечно-сосудистой системы при этом типе наблюдается редко, преимущественно у взрослых.

На основе приведенных данных был разработан алгоритм в виде «дерева решений», в узлах которого проверяются условия превышения границы номы тем или иным показателем. Причем структура алгоритма идентична как для электрофоретического метода определения липопротеидов, так и для биохимического.

Таким образом, мы имеем множество «разветвлений». Где на конце одного из них выводом станет показатель «норма», а на концах остальных – различные типы ДЛП (рис. 1).

Рассмотрим «работу» алгоритма более подробно.

ТГ и ЛПОНП изменяются параллельно при всех типах ДЛП, это связанно с особенностью строения ЛПОНП. Поэтому в первом условии алгоритма проверяется превышение границы нормы сразу для двух этих показателей. Если условие не выполняется (норма не превышена), то мы проверяем значения ХС и ЛПНП. При этом снова учитывается особенность строения частицы, в данном случае уже ЛПНП (содержит большую часть ХС). В этом случае снова можно выполнить проверку обоих значений в рамках одного условия. Если условие выполнилось (норма превышена), то по классификации ВОЗ мы получаем **ДЛП тип IIа**. В обратном случае мы наблюдаем **«норму»**.

Теперь рассмотрим ветвь, которая начнется при выполнении первого условия, т. е. границы нормы ТГ и ЛПОНП были превышены. Во всех подобных случаях, также наблюдается повышение и ХС, кроме ДЛП IV.

Допустим, ХС не превысило норму (условие не выполнилось), тогда проверяем значение ЛПНП и если его значение также не превышает норму, то это **ДЛП тип IV**. В противном случае мы можем получить некий «неопределенный тип», который встретить на практике достаточно сложно.

Теперь предположим, что ХС превысило норму (условие выполнилось). Тогда выполняем проверку значения ЛПНП.

Если условие проверки значения ЛПНП выполнено (превышена норма), то выполняем проверку наличия хиломикронов. Если они присутствуют, то это **ДЛП тип I**, в противоположном случае **ДЛП тип IIб**.

Если же условие проверки значения ЛПНП не выполнено (норма не превышена), то выполняем проверку наличия ХМ. Если они присутствуют, то по классификации это либо **ДЛП тип V**, либо **тип I**. Первый тип встречается только в детском возрасте, поэтому врач имеет возможность выбора между этими типами.

Если ХМ отсутствуют, то это либо **ДЛП тип III**, либо **тип IV**. При этом тип IV встречается чаще, а, следовательно, он и будет выбран как основной вывод.

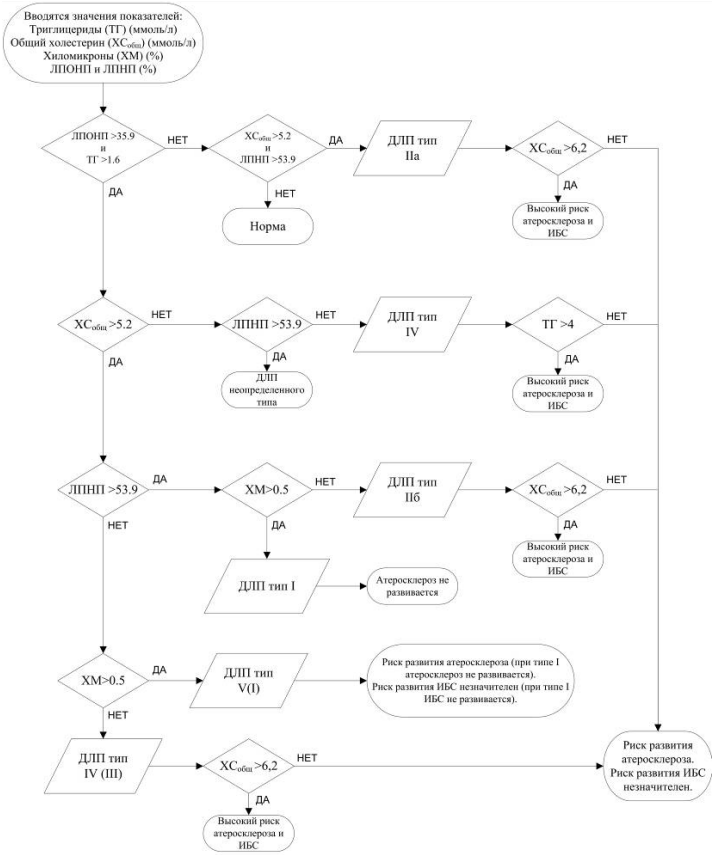


Рис. 1 – Блок-схема алгоритма диагностики дислипопротеидемии, оценки риска развития атеросклероза и ИБС

В некоторых случаях, после определения типа ДЛП, в алгоритме выполняется дополнительная проверка значения ХС или ТГ (в зависимости от типа ДЛП) на предмет превышения критического порога.

Таким образом, мы имеем две степени оценки риска развития атеросклероза и ИБС:

1) стандартный риск развития для данного типа ДЛП (критический порог не был превышен).

2) повышенный риск развития, который также может быть интерпретирован как факт непосредственного наличия атеросклероза и ИБС у пациента (критический порог был превышен).

Для увеличения количества степеней градации рисков в алгоритм могут быть добавлены дополнительные условия проверки, например такие как: пол, возраст, употребление табака и алкоголя. Эти факторы непосредственно влияют на риск развития атеросклероза и ИБС, и их анализ используется в таблицах оценки 10-летнего фатального риска ССЗ, утвержденных ВОЗ. Но существует проблема установления точной причинно-следственной связи между этими факторами и непосредственно атеросклерозом и ИБС.

На основе построенного алгоритма диагностики, в среде Delphi 7 было разработано программное обеспечение автоматизированной системы (рис. 2).

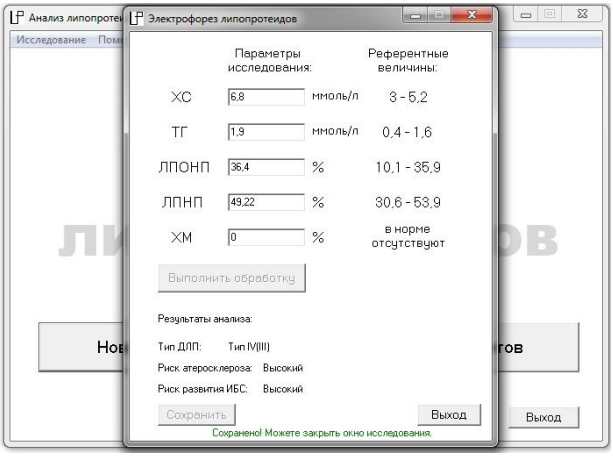


Рис. 2 – Анализ данных электрофореза липопротеидов в разработанной программе

Программное обеспечение включает в себя: блок регистрации пациента и блок анализа данных. Сведенья о пациенте и результаты анализа сохраняются в базе данных программы.

Присутствует возможность выбора метода, с помощью которого были получены данные для анализа (электрофоретический или биохимический).

Введенные данные (значения ХС, ТГ, ЛПОНП, ЛПНП, ХМ) проверяются через алгоритм, и врач получает результаты в виде типа ДЛП и оценок риска развития атеросклероза и ИБС.

Внедрение подобной автоматизированной системы поможет врачам в принятии решений, что приведет к повышению качества диагностики.

Работа выполнена при поддержке Министерства образования и науки РФ в рамках ФЦП "Научные и научно-педагогические кадры инновационной России на 2009–2013 годы" (государственный контракт № П1081 от 31.05.2010).

Библиографический список

1. Е.В.Садыкова, Е.А.Семенова, Д.В.Савенков Автоматизированная система оценки риска развития патологий сердечно-сосудистой системы. Биомедицинская радиоэлектроника. Вып. №11. –2011. –С.18-23.
2. Мантров Д.А. Атеросклероз. – URL: http://www.likebook.ru/books/ view/18919/. Дата обращения: 6.05.2011.
3. Кишкун А.А. Руководство по лабораторным методам диагностики. –М.: ГЭОТАР-Медиа, 2007. – 800 с.

ИЗМЕРИТЕЛЬНО-ИНФОРМАЦИОННАЯ СИСТЕМА И МЕТОД ОЦЕНКИ СИЛОВЫХ ХАРАКТЕРИСТИК КИСТЕВОГО СХВАТА НА ЭТАПАХ РЕАБИЛИТАЦИИ ИНВАЛИДОВ

И.В. Хлызова
Научный руководитель – Смирнова Л.М., д-р техн. наук
Санкт-Петербургский государственный электротехнический университет «ЛЭТИ» им В.И. Ульянова (Ленина)

Необходимость объективной оценки функции верхней конечности возникает на различных этапах медицинской реабилитации инвалидов. В большей степени это касается пациентов с патологией верхних конечностей, так как с их функциональным состоянием тесно связаны возможности самообслуживания и трудовой деятельности человека. Причем достаточно часто инвалидность и утрата трудоспособности обусловлена нарушением функции кисти и снижением силовых характеристик именно кистевого схвата: при пороках развития, детском церебральном параличе, последствиях черепно-мозговой и спинальной травм, костно-мышечных заболеваниях, патологиях суставов,

отёке верхней конечности вследствие радикального лечения рака молочной железы и пр.

Известно, что диагностика нарушений кистевого схвата и оценка степени его восстановления при оперативном и консервативном лечении, протезно-ортопедическом обеспечении играет важную роль для успешной трудовой и профессиональной ориентации пациента и его реабилитации при лечении, ортезировании и протезировании верхней конечности. Однако может показаться неожиданным применение результатов подобной диагностики в процессе реабилитации пациентов с патологией других структур опорно-двигательного аппарата, в частности на этапах оценки качества и настройки протеза после ампутации нижней конечности. Побуждением к такого вида исследованиям является, с одной стороны, необходимость учета характеристик положения сегментов биокинематической цепи опорно-двигательного аппарата пациента на протезе при оценке качества его протезирования, с другой стороны, возможное влияние на осанку этого пациента врожденной или приобретенной морфо-функциональной асимметрии верхних конечностей, в частности силовой, что должно учитываться при трактовке результатов биомеханической оценки состояния биотехнической системы «пациент – протез». Таким образом, объективизация оценки функции верхней конечности является перспективным направлением для решения практических вопросов в области реабилитации различных контингентов пациентов.

Одним из актуальных направлений повышения достоверности оценки функции верхней конечности является использование возможностей компьютерных технологий. Тем не менее, как показал анализ научных источников, в медицинской практике используют с этой целью преимущественно методы, основанные на оценке усилия схвата кистевым динамометром и субъективном (без измерения) определении способности к выполнению наиболее характерных для бытовой деятельности двигательных тестов, элементами которых являются захват и перемещение в пространстве предметов соответствующей формы и веса.

В ортезировании и протезировании верхней конечности используются классификации схватов, в которых учитываются концевой, пальцевый, ладонный (открытый), кулачный (закрытый), полубоковой, боковой (наружный), боковой (внутренний) схват, схват длинными пальцами, боковой схват длинными пальцами, схват первым пальцем. Известна также классификация, в которой учитывается крючковой, цилиндрический, шаровой, плоскостной, щипцовый и оппозиционный схват.

Наиболее востребованными в области реабилитации пациентов с патологией верхних конечностей являются схваты – цилиндрический, щипцовый, шаровой и плоскостной. Для инструментальной оценки силовых параметров верхней конечности при выполнении данных видов схвата была создана измерительно-информационная биотехническая система, структурная схема которой представлена на рисунке.

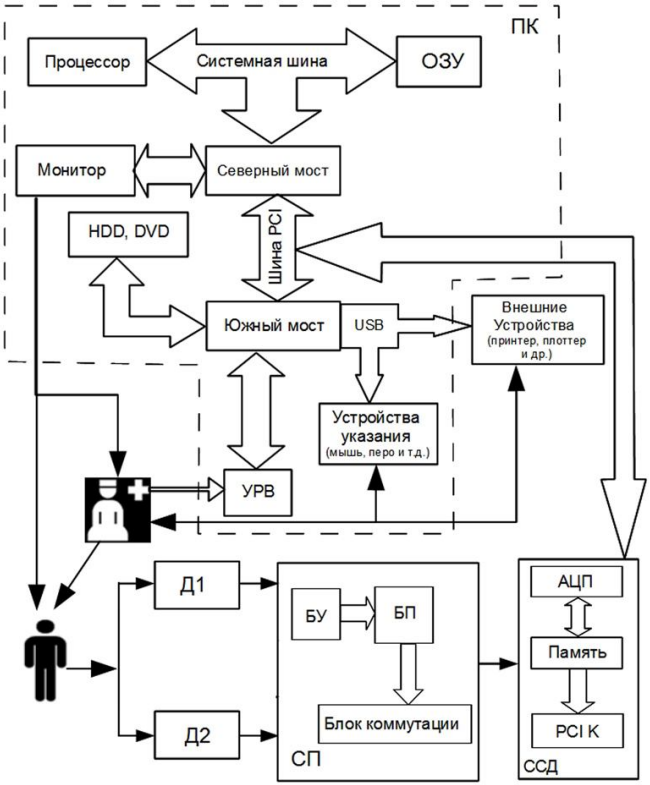


Рис. 1 - Структурная схема измерительно-информационной биотехнической системы оценки силовой функции кисти: ПК — персональный компьютер; УРВ — устройство ручного ввода; Д1, Д2, Д3, Д4— датчики для измерения силовых характеристик различных видов схватов; СП — система преобразования сигнала; БУ — блок усиления; БП — блок преобразования; ССД — система сбора данных; PCI K — контроллер шины PCI

Съем биомедицинской информации в этой системе осуществляется тензометрическими датчиками силы. Так как сигнал, получаемый с датчиков, слабый, в систему входят блок усиления и преобразования сигнала, а также система сбора данных для оцифровки и передачи данных на компьютер.

Таким образом, система оценки силовых характеристик кистевого схвата включает в себя: систему датчиков силы, состоящую из датчиков для измерения силовых характеристик различных видов схватов (Д1 –цилиндрического, Д2 –щипцового), систему преобразования сигнала (СП), которая служит для усиления и других преобразований сигнала и состоит из блока усиления (БУ), блока преобразования (БП) и блока коммутации; систему сбора данных (ССД), которая служит для оцифровки данных и их передачи в персональный компьютер и состоит из АЦП, памяти и контроллера PCI-шины; персональный компьютер (ПК); устройство отображения информации (монитор); устройство ручного ввода – клавиатуру (УРВ); внешнее устройство вывода информации – принтер.

Для апробации системы оценки силовой функции кисти было проведено обследование контрольной группы людей в количестве 5 человек без клинических признаков патологии верхних конечностей и группы женщин с отеком верхней конечности вследствие радикального лечения рака молочной железы (РЛРМЖ) до и после реабилитации, состоящей из 17 женщин в возрасте от 35 до 70 лет. Данный контингент был выбран ввиду достаточно динамичного восстановления силовой функции кисти у этих пациентов в процессе реабилитации по сравнению со многими другими типами патологий верхних конечностей.

Анализ силовых параметров схвата в контрольной группе показал межконечностную асимметрию для ведущей верхней конечности (у правшей – правой, у левшей – левой) и контралатеральной конечности. Это касалось максимальной силы схвата, средней силы и импульса силы. Коэффициент асимметрии k_α рассчитывался по следующей формуле:

$$k_\alpha = \frac{(P_B - P_K) \bullet 100}{P_B}$$

где P_B — параметр ведущей конечности; P_K — параметр контралатеральной конечности

Анализ этих же силовых параметров в группе пациентов с отеком верхней конечности вследствие РЛРМЖ позволил сделать выводы о наличии функциональных нарушений верхней конечности со сторо-

ны мастэктомии во всех случаях наблюдения. Данные нарушения проявлялись в виде снижения силовых параметров схвата конечности со стороны патологии относительно здоровой конечности (рисунок 3).

Для интегральной оценки снижения силовой функции рассчитывался импульс силы :

$$I = \int_{t_1}^{t_2} F(t) \cdot dt \ ,$$

где F – сила схвата, а t_2 , соответственно, момент начала и конца экспозиции.

Наблюдалось максимальное снижение данного параметра для конечности со стороны патологии в 3 раза. Причем уменьшение I для этой стороны было связано как с более низкой максимальной силой схвата $F_{\max}$, так и быстрым снижением ее уровня за время удержания.

Коэффициент асимметрии k_α рассчитывался по следующей формуле:

$$k_\alpha = \frac{(P_З - P_П) \bullet 100}{P_З} \ ,$$

где $P_З$ — параметр здоровой конечности; $P_П$ — параметр конечности со стороны патологии

У данной группы пациентов было выявлено снижение импульса силы схвата конечностью со стороны патологии относительно здоровой конечности в среднем на 45%, при этом разброс от 1,4% до 98%. Такой большой разброс параметров объясняется выраженным различием состояния разных пациентов как в отношении стадии заболевания, так и полноты оказанных им реабилитационных мероприятий на момент обследования.

Обращает на себя внимание и тот факт, что скорость v_1 нарастания нагрузки в статическом тесте для конечности со стороны патологии значительно отличалась по сравнению со здоровой стороной, что отражалось на переднем фронте графика $F = f(t)$. Почти такие же изменения наблюдались и для скорости спада нагрузки v_2.

Обследование данной группы пациентов до начала реабилитации и после ее окончания подтвердило эффективность реабилитационных мероприятий: лечебной физкультуры, массажа, физиотерапии и лекарственной терапии.

Коэффициент реабилитационного эффекта для каждого параметра, рассчитывался по формуле.

$$K_p = \frac{(P_{До} - P_{После}) \bullet 100}{P_{После}},$$

где $P_{До}$ — параметр конечности до реабилитации; $P_{После}$ — параметр конечности после реабилитации;

У контрольной группы в среднем асимметрия по силе ведущей и контралатеральной конечности составила 9%. У группы пациентов с последствиями РЛРМЖ было выявлено снижение силы цилиндрического схвата конечностью со стороны патологии по сравнению со здоровой конечностью в среднем на 32%, а силы щипцового схвата — 30%.

Результаты апробации системы указывают на возможность и целесообразность ее использования для оценки силовых характеристик кистевого схвата в специализированных лечебных учреждениях и реабилитационных центрах.

ОБРАБОТКА ДЖОУЛЬМЕТРИЧЕСКИХ СИГНАЛОВ ПРИ ОЦЕНКЕ ДИНАМИКИ ПРОТЕКАНИЯ ВОСПАЛИТЕЛЬНЫХ ПРОЦЕССОВ ПРИ ГНОЙНОМ ГАЙМОРИТЕ

Ю.А. Кривоногова
Научный руководитель – Янкина Н.Н., канд. техн. наук, доцент
Пензенский государственный университет

В оториноларингологии одной из серьезных проблем являются воспалительные заболевания околоносовых пазух. Воспалительный процесс, развивающийся в околоносовых пазухах, может привести к различным осложнениям.

Гайморит - это воспаление верхнечелюстной придаточной пазухи носа (гайморова пазуха или гайморов синус). Придаточные пазухи носа представляют собой образование в виде небольших пещерок, имеющих сообщение с полостью носа. Во время острого синусита (острого гайморита) воспалительный процесс захватывает главным образом слой эпителиальных клеток и лежащую под ним рыхлую ткань и кровеносные сосуды [1].

Воспалительный процесс поражает одну или обе верхнечелюстные пазухи.

У пазухи общие стенки с полостью рта, полостью носа, глазни-

цей. Поэтому самыми частыми осложнениями гайморита бывают воспаления легких, ангины и менингиты.

Врожденные нарушения развития анатомических структур полости носа, полипозные разрастания в воздушных проходах, аллергические риниты могут способствовать развитию гайморита.

Врач определяет гайморит после осмотра: вставляет в нос расширитель и визуально осматривает каждую ноздрю.

Но точный диагноз можно установить лишь на основе данных рентгена. Больному делают рентгеновский снимок, и если есть гайморит, область между глазами и верхней челюстью будет непрозрачной, белой.

При неблагоприятном течении хронического гайморита в носу развиваются полипы, которые нужно удалять хирургическим путем. Самым же неприятным последствием хронического гайморита является утрата способности чувствовать запахи. Поэтому очень важно своевременно принимать меры по предупреждению подобных осложнений.

Протекающие в процессе воспаления изменения в тканях приводят и к изменениям их электрических параметров. По изменению электрических параметров тканей можно, используя различные электрохимические методы, определить наличие или отсутствие воспалительного процесса, контролировать его протекание, прогнозировать его дальнейшее развитие. Это позволит выбирать рациональную тактику лечения больных, оперативно ставить диагноз и определять сроки их реабилитации.

Были проведены исследования в оториноларингологическом отделении областной клинической больницы им. Н.Н. Бурденко. Больным гайморитом на протяжении периода лечения делали прокол и промывали пазухи дистиллированной водой. Объем дистиллированной воды при каждой промывке был одинаковым. Раствор воды с гнойными выделениями после промывки закачивался в шприц и вводился в четырехэлектродный датчик проточного типа, приведенного на рис. 1.

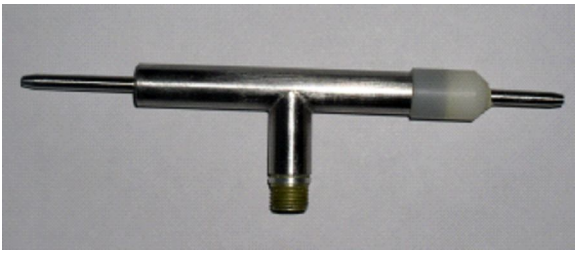


Рис. 1 - Датчик для оценки активности воспалительных процессов

Измерения проводились с помощью джоульметрического прибора «ДИВО» на четырех токах 8 мкА, 22 мкА, 47 мкА, 104 мкА в течение периода лечения больных. Время измерений на каждом токе составляло 8 секунд.

Измерялись значения работы затрачиваемой током на изменение исследуемых жидкостей; осуществлялась синхронная запись и оцифровка входного и выходного сигналов при каждом измерении, которые использовались в процедурах идентификации и получении, характеризующих биологические жидкости, параметров.

Для увеличения количества формируемых информативных признаков можно использовать джоульметрический декомпозиционный метод [2]. Он позволяет формировать многопараметрическое признаковое пространство. Суть метода состоит в том, что производится декомпозиция обобщенного значения работы на отдельные составляющие и использованием их в качестве самостоятельных признаков. Это достигается путем деления площади, ограниченной кривой зависимости межэлектродного потенциала от времени на четыре отдельные части (рис. 2).

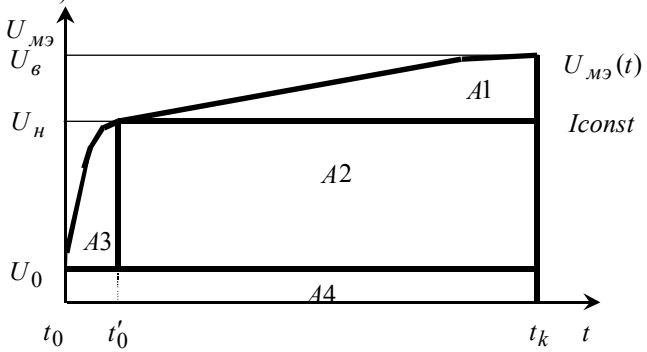


Рис. 2 - Графическая интерпретация джоульметрического декомпозиционного метода

Если принять значение t_0' за момент окончания процесса заряда двойного электрического слоя, значение t_k за момент окончания процесса электрохимических реакций, значения $U_н$ и $U_в$ за падения напряжений на электрохимической ячейке в момент начала и окончания протекания электрохимических реакций соответственно, значение $U_{МЭ}(t)$ за падение напряжения на электрохимической ячейке и значение U_0 за падение напряжения на электрохимической ячейке в момент коммутации тока, то общая работа, совершенная током $Iconst$, слага-

ется из четырех компонентов:

$$A = A1 + A2 + A3 + A4 .$$

Значения каждой из них можно вычислить по следующим зависимостям:

$$A4 = U_0 I t_k' ,$$

характеризует межэлектродное сопротивление;

$$A3 = I\left(\int_0^{t_0'} U_{МЭ}(t)\,dt - U_0 t_0'\right),$$

характеризует емкость двойного электрического слоя;

$$A2 = \left(U_н - U_0\right) I\left(t_k' - t_{01}'\right),$$

характеризует сопротивление электрохимической реакции;

$$A1 = I\left(\int_{t_0'}^{t_k'} U_{МЭ}(t)\,dt - U_н\left(t_k' - t_0'\right)\right),$$

характеризует активность электрохимических реакций.

Значения этих работ выступают в качестве информативных признаков, характеризующих воспалительный процесс при гайморите.

На рис. 3 представлена динамика работы четырех токов в течение периода лечения одного больного. На рис. 4 представлена динамика общей работы тока I=104мкА и четырех составляющих обобщенного значения работы в течение периода лечения больного.

К концу лечения больных значения работы тока приближаются к показаниям дистиллированной воды, которой осуществляли промывку пазухи.

Проведенные исследования позволяют сделать вывод, что с помощью джоульметрического метода можно осуществлять контроль за протеканием воспалительного процесса у больных с гнойным гайморитом и, по оценкам джоульметрических параметров, судить о его активности. При этом наиболее предпочтительным следует считать ток 104 мкА, так как на этих параметрах наблюдается меньший разброс параметров, что можно наблюдать из рис. 3.

Разложение обобщенного значения работы на отдельные составляющие позволяет выбрать наиболее предпочтительные составляющие по чувствительности и повысить точность метода исследования (рис. 4).

Виртуальный прибор (рис. 5), позволяющий вычислить обобщенное значение работы и произвести его декомпозицию, был разработан в среде графического программирования Labview [3]. Для реализации данного метода необходимо определение характерных точек на

кривой межэлектродного напряжения, по которым находятся значения четырех работ электрического тока и общее значение работы.

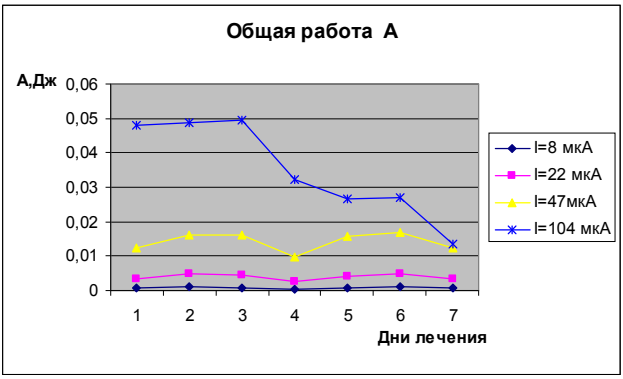


Рис. 3 - Динамика работы четырех токов в течение периода лечения больного

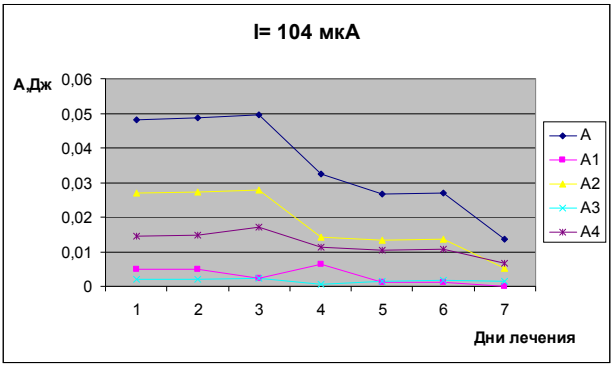


Рис. 4 – Динамика общей работы тока I=104мкА и четырех составляющих обобщенного значения работы в течение периода лечения больного

На первой панели показаны графики, необходимые для анализа работы алгоритма, реализованного в виртуальном приборе. Выведен индикатор массива межэлектродного напряжения и массива отфильтрованного сигнала, индикаторы общего значения работы, четырех его составляющих, а также суммарного значения четырех работ.

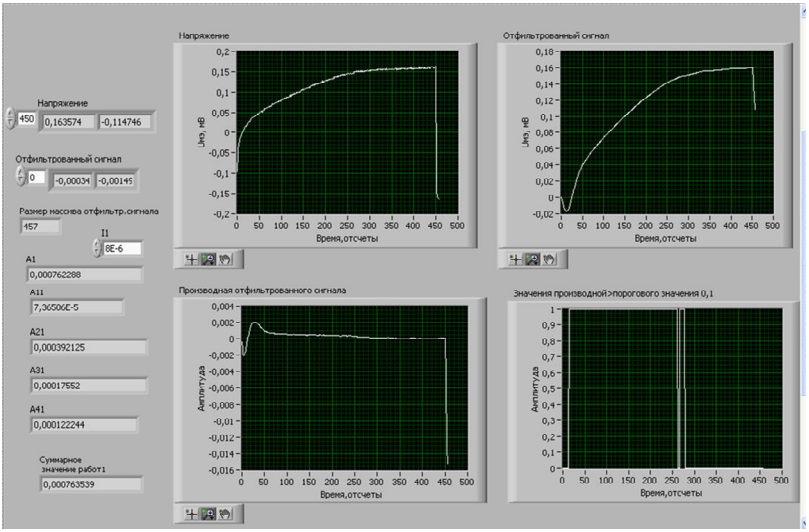


Рис. 5 - Виртуальный прибор для обработки джоульметрических сигналов

Разработанный виртуальный прибор используется для обработки джоульметрических сигналов записанных в память компьютера при проведении экспериментальных исследований.

Библиографический список

1. http://mirsovetov.ru/a/medicine/diseases/cure-antritis.html
2. Геращенко С.И. Джоульметрия и джоульметрические системы: теория и приложение: монография. – Пенза: Изд-во Пенз. Гос. Ун-та, 2000. 192 с.
3. Курс по LabVIEW 7. Под редакцией чл.-корр. РАН П.А. Бутырина /М. Михеев, В.В.Каратаев, М., 2005.

ОПТИМИЗАЦИЯ СТРУКТУРЫ ИНТЕРНЕТ-ПОРТАЛА КАФЕДРЫ «МЕДИЦИНСКИЕ ИНФОРМАЦИОННЫЕ СИСТЕМЫ И ТЕХНОЛОГИИ» ПЕНЗЕНСКОГО ГОСУДАРСТВЕННОГО УНИВЕРСИТЕТА

Л.И. Панюшкина, С.М. Геращенко
Пензенский государственный университет

1. Актуальность

В настоящее время интернет – глобальная компьютерная сеть, дающая доступ к емким специализированным информационным серверам и обеспечивающая приём и передачу электронной информации. Подавляющее большинство учреждений имеют собственное интернет-представительство. Однако создать сайт недостаточно, важно обеспечить его использование целевой аудиторией. Именно поэтому оптимизация сайта кафедры «Медицинские информационные системы и технологии» Пензенского государственного университета – важный этап разработки интернет-портала [1,2].

Целевая аудитория портала кафедры – это студенты и абитуриенты. Определение целевой аудитории позволяет подобрать необходимый контент и форму его представления.

2. Цели исследования

а) исследование статистики посещения интернет-ресурса кафедры «Медицинские информационные системы и технологии» Пензенского государственного университета;

б) модернизация интернет-ресурса с целью увеличения посещаемости сайта.

3. Материалы и методы.

В ходе проведения исследования использовались средства анализа статистики Яндекс-метрики.

В результате анализа было замечено, что наибольшей популярностью пользуются разделы, содержащие информацию о специальностях кафедры и преподавателях, однако посещаемость интернет-ресурса в целом остаётся на низком уровне.

Модернизация сайта medic.pnzgu.ru проводилась в два этапа.

Первый этап – приведение внутренней разметки html-страниц сайта в соответствие с требованиями поисковых систем. Для этого были отредактированы meta-теги, на каждую страницу размещены ключевые слова.

Второй этап - оптимизация структуры сайта и размещение оригинальной информации. С целью увеличения посещаемости сайта в структуру наряду с имеющимися разделами (Новости, Преподаватели,

Специальности, Наука, Контакты) были добавлены несколько новых разделов.

На основе проведенного анализа статистики посещаемости с целью привлечения посетителей, состоящей. из студентов и абитуриентов, на сайт был добавлен раздел Студенты, содержащий интервью студентов кафедры на тему университетской жизни.

Для придания динамичности содержимому интернет-ресурса необходимо разместить мультимедиа-контент. Для этого были добавлены фотоматериалы о в раздел Фотоальбомы, в раздел Специальности размещен видеоролик о кафедре МИСиТ.

Научные достижения сотрудников и студентов кафедры неоднократно освещались в региональных и федеральных средствах массовой информации, в связи с чем было принято решение о создании раздела Пресса о нас.

Следует отметить о тесном сотрудничестве кафедры «Медицинские информационные системы и технологии» ПГУ с лечебно-профилактическими учреждениями и предприятиями биомедицинской промышленности г. Пензы, в связи с чем добавлен раздел Базы, содержащий информацию о клинических базах, доступных для занятий студентам кафедры.

Учитывая возрастные особенности контингента посетителей данного интернет-ресурса, на главной странице сайта были размещены ссылки на официальные страницы кафедры в социальных сетях.

4. Результаты и их обсуждение

Данные графика посещаемости сайта с февраля 2011г по февраль 2012г наглядно демонстрируют динамику изменения числа заходов на сайт: с апреля по июнь 2011 года наблюдался резкий скачок в популярности ресурса в связи с работой приемной комиссии (см. рис. 1).

Рис.1 - Динамика посещаемости сайта с 1 февраля 2011г по 1 февраля 2012г

В результате редактирования meta-тегов, добавления в текст ключевых слов для поисковых систем и добавления новых разделов посещаемость сайта увеличилась на 27%, что в 1,3 раза больше, чем в прошлом году (см. рис. 2).

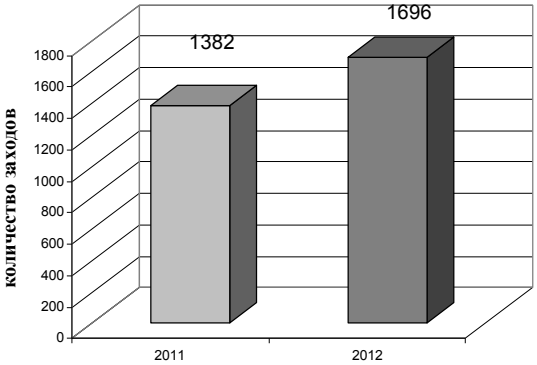


Рис. 2 - Изменение посещаемости сайта после редактирования

Показатель посещаемости исходных страниц сайта несколько вырос в результате стабильных обновлений актуальной информации, что видно на рис. 3.

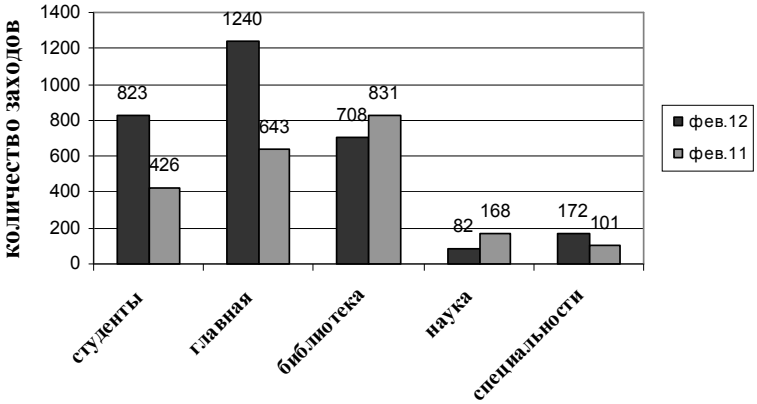


Рис. 3 - Динамика статистики посещений старых страниц сайта

В результате размещения ссылок на официальные страницы кафедры в социальных сетях (vkontakte.ru; maps.yandex.ru; odnoklassniki.ru; e.mail.ru; yaca.yandex.ru) переходы на сайт увеличилась на 37,8% (см. рис. 4)

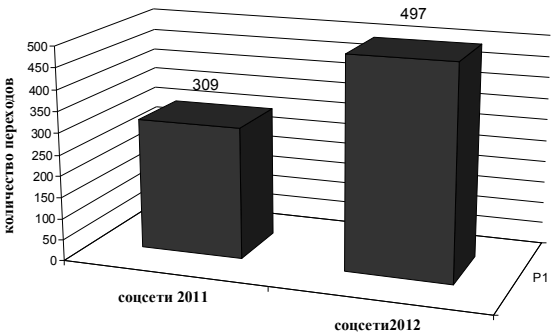


Рис. 4 - Статистика переходов на сайт с социальных сетей

На 33,2% увеличилась частота возвратов на сайт (см. рис. 5, рис. 6):

	Среднее число дней между визитами ▲	Визиты
1.	0	398
2.	1	188
3.	2–3	147
4.	4–7	150
5.	8–15	189
6.	16–31	155
7.	32–63	109
8.	64–127	55
9.	128–255	30

Рис. 5 - Количество возвратов на сайт, февраль 2011г

	Среднее число дней между визитами ▲	Визиты
1.	0	596
2.	1	288
3.	2–3	196
4.	4–7	196
5.	8–15	134
6.	16–31	146
7.	32–63	95
8.	64–127	51

Рис. 6 - Количество возвратов на сайт, февраль 2012г

5. Выводы

1. Приведенная выше статистика позволяет сделать вывод о значительной роли оптимизации в привлечении на сайт его целевой аудитории.

Оптимизация – один из важнейших этапов разработки интернет-портала. От качества ее выполнения зависит положение страниц сайта в результатах поисковых запросов и, соответственно, уровень посещаемости сайта.

2. В результате проведенных работ посещаемость сайта кафедры увеличилась на 27%.

3. Наиболее эффективным методами популяризации интернет-портала является оптимизация структуры, размещение ссылок в социальных сетях, а также подбор подходящего контента.

4. График посещаемости сайта в период с февраля 2011г. по февраль 2012г. позволяет определить одну из наиболее перспективных целей повышения популяризации интеренет-ресурса, а именно: расширение информативной базы посредством создания вкладки «Абитуриенту».

В дальнейшем планируется поддерживать обновления актуальной информации, изменить интерфейс за счёт добавления графического дизайна и анимации, создать обширную вкладку для абитуриентов кафедры «Медицинские информационные системы и технологии» , создать карту сайта, а также проводить работу по популяризации в социальных сетях.

Библиографический список

1. Информатика: Учебник / Под ред. Проф. Н.В. Макаровой. М.: Финансы и статистика, 1997. 768 с.
2. Советов Б.Я. Информационная технология: Учеб. для вузов. М.: Высш. шк., 1994. 368 с.
3. Тусеева Е.А, Геращенко С.М. Оптимизация структуры Интернет-портала кафедры «Медицинские информационные системы и технологии» Пензенского Государственного университета,2011. 5 с.

БЕСПРОВОДНАЯ СИСТЕМА РЕГИСТРАЦИИ И АНАЛИЗА ЭЛЕКТРОКАРДИОСИГНАЛОВ

Л.Ю. Кривоногов, А.Е. Клебнева, А.М. Хомяков
Научный руководитель – Кривоногов Л.Ю., канд. техн. наук, доцент
Пензенский государственный университет

Концепция беспроводной медицины заключается в том, что данные о состоянии пациента можно получить в любой момент из любого места – в рамках единой беспроводной сети. Такой подход позволяет оперативно принимать решения, упрощает рабочие процессы и оптимизирует документооборот, уменьшает затраты на диагностику и лечение, и самое главное, выводит медицину на новый уровень развития.

Повсеместное распространение мобильной связи дает принципиальную возможность создания нового поколения систем медицинского мониторинга. Структура современных смартфонов уже имеет большинство узлов, необходимых для создания беспроводных медицинских мониторных систем, их вычислительная мощность избыточна и вполне достаточна для реализации новых медицинских функций.

На протяжении многих лет задача передачи данных от медицинских измерительных преобразователей к средствам измерения и анализа представляла серьезную проблему для разработчиков медицинской аппаратуры. Стандартные методики проведения медицинских измерений предусматривают проводные соединения датчиков, при этом пациента зачастую полностью опутывают кабелями. Все эти провода ограничивают движение пациента, а перемещение кабелей относительно друг друга и источников электромагнитных сигналов создают помехи в передаваемых сигналах. В настоящее время проводные соединения между датчиками и медицинскими мониторами целесообразно заменить беспроводными технологиями (и соответствующими техническими средствами) передачи данных. При выборе беспроводной технологии необходимо учитывать экстремальные условия функционирования (высокий уровень помех, свободная двигательная активность пациентов, низкое энергопотребление и т.д.).

Наиболее востребована дистанционная диагностика сердечно-сосудистых заболеваний (ССЗ), которые приводят к высоким социальным потерям и являются одной из наиболее распространенных причин заболеваемости, нетрудоспособности, инвалидности и смертности населения страны – по некоторым данным за год в России умирает до полутора миллионов человек от ССЗ и их осложнений. Поэтому разработка беспроводной системы регистрации и анализа электрокардио-

сигналов (ЭКС) является актуальной задачей. Анализ ЭКС позволяет определить частоту сердечных сокращений и вариабельность сердечного ритма, обнаружить различные виды нарушения ритма сердца и проводимости, выявить острые или хронические повреждения миокарда, получить информацию о физическом состоянии сердца, определить нарушения электролитного баланса, может дать информацию о некоторых внесердечных заболеваниях.

Разрабатываемая беспроводная система регистрации и анализа ЭКС состоит из ЭКГ-датчика, мобильного устройства и интернет-сервера. Персональный миниатюрный ЭКГ-датчик, закрепленный на торсе пациента, осуществляет регистрацию, первичную обработку и беспроводную передачу ЭКС на мобильное устройство (смартфон). Смартфон принимает сигнал от ЭКГ-датчика и выполняет его измерение и анализ, на экране отображается графическая информация (электрокардиограмма, ритмограмма), а также результаты анализа. Интернет-сервер выполняет функцию базы данных и веб-интерфейса. Пациент и врач, используя специализированные программы или стандартный интернет-браузер, могут подключиться к системе, оформленной в виде веб-сайта, который позволяет пользователям обмениваться информацией, необходимой для обеспечения эффективного лечебно-диагностического процесса. Программное обеспечение сервера системы позволяет автоматически производить подробный анализ ЭКС и обеспечивает адаптацию и реконфигурацию для эффективного и оперативного решения задач оценки состояния сердца.

Серьезной проблемой является интеграция всех технических средств регистрации, предварительной обработки и передачи измерительной информации в малогабаритном ЭКГ-датчике. Электроды, аналоговые усилители, фильтры, АЦП, микроконтроллер, оперативная и флэш-память, источник питания, приемопередатчик и антенна должны находиться на теле пациента. Чтобы беспроводной датчик не стал слишком громоздким все его компоненты должны быть миниатюрны и иметь низкое энергопотребление, а интеграция компонентов в датчик должна быть выполнена на высоком техническом уровне. Только в этом случае ЭКГ-датчик будет удобен для пациента, что будет его главным преимуществом перед классическими проводными системами мониторинга.

Прототип беспроводного ЭКГ-датчика разрабатывается на основе микроконвертера ADuC7060 фирмы Analog Devices [1]. ADuC7060 – это «система сбора данных на кристалле», оснащенная 24-разрядным сигма-дельта АЦП с частотой дискретизации 8 КГц. Включает в себя 2 многоканальных АЦП (главный и дополнитель-

ный), 16/32-процессорное ядро, флеш-память и разнообразную периферию. В аналоговую периферию входят 14-разрядный ЦАП, источники тока возбуждения датчиков, прецизионный источник опорного напряжения 1,2 В и датчик температуры. Ядро ARM7TDMI работает от встроенного тактового генератора и обеспечивает производительность до 10 MIPS. Имеет 4 К статического ОЗУ и 32 К энергонезависимой флеш-памяти. Цифровая периферия – 4 таймера, шестивыходной ШИМ, векторный контроллер прерываний, 14 входов-выходов общего назначения, интерфейсы UART, SPI и I^2C. Имеет низкое напряжение питания и энергопотребление (2,8 мА при 2,5 В на частоте 1 МГц) [1].

Разработки ЭКГ-датчика ведется на базе отладочной платы EVAL-ADUC7060QSPZ. Для программирования используется JTAG интерфейс, что позволяет проводить внутрисхемное программирование микроконтроллера. В качестве среды программирования используется Keil µVision3. Это интегрированная среда разработки (компилятор/симулятор/отладчик), в ней имеется система управления проектом, редактор кода, компилятор языка С, ассемблер, линкер, симулятор и отладчик.

В декабре 2009 года Bluetooth Special Interest Group (SIG) приняла спецификацию Bluetooth Core Specification Version 4.0. Именно эта технология была выбрана для передачи сигнала на мобильное устройство. В Bluetooth 4.0 достигается низкое энергопотребление за счёт использования специального алгоритма работы. Передатчик включается только на время отправки данных, что обеспечивает (по утверждению разработчиков) возможность работы от одного 3-х вольтового элемента типа CR 2032 в течение нескольких лет. Стандарт предоставляет скорость передачи данных в 1 Мбит/с при размере пакета данных 8-27 байт. В новой версии два Bluetooth-устройства смогут устанавливать соединение менее чем за 5 миллисекунд и поддерживать его на расстоянии до 100 м. Для этого используется усовершенствованная коррекция ошибок, а необходимый уровень безопасности обеспечивает 128-битное AES-шифрование.

Для беспроводного ЭКГ-датчика предполагается использовать Bluetooth-модуль с низким энергопотреблением и поддержкой версии Bluetooth 4.0. финской фирмы Bluegiga [2]. Базовый модуль BLE112 является законченным полнофункциональным устройством Bluetooth 4 и содержит чипсет Texas Instruments CC2540, периферийные блоки и интерфейсы, а также встроенные средства разработки, позволяющие создавать потребительские приложения.

При проектировании беспроводной системы особое внимание

следует уделить качеству регистрации и предварительной обработки ЭКС, которое определяется в первую очередь эффективным подавлением помех и определяет достоверность автоматического анализа всей системы. Проблема подавления помех при регистрации и обработке ЭКС состоит в том, что полезная информация сосредоточена в циклически повторяющихся коротких информативных участках. Поэтому, если в результате помехоподавления происходят даже незначительные искажения формы информативных участков ЭКС, то такие искажения могут привести к ошибочным диагностическим заключениям. Следовательно, основным требованием, предъявляемым к процедурам помехоподавления, является значительное подавление помех при минимальном искажении полезного сигнала.

В разрабатываемой системе часть операций (регистрация и первичная обработка ЭКС) должны осуществляться непрерывно в темпе поступления данных, а диагностические решения должны приниматься с минимальной задержкой. В силу этих специфических особенностей основными требованиями к алгоритмам подавления помех в ЭКС для беспроводных систем мониторинга является соответствие производительности алгоритма скорости входного потока данных (т.е. работа в реальном времени) и подавление помех различного вида с минимальным искажением формы полезного сигнала.

В настоящее время в области обработки ЭКС хорошо изученными являются линейные методы цифровой фильтрации. При использовании линейных фильтров нижних частот (ФНЧ) для устранения высокочастотного шума в ЭКС обычно полагают, что информационный спектр сигнала находится в полосе пропускания фильтра. Однако в спектре ЭКС содержатся компоненты с частотами, находящиеся в одном диапазоне с помехой. Поэтому при применении ФНЧ сглаживаются высокочастотные компоненты ЭКС (острые зубцы Q, R, S, пики и изломы). В параметрах перечисленных характерных точек и в других специфических изменениях формы сигнала заключены информативные признаки, которые должны быть сохранены при обработке. Кроме того, присутствующие в ЭКС помехи в общем случае не являются гауссовскими, а сам сигнал является нестационарным и содержит как участки, описываемые гладкими функциями, так и точки пиков, изломов, соответствующих быстрым изменениям биопотенциалов сердца. При расширении полосы пропускания ФНЧ частотный спектр части помех попадает в полосу пропускания фильтра и, следовательно, эти помехи не будут устранены.

Применение линейных фильтров верхних частот для устранения дрейфа изолинии приводит к искажению параметров ST-сегментов,

поскольку частотный спектр дрейфа изолинии, как правило, почти полностью совпадает с частотным спектром ST-сегментов. Сегмент ST соответствует периоду сердечного цикла, когда оба желудочка полностью охвачены возбуждением, его смещение является признаком повреждения различных отделов миокарда (вплоть до инфаркта миокарда). Отсюда следует, что искажение ST-сегментов недопустимо.

Для более глубокого понимания диагностической информации, заключенной в биоэлектрических данных, необходимо учитывать, что при описании физиологических процессов нелинейные связи более приемлемы, и соответственно зависимость измеряемых медико-биологических параметров от регистрируемых сигналов в общем случае нелинейна. Нелинейность – универсальное, фундаментальное и главное свойство мира, оно изначально присуще природе. С этой точки зрения и учитывая недостатки линейных фильтров, при выборе алгоритмов подавления помех в ЭКС следует отдать предпочтение методам нелинейной фильтрации. Нелинейные фильтры обладают лучшими динамическими свойствами, они сохраняют характерные точки разрыва производной (нелинейности сигнала) и эффективно подавляют помехи с негауссовскими законами распределения. Существуют нелинейные фильтры, которые лишь немного уступают линейным по эффективности подавления гауссовского шума, однако имеют лучшие динамические характеристики и устраняют импульсные помехи, т.е. обладают робастными свойствами. Кроме того, определенные виды сигналов, в частности, пики, перепады, участки ломаных являются стабильными точками некоторых типов нелинейных фильтров, такие сигналы в отсутствие помех полностью сохраняют свою форму на выходе фильтра, что способствует лучшему сохранению их информативных параметров [3].

Большинство методов фильтрации опираются на априорные знания и предположения о свойствах сигнала и помех. Однако на практике для многих информационных процессов, в том числе и биомедицинских, не всегда известно возможное поведение информационной составляющей, а свойства помех в общем случае нестационарны и априорно неизвестны. Поэтому одним из требований к выбору алгоритмов подавления помех в ЭКС является использование робастных (устойчивых) процедур, способных обеспечивать приемлемое качество обработки в условиях изменчивости сигнально/помеховой обстановки, нестационарности характеристик информационной составляющей и помех, а также в случаях отклонений принятых допущений о модели изменения сигнала и помех от реальной ситуации.

Особый интерес для обработки ЭКС представляют нелинейные

процедуры на основе порядковых статистик (ранговые алгоритмы) [4]. Наиболее известной процедурой из этой группы является алгоритм медианной фильтрации (медианный фильтр), предложенный Тьюки для фильтрации импульсных помех, сглаживания сигналов, выделения низкочастотных помех. Известны также алгоритмы экстремальной фильтрации, которые используют значения минимума и максимума в окрестности. Все эти алгоритмы можно рассматривать как частные случаи широкого класса ранговых алгоритмов.

Ранговые алгоритмы локально-адаптивны по своей сути, поскольку их параметры являются функциями локальной характеристики сигнала – локальной гистограммы. Ранговые фильтры в отличии от линейных лишены такого недостатка как пространственная инерционность, которая заключается в том, что влияние отдельных элементов сигнала (импульсных помех) проявляется на результирующем сигнале на расстоянии порядка размеров апертуры фильтра. Это заметно в частности в размывании границ и искажении формы кардиоимпульсов. В последнее время появились публикации, в которых рассматриваются алгоритмы фильтрации, основанные на вычислении линейной комбинации порядковых статистик, взятых с заранее подобранными весами. Кроме того, существует несколько вариантов быстрых процедур ранжирования.

Для подавления помех в ЭКС разработаны несколько нелинейных алгоритмов, отвечающих требованиям работы в реальном времени. В настоящее время эти алгоритмы реализованы в виде виртуальных приборов в системе прикладного графического программирования LabVIEW и проходят исследование по разработанной методике.

Библиографический список

1. Analog Devices (Официальный сайт фирмы Analog Devices). URL: www.analog.com/microconverter/arm (дата обращения: 18.11.2011).
2. Bluegiga, BLE112 Preliminary Data Sheet. 28 January 2011. Version 0.91.
3. Astola J., Kuosmanen P., Fundamentals of Nonlinear Digital Filtering. – USA: CRC Press LLS, Boca Ration, 1997 –276 p.
4. Кривоногов Л.Ю. Методы и алгоритмы помехоустойчивой обработки электрокардиографической информации. Дисс. на соискание уч. ст. к.т.н., Пенза, 2003.

ИЗМЕРИТЕЛЬНО–АНАЛИТИЧЕСКИЙ КОМПЛЕКС ДЛЯ ИССЛЕДОВАНИЯ ШУМОВ В БИОЛОГИЧЕСКИХ СИСТЕМАХ

А.В. Ермачихин, С.А. Кострюков
Научный руководитель – Литвинов В.Г., канд. физ.-мат. наук, доцент
Рязанский государственный радиотехнический университет

В науке происходит пересмотр взглядов на шум. Если раньше его считали помехой в информационной передаче, то в последние годы рассматривают как "подпитку" состояния стохастического резонанса [1].

Значение любой измеряемой величины флуктуирует («шумит») либо в силу физической природы этой величины, либо в силу неизбежных погрешностей измерения.

В механических системах амплитуда изучаемых шумов лежит в пределах от 10^{-8} см (физиологи уверяют, что такова амплитуда колебаний мембраны внутреннего уха, соответствующая порогу слышимости) до ~ 10^{11} см (флуктуации диаметра солнца, размер протуберанцев). Частота колебаний лежит в пределах от 10^{-4} до ~ 10^{7} Гц [2].

В «электрических» системах относительная амплитуда случайных колебаний тока (напряжения) колеблется в пределах от 10^{-11} (атомные стандарты частоты) до 1 («динамический хаос»). Обычно изучаемый частотный диапазон лежит в пределах от 10^{-4} до ~ 10^{11} Гц [2].

Спектр шума, или зависимость спектральной плотности флуктуации от частоты, – одна из важнейших характеристик флуктуационного процесса [3].

Физическим смыслом спектральной плотности мощности (СПМ) $S(f)$ является мощность, которая приходится на единицу полосы частот [4].

Низкочастотный (НЧ) шум вида 1/f (фликкер шум) легко обнаружить в социальных процессах, тектонических явлениях [5], солнечной активности, прозрачности атмосферы или колебаниях уровня паводкового подъема воды в реке [6], хотя, конечно, спектры, которые выявляются в таких случаях, нельзя считать спектрами мощности в обычном смысле этого слова.

Кроме того, некоторые биологические системы также обладают НЧ шумом (см. например: рис. 1, 2): нормальный период сердцебиения человека имеет флуктуации, спектральная плотность которых изменяется приблизительно по закону 1/f для частот ниже 0,3 Гц, подобную же форму имеет спектр флуктуации волн мозга, в частности так назы-

ваемых а-волн на электроэнцефалограммах (ЭЭГ) (рис. 2). Оба этих факта отметил Муша [7]. Хорошо известно, что нейромембраны обладают флуктуациями l/f, ряд ссылок на работы по исследованию такого шума в данной области привел Хуг [8].

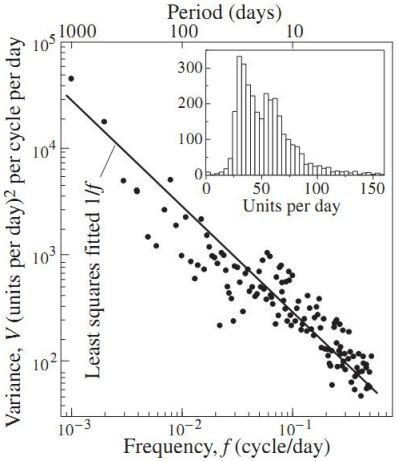


Рис. 1 – На вставке показана гистограмма распределения количества инсулина, вводимого ежедневно пациенту, страдающему нестабильным диабетом. (Время наблюдения – 8 лет, всего 3072 доз). На графике показано разложение этой случайной функции в ряд Фурье. Сплошная линия – зависимость 1/f [2]

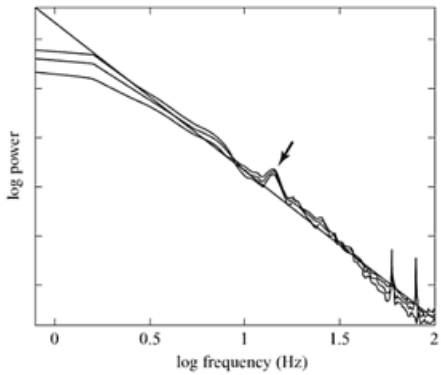


Рис. 2 – Спектр мощности ЭЭГ в диапазоне от 0.5 до 100 Гц. Пик примерно на частоте 11 Гц соответствует а-ритму мозга. Диагональ соответствует 1/f [9]

Флуктуации содержат ценную информацию о динамическом поведении любой системы. Поэтому из анализа шумов можно сделать выводы о некоторых характеристиках системы, определить некоторые ее параметры. В этом случае флуктуации используются для получения полезной информации о состоянии системы, о протекающих в ней процессах, создающих шум, как таковой.

Немалую роль в развитии «шумовых» измерений играет внедрение компьютерной техники и нового математического аппарата. На рис. 3 представлена схема измерения НЧ шума.

На основании полученных данных блок обработки посылает команды исполнительным устройствам, которые производят сортировку, маркировку или выбраковку исследуемых компонентов (рис.3) [3].

На рис. 4 приведена схема измерительной установки. Основой установки являются три одинаковых канала усиления напряжения, что позволяет локализовать источник шума.

Одной из проблем, которую приходится решать при измерении шумовых параметров, является устранение шума контактов зондов к исследуемому образцу. Снижения этой составляющей шума можно добиться путем использования нескольких контактных зондов. Анализ сигналов с этих зондов позволяет локализовать область генерации. Если сигналы сильно коррелированы – то шум генерируется исследуемой средой. Если заметной корреляции не наблюдается, то контакты неудовлетворительны и необходимо принимать меры по их улучшению.

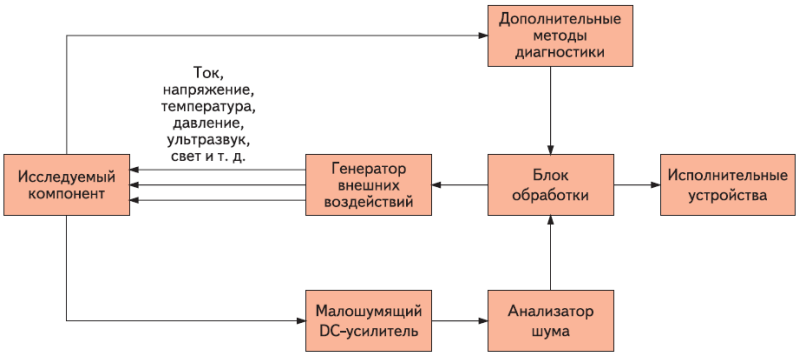


Рис. 3 - Схема диагностики качества компонентов по их шумовым характеристикам в области НЧ шума

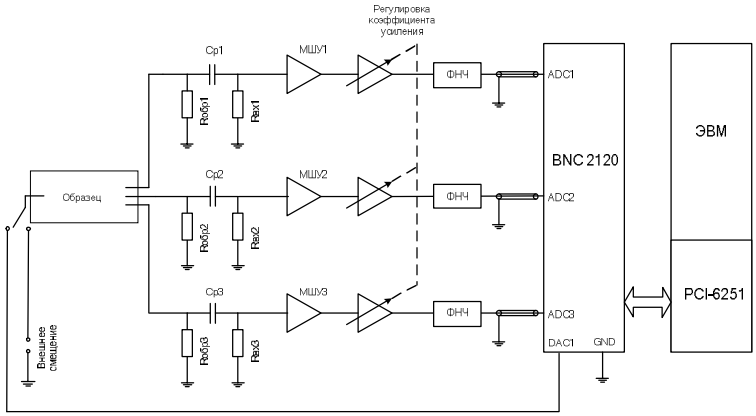


Рис. 4 – Функциональная схема установки спектроскопии НЧ шумов

Программное обеспечение установки реализовано в среде инженерно-графического программирования LabVIEW 10, что позволяет снизить временные затраты на разработку управляющей программы для измерительного комплекса. Кроме того, имеются широкие возможности для представления результатов эксперимента в той или иной форме и их математической обработки.

Особенностью алгоритма виртуального прибора (рис. 5) является то, что он позволяет наблюдать изменение СПМ непрерывно в режиме реального времени.

Анализ реализаций сигнала заключается в вычислении зависимости СПМ от частоты. Реализация сигнала подвергается умножению на весовую функцию «окна». В качестве такой функции используется окно Блекмана-Харрисона. Далее вычисляется автокорреляционная функция от реализации. Спектральная плотность мощности вычисляется как Фурье–преобразование от автокорреляционной функции.

Измерения шумовых параметров в различных средах требуют накопления большого статистического материала (многократного повторения измерений), поэтому был выбран такой алгоритм изменения внешнего воздействия, при котором оно варьируется от минимального до максимального, а затем от максимального до минимального значения. Предложенный алгоритм позволяет учесть появление переходных процессов.

В результате работы комплекса формируется файл данных. Отображение этих данных в виде поверхности в трехмерном пространстве координат “СПМ – частота – внешнее воздействие” позволя-

ет выявить особенности спектра НЧ шума в изучаемом образце. Работа выполнена при финансовой поддержке Министерства образования и науки РФ, с использованием оборудования регионального центра зондовой микроскопии коллективного пользования (РЦЗМкп) при рязанском государственном радиотехническом университете.

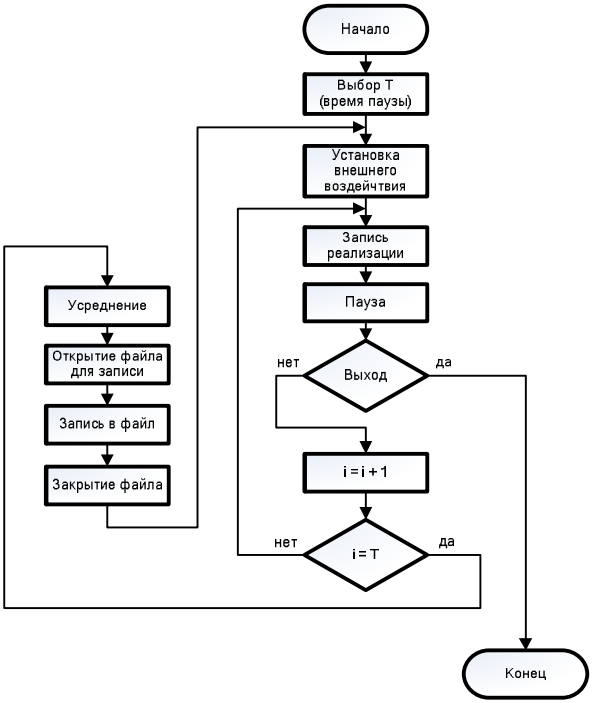


Рис. 5 – Алгоритм виртуального прибора, управляющего работой установки

Библиографический список

1. Douglass J.K.,Wilkens L.,Pantazelou E.,Moss F.Noise enhancement of information transfer in crayfish mechanoreceptors by stochastic resonance. // Nature. - 1993. - V. 365. - № 6444. - P. 337 - 340.
2. Левинштейн М. Е. Шум 1/f в полупроводниках и полупроводниковых приборах. http://www.ioffe.ru/LNEPS//levinshtein.pdf.
3. Разуменко Д. Низкочастотные шумы электронных компонентов как инструмент для диагностики внутренних дефектов

//Компоненты и технологии. 2008. № 9.
4. Коган Ш. Ж. Низкочастотный токовый шум со спектром типа 1/f в твердых телах // Успехи физических наук. 1985. Февраль. Том 145. Вып. 2.
5. S. Machlup (1981), Earthquakes, thunderstorms and other 1/f noises, Proc. 6th Int. Conf. on Noise in Physical Systems held at the National Bureau of Standards, Gaithersburg, MD, USA, April 6—10, 1981, P. 157—160.
6. M. Gardner (1978), White and brown music, fractal curves and one-over-fluctuations, Scientific American, 238, (4), 16—32 (April 1978).
7. T. Musha (1981), 1/f fluctuations in biological systems, Proc. 6th Int. Conf. on Noise in Physical Systems held at the National Bureau of Standards, Gaitherburg, MD, USA, April 6—10, 1981, P. 143—146.
8. Hooge F. N. (1976), 1/f noise, Physica 83B, P. 14—23.
9. http://www.cognitivist.ru/er/kernel/1f_mind.xml.

АВТОМАТИЗИРОВАННАЯ СИСТЕМА СНИЖЕНИЯ РИСКОВ АВАРИЙ НА ТРАНСПОРТЕ

А.Н. Варнавский, Н.В. Чекан
Рязанский государственный радиотехнический университет

Развитие экономики невозможно без использования человеко-машинных систем, в частности транспортных средств (ТС). К 2020-2025 гг. общее количество ТС в России по оценкам ученых и специалистов достигнет 45-50 млн. единиц.

Возрастающая интенсивность эксплуатации автотранспортных средств и существенный рост их числа сопровождается все большим масштабом негативных воздействий. Постоянно возникают дорожно-транспортные происшествия (ДТП), связанные с травмированием, гибелью людей. Как правило, они сопровождаются и значительными материальными потерями. Менее защищенными участниками дорожного движения являются пешеходы, составляющие значительную часть погибших при ДТП.

Вследствие этого проблема снижения количества дорожно-транспортных происшествий является актуальной. При этом недостаточно использовать только организационные методы, поэтому наряду

с ними используются технические группы методов: эксплуатационные и конструктивные.

В качестве средства, снижающего вероятность возникновения аварий транспортного средства, предлагается использовать автоматизированную систему, которая анализирует текущую обстановку на дороге, прогнозирует возможность возникновения аварий и влияет на показатели функционирования транспортного средства.

Для разработки такой системы необходимо решить следующие задачи.

1) Выбор средств анализа окружающей обстановки.
2) Разработка способа анализа обстановки и прогнозирования возможных ситуаций и аварий.
3) Разработка способов воздействия на элементы транспортного средства.

Система может быть разработана для автомобиля со средними значениями параметров: масса около 1500 кг, габариты – длина кузова 4000 мм, высота – 1500 мм, ширина 1700 мм, бензиновый двигатель.

Для решения первой задачи можно использовать следующую информацию об окружающей обстановке:

1) Анализ наличия объектов вокруг данного транспортного средства.
2) Места расположения этих объектов.
3) Скорость объектов и расстояния до них.
4) Вид объекта (человек или другое транспортное средство).
5) Анализ характеристик данного транспортного средства (скорость, масса), а также его взаимодействие с окружающей средой (в частности, вид шин и состояние дороги).

Для получения информации задач 1-3 предлагается использовать ультразвуковые датчики. Преобразователь посылает пакет звуковых импульсов и преобразовывает импульс эха в напряжение. Интегрируемый контроллер вычисляет расстояние по времени эха и скорости ультразвука равной 344 м/с. Датчики должны располагаться по периметру транспортного средства.

Анализируя вид отраженного сигнала, можно сделать вывод о том является ли объект человеком или другим транспортным средством (задача 4). Информацию задачи 5 можно получить с датчиков транспортного средства.

Для решения второй задачи предлагается использовать нейронную сеть – математический аппарат, который представляет собой мощное средство анализа сложных динамических систем и прогнозирование поведения этих систем во времени. Реализовать совокупность

сигналов, получаемых от ультразвуковых датчиков, можно на основе двухслойной нейронной сети, входными сигналами которой являются скорость машины (считывается со спидометра), масса, тип шин и состояние дороги (задаются водителем), а также сигналы с датчиком о наличии объектов и расстояния до них. Выходными являются коэффициенты, характеризующие действия транспортного средства.

0-й слой предлагаемой нейронной сети состоит из 23-х нейронов , 1-й слой – также из 23-х нейронов , а 2-ой – из 4-х нейронов. Для описания нейронной сети введем следующие обозначения для передних датчиков:

p=0 – если в области действия датчика объект не обнаружен; *p=1* – если обнаруженный объект – человек; *p=2* – если обнаруженный объект – транспортное средство.

Выходные сигналы нейронной сети: $К_1$ – остановка транспортного средства; $К_2$ – движение назад; $К_3$ – поворот налево; $К_4$ – поворот направо.

Из анализа возможных ситуаций на дороге составим две матрицы для обучения. В результате обучения нейронной сети получены матрицы весовых коэффициентов, часть одной из них представлена ниже:

$$w = \begin{pmatrix} 0.9 & 0.8 & 0.4 & 0.1 & 0.1 & 0.4 & 0.8 & 0.9 & 0.9 & 1 & 1 & 0.9 & 0.2 & 0.2 & 0.3 & 0.4 & 0.5 & 0.5 & 1 & 1 & 0.9 & 0 & 0 \\ 0.8 & 0.3 & 0.3 & 0.1 & 0.1 & 0.8 & 0.8 & 0.7 & 0.7 & 0.1 & 0.1 & 0.2 & 0.2 & 1 & 1 & 0 & 0 & 0 & 0.5 & 0.5 & 0.1 & 0.1 & 0.1 \\ 0.1 & 0.3 & 0.3 & 0.4 & 0.4 & 1 & 1 & 1 & 0 & 0 & 0.1 & 0.9 & 0.9 & 0.2 & 0.2 & 0.1 & 0.2 & 0.2 & 1 & 1 & 0 & 0.5 & 0.5 \\ 0.1 & 0.3 & 0.3 & 0.1 & 1 & 1 & 0 & 0 & 0.9 & 0.9 & 0.3 & 0.1 & 0.4 & 0.9 & 0.8 & 1 & 0 & 0.1 & 0.4 & 0.8 & 0.1 & 0.1 & 0.6 \end{pmatrix} \sqrt{b^2 - 4ac}$$

Значения коэффициентов пропорциональны дополнительным воздействиям на тормозную систему. Это может быть реализовано в схеме, в которой дополнительно используется 2 рабочих цилиндра, воздействующих на передние и задние тормозные механизмы.

СЕКЦИЯ 4. ДАТЧИКИ, ДИАГНОСТИЧЕСКИЕ И ТЕРАПЕВТИЧЕСКИЕ УСТРОЙСТВА

СПОСОБ НЕРАЗРУШАЮЩЕЙ ОБЪЕМНОЙ РЕГИСТРАЦИИ МАГНИТНЫХ ПОЛЕЙ В МАГНИТОТЕРАПИИ

А.А. Жильников
Научный руководитель – Жулев В.И., д-р техн. наук, профессор
Рязанский государственный радиотехнический университет

Сложная структура магнитотерапевтической аппаратуры общего действия представляет совокупностью индукторов, соединенных между собой определенным образом, что обуславливает значительную неоднородность поля по отношению к размерам зоны воздействия пациента (венам, артериям и капиллярам). Качество магнитотерапии во многом зависит от правильного выбора задающих воздействие параметров, с помощью которых может быть достигнут максимальный положительный физиотерапевтический эффект. В связи с этим в ходе магнитотерапевтического сеанса важно знать реальное распределение генерируемого поля в пространстве и закон его изменения во времени по отношению к задаваемым параметрам, что требует применения прямых методов магнитоизмерений [1]. Сложность таких измерений заключается в том, что необходимо определить распределение магнитного поля (МП) в объеме пациента. На сегодняшний день данная проблема является весьма актуальной, но слабо освещенной в литературе [2].

Существующие способы магнитоизмерений исследовательского характера в большинстве своем ориентированы на так называемые однокомпонентные «точечные» измерения в пространстве и предоставляют ограниченные возможности в плане измерения МП, не позволяя комплексно решить рассматриваемую проблему.

Предлагается оригинальный способ неразрушающей объемной регистрации значений векторной функции магнитной индукции в каждой точке неоднородно распределенного в пространстве и периодически изменяющегося во времени МП, основанный на использовании индукционного метода измерения, учитывающего необходимое условие периодичности поля во времени. Благодаря этому условию МП точно повторяет свои мгновенные состояния через одинаковые промежутки времени равные периоду, при этом продолжительность измерения одного мгновенного объемного состояния уже не ограничена по

времени длительностью интервала дискретизации, потому что регистрировать состояние можно, осуществляя измерения в пространстве через интервалы времени, кратные периоду. И несмотря на то, что измерения значительно разнесены по времени, все они будут производиться для какого-то одного мгновенного состояния на периоде.

Распределения векторной функции магнитной индукции в пространстве получают посредством применения алгоритма реконструкции к исходным проекционным данным, полученным в ходе управляемого пространственного перемещения измерительного зонда в заданном объеме измерения.

В предложенном способе используется измерительный зонд, представляющий собой плоский контур, привязанный к декартовой системе координат, но в метрике сферических координат. Данный контур реализован в виде катушки индуктивности, причем его размеры задаются таким образом, чтобы независимо от его положения в объеме измерения исходная векторная функция поля достаточно быстро убывала на границах этого контура. Измерения с помощью контура возможны либо путем его перемещения в рабочем пространстве, либо за счет изменения МП во времени. Таким образом, в обоих случаях в соответствии с законом электромагнитной индукции в контуре наводится э.д.с.

В ходе управляемого пространственного перемещения измерительного зонда реализуется способ параллельного формирования исходных проекционных данных функции магнитной индукции, для которого плоским контуром совершаются поступательно-поворотные движениия и регистрируются наводимые в нем э.д.с. Движение предполагает чередование дискретных параллельных перемещений в направлении оси вектора нормали измерительного зонда и поворотов направления этих перемещений, задаваемых зенитным θ и азимутальным α углами в метрике сферических координат. Далее дискретные параллельные перемещения многократно повторяются под разными углами, причем для зенитного угла в интервале от 0 до $1/2\pi$, а для азимутального угла в интервале от 0 до π.

Необходимые исходные проекционные данные для алгоритма реконструкции декартовых компонент распределения векторной функции магнитной индукции, в объеме измерения в декартовой системе координат, получают посредством тригонометрических преобразований. После чего к исходным проекционным данным применяют обратное преобразование Радона, основанное на их свертке, осуществляющей фильтрацию с использованием свертывающей функции, являющейся обратным Фурье-преобразованием квадрата частоты про-

странственного спектра. Благодаря этому реконструируются декартовы компоненты распределения векторной функции магнитной индукции в измеряемом пространстве.

Результаты измерения параметров МП предполагается использовать для коррекции значений управляющих токов индукторов магнитотерапевтического аппарата, для точного поддержания задаваемых значений биотропных параметров.

Библиографический список

1. Системы комплексной электромагнитотерапии. Учебное пособие для вузов/ Под редакцией А.М. Беркутова, В.И. Жулёва, Г.А. Кураева, Е.М. Прошина. – М: Лаборатория базовых знаний, 2000.
2. Говорков В.А. Электрические и магнитные поля, изд. 3-е, перераб. и доп. М., «Энергия», 1968. – 488 с. с илл.

ОПРЕДЕЛЕНИЕ КООРДИНАТ КОНТРОЛЬНЫХ ТОЧЕК ВОЗДЕЙСТВИЯ ДЛЯ КОМПЛЕКСОВ ХРОНОМАГНИТОТЕРАПИИ

М.В. Сушилина
Научный руководитель – Каплан М.Б., канд. техн. наук, доцент
Рязанский государственный радиотехнический университет

Для достижения максимального магнитотерапевтического эффекта, при лечении конкретных видов заболеваний, необходимо задание определенной конфигурации магнитного поля, воздействующего на пациента. Поскольку реальное распределение величины магнитного поля во всём рабочем пространстве полеформирующей системы (ПФС) во многом зависит от конструктивных и электрических параметров отдельных индукторов, их количества, ориентации, взаимного расположения и силы, протекающего через них тока, то оно, как правило, отличается от установленных значений, что в целом не позволяет достичь желаемого результата. Другим фактором, который может привести к ослаблению лечебного действия магнитного поля, является разброс антропометрических характеристик пациентов относительно фиксированных размеров ПФС. Данные обстоятельства обуславливают необходимость оснащения современных комплексов хрономагнитотерапии модулями оперативной коррекции реального распределения величины магнитного поля в рабочем пространстве [1].

На сегодняшний день индукцию или напряженность магнитного поля в какой либо точки рабочего пространства определяют расчётным путём, исходя из известных характеристик элементов ПФС. Корректировку конфигурации реально действующего поля можно произвести путём измерения магнитной индукции в контрольных точках воздействия с последующим сравнением с установленными значениями. Основной задачей здесь является определение координат контрольных точек, которые зависят от значений антропометрических параметров пациента.

Предлагается следующая методика определения координат контрольных точек.

1. Закрепить датчики магнитного поля на пациенте в точках, где значение воздействующего фактора является определяющим. Указанные точки будут являться контрольными. Предпочтительное расположение датчиков – это пересечение сагиттальной плоскости и передней части поверхности пациента в местах, располагающихся наиболее удаленно и наиболее близко к фронтальной плоскости, например, лоб, шея, грудь, живот.

2. Сформировать тестовое магнитное поле с помощью одного из индукторов комплекса хрономагнитотерапии. Для генерации поля на заданный индуктора следует подать тестовый ток.

3. Измерить значение магнитного поля с помощью установленных датчиков.

4. Решить систему уравнений относительно координат датчиков магнитного поля.

Формирование уравнений осуществляется на основе закона Био-Савара-Лапласа [2], согласно которому индукция магнитного поля, создаваемая элементом *dl* с током $I^{/}$, в точке находящейся на расстоянии *r* от элемента *dl*, пропорциональна величине тока $I^{/}$ и векторному произведению $[dlr]$, а также обратно пропорциональна кубу расстояния *r*.

Предполагаем, что скафандр комплекса хрономагнитотерапии включает в свой состав систему индукторов, которая представляет собой совокупность одинаковых прямоугольных многовитковых контуров *11,12...mn* (рис. 1).

Введем систему координат $x^{/}y^{/}z^{/}$ такую, что максимальное количество индукторов вдоль оси $x^{/}$ равно *n*, а вдоль оси $y^{/}$ – *m*. Интервалы между соседними индукторами по оси $x^{/}$ равны *g*, а по оси $y^{/}$ – *h*. *G* и *H* – начальные установочные размеры. За начало координат примем точку, совпадающую с центром симметрии индуктора *11*. Точ-

ка A с координатами (x, y, z) – точка воздействия, где размещен измерительный канал с трехкомпонентным гальваномагнитным преобразователем, позволяющий представить значение модуля магнитной индукции в виде трех составляющих B_x, B_y, B_z.

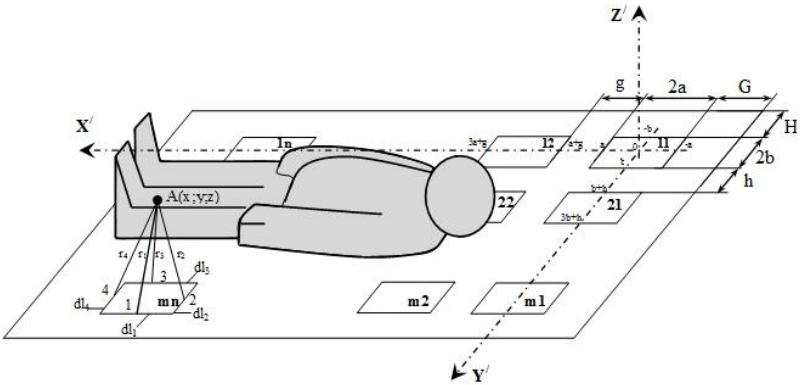


Рис. 1 – Схема размещения системы индукторов относительно пациента

В момент прохождения тока через индуктор *mn*, магнитное поле в любой точке складывается из полей, создаваемых каждой из 4-х сторон индуктора. Найдем магнитное поле, создаваемое стороной 1 индуктора *mn* в точке *A*.

Проекции элемента стороны 1 dl_1 на координатные оси $O_{x'}$, $O_{y'}$, $O_{z'}$ соответственно равны (1):

$$dl_{x'} = dl_1; dl_{y'} = dl_{z'} = 0, \tag{1}$$

где $dl_1 = |dl_1|$, $dl_1 \in \left[(2n-3)a + (n-1)g; (2n-1)a + (n-1)g\right]$.

Проекции радиус-вектора r_1, проведенного от середины элемента dl_1 к точке A, на координатные оси $O_{x'}$, $O_{y'}$, $O_{z'}$ соответственно равны (2):

$$r_{x'} = x - \frac{(2n-3)a + (n-1)g + (2n-1)a + (n-1)g}{2} =$$
$$= x - (2a+g)(n-1)$$
$$r_{y'} = y - (2m-1)b - (m-1)h \tag{2}$$

$$r_{z'} = z$$

Тогда длина вектора r_1 с учетом (2) определяется выражением (3):

$$r_1 = \sqrt{\left(x-(2a+g)(n-1)\right)^2 + \left(y-(2m-1)b-(m-1)h\right)^2 + z^2} \tag{3}$$

По свойствам векторного произведения $\left[dl_1 r_1\right]$ можно представить в виде (4):

$$\left[dl_1 r_1\right] = \begin{vmatrix} i & j & k \\ dl_1 & 0 & 0 \\ x-(2a+g)(n-1) & y-(2m-1)b-(m-1)h & z \end{vmatrix} \tag{4}$$

Применив к выше приведенным расчетам закон Био-Савара-Лапласа, получим проекции вектора магнитной индукции, наведенной стороной 1 индуктора *mn* в точке. Произведя аналогичные вычисления для сторон 2, 3, 4 и сложив соответствующие проекции векторов индукции от всех сторон индуктора, получим проекции вектора магнитной индукции в исследуемой точке.

Окончательные результаты имеют вид (5):

$$\begin{aligned}
B_x &= \frac{\mu_0 I / bz}{2\pi\left[\left(x-(2n-1)a-(n-1)g\right)^2 + \left(y-(2b+h)(m-1)\right)^2 + z^2\right]^{\frac{3}{2}}} + \\
&+ \frac{\mu_0 I / bz}{2\pi\left[\left(x-(2n-3)a-(n-1)g\right)^2 + \left(y-(2b+h)(m-1)\right)^2 + z^2\right]^{\frac{3}{2}}} \\
B_y &= \frac{\mu_0 I / bz}{2\pi\left[\left(x-(2a+g)(n-1)\right)^2 + \left(y-(2m-1)b-(m-1)h\right)^2 + z^2\right]^{\frac{3}{2}}} + \\
&+ \frac{\mu_0 I / bz}{2\pi\left[\left(x-(2a+g)(n-1)\right)^2 + \left(y-(2m-3)b-(m-1)h\right)^2 + z^2\right]^{\frac{3}{2}}} \\
B_z &= \frac{\mu_0 I / a\left(y-(2m-1)b-(m-1)h\right)}{2\pi\left[\left(x-(2a+g)(n-1)\right)^2 + \left(y-(2m-1)b-(m-1)h\right)^2 + z^2\right]^{\frac{3}{2}}} - \\
&- \frac{\mu_0 I / b\left(x-(2n-1)a-(n-1)g\right)}{2\pi\left[\left(x-(2n-1)a-(n-1)g\right)^2 + \left(y-(2b+h)(m-1)\right)^2 + z^2\right]^{\frac{3}{2}}} + \\
&+ \frac{\mu_0 I / a\left(y-(2m-3)b-(m-1)h\right)}{2\pi\left[\left(x-(2a+g)(n-1)\right)^2 + \left(y-(2m-3)b-(m-1)h\right)^2 + z^2\right]^{\frac{3}{2}}} - \\
&- \frac{\mu_0 I / b\left(x-(2n-3)a-(n-1)g\right)}{2\pi\left[\left(x-(2n-3)a-(n-1)g\right)^2 + \left(y-(2b+h)(m-1)\right)^2 + z^2\right]^{\frac{3}{2}}}
\end{aligned} \tag{5}$$

С учетом того, что размеры рамки *a, b*, номер индуктора *m, n*, интервалы между соседними индукторами *g, h* и значения трех составляющих модуля магнитной индукции B_x, B_y, B_z известны, результаты (5) есть не что иное, как система из трех уравнений с тремя неизвестными, решение которой с помощью современных вычислительных средств и дает искомые координаты точки *A (x,y,z)*.

В ходе исследования было выполнено имитационное моделирования в среде Mathcad с использованием численного метода решения системы уравнений (функции Given-Find). В частности при прохождении тока 10А через индуктор 45, размеры *a* и *b* которого соответственно равны 0,05м и 0,025м, и при условии, что интервалы между соседними индукторами по оси $x^{/}$ равны *g*, а по оси $y^{/}$ – *h* равны 0,05м и значения трех составляющих модуля магнитной индукции B_x, B_y, B_z в точке *A* установятся соответственно на уровне 0,176 мкТл, 0,340мкТл, -0,004мкТл, получаем координаты контрольной точки равными 0,199 м, 0,095 м, 0,208 м.

Учет значений индивидуальных параметров пациента безусловно позволит повысить эффективность магнитотерапии. Предложенный подход основан на определении координат контрольных точек воздействия поля путем решения системы уравнений, использующей в качестве исходных данных информацию о значении тестового магнитного поля в контрольных точках.

Библиографический список

1. Гуржин С.Г., Каплан М.Б., Никитин С.В. Измерение и корректировка величины магнитной индукции в магнитотерапевтических аппаратах // Биомедицинские технологии и радиоэлектроника. 2009. № 7. С. 10-15.
2. Тамм И.Е. Основы теории электричества. – М.: Наука, Гл. ред. физ.-мат. лит., 1976. – 616 с.

МАГНИТОТЕРАПЕВТИЧЕСКОЕ УСТРОЙСТВО С РЕОГРАФИЧЕСКИМ КАНАЛОМ

Е.С. Артюшина, Н.С. Харламова
Научный руководитель – Харламова Н.С., старший преподаватель
Рязанский государственный радиотехнический университет

Магнитотерапия - это воздействие на организм человека магнитными полями (МП) в лечебных и профилактических целях. Этот метод был известен еще с давних времен. Многие древние цивилизации пытались изучить полезные свойства магнитов и МП. История их применения, характеризуется периодами повышения и ослабления интересов к данной теме. В настоящее время этот метод лечения приобрел большую популярность, так как по сравнению с фармацевтическими препаратами практически не имеет противопоказаний и побочных действий. В физиотерапии применяются различные приборы, аппараты и комплексы, создающие МП. Однако недостатком большинства серийно выпускаемых магнитотерапевтических устройств является отсутствие возможности формировать МП, учитывающее индивидуальные параметры функционирования пациента. В связи с этим создание и производство новых магнитотерапевтических средств, содержащих биотехническую обратную связь, является актуальной задачей. Как правило, для этих целей используют датчики пульса, позволяющие синхронизировать терапевтическое воздействие с частотой сердечных сокращений. Подобное решение имеет определенные ограничения, связанные с невозможностью учитывать многие диагностические параметры в области воздействия.

Целью работы является разработка магнитотерапевтического устройства, предназначенного для воздействия МП на поражённый участок конечности человека. Главной особенностью разрабатываемого устройства является введение в его состав канала биотехнической обратной связи на основе реографического канала.

Поэтому для достижения поставленной цели была разработана структурная схема магнитотерапевтического устройства с реографическим каналом, представленная на рисунке.

Магнитотерапевтическое устройство (рис. 1) содержит схему управления (СУ), канал формирования токов (КФТ), канал обработки реографического сигнала (КОР), блок индукторов (БИ), блок реографических электродов (БЭ), блок питания (БП), устройство отображения (УО), устройство ввода (УВ). Основное назначение СУ – формирование управляющих сигналов для формирования МП, а так же обработка диагностической информации о состоянии биообъекта. КФТ

предназначен для формирования токов требуемых значений. КОР необходим для предварительной обработки реографического сигнала, получаемого с биообъекта непосредственно при проведении магнитотерапевтического сеанса. В состав устройства входит схема согласования (СС), предназначенная для связи разрабатываемого прибора с персональным компьютером. БИ и БЭ располагаются на участке конечности, на который осуществляется воздействие полем.

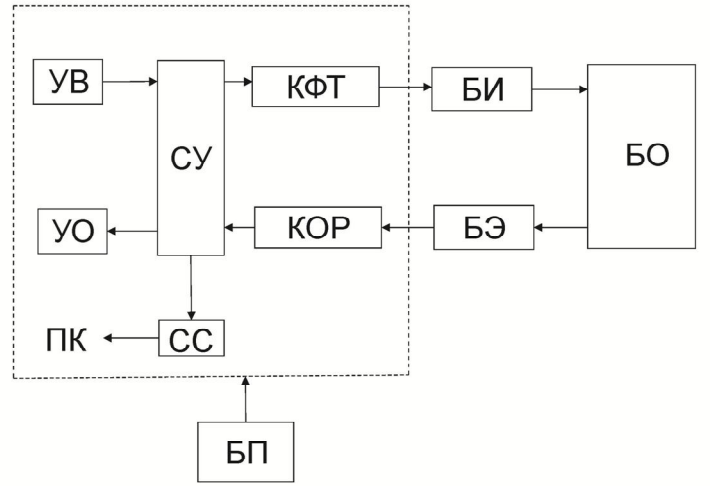


Рис. 1 - Структурная схема устройства

Таким образом, разработанная схема устройства за счет наличия биотехнической обратной связи на основе реографического канала позволит существенно расширить возможности магнитотерапии, так как реограмма несет информацию о частоте пульса, о пульсовом кровенаполнении, о приходе пульсовой волны в исследуемый участок конечности пациента и о других важных диагностических параметрах. Поэтому в разрабатываемом устройстве, за счет введения КОР, появится техническая возможность согласования параметров МП с индивидуальными показателями, снятыми с биообъекта непосредственно в области воздействия.

БЕСКОНТАКТНОЕ СКАНИРОВАНИЕ ПРОЦЕССОВ СЕРДЦЕБИЕНИЯ И ДЫХАНИЯ ПАЦИЕНТА МАГНИТОТЕРАПЕВТИЧЕСКОГО КОМПЛЕКСА

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

В настоящее время в комплексной магнитотерапии выделяется важное направление, связанное с регистрацией таких частотно-временных показателей функционирования организма человека, как ритмы дыхания и сердцебиения. При согласовании параметров магнитотерапевтического воздействия с сердечным и дыхательным ритмами пациента можно добиться наилучшего лечебного эффекта.

Использование контактных датчиков для съёма параметров дыхания и пульса обременяет врача дополнительной работой, создаёт дискомфорт для пациента, а также увеличивает время подготовки к сеансу магнитотерапии. Поэтому являются актуальными разработка и использование дистанционных методов регистрации сердечного и дыхательного ритмов, которые имеют ряд преимуществ по сравнению с контактными [1].

При дистанционном исследовании сердечного и дыхательного ритмов так или иначе регистрируются микроперемещения участка тела, вызванные работой сердца и лёгких. Как правило, колебания грудной клетки лежат в диапазонах:

- 1 – 15 мм, связанные с дыхательными процессами;
- 0,1 – 1 мм, связанные с сердечной деятельностью.

Регистрация столь малых перемещений грудной клетки предъявляет достаточно высокие требования к чувствительности и помехозащищенности регистрирующих приборов.

Известные бесконтактные методы регистрации, основанные на СШП- или КВЧ-излучении, обладают низкой чувствительностью и помехозащищенностью, являясь при этом достаточно дорогостоящими. В результате подобные способы не позволяют надежно регистрировать процессы сердцебиения и дыхания пациента.

Поэтому ставится задача создания надежного способа регистрации ритмов сердцебиения и дыхания пациента, а также устройства для его осуществления.

Предложенный способ основан на облучении участка тела пациента ультразвуковым сигналом и нахождении фазового сдвига, соответствующего амплитуде перемещений этого участка, между пере-

данным и отраженным сигналами [2]. При этом *особенностью способа* является то, что облучение производится суммой двух ультразвуковых сигналов с различающимися частотами f_1 и f_2, разность между которыми связывают с колебаниями участков тела пациента выражением:

$$f_1 - f_2 \le k\frac{C}{l},$$

где l – амплитуда колебаний участка тела пациента; C – скорость распространения волны излучения в среде (~330 м/с); k – коэффициент, устанавливающий чувствительность и линейность способа. Например, при k = 0,15 – можно добиться практически линейного изменения фазового сдвига между огибающими переданного и принятого сигналов, а при k = 0,5 – максимальной будет чувствительность и относительный сдвиг фаз может достигать 180°. Регистрируя изменения фазового сдвига между огибающими переданного и отраженного (принятого) сигналов, получаем кривые ритмов дыхания и сердцебиения:

$$\Delta\varphi(t) = \frac{2\pi(f_1 - f_2)l(t)}{C}$$

где *l(t)* – функция колебаний участка тела пациента; *Δφ(t)* – функция изменения разности фаз.

Структурная схема прибора на основе постоянного ультразвукового излучения представлена на рис. 1.

Данная схема отличается относительной простотой реализации как аналоговой, так и цифровой частей, а также обработки измерительной информации. Подбирая частоты генераторов *Г1* и *Г2*, можно регулировать чувствительность прибора за счёт изменения частоты биений на выходе сумматора *СУ*, а следовательно и длины волны биений ультразвуковых частот, излучаемых ультразвуковым передатчиком *УПД*.

Отраженный от грудной клетки пациента сигнал поступает в ультразвуковой приемник *УПР*, где преобразуется в электрическое напряжение, которое усиливается и фильтруется с помощью узкополосного усилителя *УУ*.

Огибающие переданного и принятого (отраженного) сигналов выделяются с помощью детекторов *Д1* и *Д2*. Посредством измерителя фазового сдвига *ИФС*, построенного на принципе интегрирующего измерения фазы, измеряется текущий фазовый сдвиг между огибающими. Массив кодов с выхода *ИФС* поступает на блок фильтрации

БФ, где выделяются сигналы, соответствующие процессам сердцебиения и дыхания.

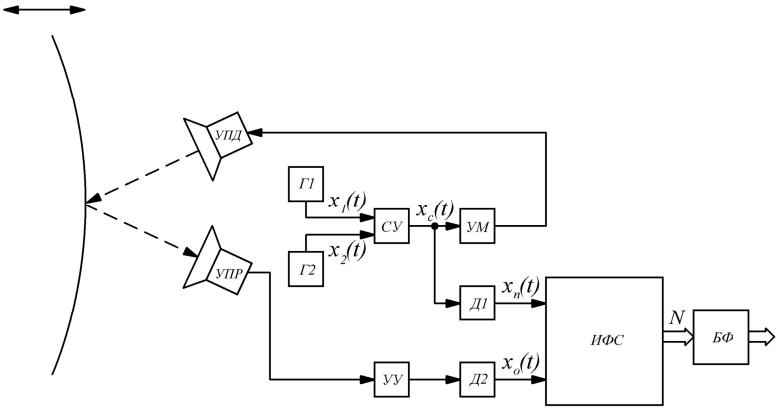


Рис. 1 - Устройство для бесконтактной регистрации процессов сердцебиения и дыхания пациента на основе постоянного излучения

Основным недостатком представленной схемы является возникновение неоднозначности результата измерений при амплитуде колебаний грудной клетки превышающей длину волны ультразвуковых биений. Поэтому надежная регистрация процессов сердцебиения и дыхания посредством данного устройства возможна лишь у неподвижного пациента. В условиях комплексной хрономагнитотерапии это допустимо, так как человек находится в неподвижном состоянии. Но подобный подход существенно снижает возможный ареал использования подобного устройства, ограничивая его хрономагнитотерапией.

Помимо этого, ультразвуковые преобразователи, используемые в устройстве должны иметь достаточно узкую диаграмму направленности излучения для минимизации аддитивных погрешностей, связанных с отражениями ультразвукового сигнала от посторонних предметов и неподвижных участков тела пациента. Исходя из этого, предъявляются высокие требования к угловому расположению ультразвуковых преобразователей относительно друг друга, которое может меняться в зависимости от расстояния до грудной клетки пациента.

На рис. 2 представлена структурная схема регистратора ритмов сердцебиения и дыхания на основе импульсного ультразвукового излучения [3].

В основу работы устройства положен тот же принцип измерения фазы между огибающими ультразвуковых биений, но при этом,

благодаря формированию импульсного сигнала биений, стало возможным использование одного ультразвукового преобразователя, который выступает в качестве передатчика и приемника.

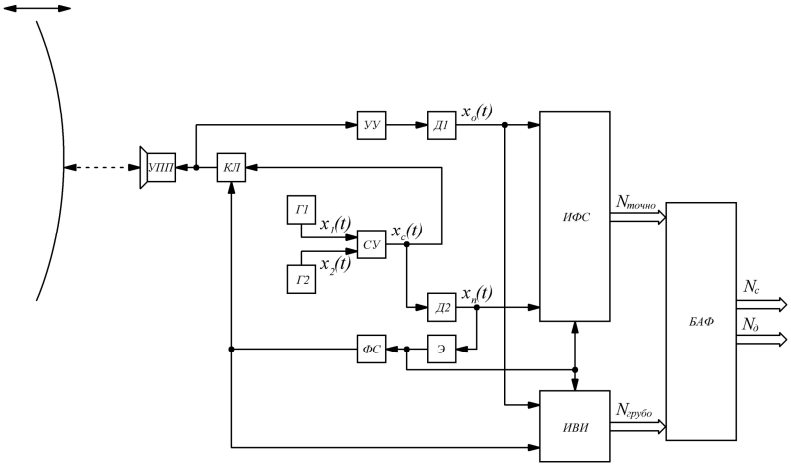


Рис. 2 - Устройство для бесконтактной регистрации процессов сердцебиения и дыхания пациента на основе импульсного излучения

Помимо этого, наряду с принципом интегрирующего измерения фазы, в данном устройстве реализован эхолокационный принцип измерения расстояния. В результате чего на выходе измерителя фазового сдвига *ИФС* образуется массив кодов $N_{точно}$, отражающий колебания грудной клетки, связанные с сердцебиением и дыханием, а на выходе измерителя временных интервалов *ИВИ* получается массив кодов $N_{грубо}$, который связан с перемещениями большой амплитуды, которые превышают длину волны ультразвуковых биений. После чего в блоке анализа и фильтрации *БАФ* происходит совместный анализ кодов $N_{точно}$ и $N_{грубо}$ и выделение кодов, соответствующих ритмам дыхания и сердцебиения.

Таким образом, за счёт параллельного использования двух принципов измерения расстояния, существенно расширяется динамический диапазон измерений, что позволяет сканировать процессы сердцебиения и дыхания даже движущегося человека.

Сигналы выделенных ритмов пульса и дыхания могут использоваться в хрономагнитотерапии для организации биотехнической обратной связи, где по реакциям пациента на основе интегрального показателя состояния пациента с использованием многопараметрическо-

го критерия эффективности лечения подбираются биотропные параметры магнитотерапии.

Помимо этого, разработка прибора на основе импульсного ультразвукового излучения позволяет создавать системы сканирования общего функционального состояния человека, опираясь на анализ ритмов сердцебиения и дыхания и их вариабельность. При этом на человека будут накладываться минимальные ограничения по перемещениям.

Библиографический список

1. Гуржин С.Г., Прошин Е.М., Путилин Е.О., Шуляков А.В. Радио и оптико-локационный контроль функционального состояния пациента хрономагнитотерапии // Биомедицинская радиоэлектроника. 2011. №7. С. 18 – 24.
2. Путилин Е.О. Ультразвуковые биения в бесконтактном контроле ритмов сердцебиения и дыхания пациентов // Информационно-измерительная и биомедицинская техника. 2011. С. 130 – 141.
3. Прошин Е.М., Путилин Е.О. Фазовые методы локационного контроля пульсо- и спироритмии пациента // Информационно-измерительная и биомедицинская техника. 2011. С. 142 – 157.

МОДЕЛИРОВАНИЕ ИМПУЛЬСНО-ФАЗОВОГО СКАНИРОВАНИЯ ПАЦИЕНТА КОМПЛЕКСНОЙ ХРОНОМАГНИТОТЕРАПИИ

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

В работе [1] представлена функциональная схема импульсно-фазового устройства для сканирования процессов сердцебиения и дыхания пациента комплексной хрономагнитотерапии. Посредством пакета моделирования NI Multisim было выполнено моделирование работы аналоговых узлов устройства и измерены их основные динамические характеристики, а также сняты осциллограммы выходных сигналов функциональных блоков.

В качестве генераторов гармонических сигналов выбраны генераторы на мостах Вина [2]. Расчёт схемы проводился для частоты ультразвукового излучателя равной 300 кГц, поэтому частоты генера-

торов выбираются в окрестности этой частоты. Сигнал биений получается с помощью простейшего сумматора выполненного на операционном усилителе.

Подстройка частот генераторов выполняется с помощью конденсаторов переменной ёмкости. В результате частота первого генератора равна 297.153 кГц, частота второго генератора - 302.231 кГц. Отсюда, полученный сигнал биений имеет частоту порядка 5 кГц (рис. 1).

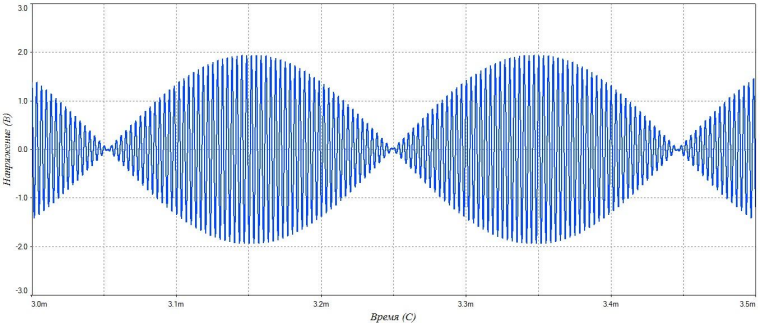


Рис. 1 - Осциллограмма сигнала биений

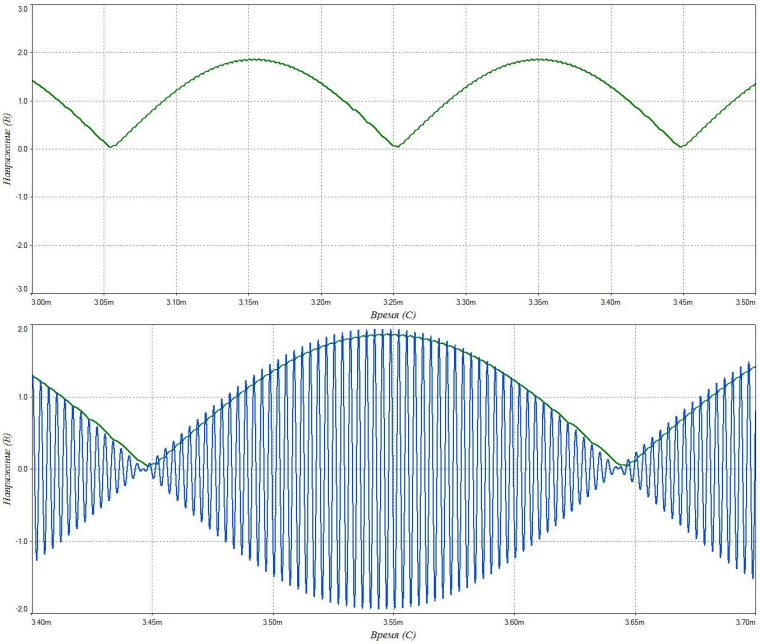


Рис. 2 - Детектированный сигнал

Относительная нестабильность частоты генераторов находится на уровне порядка 10^{-6}, а коэффициент нелинейных искажений порядка 0,3%.

Сигнал с выхода сумматора поступает на ключ, который управляется формирователем стробов, а также на детектор, который выделяет положительную огибающую сигнала биений.

Детектор содержит сглаживающую цепочку, которая уменьшает пульсации детектированного сигнала, а также необходимую для надежной работы экстрематора, на который поступает детектированный сигнал (рис. 2).

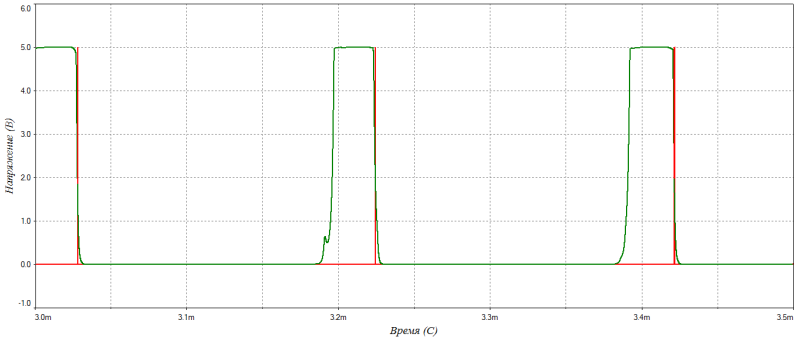


Рис. 3 - Сигналы на выходах экстрематора и схемы выделения заднего фронта

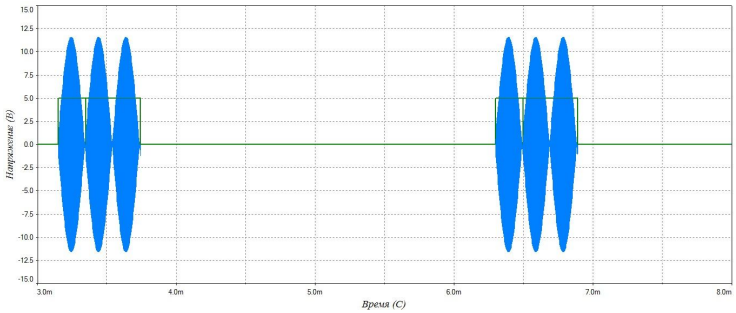
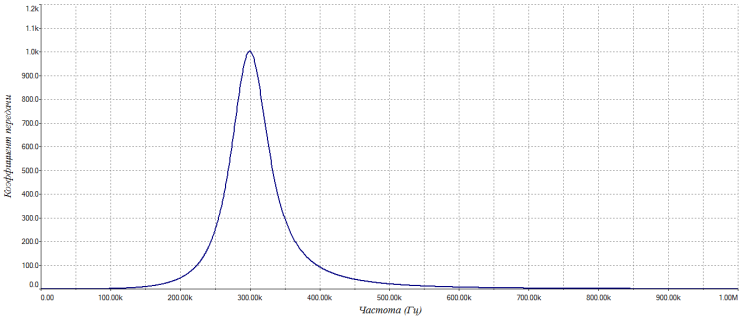


Рис. 4 - Сигналы формирователя стробов и усилителя мощности

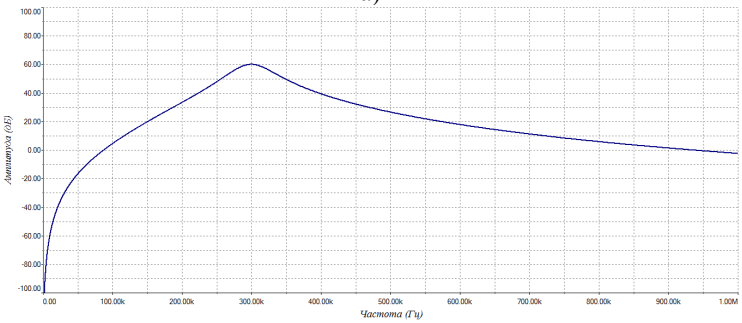
На рис. 3 представлен сигнал на выходе экстрематора, а также импульсы на выходе схемы выделения заднего фронта, которые управляют формирователем стробов. Экстрематор основан на детекторе с закрытым входом, работающим на базо-эммитерном переходе транзистора.

Формирователь стробов подключен к входу управления ключом, через который проходит сигнал биений, поступая на усилитель мощности. На рис. 4 представлены выходные сигналы формирователя стробов и усилителя мощности.

Отраженный от грудной клетки сигнал поступает из ультразвуковго преобразователя в узкополосный усилитель, который представляет собой 2 усилителя на двойных Т-мостах, а также ФВЧ и ФНЧ. АЧХ узкополосного усилителя представлена на рис. 5.



а)



б)

Рис. 5 - Амплитудно-частотная характеристика узкополосного усилителя: а) линейная, б) логарифмическая

Усиленный сигнал с выхода узкополосного усилителя попадает на вход детектора, аналогичного детектору в передающей части. После чего сигналы с обоих детекторов поступают на измеритель фазового сдвига, который работает по сглаживающему принципу измерения фазы [1]. Измеритель фазового сдвига, а также измеритель временных интервалов реализованы на базе микроконтроллера.

Таким образом, посредством пакета моделирования NI Multisim был выполнен расчет элементной базы и моделирование работы ана-

логовой части устройства для импульсно-фазового сканирования пациента комплексной магнитотерапии.

Библиографический список

1. Прошин Е.М., Путилин Е.О. Фазовые методы локационного контроля пульсо- и спироритмии пациента // Информационно-измерительная и биомедицинская техника. 2011. С. 142 – 157.
2. Хоровиц П., Хилл У. Искусство схемотехники т.1. М.: «Мир», 1993.

АНАЛИЗ МЕТОДОВ И СРЕДСТВ ФОРМИРОВАНИЯ НЕОДНОРОДНЫХ МАГНИТНЫХ ПОЛЕЙ ДЛЯ МАГНИТОТЕРАПИИ И ИЗМЕРЕНИЯ ИХ ПАРАМЕТРОВ

А.В. Замятин, А.А. Тришин
Научный руководитель - Гуржин С.Г., канд. техн. наук, доцент
Рязанский государственный радиотехнический университет

Магнитотерапия является одним из наиболее «пластичных» способов лечения болезней и основывается на действии особых физических свойств магнитного поля на организм человека. Не смотря на то, что в мировом медицинском сообществе нет согласия относительного того, считать ли магнитотерапию лечебным методом, в России магнитотерапевтические методы признаны медицинскими и разрешены к использованию, как в государственных больницах, так и в частных клиниках в физиотерапевтических кабинетах. Существует ряд академических медицинских публикаций, подтверждающих о клинически доказанной эффективности магнитотерапевтического воздействия [2-5].

Эффективность лечения, проводимого с помощью средств магнитотерапии в общем зависит от многих факторов, к которым в первую очередь можно отнести магниточувствительность пациента, вид и степень заболевания, биотропные параметры магнитного воздействия, возможность их точного задания и регулирования в необходимых пределах и др.

Многие медицинские специалисты-исследователи считают [1,3,6,7], что для повышения лечебного эффекта предпочтительнее, чтобы формируемое в заданном рабочем пространстве магнитное поле было неоднородным, имелась возможность управления в локальных

областях суммарным вектором магнитной индукции, ее амплитудными и частотно-временными параметрами. При одновременном проявлении указанных биотропных параметров происходят существенные изменения характеристик магнитного потока в зоне воздействия, что и создает, вероятнее всего, терапевтический эффект. Этот вывод подтверждается также данными Всемирной Организации Здравоохранения. Однако сегодня строго определенные методы и средства формирования магнитного поля с заданной и регулируемой неоднородностью в области воздействия для магнитотерапии слабо представлены и развиты. Измерение и текущий контроль параметров лечебного воздействия также практически отсутствует.

Поэтому в работе рассматриваются вопросы анализа методов и средствмагнитотерапии по формированию неоднородных магнитных полей, измерения их характеристик и оценки степени неоднородности в задаваемом пространстве. Предлагаются пути и варианты построения систем магнитотерапии, способных генерировать заданную неоднородность магнитного поля и контролировать ее параметры.

Библиографический список

1. Архипов М.Е., Куротченко Л.В., Новиков А.С., Субботина Т.И., Хадарцев А.А., Яшин А.А. Воздействие право- и левовращающихся магнитных полей на биообъекты: физические модели и эксперимент: Монография / Под ред. Т.И. Субботиной и А.А. Яшина: Москва-Тверь-Тула: ООО «Издательство «Триада», 2007. 200 с.
2. Гилинская Н.Ю., Гимранов Р.Ф., Холодов Ю.А. Магнитотерапия заболеваний нервной системы. – М.: 2002. 106 с.
3. Демецкий А.М., Жуков Б.Н., Цецохо А.В. Магнитные поля в здравоохранении. Самара: НПО «Пульс», 1991. 159 с.
4. Сердюк В.В. Магнитотерапия: Прошлое, настоящее, будущее. Справочное пособие. Киев: Азимут-Украина. 2004. 538 с.
5. Современная магнитотерапия (новые технологии и аппараты) / Коллектив авторов. Под ред. акад. РАМН, проф. А.Н. Разумова. – Пермь: 2005. 179 с.
6. Холодов Ю.А. Влияние магнитных полей на биологические объекты. – М.: «Наука», 1971. 216 с.
7. Холодов Ю.А. Влияние электромагнитных и магнитных полей на центральную нервную систему. – М.: «Наука», 1966. 284 с.

ПОРТАТИВНЫЙ ДЕФИБРИЛЛЯТОР-МОНИТОР С ФУНКЦИЕЙ КОНТРОЛЯ ПАРАМЕТРОВ СЕРДЕЧНО-СОСУДИСТОЙ СИСТЕМЫ

С.С. Лукша
Научный руководитель – В.Г. Кряков, канд. техн. наук, доцент
Рязанский государственный радиотехнический университет.

В современной медицине, в особенности в реанимационной практике, дефибрилляторы играют важную роль. Ни одно медицинское учреждение не обходится без этого устройства, а во многих странах автоматические дефибрилляторы размещены в общественных местах, таких как административные учреждения, торговые центры, вокзалы, аэропорты, рестораны, отели и т.д. Поэтому производство и постоянная модернизация данных устройств является актуальной задачей биомедицинской промышленности.

На современном рынке представлено немалое количество дефибрилляторов качественно решающих основную функцию. Вместе с тем необходимо появление дополнительных возможностей, связанных с мониторингом функционирования сердечно-сосудистой системы и электрокардиостимуляцией. Благодаря этому, расширяется область применения данных устройств для проведения реанимационных мероприятий в экстренных случаях, т.е. речь идет о появлении нового вида реанимационной техники - дефибриллятора-монитора. На основе проведенных исследований в концептуальном плане разработан дефибриллятор-монитор обладающий рядом отличительных особенностей.

1. Импульс дефибрилляции. Дефибриллирующем фактором является ток, а не энергия. Кроме этого, высокие значения энергии импульса приводят к повреждению тканей, через которые проходит ток. Поэтому уменьшение энергии импульса при сохранении эффекта дефибрилляции является основной задачей. Экспериментально показано, что эффективность квазисинусоидального биполярного импульса (импульса Гурвича-Венина) выше, чем эффективность монополярного импульса (импульса Эдмарка) [1],[2]. Также необходимо, чтобы форма импульса не зависела от сопротивления грудной клетки пациента. Это условие выполняется для импульса Гурвича-Венина [3] и для биполярного прямолинейного импульса (Rectilinear Biphasic), применяемый в дефибрилляторах фирмы ZOLL Medical Corporation [4]. Для биполярного синусоидального импульса оптимальное соотношение первой и второй фаз 1:0,55 [5]. Технология MULTIPULSE BIOWAVE компании Schiller Medical S.A.S., использующая модулированные импульсы для снижения энергии воздействия показала низкую эффективность в

ряде экспериментов [6]. Таким образом, наиболее приемлемыми являются импульс Гурвича-Венина и бифазный трапецеидальный импульс, причём сглаживание последнего приводит к уменьшению пороговой энергии.

2. Мониторинг ЭКГ. Основной контроль состояния сердечно-сосудистой системы производится с помощью канала ЭКГ. Наиболее оптимальным является регистрация трёх отведений (I, II, III) с опциональным подключением усиленных электродов от конечностей (aVR, aVL, aVF). Использование других отведений было бы избыточным и рационально только в стационарных условиях. Возможно отображение отведений по способу Кабрера для более удобного диагностирования рисков, связанных с инфарктом миокарда [7].

3. Дополнительные каналы диагностики состояния сердечно-сосудистой системы. Каналы пульсооксиметрии (SpO2) и неинвазивного измерения артериального давления (НИАД) являются опциональными и реализуются с помощью соответствующих готовых модулей.

4. Вывод и отображение информации. Отображения параметров устройства, текущих настроек, а также вывода отведений электрокардиосигнала производится на высококонтрастный ЖК-монитор. Для печати электрокардиограммы используется термопринтер.

5. Хранение и передача информации. Для хранения информации используются карты памяти формата Secure Digital. Возможны запись и хранение ЭКС, значений SpO2, НИАД, речевого сопровождения действий оператора, параметров дефибрилляции. Передача информации посредством встроенного Bluetooth-модуля.

6. Электропитание. Питание производится от аккумуляторов с напряжением 12 В, при этом используются два съёмных аккумулятора ёмкостью 2,0 А·ч. Такая конфигурация позволяет осуществлять не менее 60 импульсов дефибрилляции максимальной энергии. Имеется возможность питания и зарядки аккумуляторов от бортовой сети автомобиля. Кроме этого, важным аспектом для электропитания является оптимизация формы импульса дефибрилляции при сохранении его эффективности, что позволит использовать более низкие значения энергии, а значит и более компактные элементы питания, что благоприятно отразится на размере и весе устройства.

7. Безопасность. Помимо стандартных требований безопасности для медицинских аппаратов в дефибрилляторе-мониторе используются механизмы защиты от поражения импульсами высокой энергии детей – при использовании детских электродом максимальное значение энергии импульса дефибрилляции ограничивается 150 Дж. Также ис-

пользуется ограничение тока при малом сопротивлении тела пациента (менее 20 Ом).

Таким образом, нами рассмотрены основные параметры дефибриллятора-монитора. Применение таких устройств в различных медицинских и немедицинских учреждениях позволит вовремя и эффективно провести реанимационные действия и во многих случаях спасти человеку жизнь.

Библиографический список.

1. Greene H.L., DiMarco J.P., Kudenchuk P.J., Scheinman M.M., Tang A.S., Reiter M.J., Echt D.S., Chapman P.D., Jazayeri M.R.,Chapman F.W., et al. Comparison of monophasic and biphasic defibrillating pulse waveforms for transthoracic cardioversion. Am J Cardiol. 1995, №75(16);
2. Востриков В.А., Богушевич М.С., Холин П.В. Трансторакальная дефибрил-ляция желудочков сердца: эффективность и безопасность моно- и биполярного импульсов. Анестезиол. и реаниматол.1994, №5, с 9 – 11;
3. Востриков В.А., Сыркин А.Л., Холин П.В., Разумов К.В. Внутрибольничная дефибрилляция желудочков сердца: эффективность биполярного синусоидального импульса. Кардиология. 2003, №12, с. 51-58;
4. Hess EP, Agarwal D, Myers LA, Atkinson EJ, White RD. Performance of a rectilinear biphasic waveform in defibrillation of presenting and recurrent ventricular fibrillation: a prospective multicenter study. Resuscitation. 2011, №82(6);
5. Востриков В. А., Богушевич М. С. Влияние амплитуды 2-й фазы биполярного синусоидального импульса на эффективность наружной дефибрилляции желудочков сердца. Бюл. эксперимент. биологии и медицины. Прил. № 2. 2000. С. 40–41.
6. Sullivan J.L., Melnick S.B., Chapman F.W., Walcott G.P. Porcine Defibrillation Thresholds with Chopped Biphasic Truncated Exponential Waveforms. Resuscitation. Aug. 2007. V. 74. Iss. 2. P. 325–331.
7. Зудбинов Ю. И. Азбука ЭКГ. Издание 3-е. Ростов-на-Дону: изд-во «Феникс», 2003. — 160с.

ЛАЗЕРНОЕ ТЕРАПЕВТИЧЕСКОЕ УСТРОЙСТВО

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

Лазерная терапия — это применение электромагнитного излучения в сочетании с уникальными физическими свойствами, вследствие которого под действием лазера (источника когерентного оптического излучения высокой плотности и направленности) происходит прямая активация мембранных и ферментных структур клеток, нервных рецепторов и межтканевых компонентов. Этот вид лечения широко применяется во многих областях современной медицины.

Уникальные физические свойства лазерной энергии заключаются в следующем:

1. Монохроматизм (энергия только с одной длиной волны). Вероятно, данное физическое свойство, главным образом, отвечает за биологическую реакцию организма.
2. Когерентность (лучи в фазе).
3. Высокая интенсивность (в сравнении с обычным светом).

Энергия может излучаться непрерывно или импульсно [1]. В зависимости от характера взаимодействия лазерного света с биологическими тканями различают три вида фотобиологических эффектов: 1) Фотодеструктивное воздействие, при котором тепловой, гидродинамический, фотохимический эффекты света вызывают деструкцию тканей. Этот вид лазерного взаимодействия используют в лазерной хирургии 2)Фотофизическое и фотохимическое воздействие, при котором поглощенный биотканями свет возбуждает в них атомы и молекулы, вызывает фотохимические и фотофизические реакции. На этом виде взаимодействия основывается применение лазерного излучения как терапевтического.
3)Невозмущающее воздействие, когда биосубстанция не меняет своих свойств, в процессе взаимодействия со светом. Это такие эффекты, как рассеивание, отражение и проникновение. Этот вид используют для диагностики (например – лазерная спектроскопия) [2].

В физиотерапии используют низкоэнергетическое излучение с целью стимуляции регенеративных процессов, анальгезирующего, противовоспалительного действия [1].

Анальгезирующее действие

Одним из самых заметных действий, отмечаемых врачом-практиком, является часто быстрое ослабление боли (иногда насту-

пающее через 5 минут). Данное действие можно рассматривать как результат выделения ферментов и эндорфинов и активации макрофагов. Кроме этого есть и вторичное ослабление боли за счет стимуляции рассасывания отека и нормализации локальной кислотности благодаря улучшению микроциркуляции. На практике временное усиление боли обычно наблюдается после 3-4 сеансов. Однако эта боль вскоре снова исчезает.

Биостимуляция

- Расширение кровеносных сосудов, особенно на капиллярном уровне, вызывает благоприятное действие терапии. Это расширение произойдет только в случае (патогенного) сужения кровеносных сосудов.
- Усиление действия ферментов повышает локальное сверхрасширение капилляров и делает возможной нормализацию внутрисосудистого давления.
- Стимуляция защитного механизма способствует улучшению антибактериального действия (стимуляция макрофагов).
- Стимуляция фибробластов позволяет ускорять восстановление тканей.
- Стимуляция регуляторных Т-клеток на протяжении дисбаланса образования антител может нормализовать иммунные комплексы.
- Повышение внутренней энергии клетки иногда может предохранить от некроза клетки, вступившие в преднекротическую стадию в силу патологических причин; в случае некроза клеток выделение самых разных продуктов распада может проявиться в ухудшении симптомов [4].

Существует ряд очень хорошо обоснованных и полезных гипотез, с помощью которых можно объяснить биостимулирующее воздействие. Путем поглощения последовательных фотонов из красного тли инфракрасного спектра можно поднять молекулы до уровня энергии, где происходят реакции (лазерные катализированные реакции). С одной стороны, это может привести к химическим реакциям, которые не происходят при обычном красном или инфракрасном излучении, в то время как с другой стороны повышенное образование АТФ происходит в результате поглощения фотонов окислительно-восстановительной системой сульфидного железа в митохондрии. Это усиливает продуцирование аэробной энергии, в результате чего клетки способны лучше функционировать.

Другим результатом является ускорение деления клетки, что ве-

дет к повышенному выделению клеток, полезных для терапии, например, макрофагов, шванновских клеток (леммоцитов), фиброцитов и т.д. [3].

Главным преимуществом лазерной терапии является то, что при использовании лазеров можно обеспечить точный контроль мощности и дозы излучения, а также плотности дозы излучения на теле пациента. Только у лазеров можно точно рассчитать необходимую дозу облучения. Надо отметить, что если конфигурация опухоли сильно отличается от круга, то врачи используют специальные шаблоны (вырезая в непрозрачной бумаге нужные отверстия), чтобы уменьшить лазерную нагрузку на здоровые участки тела. Лечение лазерной терапией не только разрешает болезненный процесс, приводит к выздоровлению, но должно применяться с профилактической целью, предотвращая развитие осложнений.

Задача разрабатываемого проекта - повышение точности контроля поглощенной дозы при терапии внутренних органов за счет регистрации затраченной энергии на нагрев эпидермиса биоткани.

На рис. 1 приведена структурная схема разрабатываемого лазерного устройства физиотерапевтического воздействия инфракрасным лазерным импульсным излучением на внутренние ткани биологического объекта.

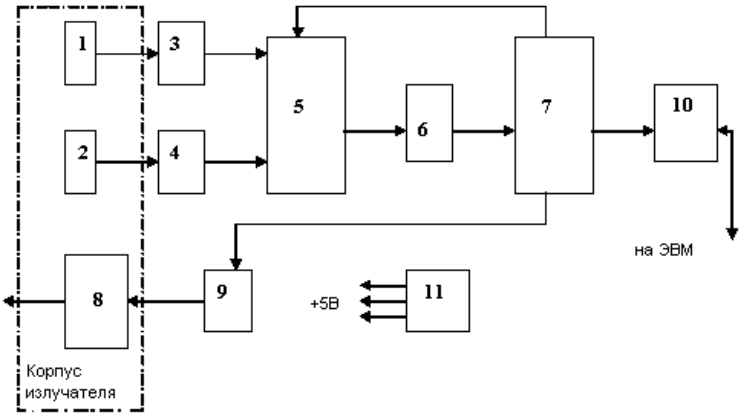


Рис. 1 - Структурная схема устройства. 1 - терморезистор; 2 - фотодиод; 3, 4 - усилитель; 5 - коммутатор; 6 - АЦП; 7 - микроконтроллер; 8 - лазерный излучатель; 9 - усилитель мощности; 10 - приемопередатчик; 11 - источник питания

Устройство содержит лазерный излучатель, терморезистор и

фотодиод, установленные в корпусе излучателя. Два дифференциальных усилителя, ключ, аналого-цифровой преобразователь, микроконтроллер, усилитель мощности сигнала и приемопередатчик. Терморезистор и фотодиод подключены к ключу, выход которого соединен с усилителями.

Управление ключом происходит через микроконтроллер. Усилители соединены с АЦП, выход которого подсоединен к МК. Вход усилителя мощности сигнала подключен к МК, а выход к лазерному излучателю. Приемопередатчик, соединенный с выходом МК передает все данные на компьютер. Непосредственно на компьютере задается доза, мощность лазерного излучения.

Лазерное терапевтическое устройство работает следующим образом. Корпус излучателя накладывают на биообъект и включают канал измерения температуры биоткани в месте воздействия и измеряют начальную температуру. Предварительно с помощью компьютера задается необходимая поглощенная доза лазерной энергии внутренними тканями (органами). После включения устройства в процессе процедуры часть лазерного излучения отражается от поверхности биоткани, измеряется фотодиодом 2, в пропорциональном коэффициенту отражения относительном потоке, который усиливается усилителем 3 и регистрируется АЦП 5, а другая часть - рассеивается в верхних слоях, вызывая тем самым локальный нагрев эпидермиса кожного покрова, измеряемый терморезистором 1 и регистрируемый также АЦП 5. Вся информация обрабатывается микроконтроллером 7. В результате вычитания сигнала, пропорционального подаваемой энергии, и сигнала, пропорционального растраченной энергии в верхних слоях биоткани, получается сигнал, пропорциональный коэффициенту поглощения лазерной энергии внутренними тканями, производится расчет текущей дозы в процессе лазерной процедуры. Полученные данные, с помощью приемопередатчика, отображаются на экране компьютера, тем самым врач-терапевт может произвести уточнение заданной дозы лазерной энергии. В случае превышения дозы в процессе лазерной процедуры — выключение устройства.

То есть возможность регистрировать изменения температуры кожного покрова во время процедуры и определять потери лазерного излучения на нагрев эпидермиса биоткани позволят повысить точность контроля поглощенной дозы лазерной энергии внутренними тканями при терапии внутренних органов [5].

Библиографический список

1. Боголюбов В.М. Техника и методика физиотерапевтических

процедур: Справочник - М: Медицина, 1983г.
2. Гусев В.Г. Методы и технические средства для медико-биологических исследований: Учебное пособие. ч. 1. — УФА: УГАТУ, 2001 г.
3. Лазерная медицина. Общая часть. Владивосток — Уфа, 1993г.
4. Соломенцев Ю.М. Методы и средства обеспечения безопасности труда в машиностроении. Высшая школа, 2000г.
5. http://www.fips.ru

ПРИМЕНЕНИЕ ТЕНЗОМЕТРИЧЕСКИХ СИСТЕМ В ЖИВОТНОВОДСТВЕ

М.В. Сорокин, А.С. Быстров
Научный руководитель – Быстрова И.Ю., д-р с.-х. наук, профессор
Рязанский государственный агротехнологический университет

Задачи исследования

В современных условиях основным источником увеличения производства молока, повышения его качества и снижения себестоимости является интенсивное ведение молочного скотоводства, которое основывается на использовании животных, отвечающих по морфофизиологическим признакам запланированному объёму продуктивности, резистентное к неблагоприятным условиям среды и патологическим факторам.

Однако, в последние годы число коров, выбракованных из стада по причине заболевания конечностей, неуклонно растёт. В некоторых промышленных предприятиях заболевания копытец регистрируются у 87 % поголовья. Экономические последствия нарушения функций конечностей весьма значительны, тем не менее, заболевания конечностей не пользуются в научных исследованиях тем вниманием, которого заслуживают.

Необходимость применения тензометрических систем

Многие авторы к факторам, вызывающим болезни копытец относят: диспропорцию между массой тела и площадью опоры конечностей; неправильную постановку и деформацию копытец; патологические копытца (гипертрофированные, кривые).

Изучить действие вышеназванных факторов можно путём тензометрирования.

Тензометрия (от лат. tensus – напряженный и греч. metron – ме-

ра) – способ измерения напряжённо-деформированного состояния конструкции. Базируется на определении напряжений и деформаций в наружных слоях детали с помощью тензодатчиков и регистрирующей аппаратуры.

Тензодатчик (тензорезистор, тензомстрический датчик) – это приспособление для измерения напряжённого состояния в металле. Конструктивно представляет проводник особой формы, который подсоединяется к измеряемому изделию. Если известно сопротивление датчика в недеформированном состоянии, то по изменению сопротивления можно вычислить степень деформации. Иго приклеивают к поверхности тестируемой детали, так, чтобы он деформировался вместе с ней. Используются одиночные тензорезисторы или блоки тензорезис торов, соединённые по различным схемам.

Комплект регистрирующей аппаратуры называется тензостанцией. До 1980-х годов тензостанция представляла собой комплекс самописцев, регистрирующих значения сигналов датчиков на бумаге. Развитие компьютерной техники и АЦП (Аналого-Цифровых Преобразователей – устройств, преобразующее входной аналоговый сигнал в дискретный код) изменило облик этой аппаратуры. В настоящий момент стала возможна не только регистрация сигналов тензодатчиков, но и их компьютерный анализ в реальном времени и автоматическая выдача управляющих сигналов для изменения режима работы тестируемой конструкции.

Лёгкость подключения дачников к тензометрической станции и различным модулям АЦП позволяет собирать целые измерительные комплексы. На сегодняшний день, тензометрпческие датчики нагрузки доминируют в нагрузко-измерительном оборудовании.

В настоящее время тензометрирование применяется для исследования распределения деформаций в деталях машин, конструкций, сооружений, а так же при механических испытаниях материалов.

В животноводстве тензометрирование применялось впервые по авторской методике [2].

Принцип исследования копытец коров

В опытах применялся электротензометр сопротивления, основным элементом которого служит тензорезисторный датчик. Тензодатчик состоит из тензочувствительного элемента (тонкая проволока, фольга, полупроводниковая плёнка, полученная напылением в вакууме, пластинка монокристалла и др.), связующего (клея), которое прикрепляет этот элемент к поверхности изучаемого объекта и служит для передачи деформации от поверхности объекта к тензочувствительному элементу,

и из выводных проводков, предназначенных для соединения тензодатчиков в измерительную схему. Связующее и основа служат также в качестве электрической изоляции чувствительного элемента от исследуемого объекта.

Существующие в настоящее время методики определения нагрузок путём проведения тензометрических испытаний, применяемые в машиностроении, когда наклейка датчиков производится на объект при полностью снятой нагрузке с последующей тарировкой статическим нагружением, для использования на животных малопригодны.

Наиболее рациональным можно считать проведение тензометрирования животных путём установки тензодатчиков на исследуемые органы (копытца) в условиях статического нагружения, то есть когда они находятся в состоянии покоя в привычной для них обстановке. В данном случае животное менее беспокойно реагирует на внешние раздражители и позволяет произвести установку тензодатчиков. Предварительно подсоединив провода тензодатчиков к разъёму можно получить величину сигнала полного статического нагружения.

При переступании животное освобождает ногу от приходящейся на неё нагрузки, что позволяет получить вторую точку – полного снятая нагрузки. Постановка животного на двое платформенных весов, стоящих рядом, позволяет определить вес правой или левой, передней или задней частей тела и вес, приходящийся на каждую конечность в статическом состоянии. Соответствующие по величине сигналы записываются магнитографом, и служат «ключами» для расшифровывания осциллограмм, записанных на соответствующие носители. Приняв в качестве рабочей гипотезы допущения, что приложенная к конечностям нагрузка вызывает упругие деформации в динамическом режиме нагружения и подчиняется закону Гука, изменение динамической нагрузки рассматривается но линейному закону.

Использование одноканальных магнитографов для гензометрирования животных накладывает ряд ограничений. Снятие сигналов с трёх и более датчиков делает тензограмму трудно расшифровываемой, поэтому для снятия равнозначных характеристик с четырёх датчиков, установленных на одном копытце, необходимо проводить животное два (при записи с двух датчиков) или четыре (при записи с одного канала) раза по одному и тому же типу покрытия пола, в одном и том же направлении с заданной точки движения по постоянному по величине участку. Это позволяет совместить средние значения динамических нагрузок и в первом случае синхронизировать максимальные нагрузки на передние и задние части копытец.

Тензометрические исследования позволяют решить ряд вопро-

сов научного и прикладного характера:

1. определение распределения нагрузки на копытцах в зависимости от их формы на разных фазах движения и покоя;
2. определение оптимального типа покрытия пола;
3. определение оптимальной формы копытец для стойлового содержания в коровнике с конкретным типом покрытия пола.
4. определение оптимального характера наклона полов в стойле. При том же параметре оптимизации исследуются угол и направление наклона или их комбинации.

Перспективы развития направления

В настоящее время тензометрия вышеописанным методом не применяется в связи с малодоступностью специализированного оборудования и трудоемкостью снятия показателей. Использование современных технологий (синхронизация и смятие данных с датчиков дистанционно – посредством беспроводных технологий, таких как Bluetooth, Wi-Fi и др.), разработка специализированного ПО, необходимого для сбора данных и последующей их обработки на IBM-совместимых системах, позволят шире применять этот метод как в животноводстве.

Библиографический список

1. Кралль Э.Л, Болезни конечностей у животных на комплексах Уход за копытцами при современном содержании / Под ред. И.И. Магды. М., «Колос», 1979.
2. Быстрова, И. Ю. Результаты тензомстрических исследований копытцевого рога коров / И. Ю. Быстрова // Труды Международного Форума по проблемам науки, техники и образования, том 1. – Москва, 2005.-С. 121.
3. ЗАО "Электронные технологии и метрологические системы": [сайт]. URL: http://www.zetms.ru
4. Журнал «Беспроводные технологии»: [сайт]. URL: http: //www. wireless-e.ru

СИСТЕМА ТЕХНИЧЕСКОГО ЗРЕНИЯ, ОБЕСПЕЧИВАЮЩАЯ ОРИЕНТАЦИЮ В ПРОСТРАНСТВЕ СЛЕПЫХ И СЛАБОВИДЯЩИХ ЛЮДЕЙ

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

Восприятие информации человеком обеспечивается анализаторами, или сенсорными системами. Сенсорные системы – сложные системы чувствительных нервных образований, осуществляющие восприятие и анализ информации об окружающей организм среде и формирующие специфические для данного анализатора ощущения. Сенсорная система получает название по тому виду сенсорной информации, для восприятия которой она специально приспособлена. Глаз является зрительной сенсорной системой.

Сенсорная система начинает действовать тогда, когда какое-либо физическое явление – стимул, или раздражитель, - воспринимается чувствительными нейронами – первичными сенсорными рецепторами. В каждом рецепторе воздействующий физический фактор (для зрительных рецепторов свет) преобразуется в потенциалы действия, или нервные импульсы.

Нервные импульсы, вырабатываемые рецепторами, передаются по сенсорному волокну в воспринимающий центр, ответственный за данный вид ощущений. Как только импульсы достигают первичной зоны переработки, из деталей сенсорных импульсов извлекается информация. Само поступление импульсов означает, что произошло событие, относящееся к данному сенсорному каналу. В последующих интегративных центрах сенсорной системы может добавляться информация из других источников ощущений, а также информация памяти о сходном прошлом опыте. [1]

У слепых людей функционирование зрительной сенсорной системы нарушено, и разрабатываемая система может частично компенсировать ее функции.

Техническим устройством, замещающим зрительный анализатор, в системе является цифровая камера, которая воспринимает световую информацию по схожему с человеческим глазом принципу.

Самая внутренняя оболочка глаза – сетчатка – выстилает изнутри задний отдел глаза. При правильной оптической фокусировке глаза свет от наружного объекта проецируется в виде изображения на сетчатку. Зрительное восприятие образов становится возможным благо-

даря распределению дискретных светочувствительных клеток (рецепторов) по внутренней поверхности сетчатки.

В цифровой камере светочувствительным элементом является матрица сенсоров. Сенсоры преобразуют энергию освещения в электрическое напряжение. Матрицу сенсоров можно условно назвать «искусственной сетчаткой», тогда камера – искусственный зрительный анализатор. [2]

На данном этапе развития науки человечество еще не знает, как «научить» мозг распознавать сигналы искусственных сенсорных систем. Поэтому слепой человек может получать информацию об окружающей среде только от одной из своих естественных сенсорных систем. В связи с этим необходимо ввести некий интерфейс, т.е. устройство, которое преобразовывало бы информацию, полученную с цифровой камеры, в вид, удобный для восприятия какой-либо из функционирующих сенсорных систем человека.

Мозг может приспособиться к потере зрения, увеличив скорость осязательного восприятия. Слепые от рождения люди способны воспринимать и обрабатывать осязательную информацию быстрее людей с нормальным зрением. Результаты соответствующего исследования опубликованы в издании The Journal of Neuroscience.

Авторы исследовали навыки 89 зрячих и 57 людей с различными уровнями потери зрения. Их попросили распознать движения маленького датчика, закрепленного на конце указательного пальца. По итогам эксперимента слепые и люди с различными степенями потери зрения показали лучший результат, чем зрячие. Причем лучше всех справились с заданием 22 слепых от рождения человека.

Исходя из того, что осязательная сенсорная система хорошо развита у слепых, я предлагаю преобразовывать информацию, полученную с цифровой камеры, в вид, удобный для восприятия именно осязательными рецепторами, и тогда именно от них слепой человек будет получать информацию об окружающем мире.

Я предлагаю создать некий планшет, с которым будут непосредственно взаимодействовать осязательные рецепторы слепого человека. Этот планшет будет состоять из множества подвижных элементов, подобных иголкам матричного принтера. Будем называть эти элементы «иголками».

Набор подвижных иголок, расположенный в виде матрицы, образует трехмерную карту местности. Две координаты – это строки и столбцы матрицы. Третья координата – «высота» - образуется за счет движения иголок вверх или вниз относительно плоскости планшета.

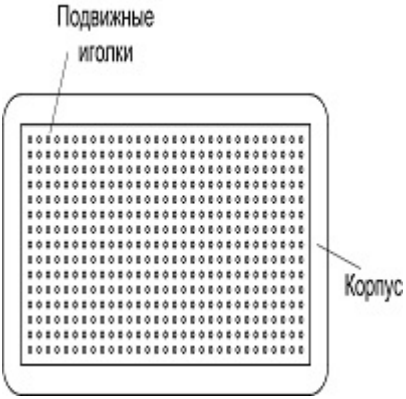


Рис. 1 – Схематичное изображение планшета

Иголки закреплены на упругих пластинах – держателях. На каждую пластину действуют два электромагнита, которые при подаче на них тока резко притягивают к себе пластину. Магниты и пластины размещены так, что при притяжении пластины к одному из электромагнитов иголка движется вверх, а при притяжении к другому – вниз. Подачу токов на электромагниты осуществляет встроенный в планшет микроконтроллер.

Сигналы на выходе цифровой камеры и сигналы, управляющие движением иголок, имеют разные характеристики (амплитуду, частоту и.т.п.), поэтому необходимо ввести в систему устройство сопряжения. Это может быть любое техническое устройство, имеющее вычислительную мощность, достаточную для цифровой обработки изображения и выработки управляющего сигнала планшету.

Для построения трехмерной картины местности на основе световой информации используется «стереозрение» - две цифровых камеры, расположенные на некотором расстоянии друг от друга. Каждая из них получает двумерное изображение, а потом на основе двух двухмерных изображений строится трехмерное, с применением алгоритмов цифровой обработки изображений.

В ходе дальнейшей обработки на трехмерном цифровом изображении распознаются объекты, препятствующие движению слепого человека. После этого цифровое изображение переводится в «изображение» на планшете, где каждая иголка эквивалентна цифровому пикселю. Объекты различной высоты на планшете «кодируются» бугорками и ямками, образующимися за счет движения иголок. Таким образом, слепой человек, проведя рукой по поверхности планшета, получа-

ет информацию о наличии на пути его следования препятствий и различных деформаций местности, таких как спуски, подъемы, ямы и.т.п.

В ряде случаев одной осязательной информации недостаточно для полной компенсации зрения, например, при переходе городской улицы слепому человеку необходимо найти светофор и определить, какой сигнал горит – зеленый или красный. Для таких случаев в системе предусмотрены специальные алгоритмы обработки цифрового изображения, а человек получает дополнительную информацию об окружающей среде в виде звукового сигнала.

Библиографический список

1. В. Бронников. Информационное развитие человека // [Электронный ресурс] URL: http://www.galactic.org.ua/W-Bronnicov/Teoria-2-2.htm
2. Р. Гонсалес, Р. Вудс. Цифровая обработка изображений. Перевод с английского. – М.: Техносфера, 2005. – 1070с.

АНАЛИЗ ФИЗИЧЕСКОГО СОСТОЯНИЯ ВОДИТЕЛЯ ТРАНСПОРТА ДАЛЬНЕГО СЛЕДОВАНИЯ НА ОСНОВЕ ВИДЕОДАТЧИКА

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

Режим труда водителя регламентируется СанПином № 4233-86 и Постановлением Минтруда РФ от 25.06.1999 г. №16. Данные документы нормируют в том числе количество непрерывного времени управления транспортным средством, время отдыха, длительность работы в день и неделю, количество дней отпуска и др.

Несоблюдение режима труда водителя несет большую опасность для пассажиров коммерческого транспорта и других участников дорожного движения. В погоне за прибылью, руководители транспортных предприятий, а зачастую и сами водители, организуют дополнительные ненормированные рейсы. Срок доставки грузов также иногда сознательно занижают. Несоблюдение норм работы труда приводит к замедлению реакции водителя на дорожную ситуацию или полному ее отсутствию.

По данным статистических исследований 20-25% процентов от общего числа ДТП, связаны с усталостью водителя.

Для усиления мер по повышению безопасности дорожного движения издан указ Президента РФ «О создании комплексной системы обеспечения безопасности населения на транспорте» № 403 от 31.03.2010 г.

На сегодняшний день существует множество систем, позволяющих частично решить задачу анализа физического состояния водителя коммерческого транспорта.

Существуют решения на основе анализа сердечной деятельности водителя. Недостатком такого подхода является необходимость размещения на теле человека электродов. Необходимо осуществлять питание и передачу данных от датчиков. Применение проводов создает помеху водителю. Использование аккумуляторов и беспроводной передачи данных повышает удобство пользования устройством, но требует постоянного обеспечения восстановления заряда батарей.

На рынке представлены устройства осуществляющие контроль физического состояния водителя по сопоставлению техники вождения записанной вначале движения транспортного средства, когда водитель предположительно сконцентрирован, и текущего стиля управления. Информация о стиле вождения детектируется от более чем 70 преобразователей, установленных на рулевом колесе, педалях, тормоза, газа , сцепления и др. Один из наиболее важных датчиков фиксирует динамику автомобиля при поворотах на скорости. Помимо использования данной информации для выявления состояния водителя, возможно осуществление коррекции стиля вождения, поскольку идеальные параметры динамики системы в движении известны системе заранее. Недостатком данной проприетарной системы являются чрезмерно высокая цена и использование ее исключительно в автомобилях Mersedes S-класса.

Достаточно перспективно использование системы технического зрения для анализа физического состояния водителя. Возможно построение различных архитектур видеоаналитических систем. Обработка информации может осуществляться в кустовом центре и непосредственно в устройстве, установленном в автомобиле.

Системы технического зрения, устанавливающиеся в местах массового скопления людей, как правило, объединяются в единую сеть по защищенному проводному каналу связи. Обработка видеоданных производится на общем вычислительном кластере. Ресурсов кластера достаточно для реализации дополнительного функционала по анализу видеопоследовательности. Подключение к этой сети мобильных абонентов, в том числе общественного транспорта, практически невоз-

можно из-за недостаточного развития сети беспроводной передачи потоковых данных.

Задача обнаружения, распознавания лица и мимики на изображении до сих пор не решена в общем виде. Форма одного и того же лица настолько меняется при разных ракурсах обзора, что даже человек не всегда может справиться с задачей распознавания. Большинство существующих алгоритмов оперируют со статичными фронтальными проекциями лица. Случайные возмущения в виде поворота головы, применения аксессуаров, изменение мимики, сильно снижают вероятность точного распознавания человека. Специфика задачи состоит в высокой степени случайных возмущений. Водитель во время движения часто поворачивает голову, чтобы посмотреть в зеркала заднего вида, выглядывает в окно, в солнечный день одевает очки или головной убор, наклоняется к приборной панели.

Инвариантность к ряду случайных возмущений проявляют методы, основанные на распознавании лица по его трехмерной модели. В базе данных образцов для каждого человека хранятся модели головы. Тестовое изображение лица проецируются на все модели в базе и распознается как образец, вызвавший наибольший отклик при сравнении.

Математический аппарат данной группы методов к настоящему моменту плохо проработан. Это приводит к большим вычислительным затратам и следовательно высоким эксплуатационным расходам.

Для построения трехмерной модели головы человека применяют в основном дорогостоящие лазерные сканеры или стереопары видеокамер с высоким разрешением. Возможно использвание набирающего популярность устройства Kinect, предоставляющего информацию о распределении расстояний до объектов перед входящим в его состав ик-сенсором.

Условия задачи с одной стороны диктуют применение методов на основе трехмерной модели. Однако экономическая эффективность устройства предполагает использование ограниченных вычислительных возможностей, поэтому время обработки одного кадра видеопоследовательности может занять несколько секунд.

Поскольку требуется осуществлять накопление статистических данных о физическом состоянии водителя и режиме его работы, возможно более оправданным будет использование неточных методов, но работающих в реальном времени. Если точность метода превышает 50%, то в результате статистической обработки система вычислит правильный ответ.

К основным информативным характеристикам о степени усталости водителя, выражающимся на его лице, можно отнести измене-

ние скорости моргания, покраснение глаз, замедленная реакция, особая мимика. Идентификация данных признаков позволяет осуществлять контроль за физическим состоянием водителя.

ИЗУЧЕНИЕ СТЕПЕНИ ВЛИЯНИЯ АНТРОПОГЕННОЙ НАГРУЗКИ НА АДАПТАЦИОННЫЕ ВОЗМОЖНОСТИ ОРГАНИЗМА ДЕТЕЙ

И.А. Климов
Научный руководитель – Трифонова Т.А., д-р биол. наук, профессор
Владимирский государственный университет
им. А.Г. и Н.Г. Столетовых

Адаптация к новым условиям происходит благодаря мобилизации функциональных резервов и требует определенного напряжения регуляторных систем. Изменения происходят, прежде всего, в системах дыхания и кровообращения. Возникновению функциональных и органических изменений часто предшествуют пограничные состояния, характеризующиеся снижением адаптационных возможностей организма к изменяющимся условиям окружающей среды [1, 2].

Наиболее чувствительными к неблагоприятным воздействиям окружающей среды являются дети, так как в их организме происходят значительные возрастные нейрогуморальные перестройки, что снижает устойчивость и адаптационные возможности растущего организма [3, 4]. Хотя оказываемое влияние отражается на состоянии организма в целом, отдельные системы отличаются по степени восприимчивости к стрессовым факторам. Достаточно лабильной и отзывчивой к внешнему воздействию является сердечно-сосудистая система, что позволяет рассматривать отдельные ее показатели как индикатор антропогенной нагрузки [5].

Вопросами адаптационного состояния детей и подростков занимались многие авторы. Но в основном все исследования проводились среди детей, проживающих в крупных промышленных городах [6, 7, 8].

Исходя из сказанного, целью работы явилось изучение адаптационных возможностей детского организма в условиях низкой степени антропогенной нагрузки на примере Меленковского района Владимирской области.

Выбор района обусловлен его географическим положением, климатическими условиями, отдаленностью от крупных промышлен-

ных центров области, а также социальными и медико-экологическими факторами. В настоящее время в городе Меленки крупные промышленные предприятия отсутствуют. На территории города расположен лишь литейно-механический завод, но его вклад в загрязнение окружающей среды не велик. Меленковский район является наиболее благоприятным на территории Владимирской области по состоянию атмосферного воздуха [9].

В обследовании принимали участие 38 учащихся первого класса средних школ города Меленки в возрасте 6-8 лет. Это относительно здоровые дети, находящиеся в примерно одинаковых условиях питания, воспитания и медицинского обслуживания.

Для экспресс-диагностики адаптационных и защитных ресурсов организма детей использовался программно-аппаратный комплекс «Пульс-Антистресс». Он позволяет определить адаптационную реакцию, в которой находится в данное время организм, уровень реактивности, на котором поддерживается выявленная адаптационная реакция, состояние адаптационных механизмов, а также индекс напряженности.

Полученные результаты были подвергнуты статистической обработке с использованием стандартных методов статистики.

Адаптационная реакция отражает способность организма приспосабливаться к действию раздражителей. По типу адаптационной реакции мы можем судить о том, как организм воспринимает силу раздражителя, который на него действует. На учеников первого класса могут действовать раздражители разной силы или раздражители одной силы, которые субъективно в зависимости от особенностей организма могут восприниматься по-разному. В целом можно отметить, что способность организма исследуемых 6-8 летних детей приспосабливаться к действию раздражителей находится в норме (рис. 1).

Для 18% детей, у которых обнаруживается стрессовая адаптационная реакция, обстановка, окружающая их во время учебного процесса в школе, оказывается раздражителем большей силы. Следовательно, если их организм обладает низкой сопротивляемостью, могут возникнуть нарушения процессов адаптации. У остальных учеников процесс обучения не вызывает стрессовой реакции, значит, факторы, которые воздействуют на них, организм воспринимает как нормальные, то есть обладающие слабой или средней силой.

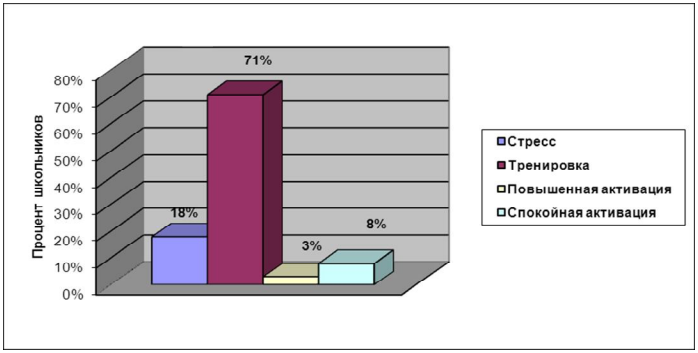


Рис. 1 - Типы адаптационных реакций школьников

Любая из адаптационных реакций может развиваться на разных уровнях реактивности. Уровень реактивности – это количественная оценка сопротивляемости организма. Он зависит от абсолютного количества раздражителя, который может меняться в широком диапазоне (рис. 2).

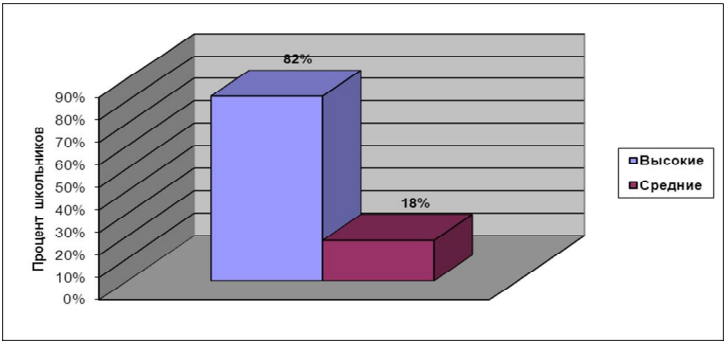


Рис. 2 - Уровни реактивности школьников

Результаты проведенных исследований показали, что высокими уровнями реактивности обладают 82% учащихся первого класса. 18% детей имеют средние уровни сопротивляемости. Таким образом, все обследованные дети имеют достаточную резистентность для того, чтобы их организм нормально адаптировался к обучению в школе.

Программно-аппаратный комплекс «Пульс-антистресс», сопоставляя адаптационную реакцию и уровень реактивности, выдает заключение о состоянии адаптационных механизмов.

У 66% обследованных учеников первого класса города Меленки адаптационные механизмы находятся в норме. 31% школьников

находятся на начальной стадии срыва адаптации и у 3% наблюдается состояние срыва адаптации (рис. 3).

Состояние срыва адаптации может быть вызвано как воздействием раздражителя большой силы, так и низкой реактивностью организма. Среди обследованных 6-8 летних детей состояние срыва адаптации обнаружено у 3% и связано оно, в первую очередь, с низкой сопротивляемостью организма, а не с большой силой раздражителя. У детей, адаптационные реакции которых протекают нормально, организм обладает хорошим уровнем реактивности. Незначительные нарушения адаптационных механизмов у 31% исследуемых школьников могут быть связаны с понижением сопротивляемости организма неблагоприятным факторам.

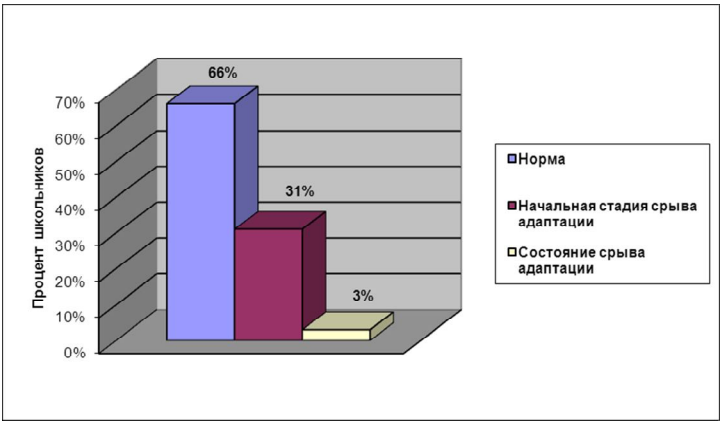


Рис. 3 - Состояние адаптационных механизмов школьников

Комплекс «Пульс-антистресс» позволяет также определить индекс напряженности – показатель, характеризующий вариабельность кардиоинтервалов. В норме он составляет 80-150 единиц. У лиц с постоянным напряжением регуляторных систем индекс напряженности в покое равен 400-600 единиц. На рисунке 4 представлено процентное соотношение обследованных детей по показателю индекса напряженности регуляторных систем.

У большинства учеников первого класса (84%) индекс напряженности соответствует норме или немного ниже нормы. У 16% учеников он незначительно повышен, что свидетельствует о высоких физических или эмоциональных нагрузках, которые испытывают эти дети. Ученики с состоянием срыва адаптации показывают увеличенный индекс напряженности.

Таким образом, начало обучения в школе и связанные с этим изменения образа жизни оказывают невысокий уровень стрессовой нагрузки на детей. Оценка адаптационных реакций показала, что способность организма исследуемых школьников приспосабливаться к действию раздражителей находится в норме. Сопротивляемость неблагоприятным факторам у основной массы находится на высоком уровне.

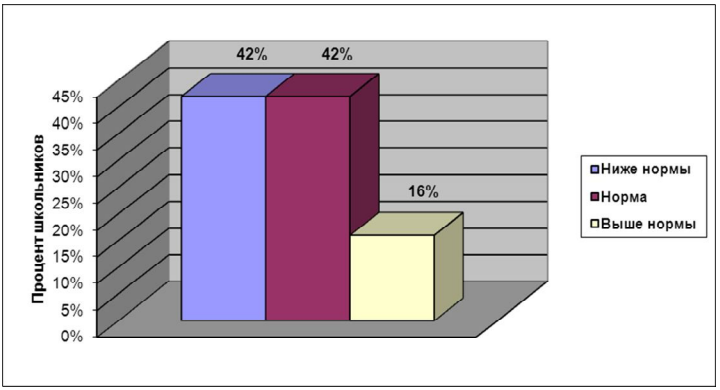


Рис. 4 - Индекс напряженности школьников

Функциональное состояние сердечно-сосудистой системы детей зависит от степени антропогенного загрязнения. Город Меленки характеризуется низкой степенью антропогенного загрязнения и высоким уровнем комфортности проживания на его территории. В связи с этим, у большинства обследованных учеников первого класса адаптация протекает нормально, вызывая адекватную степень активации всех систем организма.

Проведенное обследование позволило выявить группу риска детей, у которых на данном этапе намечаются процессы срыва адаптации. За их физиологическим состоянием необходим дополнительный мониторинг в виде проведения профилактических мероприятий под контролем педиатра.

Библиографический список

1. Баевский Р.М. Прогнозирование состояний на грани нормы и патологии. – М., 1997.
2. Баевский Р.М., Берсенева А.П. Оценка адаптационных возможностей организма и риск развития заболеваний. – М., 1997.
3. Корнеев Ю.Е., Даутов Ф.Ф. Методические вопросы изучения

количественного влияния загрязнений атмосферы на состояние здоровья населения. // Гигиена и санитария. – 1982. - №4. – С. 56-59.
4. Максимов С.А., Амбурцева Н.С., Зинчук С.Ф., Куракин М.С. Возрастно-половые особенности состояния здоровья школьников Кемерово. // Гигиена и санитария. – 2008. - №4. – С. 66-69.
5. Сизова Е.Н., Родягина С.Н., Мищенко Н.В., Тулякова О.В. Уровень полового созревания 14-летних девушек как индикатор аэротехногенного загрязнения // Сибирский медицинский журнал. - 2008. - №8. - С. 105-110.
6. Демидко Н.Н., Гайнанова Н.К., Мирошкин Д.Г., Козликина Н.Б. Особенности состояния сердечно-сосудистой системы подростков в городах с разным уровнем промышленного загрязнения. // Экология человека. – 2011. - №7. – С. 27-31.
7. Сетко Н.П., Володина Е.А. Выявление адаптационного статуса детей при диагностике донозологических состояний. // Гигиена и санитария. – 2008. - №1. – С. 58-60.
8. Чеботарев П.А. Оценка состояния здоровья детского населения, проживающего в городах с различным загрязнением атмосферного воздуха. // Гигиена и санитария. – 2007. - №6. – С. 76-78.
9. Салякин И.Е. Оценка комфортности проживания населения на территории региона (на примере Владимирской области): автореф. дис. канд. биол. наук. Владимир, 2011, 25 с.

ИНФОРМАЦИОННАЯ ТЕХНОЛОГИЯ ДИАГНОСТИКИ АРТЕРИАЛЬНОЙ ГИПЕРТЕНЗИИ

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

Среди хронических неинфекционных заболеваний одно из первых мест принадлежит артериальной гипертонии (АГ), ею страдают от 10 до 30% взрослого населения индустриальных стран. АГ не только одно из самых распространенных, но и одно из наименее диагностируемых заболеваний. В документах ВОЗ подчеркивается важность выбора оптимального объема исследования больных АГ. На сегодняшний день необходима разработка на базе автоматизированного компь-

ютерного комплекса научно обоснованных технологий, обеспечивающих эффективность диагностического процесса при рациональном использовании ресурсов.

Целью работы является разработка информационной технологии диагностики АГ, позволяющей определить нарушение регуляции артериального давления у больших масс людей, а также совершенствовать выявления уже существующей у пациентов АГ, которая характеризуется присутствием пораженных органов-мишеней.

Разработанная нами информационная технология реализует методику определения артериальной гипертензии на ранней стадии развития с использованием методов теории вероятностей и математической статистики. Сначала происходит сбор и обработка данных клинико-лабораторных исследований, включающих в себя показатели стресс-эхокардиографии, уровня индекса инсулинорезистентности Caro, а также данные биохимического и иммунологического исследований. Затем на основании метода дискриминатных функций определили наиболее валидные и прогностически значимые факторы риска развития и прогрессирования АГ, к которым были отнесены: стадия сердечной недостаточности, степень ожирения, наличие сопутствующей ишемической болезни сердца, индекс инсулинорезистентности Caro, уровень холестерина липопротеидов высокой плотности, аполипопротеин В, фактор некроза опухолей-α, интерлейкин-6, адипонектин. Данные показатели участвовали в синтезе линейных дискриминантных уравнений, по значениям которых строится территориальная карта, разделенная на области. Данная карта позволяет определить с вероятностью 91.8% принадлежность пациент к той или иной группе. Далее формируется заключение, содержащее диагностические рекомендации для врача кардиолога, помогающие ему принимать оптимальное решение при проведении лечебно-профилактических мероприятий.

Вся информация, поступающая к пациенту и участвующая в диагностическом процессе, хранится в разработанной реляционной базе данных «Гипертензия», реализованной в объектно-ориентированной среде Paradox.

Таким образом, разработанная информационная технология позволяет качественно диагностировать АГ на ранних стадиях развития, а своевременное лечение сокращает развитие заболеваний кардиометаболического типа.

ИНФОРМАЦИОННАЯ ТЕХНОЛОГИЯ ПСИХОДИАГНОСТИКИ ЛЮДЕЙ С ОГРАНИЧЕННЫМИ ВОЗМОЖНОСТЯМИ ЗДОРОВЬЯ

Е.Д. Мишустин, А.П. Порван, Е.В. Высоцкая
Научный руководитель – Подпружников П.М., старший научный сотрудник
Харьковский национальный университет радиоэлектроники

В настоящее время возрос интерес к интеграции людей с ограниченными возможностями здоровья в остальной социум. Однако это связано с характерными особенностями их психических состояний, уникальными для каждого вида проблем со здоровьем. Для определения таких особенностей необходима психодиагностика. Поэтому возникает необходимость в создании информационных технологий, позволяющих определять индивидуально – психологические особенности, свойства личности лиц с ограниченными возможностями.

Целью работы является разработка информационной технологии психодиагностики лиц с ограниченными возможностями здоровья.

При оценке психологического состояния необходимо обратить внимание на особенности процессов внимания, памяти, характера, темперамента, устойчивости к экстремальным жизненным ситуациям, способности к напряженной деятельности. Для этого был сформирован пакет методик и тестов, включающий в себя: многоуровневый личностный опросник «Адаптивность» А.Г. Маклакова и С.В. Чермянина; методики диагностики социально-психологической адаптации К. Роджерса и Р. Даймоса, «Прогноз», уровня социальной фрустрированости Л.И. Вассермана, «Заучивания 10 слов» А.Р. Лурии; тесты идентификации типов акцентуации характера Личко и Леонгарда, на определение типов темперамента Айзенка и Стреляу; пробу Бурбона.

Разработанная технология состоит из следующих этапов: сбора информации, ее обработки, анализа, а также этапа формирования диагностического заключения. При формировании исходного множества признаков предпочтение отдали рассмотренному выше комплексу психодиагностических методик. Качественный анализ степени соответствия пропорций представленности элементов измеряемого свойства в тестовых заданиях производился с привлечением экспертов, которые выносили суждения о том, охватывает ли совокупность предлагаемых заданий декларируемое психологическое свойство и его составные части. Далее определялась значимость вопросов опросника и исключение из него наименее значимых. После сбора, в процессе ее обработки, информация преобразуются в промежуточные баллы. За-

тем, в результате преобразования и агрегирования исходных вариантов ответов на задания теста, определяется диагностический показатель. На этапе формирования заключения происходит генерация графиков с отображением в легенде текстовой информации, полезной для психолога.

Таким образом, разработанная информационная технология позволяет эффективно проводить психодиагностику когнитивной эмоционально-волевой сфер, характерологических особенностей, устойчивости к экстремальным жизненным ситуациям и способности к напряженной деятельности лиц с ограниченными возможностями здоровья.

УСТРОЙСТВО ОПРЕДЕЛЕНИЯ ПРОСТРАНСТВЕННО-ВРЕМЕННОГО РАСПРЕДЕЛЕНИЯ ДАВЛЕНИЯ СТОПЫ

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

Человеческое тело представляет собой совокупность органов, систем и аппаратов, которые действуют слаженно, выполняя жизненно важные функции. Особое значение для организма представляют стопы, т.к. они участвуют в его передвижении и выполняют опорную, рессорную и балансировочную функции.

Из-за неправильно подобранной обуви, перенесенных травм опорно-двигательного аппарата, заболеваний (ревматизм, подагра, диабет, сосудистые нарушения), врожденных отклонений, избыточного веса и физических перегрузок работа стоп нарушается, что непременно приводит к возникновению патологии и нарушению биомеханики. Выбор способов профилактики, лечения и оценки их эффективности невозможен без диагностики состояния стоп.

Научные исследования последних лет доказали существование прямой взаимосвязи между распределением давления под стопой в процессе ходьбы и возникновением заболеваний опорно-двигательного аппарата.

В настоящее время все устройства для бароподометрии выполнены в виде измерительных платформ и измерительных стелек. Наибольшей информативностью обладают стельки, т.к. они, в отличие от платформ, позволяют оценить распределение давления не только в статике, но и во время движения, тем самым на основании полученных

результатов можно будет сделать вывод о состоянии биомеханики стопы. Также стельки позволяют получить данные о нагрузке на стопу в различной обуви.

В данном проекте предлагается разработка устройства для определения пространственно-временного распределения давления стопы.

Разрабатываемый комплекс (рис. 1) состоит из измерительных стелек с вмонтированными датчиками давления, распределенными по специальной биомеханической схеме. Измерительные стельки соединены посредством шлейфов с блоком обработки и хранения данных.

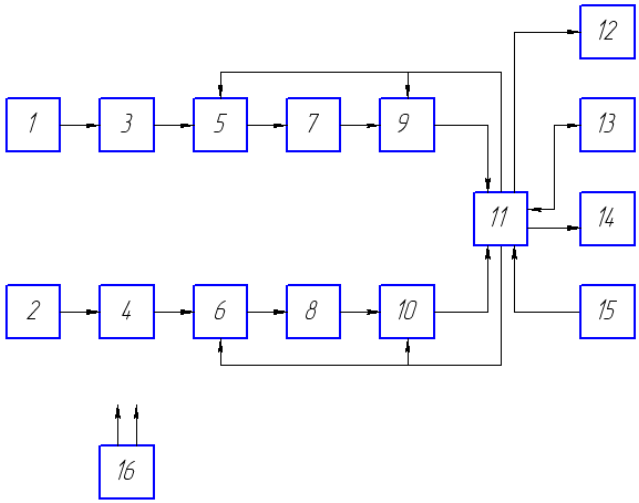


Рис. 1 - Структурная схема устройства определения пространственно-временного распределения давления стопы. 1,2 – датчики измерения давления под правой и левой ногой соответственно; 3,4 – усилители; 5,6 – мультиплексоры; 7,8 – фильтры; 9,10 – АЦП; 11 – микроконтроллер; 12 – блок индикации; 13 – Flash-память; 14 – USB-интерфейс; 15 – клавиатура; 16 – аккумулятор

Устройство может работать в двух режимах: автономном и соединения с ЭВМ. Автономный режим позволяет использовать прибор в любом удобном для исследований месте, а также проводить измерения при различных видах нагрузки. В данном случае устройство работает от аккумулятора и сохраняет полученные данные во Flash-памяти (13). Затем эти данные путем подключения через USB-интерфейс (14) заносятся в компьютер, а аккумулятор в случае его разряда заряжается.

В режиме соединения с ЭВМ устройство «питается» от компью-

тера и данные поступают сразу в ЭВМ через USB-интерфейс (14), не записываясь во Flash-память.

По умолчанию устройство находится в автономном режиме, а при подсоединении к компьютеру режим автоматически меняется.

Для управления процессом измерения используются пять клавиш (15), назначение которых следующее:

«Вкл» – включение прибора;

«Выкл» – выключение прибора;

«Пуск» – регистрация и обработка измерений;

«Стоп» – окончание измерений;

«Сброс» – очистка Flash-памяти.

При включении прибора происходит определение степени начального поджатия датчиков давления без нагрузки их весом пациента. Это позволяет учесть различие поджатия стелек для правой и левой стоп, и, соответственно, исключить их влияние на результаты исследования. Полученные данные заносятся в микроконтроллер (11), и загорается индикатор (12), информирующий о возможности дальнейшего измерения. При нажатии на кнопку «Пуск» начинается непосредственно сам процесс диагностики, данные обрабатываются и записываются во Flash-память или ЭВМ, в зависимости от режима измерения. Нажав на кнопку «Стоп» снятие показаний заканчивается, индикатор гаснет.

Датчики (1,2) воспринимают давление под стопами пациента, вырабатывая пропорциональный аналоговый сигнал. Используются миниатюрные тензорезистивные датчики давления, в которых изменение электрического сопротивления преобразуется в электрический сигнал.

Сформированные сигналы усиливаются (3,4), затем происходит последовательное опрашивание каналов измерения с помощью мультиплексоров (5,6) и сигналы поочередно поступают в блок фильтров (7,8), где выделяется информационная составляющая полезного сигнала.

Для организации дальнейших вычислений аналоговый сигнал преобразуется в цифровой код с помощью АЦП (9,10). Частота опроса датчиков 250 Гц.

Микроконтроллер (11) обрабатывает полученные данные, отбраковывает значения давления, соответствующие «случайным», некорректным шагам пациента (как правило, это 1-2 шага, которые резко отличаются от всех остальных), определяет диагностические критерии.

Полученные данные проходят программную обработку на персональном компьютере и на экран монитора выводятся результаты проводимых исследований. Информация представляется в графиче-

ском и числовом виде.

Библиографический список

1. Биомеханика стопы человека: мат. Междунар.науч.-практ. конф. – Гродно: ГрГУ, 2008. – 172 с.
2. Система диагностики опорно-двигательной функции человека: пат. 2116046 Рос. Федерация: МКП А 61 В 5/05, А 61 F 2/76 / Калинина Л.Н., Термосесов А.М., Четвериков Е.Н.; заявитель и патентообладатель товарищество с ограниченной ответственностью «Модем», Калинина Л.Н., Термосесов А.М., Четвериков Е.Н. - №96122725/14; заявл. 04.12.1996; опубл. 27.07.1998.
3. Механо-компьютерный комплекс для диагностики патологии стоп: пат. 3374 Респ. Беларусь: МКП А 61 F 5/00 / Болтрукевич С.И., Точицкий Э.И., Кочергин; заявитель и патентообладатель Физико-технический институт национальной академии наук Беларуси. - №20060437; заявл. 29.06.2006; опубл. 28.02.2007.

УСТРОЙСТВО ДЛЯ СНИЖЕНИЯ НАГРУЗКИ НА СЕРДЦЕ

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

В настоящее время остро встает задача разгрузки сердца пациентов, находящихся в нестабильном состоянии, посредством неинвазивной или инвазивной стимуляции, которая может применяться практически без ограничений по времени и, в частности, без каких-либо ограничений в выборе стимулируемых мышц, за исключением самой сердечной мышцы.

Данный прибор является достаточно актуальным, так как болезни сердца и сосудов на сегодняшний день занимают лидирующие позиции по частоте развития и в структуре смертности. И причинами этого часто является образ жизни, вредные привычки, стрессы, использование некоторых лекарственных средств, генетическая предрасположенность, неблагоприятный экологический фон, уменьшения продолжительности жизни (другими словами, старение населения).

Разрабатываемое устройство и способ позволяют достигнуть максимальной разгрузки сердца, которая может применяться практически без ограничения по времени, а также безвредны при использовании. Прибор содержит измерительную и воздействующую часть.

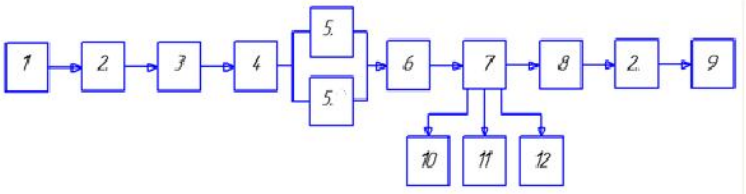


Рис. 1 - Структурная схема устройства для снижения нагрузки на сердце. 1 – электрод для снятия ЭКГ; 2 – усилитель; 3 – блок фильтров; 4 – пиковый детектор; 5 – блок компараторов (ФНЧ и ФВЧ); 6 – аналого-цифровой преобразователь (АЦП); 7 – микроконтроллер; 8 – цифро-аналоговый преобразователь; 9 – воздействующий электрод; 10 – USB порт; 11 –клавиатура; 12 - дисплей

Устройство работает следующим образом. Электроды для снятия ЭКГ накладываются на грудную клетку пациента. Сигнал с электродов имеет маленькое значение и его необходимо усилить. Для усиления используем прецизионный операционный усилитель, так как он имеет малые шумы и помехи. На выходе усилителя подключен блок фильтров (фильтры низких и высоких частот), которые служат для выделения информационной составляющей сигнала в полосе частот, которая является наиболее информативной. Пиковый детектор отслеживает максимальное значение сигнала. Таким образом, мы находим наибольший, вариабельный по величине зубец R. Интервал R-R позволяет оператору проанализировать работу сердца пациента. Блок компараторов выделяет полезный сигнал из пиковых значений. Выходной сигнал из блока компараторов преобразуется из аналогового в цифровой. Далее микроконтроллер обрабатывает полученную информацию и выводит ее данные на дисплей. Оператор, анализируя данные, с помощью клавиатуры может задавать различные параметры воздействия на пациента. Основными из них являются: длительность, частота повторения, амплитуда импульсов. Выходной сигнал с микроконтроллера преобразуется из цифрового в аналоговый, затем усиливается и подается на эндокардиальный электрод. Так же возможно использование неинвазивных электродов.

Использование предложенного устройства является полностью безвредным и может использоваться не только для предотвращения и

реабилитации коронарного инфаркта и сердечной недостаточности, но также для нейромышечной или прямой мышечной стимуляции, приводящей к видимым или невидимым сокращениям мышцы для развития силы или выносливости мышцы. Так же возможно использовать нейромышечную или прямую мышечную обезболивающую стимуляцию, включая чрезкожную электростимуляцию нерва (часто называемую TENS), а также для многих других вариантов применения в лечебной медицине.

Библиографический список

1. Способ лечения живого организма для сокращения нагрузки на сердце и устройство для осуществления этого способа: пат. 2291723 Рос. Федерация: МПК A61N1/36 (2006.01)/ Лапанашвили Лерий Валерьянович, Штюрцингер Кристиан, заявитель и патентообладатель КОРАЛ ЛАЙСЕНСИНГ ИНТЕРНЭШНЛ ЛТД., (VG), заяв 14.08.2000, опубл. 20.01.2007.
2. Яковлев В., Макаренко А., Капитонов К. Диагностика и лечение нарушений ритма сердца. Изд. Москва: БИНОМ. Лаборатория знаний, 2003. – 168с., илл.

НЕЧЕТКИЕ НЕЙРОННЫЕ СЕТИ ДЛЯ ИНТЕГРАЛЬНОЙ ОЦЕНКИ СОСТОЯНИЯ ЗДОРОВЬЯ

С.В. Харьков
Научный руководитель – Кореневский Н.А., д-р техн. наук, профессор
Юго-Западный государственный университет

Существует достаточно большое количество способов оценки состояния здоровья человека, например, по исследованию анализа крови, по величине функционального резерва, по адаптационному потенциалу и т.д.

Как показали результаты наших исследований, хорошей информативностью с точки зрения определения интегральной оценки состояния здоровья обладают адаптационный потенциал (АП), определяемый через индекс функциональных изменений (ИФИ) [1], и энергетическая сбалансированность (ЭС) меридианных структур организма, которая может быть определена по электрическим характеристикам БАТ, «связанных» с общесистемной реакцией организма [2,3].

В соответствии с правилами синтеза нечётких продукционных решающих правил введём две входные лингвистические переменные: "адаптационный потенциал"=АП и "энергетический разбаланс"=ЭР.

Количественной характеристикой адаптационного потенциала является индекс функциональных изменений (ИФИ), для которого существует хорошо обоснованная классификация уровней АП [1].

Для перехода к механизму нечётких рассуждений введём систему нечётких переменных (термов) лингвистической переменной АП со следующими именами: УА - удовлетворительная адаптация; НМ - напряжение механизмов адаптации; НА - неудовлетворительная адаптация; СА - срыв адаптации.

Посредством экспертной оценки построим графики функций принадлежностей с базовой переменной ИФИ для выбранных термов лингвистической переменной АП (рис.1).

Уровень энергетической сбалансированности будем определяем согласно [3]. Для перехода к соответствующим лингвистическим переменным предлагается энергетический разбаланс БАТ классифицировать следующим образом: ОР- отсутствие разбаланса; НР- небольшой разбаланс; ЗР- значительный разбаланс; НБ- неудовлетворительный баланс. В данной работе эти классы выбраны как имена нечётких переменных (термов) лингвистической переменной ЭР с терм-множеством Т={ОР, НР,ЗР,НБ}.

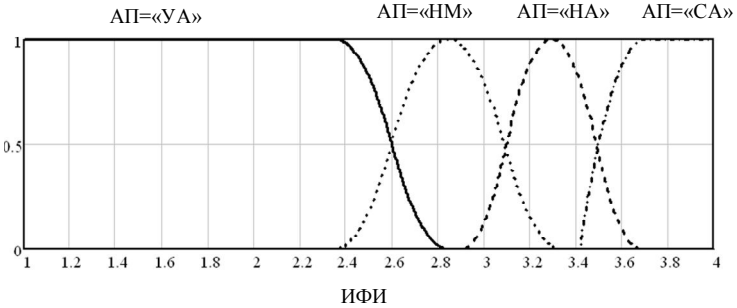


Рис. 1 - Графики функций принадлежностей лингвистической переменной АП с базовой переменной ИФИ

Для лингвистической переменной ЭР эксперты построили соответствующие графики функций принадлежностей приведённые на рис.2.

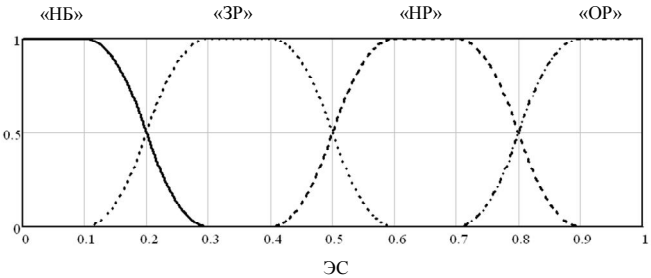


Рис. 2 - Графики функций принадлежностей лингвистической переменной ЭР с базовой переменной ЭС

С позиций классического подхода к нечёткому логическому выводу входные лингвистические переменные АП и ЭР со своими термами и функциями принадлежности, построенными на базовых переменных ИФИ и ЭС, составляют условие или предпосылку нечётких продукционных правил вида:

Если ИФИ есть A_r и ЭС есть B_r то LD есть C_r,

где A_r - нечёткие переменные лингвистической переменной АП, определяемые функциями принадлежностей $\mu_{УА}$(ИФИ), $\mu_{НМ}$(ИФИ), $\mu_{НА}$(ИФИ), $\mu_{СА}$ (ИФИ); B_r - нечёткие переменные лингвистической переменной ЭР, определяемые функциями принадлежностей $\mu_{СР}$(ЭС), $\mu_{НР}$(ЭС), $\mu_{ЗР}$(ЭС), $\mu_{НБ}$ (ЭС); r-номер нечёткого продукционного правила.

Часть правила *LD есть C_r,* называют следствием или заключением. При построении этой части правила, эксперты для лингвистической переменной «Состояние здоровья» (ЗС) с базовой переменной LD выбирают соответствующие нечёткие переменные. В этой работе предлагается использовать следующие нечёткие переменные: КР - критическое; НС- не стабильное; СТ - стабильное; УД - удовлетворительное; ХР - хорошее. Таким образом сформирована лингвистическая переменная ЗС с терм – множеством Т={КР, НС, СТ, УД, ХР}. Для этой лингвистической переменной построены графики функций принадлежностей с базовой переменной LD для задачи прогноз заболевания остеохондрозом (рис.3).

Структурная схема нечеткой нейронной сети, реализующая предлагаемый подход к определению уровня ЗС, представлена на рис.4.

Решающие модули 1, 2, 3 (рис. 4) имеют столько выходов, сколько термов имеет лингвистическая переменная, которую они определяют. На выходах модулей присутствуют числа в диапазоне от

нуля до единицы, которые интерпретируются как коэффициенты уверенности в принадлежности анализируемого объекта к соответствующим термам.

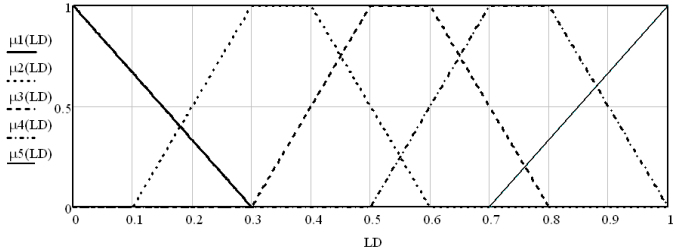


Рис.3 - Графики функций принадлежностей лингвистической переменной ЗС

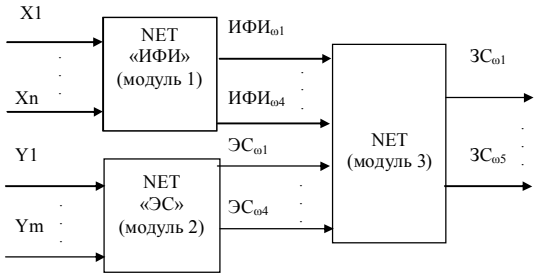


Рис. 4 - Схемы соединения нейронных сетей для определения термов лингвистической переменной ЗС (модули 1 и 2 могут быть построены как на основе нейронной сети, так и на основе нечетких решающих правил)

На вход модуля 1 поступает вектор X, определяющий адаптационный резерв, а на вход модуля 2 – вектор Y, определяющий энергетический разбаланс.

В качестве модулей 1 и 2 могут использоваться как обучаемые нейронные сети, так и нечеткие решающие правила. Например, уровень ЭР может быть определён выражением [3]:

ЕСЛИ [(δR_{E23}>20%) И (δR_{V60}>20%) ТО]

[ЭР(q+1)=ЭР(q) + $\mu_{ЭР}(\delta R_{j+1})$ [1 - ЭР(q)]

ИНАЧЕ (ЭР=0),

где $\mu_{ЭР}(\delta R_{j+1})$ - функция принадлежности, характеризующая уровень энергетического разбаланса на точке j+1; $\delta R_2 = \delta R_{E36}$; $\delta R_3 = \delta R_{RP6}$; $\delta R_4 =$

δR_{V40}; $\delta R_5 = \delta R_{V60}$; $\delta R_6 = \delta R_{VB20}$; $КУ_{ЭР}(1)=\mu_{ЭР}(\delta R_{E23})$.

На следующем этапе синтеза экспертами под руководством инженера по знаниям для полученных нечётких переменных составляется система нечётких продукционных правил для базы знаний соответствующей экспертной системы.

Для решаемой задачи примерами таких правил служит следующий их список:

П1: Если ИФИ есть УА и ЭС есть ОР то ЗС есть ХР;
П2: Если ИФИ есть УА и ЭС есть НР то ЗС есть УС;
……
П10: Если ИФИ есть СА и ЭС есть НБ то ЗС есть КР.

Блоки принятия решений построены по принципу макрослоев, позволяющему объединить модули нейросетевых моделей. На рис. 5 приведена иллюстрация этого принципа на примере макрослоя для классификации по классам «ХР»; «УС» и «КР», представляющего собой двухслойную сеть.

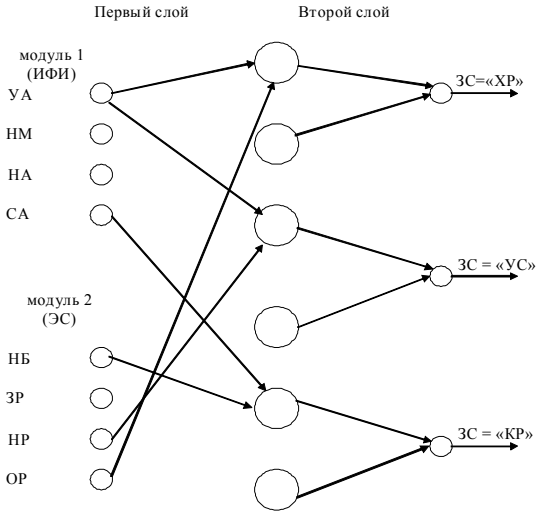


Рис. 5 - Структурная схема двухслойной нечеткой нейронной сети (фрагмент)

В первом слое определяются термы ИФИ и ЭС, а во втором слое агрегируются решающие правила по соответствующим термам. Следует отметить, что выбор решающих правил осуществляют эксперты

исходя из их понимания существа решаемой задачи и особенностей работы системы правил нечёткого вывода. Это процедура, требующая высокой квалификации экспертов.

Задачей прямого логического вывода является нахождение значения базовой переменной LD по значениям базовых переменных ИФИ и ЭС через операции над функциями принадлежности и последующим приведением нечёткого решения к чёткости через операцию дефаззификации.

Библиографический список

1. Баевский, Р.М. Оценка адаптационных возможностей организма и риск развития заболеваний / Р.М. Баевский, А.П. Берсенева. М.: Медицина, 1997. 235 с.
2. Гаваа Лувсан. Очерки методов восточной терапии / Гаваа Луван.-3-е изд., перераб. и доп. Новосибирск: Наука. Сиб. Отние, 1991. 432 с.
3. Кореневский, Н.А. Оценка уровня защитных механизмов организма по энергетической сбалансированности меридиан и адаптационному резерву и их влияние на обследование нервных болезней / Н.А. Кореневский, М.И. Лукашов, Р.А. Крупчатников, А.В. Брелин // Системный анализ и управление в биоимпедансных системах. М., 2009. Т 8, №1. С. 83-86.

ПРИМЕНЕНИЕ ИЗМЕРИТЕЛЬНОГО ГЕНЕРАТОРА ЗАДАННОЙ МОЩНОСТИ В БИОМЕДИЦИНСКИХ ЦЕЛЯХ

А.В. Орлов, А.Л. Галиев
Филиал Уфимского государственного авиационного технического университета в г. Стерлитамак

В настоящее время актуальны вопросы медицинского контроля за состоянием человека, состоянием его здоровья, своевременного выявления патологических изменений, прогнозирования развития патологических процессов и реабилитации человека в процессе выздоровления. Системы контроля состояния человека используются и в сфере производства, где позволяют контролировать уровень работоспособности и утомления, а также позволяют правильно организовывать режим труда и отдыха.

При проведении медицинских и биологических исследований

используется большой арсенал методов и технических средств, предназначенных для регистрации и анализа физиологических процессов, протекающих в организме, а также для измерения различных медико-биологических показателей. Наиболее популярными и широко распространенными являются электрофизиологические методы медико-биологических исследований. Их популярность объясняется широкими диагностическими возможностями, простотой и доступностью технических средств, используемых для выполнения исследований [1, 2].

Регистрируя изменения электрического сопротивления и диэлектрической проницаемости биотканей можно судить о процессах центрального и периферического кровообращения, измерять частоту сердечных сокращений, давление крови, скорость кровотока, скорость пульсовой волны, оценить окислительно-восстановительные процессы [2].

При выполнении электрофизиологических измерений необходимо добиваться того, чтобы в объектах исследований (ОИ) рассеивалось постоянное значение электрической мощности. Режим постоянного значения электрической мощности, вносимой в объект измерения независимо от значения его сопротивления, позволяет получать достоверные и воспроизводимые результаты при повторных исследованиях [3].

В данной статье рассматривается работа экономичного измерительного генератора заданной мощности (ИГЗМ), выполненного на базе частотно-широтно-импульсного преобразователя информации (ЧШИПИ).

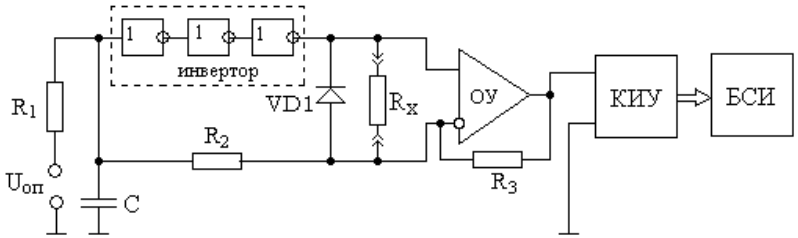


Рис. 1 – Функциональная схема ИГЗМ

Воздействие на ОИ осуществляется последовательностью прямоугольных импульсов, формируемых ЧШИПИ, с амплитудой U_0. Длительность и частота импульсов воздействия зависят от величины сопротивлений R_X и R_2, емкости конденсатора C и опорного напряжения $U_{оп}$ (R_X – сопротивление объекта исследования).

При необходимости в исследуемой схеме инвертор может быть

выполнен на базе операционного усилителя, что позволит варьировать напряжением питания в большем диапазоне значений.

Длительность импульсов и интервал между импульсами оцениваются выражениями:

$$t_{имп} = \frac{\Delta_c}{\frac{1}{C}\left(\frac{E_n - U_{\min}}{R_{зар}} - \frac{U_{\min} + \Delta_c/2}{R_1}\right)} \text{ и } t_{инт} = \frac{\Delta_c}{\frac{1}{C}\left(\frac{U_{пор}}{R_2} + \frac{U_{\min} + \Delta_c/2}{R_1}\right)},$$

где $\Delta_c = U_{\max} - U_{\min}$; $U_{\max}$, $U_{\min}$ – максимальное и минимальное значения напряжения на конденсаторе, соответствующие моменту переключения компаратора (инвертора); $U_{пор}$ – пороговое напряжение инвертора; $R_{зар} = R_2 + R_X$ – эквивалентное сопротивление цепи заряда конденсатора C. Требуемое значение порогового напряжения $U_{пор}$ устанавливается путем подбора опорного напряжения на входе исследуемой схемы.

Частота следования импульсов $f = 1/(t_{имп} + t_{инт})$ является функцией от R_X. На рис. 2 представлена зависимость частоты импульсов экономичного ИГЗМ от сопротивления ОИ.

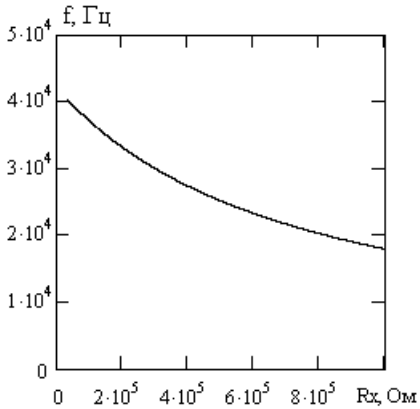


Рис. 2 – Зависимость частоты импульсов воздействия на ОИ от R_X

Как следует из рис. 2, крутизна изменения частоты следования импульсов в зависимости от R_X позволяет с заданной погрешностью определить искомое значение сопротивления исследуемого объекта. Наименьшая скорость изменения частоты составляет 10*Гц/кОм*, что позволяет определить сопротивление R_X с погрешностью не хуже 1%.

В моменты воздействия импульсов в R_X выделяется мгновенная

мощность

$$p = i_0^2 \cdot R_X ,$$

где $i_0 = \dfrac{E_n - U_{\min}}{R_{зар}}$ – ток, протекающий через ОИ; E_n – напряжение источника питания.

Среднюю за период мощность, рассеиваемую в объекте исследования, с учетом скважности импульсов $Q = (t_{имп} + t_{инт})/t_{имп}$, можно определить как

$$P_{ср} = \frac{P}{Q} = \frac{i_0^2 \cdot R_X}{Q} .$$

На рис. 3 представлена зависимость средней мощности воздействия на ОИ от его сопротивления R_x.

Как следует из рис. 3 зависимость средней мощности от сопротивления R_X имеет нелинейный характер и меньшая нелинейность наблюдается в интервале сопротивления от 10^5 до 10^6 *Ом*. Требуемое постоянство рассеиваемой в ОИ мощности с заданной погрешностью можно достичь путем разбивки полного диапазона возможных значений сопротивления ОИ на поддиапазоны. Выберем шаг разбиения 100 *кОм*.

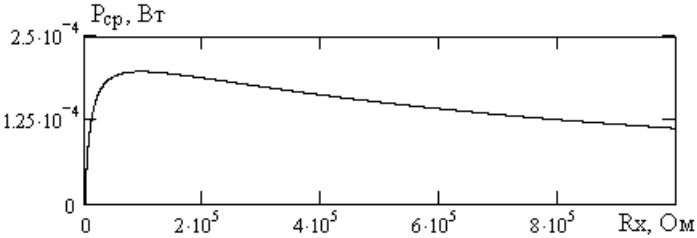


Рис. 3 – Зависимость средней мощности, рассеиваемой в ОИ от R_X

Табл. 1

R_x, кОм	$t_{имп}$, мкс	f, кГц	$P_{ср}$, 10^{-4} Вт	$\pm\Delta P_{ср}$, 10^{-6} Вт	$\pm\delta$, %
100÷200	3,529÷6,737	37,00÷33,07	1,925	4,792	2,429
200÷300	6,737÷9,945	33,07÷29,90	1,812	6,507	3,467
300÷400	9,945÷13,15	29,90÷27,28	1,686	6,121	3,504
400÷500	13,15÷16,36	27,28÷25,09	1,570	5,478	3,372
500÷600	16,36÷19,57	25,09÷23,22	1,466	4,855	3,205
600÷700	19,57÷22,78	23,22÷21,61	1,375	4,305	3,037
700÷800	22,78÷25,99	21,61÷20,21	1,293	3,832	2,877

800÷900	25,99÷29,19	20,21÷18,98	1,221	3,426	2,730
900÷1000	29,19÷32,40	18,98÷17,89	1,156	3,079	2,595

Как видно из табл. 1, для каждого поддиапазона сопротивлений, постоянство средней рассеиваемой мощности поддерживается с погрешностью, не превышающей 4%. Уменьшения погрешностей можно добиться путем сужения поддиапазонов сопротивлений. Очевидно, что увеличение количества поддиапазонов приводит к возрастанию объема перерабатываемой информации, с одной стороны, с другой – к повышению точности поддерживаемой мощности ИГЗМ.

В данной работе авторами выбран диапазон мощностей, при котором сохраняется диагностическая ценность получаемой информации с одной стороны, и обеспечивается наиболее экономичный режим работы ИГЗМ – с другой. Последний фактор является весьма актуальным при разработке экономичных устройств индивидуального пользования с автономным питанием.

Сопротивление объекта исследования и значение мощности, рассеиваемой в нем, оценивается контрольно-измерительным устройством (КИУ) по таким параметрам импульсной последовательности, как длительность и частота импульсов. Обработанная КИУ информация поступает на блок сбора информации (БСИ). БСИ служит в качестве терминала и позволяет отслеживать основные показатели (параметры) ОИ на расстоянии. Он посредством радио или телефонного канала связи осуществляет соединение с верхним уровнем системы, в частности компьютером, для отображения информации об исследуемом объекте.

Практический интерес представляет терминал, совмещенный с мобильным телефоном. В случае подключения терминала к мобильному телефону обеспечивается прямой доступ к системе, выполняющей сбор и анализ полученной информации об объектах исследования, т.е. осуществляется интерактивное соединение. Организацию связи можно реализовать также на оборудовании GPS (*Global Position System* – глобальная система определения местонахождения). Такая система может, например, использоваться для дистанционного контроля функционального состояния организма человека, например частоты сердечных сокращений, давления и т.д.

Когда прямой доступ к главной системе невозможен или необязателен, накопление информации может осуществляется на флэш-картах, вместимость цифровой информации которых достигает десятки и сотни Гбайт. Данные, накопленные в памяти терминала, могут передаваться при необходимости из определенной станции (подвиж-

ная станция или мобильный телефон).

Для подтверждения теоретических положений, взятых за основу при проектировании измерительного генератора заданной мощности, и справедливости при анализе допущений были проведены экспериментальные исследования. Форму сигнала и значение напряжения на нагрузке наблюдали и фиксировали с помощью осциллографа. Диапазон сопротивлений нагрузок был разбит на два поддиапазона 10 – 100 кОм и 100 кОм – 1 МОм. В первом случае шаг изменения сопротивления нагрузки генератора мощности составлял 2 кОм, во втором случае – 10 кОм.

Так как реальные объекты исследования обладают кроме активной, также емкостной составляющей, был выполнен ряд экспериментов с нагрузкой активно-емкостного характера. В экспериментальных исследованиях емкостная нагрузка (10-200 пФ) подсоединялась параллельно активному сопротивлению.

В ходе эксперимента было выяснено, что влияние емкостной составляющей проявляется в сглаживании фронтов импульсов. Этот факт визуально был зарегистрирован с помощью осциллографа, но количественно оценить не удалось, т.к. изменения были весьма незначительные.

Таким образом, полученные результаты теоретического и экспериментального исследования экономичного ИГЗМ позволяет сделать следующие выводы относительно его практического применения. Во-первых, предложенная схема ИГЗМ позволяет получать измерительную информацию о параметрах и свойствах теплозависимых или нелинейных объектов с малой погрешностью поддержания мощности воздействия. Во-вторых, для повышения точности ИГЗМ следует увеличить количество поддиапазонов исследования ОИ. В-третьих, преимущества, получаемые при реализации рассмотренной схемы экономичного ИГЗМ, заключаются в повышении оперативности проведения исследовательского процесса и возможности диагностирования при отсутствии стационарной электрической сети, т.е. в "полевых" условиях, что существенно расширяет границы применения ИГЗМ.

Библиографический список

1. Кореневский Н.А., Попечителев Е.П., Филист С.А. Проектирование электронной медицинской аппаратуры для диагностики и лечебных воздействий: Монография. – Курск: Курская городская типография, 1999. – 537с.
2. Гусев В.Г. Получение информации о параметрах и характеристиках организма и физические методы воздействия на него:

Учебное пособие. – М.: Машиностроение, 2004. – 597с.
3. Орлов А.В., Галиев А.Л. Экономичный формирователь двуполярных импульсов постоянной мощности и энергии //Приборы и системы. Управление, контроль, диагностика. – 2009. –№11. – С. 53-55.

ИСПОЛЬЗОВАНИЕ МИКРОКОНТРОЛЛЕРОВ СЕМЕЙСТВА PIC24 ФИРМЫ MICROCHIP В ЗАДАЧАХ ПЕРВИЧНОЙ ОБРАБОТКИ БИОСИГНАЛОВ

П.А. Блинов
Рязанский государственный радиотехнический университет

Сегодня для анализа и обработки биосигналов часто прибегают к использованию современной электронной базы, а именно микроконтроллеров. Хороший выбор, как по ценовому, так и по функциональному диапазону предоставляет фирма Microchip со своим широко известным семейством PIC контроллеров. Из-за широкого обилия вариаций функционала выборподходящего для задач обработки биосигналов микроконтроллера становится затруднительным.

В случае многоканальной обработки биосигналов, например при 12-ти канальном отведении электрокардиосигнала (ЭКС), наилучшим выбором будет семейство микроконтроллеров PIC24FV32KA301, которые имеют в своем составе 12-канальный аналого-цифровой преобразователь (АЦП). Семейство микроконтроллеров PIC24FV32KA302 наилучшим образом подойдут при одновременном съеме ЭКС и дыхания, так как имеют в своем составе тринадцатиканальный АЦП. В случае небольших требований к памяти программ (Flash program memory) можно использовать аналогичные контроллеры - PIC24FV16KA301 и PIC24FV16KA302.

Серии PIC24Exxxxxxxx и PIC24Fxxxxxxxx имеют в своем составе USB интерфейс, что делает их использование более гибким совместно с персональными компьютерами.

Можно выделить следующие основные особенности семейства контроллеров PIC24: выполнение команды за 2 такта генератора; гарантированное время отклика на прерывание – 5 командных тактов; доступ к памяти (в том числе инструкции чтения-модификации-записи) за 1 командный такт; аппаратный умножитель; аппаратный делитель 32/16 и 16/16 чисел (17 командных тактов); диапазон питающих напряжений 2.0…3.6В (что особенно актуально при проектирова-

нии медицинских приборов питающихся от USB); внутрисхемное и само- программирование; встроенный генератор с PLL; расширенная периферия; ток портов ввода/вывода общего назначения – 18 мА; порты толерантны к устройствам с 5 В питанием.

При необходимости предварительной цифровой обработки биосигналов компания Microchip предлагает семейство 16-ти разрядных Flash микроконтроллеров с поддержкой команд цифровой обработки сигналов dsPIC30F. Высокое быстродействие в 30 MIPS (миллионов операций в секунду) и эффективная система команд позволяет использовать контроллеры в сложных системах реального времени, например кардиологии. Ядро dsPIC30F построено по 16-ти разрядной модифицированной Гарвардской архитектуре с расширенной системой команд, включающей команды поддержки цифровой обработки сигналов (DSP). Процессорное ядро имеет 24-битные команды, которые выполняются за один машинный цикл (4 периода тактовой частоты), за исключением команд деления, переходов, команд пересылки данных из регистра в регистр и табличных команд. Программный счетчик позволяет адресовать до 4М программной памяти (4М*24бит).

Ядро поддерживает программные циклы DO и REPEAT, не требующие дополнительного расхода памяти программ.

Массив рабочих регистров состоит из 16 регистров, каждый из которых может выступать как данные, адрес или смещение адреса. Один рабочий регистр выступает как программный указатель стека для прерываний и вызовов подпрограмм.

Система команд ядра dsPIC30F имеет два класса команд: микроконтроллерные инструкции и команды цифровой обработки сигналов (DSP). Оба этих класса равноправно интегрированы в архитектуру контроллера и обрабатываются одним ядром.

В контроллерах dsPIC поддерживаются различные типы адресации, и система команд оптимизирована для получения максимальной эффективности при программировании на языке высокого уровня Си.

Память данных контроллеров dsPIC может адресоваться как 32К слов (64К байт) и разбита на два блока, обозначаемых как X и Y память данных. Каждый блок памяти данных имеет свой собственный независимый модуль генерации адресов (Address Generation Unit – AGU). X-AGU поддерживает бит-реверсивную адресацию для упрощения ввода или переупорядочение выходных данных для построения алгоритмов дискретного быстрого преобразования Фурье (FFT).

Микроконтроллерные команды могут работать только с X-областью памяти, доступ к которой осуществляется как к одному линейному адресному пространству. Инструкции из класса DSP работа-

ют с обеими X и Y областями памяти и поддерживают доступ к двум операндам из разных областей памяти. Для большинства инструкций dsPIC возможно одновременное (за один цикл) чтение инструкции, обращение к данным в памяти, к рабочему регистру и запись результата в память. Таким образом dsPIC поддерживает 3-х операндные команды, позволяя выполнить команды типа A+B=C за один машинный цикл.

Ядро DSP контроллера имеет 40-разрядное АЛУ и поддерживает команды умножения 17*17 за один цикл, имеет два 40-битных аккумулятора.

Следующее поколение 16-битных микроконтроллеров с ядром ЦОС является развитием семейства dsPIC30F. Если о PIC24F можно говорить как об усеченном доработанном варианте dsPIC30F (без ядра ЦОС, с трехвольтовым питанием и переработанным конвейером), то PIC24H – это усеченный вариант dsPIC33F.

Ядро dsPIC33F полностью аналогично ядру dsPIC30F, за исключением того, что в dsPIC33F команда выполняется за два такта генератора. Семейства полностью совместимы по набору инструкций, программной модели и способам адресации, что позволяет использовать библиотеки и исходные коды программ, написанные для dsPIC30F. Следует заметить, что новые 16-битные контроллеры Microchip имеют расширенную по сравнению с dsPIC30F таблицу векторов прерываний, однако это решается путем замены скрипта линкера.

Контроллеры dsPIC33F и PIC24H изготовлены по одной технологии, что определяет похожие характеристики – диапазон напряжений питания – 3,0…3,6 В, максимальная производительность 40 MIPS при тактовой частоте 80 МГц. Количество циклов перепрограммирования программной FLASH памяти ~1000 раз.

Контроллеры семейства dsPIC33 могут включать следующие периферийные модули: до девяти 16-битных таймеров общего назначения (аналогично PIC24H); до восьми модулей захвата (аналогично PIC24H); до восьми 16-битных модулей сравнения / генерации ШИМ. Модули ШИМ в семействе dsPIC33F, предназначенном для управления двигателями гибкой настройкой параметра dead-time и аппаратным детектором аварии; модуль квадратурного энкодера со входом для импульса полного оборота; до двух интерфейсов SPI (аналогично PIC24H); до двух модулей I2C™ (аналогично PIC24H); до двух модулей UART с поддержкой спецификации IrDA® и аппаратного управления потоком; до двух расширенных модулей CAN (аналогично PIC24H); стандартный модуль CAN (аналогичный 8-битному семейству); модуль DMA (аналогично PIC24H); модуль DCI, предназначенный

для коммуникации с аудио-кодеками (аналогично dsPIC30F); до двух АЦП с конфигурируемой разрядностью (аналогично PIC24H).

Особо следует отметить переработанную по сравнению с dsPIC30F систему тактирования. dsPIC33F как и семейство PIC24H имеют PLL с дробным коэффициентом умножения (конфигурируемым программно), что позволяет получить сетку частот от 12,5 МГц до 80 МГц с шагом 0,25 МГц при использовании кварцевого резонатора 4 МГц.

Кроме того, контроллеры dsPIC33F и PIC24H имеют два внутренних высокостабильных RC-генератора с частотами 7,3728 МГц и 32,768 кГц.

Отдельный делитель тактовой частоты ядра (модуль DOZE) присутствует во всех новых 16-битных семействах. Он позволяет уменьшить тактовую частоту, подаваемую на ядро независимо от тактовой частоты периферийных модулей, что необходимо для уменьшения потребления в энергоограниченных приложениях.

ТЕХНИЧЕСКАЯ РЕАЛИЗАЦИЯ БИОЛОГИЧЕСКОЙ ОБРАТНОЙ СВЯЗИ В ГЕМОДИАЛИЗЕ

А.А. Хдрян
Научный руководитель – Устюжанин В.А., канд. техн. наук, профессор
Забайкальский государственный университет

Основными функциями здоровой почки человека являются: регуляция содержания воды в организме, удаление шлаков, регуляция электролитного баланса и pH крови. Кроме этого, почка выделяет гормоны, стимулирующие кроветворение, активизирует витамин D и регулирует кровяное давление. Пациентам с необратимо утраченными функциями собственных почек необходимо проведение заместительной почечной терапии для поддержания нормальной жизнедеятельности. Гемодиализ - наиболее распространённый метод заместительной почечной терапии, заключающийся в очищении крови, путём удаления из организма токсических продуктов обмена веществ и нормализации нарушений водного и электролитного балансов [1].

В современной медицине искусственное очищение крови получило всеобщее признание как эффективный метод управления физиологическим состоянием человеческого организма, позволяющий замещать функцию почек и поддерживать удовлетворительное состояние больных. Искусственное очищение крови сегодня успешно и интен-

сивно используется при следующих патологических состояниях: острая почечная недостаточность, хроническая почечная недостаточность, отравления ядами и лекарствами, тяжелые нарушения электролитного состава крови, гипергидратация, а так же для подготовки больных к пересадке почки и в послеоперационный период [2].

Но, не смотря на популярность данного метода, существует ряд осложнений во время гемодиализа. По достижении пациентом сухого веса, скорость, с которой пополняется кровяное русло из окружающих тканей, уменьшается. У некоторых больных увеличение веса в междиализный период невелико или совсем отсутствует [3]. Попытки убрать жидкость у пациента при отсутствии ее избытка ведут к гипотензии как на диализе, так и после него, и сочетаются с судорогами, головокружением и общим недомоганием. С другой стороны, иногда персонал слишком осторожен в попытках удалить жидкость у больных, склонных к гипотензии, и это ведет к перегрузке жидкостью и гипертензии. Поэтому существует необходимость в создании автоматизированной биотехнической системы (БТС) регулирования гемодиализа. Упрощенная схема данной БТС представляет собой замкнутую систему с биологической обратной связью, которая включает систему мониторинга водного баланса и систему управления процессом очистки крови (рис. 1) [4].

Рис.1 - Замкнутая биотехническая система регулирования процессом гемодиализа

В настоящее время существует проблема создания адекватных систем мониторинга. Одним из решением данной проблемы является применение биоимпедансного метода для мониторинга водного баланса организма и исследования основных параметров гемодинамики (ударный объем кровотока, минутный объем кровотока, объем циркулирующей крови) [5].

В основе импедансометрического определения кровотока лежит различие в электропроводности - у плотных тканей этот показатель в 5-10 раз ниже, чем у биологических жидкостей. Следовательно, изменения сопротивления тканей, обусловленные пульсирующим кровото-

ком, могут быть зарегистрированы для расчёта его объема. Данный метод исследования называется реографией.

Полное электрическое сопротивление ткани (импеданс) состоит из двух компонентов. Первый из них – так называемое омическое или активное сопротивление, обусловлено наличием заряженных молекул и количественно характеризуется величиной электропроводности. Второй компонент импеданса называется емкостным (реактивным, поляризационным) сопротивлением и возникает из-за явлений поляризаций на границах различных тканевых структур, являющихся диэлектриками.

Омическое сопротивление тканей в свою очередь, состоит из двух составляющих. Первая, постоянная, определяется фоновым кровенаполнением ткани, тогда как вторая, переменная, отражает его колебания во время сердечного цикла: приток крови снижает сопротивление, отток его увеличивает. Переменная составляющая сравнительно невелика – от 0,05 до 1% общего импеданса ткани. Выделение, усиление, регистрация и анализ переменной компоненты электрического импеданса тканей и составляет сущность метода реографии.

По величине активного сопротивления рассчитывается общее содержание воды в организме (ОВО), высокая удельная проводимость которой обусловлена наличием в ней электролитов [6].

Для практического применения биоимпедансного метода к задачам оценки состава тела существенной является взаимосвязь геометрической формы исследуемого объекта и величины импеданса биологического объекта: величина импеданса пропорциональна длине измеряемого участка тканей и обратно пропорциональна площади его поперечного сечения.

Для однородного изотропного проводника постоянного сечения, поперечные размеры которого много меньше его длины, справедливы следующие соотношения:

$$V = L \times S,$$

$$R = \rho \times L/S,$$

где ρ – удельное электрическое сопротивление, L – длина, S – площадь поперечного сечения, а V – объем проводника. Если выразить S из второго соотношения и подставить в первое, то получим:

$$V = \rho \times L^2/R.$$

Форма человеческого тела – величина постоянная. Определив сопротивление, можно вычислить объем проводника, который, в данном случае и есть ОВО [5].

Существуют два основных типа реографов – биполярный и тетраполярный. Первый из них основан на применении моста Уитстона, в

который включается с помощью двух электродов исследуемая область. Этот метод не позволяет точно измерить базовый импеданс (ошибка может превышать его величину), зато наличие двух электродов дает возможность исследовать практически любой участок. Метод требует очень высокого качества подготовки кожи и наложения электродов, весьма чувствителен к электрохимическим явлениям на электродах [7].

В отличие от него тетраполярный метод, где разделены токовая и измерительная цепи, гораздо проще в реализации, устойчивее к помехам. Здесь на некотором расстоянии от исследуемого участка размещают электроды, через которые пропускают зондирующий ток, образующий равномерное электрическое поле, а по краям исследуемой области ставятся два других электрода, между которыми определяется образующаяся разность потенциалов (напряжение). Теперь по закону Ома легко вычислить сопротивление. Так, при скоплении (застое) крови или иной жидкости в какой-либо области сопротивление последней понижается. Это позволяет заподозрить, например, угрожающий отек легкого, гидроторакс, асцит и отслеживать их динамику. При тетраполярной грудной реографии величина базового импеданса ниже 20 Ом указывает на увеличенное содержание жидкости в грудной клетке [7].

Тетраполярный метод мало требователен к электродам и особенностями их фиксации, его результаты более стабильны, базовый импеданс определяется с удовлетворительной точностью. С помощью тетраполярной реографии можно более точно оценить ударный объем сердца (УО), количество жидкости в изучаемой области и объем циркулирующей крови (ОЦК) для последующего анализа состояния гемодиализного больного.

Поскольку источником пульсирующего потока является сердце, для измерения минутного объёма кровотока (МОК) логично регистрировать реограмму грудной клетки. Метод тетраполярной грудной реографии представляет значительный практический интерес как неинвазивный метод оценки сократительной функции сердца и гемодинамики. Будучи несложным, он может успешно применен совместно с аппаратом искусственная почка как способ длительного контроля или экспресс-оценки функционального состояния сердечно-сосудистой системы.

Для грудной тетраполярной реографии используют 4 электрода: два из которых размещают на шее, а два – в верхней части живота. Внутренние электроды накладываются на основание шеи и на 2 см ниже мечевидного отростка, а наружные – на 2 см выше и ниже внутренних [7].

Удобство этой, так называемой, торакальной реографии ещё и в

том, что форма грудной клетки наиболее близка к цилиндрической, а такое приближение значительно облегчает расчёты.

Также для определения ударного объема крови можно пользоваться методом интегральной реографии по М.И. Тищенко. В данном случае производится тетраполярная регистрация сигнала с использованием четырех токовых и четырех потенциальных электродов размещенных попарно на руках и ногах.

Пропускать переменный ток нельзя из-за образования едких веществ под электродами, потому используется переменный ток. Диапазон частот применяемых при различных методиках реографии – от 30 до 150 кГц. Определение количества жидкости в организме производится путем измерения импеданса одновременно на средних (10-40 кГц) и высоких (200-500 кГц) частотах. Для проведения грудной реографии применяется аппаратура с возможностью выбора частот от 40 до100 кГц.

Сила тока не должна превышать нескольких миллиампер (1-2мА). Напряжение на электродах обычно составляет 1-2 В [7].

В биоимпедансных анализаторах использование зондирующего тока очень низкой, безопасной амплитуды обеспечивает возможность не ограничивать количество и длительность повторных измерений.

Таким образом, применение биоимпедансного исследования позволит определять общее содержание воды в организме пациента и основные параметры гемодинамики, анализ которых необходим для последующей регуляции процесса очистки крови.

В настоящих гемодиализных аппаратах поток крови и диализата осуществляется, как правило, роликовыми (перистальтическими) насосами. Регуляция гемодиализа будет производиться путем изменения скорости работы насосов за счет подачи регулирующих напряжений.

Таким образом, техническая реализация биологической обратной связи (рис. 2) осуществляется за счет применения контроллеров, которые управляют работой насосов в зависимости от изменения параметров сердечно-сосудистой системы (УО, МОК, ОЦК) и водного баланса организма, непрерывно измеряемых биоимпедансным анализатором.

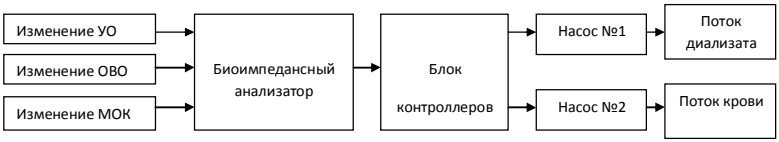


Рис. 2 - Биологическая обратная связь в гемодиализе

В настоящее время выпускается большое количество отечественных и зарубежных биоимпедансометрических систем. Однако многие из них либо не обладают достаточной точностью, либо не обеспечивают возможности раздельного мониторирования объема водных секторов в реальном времени в целом и по секторам, и чаще всего приспособлены для лабораторных либо эпизодических исследований [6].

Биоимпедансный анализ считается перспективным инструментом для оценки объема жидкости тела и показателя гемодинамики. И не смотря на множество существующих разработок, создание высокоточных и адекватных биоимпедансометрических систем для исследований применительно к контингенту нефрологических больных продолжает оставаться одной из главных задач в данном направлении.

Библиографический список

1. Шилов Е.М. Нефрология: Учебное пособие для послевузовского образования. – М.: ГЭОТАР-Медиа, 2007. – 688 с.
2. Стецюк Е.А. Основы гемодиализа. – М.: ГЭОТАР-МЕД, 2001. – 392 с.
3. Руководство по диализу/ Редакторы: Джон Т. Даугирдас, Питер Дж. Блейк, Тодд С. Инг/ Пер. с анг. А.Ю. Денисова, В.Ю. Шило. – Третье издание. – М.: Центр диализа. –Тверь: ООО «Издательство «Триада», 2003. – 742 с.
4. Santoro A, Mancini E, Paolini F, Zucchelli P. Blood volume monitoring and control. Nephrol Dial Transplant 1996; 11: 42–47
5. Мартиросов Э.Г., Николаев Д.В., Руднев С.Г. Технологии и методы определения состава тела человека. - М.: Наука, 2006. 256 с.
6. Тестов А.Л. Биотехническая система оценки количества жидкости в организме и распределения ее по секторам в реальном времени: автореферат диссертации на соискание ученой степени кандидата технических наук. – Томск: Б.и., 2004. – 23 с.
7. Смирнов И.В. Функциональная диагностика. ЭКГ, реография, спирография. / И.В. Смирнов, А.М. Старшов. – М.: Эксмо, 2008. – 224 с.

УСТРОЙСТВО ПОВЫШЕНИЯ УСТОЙЧИВОСТИ СЛУХОВЫХ АППАРАТОВ МЕТОДОМ КОМПАНДИРОВАНИЯ ОГИБАЮЩЕЙ РЕЧЕВОГО СИГНАЛА

А.Ф. Шишкина
Научный руководитель – Галиев А.Л., д-р техн. наук, профессор
Филиал Уфимского государственного авиационного технического университета в г. Стерлитамаке

Несмотря на быстрый научно-технический прогресс, на сегодняшний день остается актуальной проблема повышения устойчивости электроакустических систем в целом и слуховых аппаратов в частности. Об этом свидетельствуют материалы компаний Siemens, Phonak, Исток-Аудио, Widex, ReSound, Behringer, Nady Systems и др., занимающихся разработкой слуховых аппаратов и других электроакустических систем, а также исследования отечественных и зарубежных ученых.

Ключевую роль в деле повышения устойчивости играет устройства, позволяющие подавлять процессы самовозбуждения в электроакустических системах. Одной из основных причин, приводящих к самовозбуждению системы, является наличие акустической обратной связи (*АОС*), которая возникает, когда усиленный звук с электроакустического преобразователя системы через внешнюю среду вновь возвращается на приемник звука. Наличие акустической обратной связи приводит к ухудшению качества звучания речевого сигнала на выходе электроакустической системы и появлению «свистов».

Хотя механизм возникновения АОС достаточно прост, с факторами, приводящими к ее развитию, дело обстоит гораздо сложнее. Передаточная функция, определяемая акустическим трактом обратной связи между электроакустическим преобразователем и приемником звука, нестабильна и постоянно изменяется во времени. Она зависит от акустических свойств помещения, в котором используется электроакустическая система, от состояния внешней среды, от расстояния между динамиком и микрофоном и многих других параметров и не ограничивается одной конкретной частотой. Поэтому в электроакустические системы необходимо включать специальное оборудование, позволяющее оптимизировать восприятие звука, в том числе подавители шума и устройства ослабления АОС.

Вопрос повышения устойчивости особенно остро встает в случае слуховых аппаратов. Во многих случаях неудобства, вызванные АОС, превосходят преимущества от применения слухового аппарата и

оказываются одной из основных причин, по которым слабослышащие люди отказываются от его использования. Между тем, в Российской Федерации только по официальным данным число больных, нуждающихся в слухопротезировании, превышает три миллиона человек.

Главная задача любого устройства подавления акустической обратной связи – нейтрализовать многократное усиление сигнала до того, как его последствия создадут дискомфорт слушателю, и при этом свести к минимуму изменения в звучании речи. Вместе с этим, для слуховых аппаратов требуются высокоэкономичные устройства ослабления АОС, поскольку энергопотребление системы является важным параметром и влияет на срок службы элементов питания.

Одним из возможных методов ослабления акустической обратной связи в слуховых аппаратах является метод компандирования огибающей речевого сигнала.

В [1] было установлено, что значительная часть информации, которую несет речевой сигнал, повторяется как в спектре огибающей, так и в спектре мгновенной частоты. Дублируется, прежде всего, информация о величинах естественных модулирующих частот речевого сигнала, а данные о значении несущей частоты речевого сигнала и ее изменениях не содержаться в спектре огибающей. Благодаря повторению информации возможно сжатие речевого сигнала без особой потери данных.

По результатам исследований, проведенных в [1] для русского языка, мгновенная частота передает преимущественно информацию о согласных звуках, а огибающая речевого сигнала – о гласных звуках. Поэтому за передачу семантической информации отвечает в большей степени мгновенная частота (косинус фазы) речевого сигнала, а огибающая отвечает за качество речи.

Основы модуляционной теории позволяют представить любой звуковой сигнал $s(t)$ в виде процесса, одновременно модулированного и по частоте, и по амплитуде. Иначе говоря, звуковой сигнал можно представить в виде произведения амплитудно-модулирующей функции $S(t)$, которая является огибающей сигнала, и частотно-модулированной функции $\cos\varphi(t)$ - косинуса фазы сигнала:

$$s(t) = S(t)\cos\varphi(t) = S(t)\cos\int_0^t \omega(t)dt\ ,$$

где $\varphi(t)$ – текущая фаза сигнала, $\omega(t)$ – мгновенная частота сигнала. Данное выражение подтверждает утверждение о том, что возможно выделение огибающей речевого сигнала.

На основании одного из частных критериев устойчивости электроакустических систем, сформулированных в [2], можно утверждать,

что огибающая сигнала в случае самовозбуждения электроакустической системы содержит только постоянную составляющую и не содержит переменной составляющей.

На основе вышесказанного было разработано устройство ослабления акустической обратной связи методом компандирования огибающей речевого сигнала, идея организации которого заключается в том, что пока есть переменные составляющие огибающей сигнала, коэффициент усиления усилителя определяется амплитудой этой составляющей, а во время самовозбуждения, когда огибающая сигнала имеет только постоянную составляющую, коэффициент усиления усилителя уменьшается до минимально возможного значения.

Структурная схема разработанного устройства ослабления акустической обратной связи приведена на рис. 1. В схеме введены условные обозначения: ВД – входной делитель; К – компрессор; Э - экспандер; УМ - усилитель мощности; ФО, ДО, УВО, УО, ВО, ФВО – соответственно фильтр, детектор, устройство выделения переменной составляющей, усилитель, выпрямитель и фильтр выпрямителя сигнала огибающей; СВПС – схема восстановления постоянной составляющей.

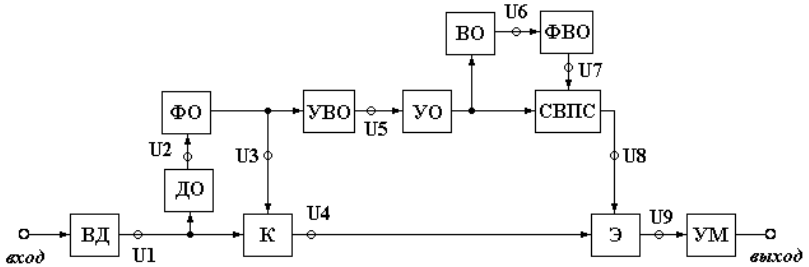


Рис. 1 – Структурная схема устройства ослабления акустической обратной связи методом компандирования огибающей речевого сигнала

С выходного делителя ВД сигнал *U1* поступает на входы амплитудного компрессора К и детектора огибающей ДО. С входа детектора сигнал идет на вход фильтра огибающей, после которого поступает на компрессор и на устройство выделения переменной составляющей огибающей УВО.

Компрессором в этой схеме является управляемый электронный аттенюатор (устройство, предназначенное для снижения уровня сигналов, обеспечивающее фиксированное или регулируемое затухание),

коэффициент передачи которого обратно пропорционален амплитуде огибающей. Сигнал с большей амплитудой усиливается в меньшей степени, а сигнал с меньшей амплитудой – в большей. Звуковой сигнал на выходе компрессора практически не имеет переменной составляющей огибающей.

Переменная составляющая огибающей усиливается в УО и подается на выпрямитель сигнала огибающей ВО и СВПС. На выходе СВПС формируется напряжение, которое управляет экспандером. Используемый экспандер имеет характеристику, обратную характеристике компрессора, поэтому чем больше управляющие напряжение, тем больше коэффициент его передачи. Благодаря этому на выходе экспандера получается восстановленный речевой сигнал, близкий к исходному.

Экспериментальные данные и результаты компьютерного моделирования позволяют определить среднее значение частоты огибающей сигнала $\Omega_{ог} \approx 5 - 20$ Гц. В этом случае максимальный сдвиг фазы огибающей:

$$\Delta\varphi_{ог\ max} = \Omega_{ог} \cdot t = \Omega_{ог} \cdot t_m = (5 - 20) \cdot t_m.$$

Смещение огибающей во времени не превышает одного-двух периодов частоты речевого сигнала, поэтому из схемы можно исключить устройство задержки в канале передачи основной частоты сигнала. Согласно закону Гельмгольца слух человека реагирует только на амплитуды и частоты составляющих сложного колебания, а фаза колебания не влияет существенным образом на восприятие звука человеком. Поэтому небольшой сдвиг, вызванный смещением огибающей во времени, практически не оказывает влияния на разборчивость и качество речевого сигнала. Влияние соотношений фаз на восприятии речи человеком анализируется в большом количестве источников, в которых показывается справедливость для речевого сигнала общего закона о невосприимчивости слуха к фазе. Тем не менее, фазовые соотношения между составляющими речевого колебания, как и в случае других сигналов, сказываются на звучании синтезированной речи – возможно появление нелинейных искажений в тракте слухового восприятия.

Электроакустическая система, в которой реализована описанная выше схема ослабления акустической обратной связи, обладает большей устойчивостью, поскольку при первых признаках самовозбуждения в системе коэффициент усиления усилителя уменьшается практически до нуля и процессы возбуждения гаснут. Время срабатывания устройства ослабления АОС определяется переходными процессами и характеристиками цепей выделения переменной составляющей огибающей. Пользователь слухового аппарата, в котором будет приме-

няться разработанная схема, сможет лишь определить начало самовозбуждения по короткому сигналу, схожему с сигналом «точного» времени. Другие неприятные явления, связанные с процессами самовозбуждения, будут устранены.

Как показали экспериментальные исследования, устройство ослабления акустической обратной связи методом компандирования огибающей речевого сигнала позволяет получить выигрыш в усилении сигнала по мощности до 10 дБ.

Библиографический список

1. Маркин Д.Н. Разработка метода и технических средств компандирования спектров речевых сигналов: Дисс. канд. техн. наук: 05.11.18. – Защищена в Санкт-Петербургском государственном университете кино и телевидения в 2008 году.
2. Галиев А.Л., Галиева Р.Г., Шишкина А.Ф. Концептуальные вопросы обеспечения устойчивости электроакустических систем // Материалы 7-й международной научно-практической конференции «Актуальные достижения европейской науки – 2011». Том 42. Технологии. – София: Бял ГРАД-БГ, 2011. – 64 с. – С. 46-50.

ПРОГРАММНОЕ УПРАВЛЕНИЕ МОЩНОСТЬЮ В ИЗМЕРИТЕЛЬНЫХ ГЕНЕРАТОРАХ С КОЛЕБАТЕЛЬНЫМ КОНТУРОМ

Н.И. Юмагулов
Научный руководитель – Галиев А.Л., д-р техн. наук, профессор
Бирская государственная социально-педагогическая академия

На сегодняшний день среди большого числа решаемых задач большое внимание уделяется развитию средств измерений, контроля и управления как источника объективной и воспроизводимой информации о величинах, характеризующих качество производственных процессов, состояние и свойства объектов исследования (ОИ).

Зачастую оценку состояния ОИ осуществляют через электрофизические параметры (ЭП), как наиболее удобные для измерения, передачи и воспроизведения. Общепринятые методы оценки ЭП состоят в том, что в ОИ вводится электрическая энергия в виде заданного значения электрического тока или напряжения. Однако при исследовании теплозависимых объектов введение электрической энергии вызывает

изменение их термодинамического состояния, проявляющееся в изменении их формы, структуры и ЭП. В свою очередь, изменение ЭП приводит к изменению величины протекающего через него тока или напряженности приложенного электрического поля и, соответственно, рассеиваемой в нем электрической энергии. Неопределенность вносимого возмущения, вызванная нелинейной зависимостью изменения ЭП ОИ от приложенной электрической энергии, отражает существенный недостаток общепринятых методов измерения, выраженный плохой воспроизводимостью полученных результатов измерения и невозможностью их интерпретации.

Для получения однозначных и воспроизводимых результатов при исследовании теплозависимых объектов в работах [1, 2, 3] предложено использовать измерительные генераторы заданной мощности (ИГЗМ), обеспечивающие постоянство вносимого возмущения и определенность термодинамического состояния ОИ. Наиболее перспективным направлением технической реализации измерительных генераторов, обеспечивающих стабильность заданной мощности, выступают системы с программным управлением и цифровой обработкой данных, увеличивающие производительность, надежность, уменьшение габаритов и массы.

На рис. 1 приведена структурная схема одного из вариантов построения программно-управляемого ИГЗМ, где стабильность заданной мощности обеспечивается за счет использования колебательного контура и цепи обратной связи, включающая в себя логическую схему управления.

В состав устройства (рис. 1) входит генератор переменного напряжения (*ГПН*), логическая схема управления (*ЛСУ*), осуществляющая обработку, вычисление и коррекцию мощности, катушка индуктивности L, конденсатор C, образующие колебательный контур, преобразователь напряжения (*ПН*) цепи обратной связи, сопротивление исследуемого объекта R_x, суммарное сопротивление потерь контура R_1.

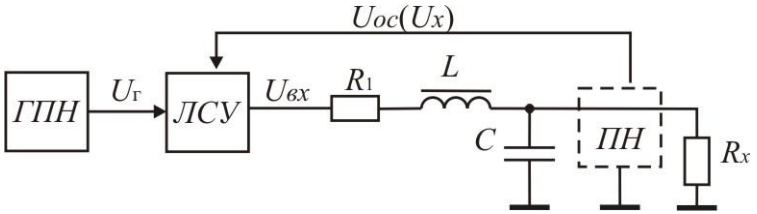


Рис. 1 - Упрощенная структурная схема программно-управляемого ИГЗМ с колебательным контуром

Стабильность заданной мощности обеспечивается логической схемой управления путем регулировки напряжения *ГПН* по алгоритму, соответствующему величине напряжения обратной связи, так как выходное напряжение *ЛСУ* поступает на колебательный контур, то мощность, рассеиваемая в нагрузке контура, будет также меняться по закону, заданному алгоритмом управления.

Точность поддерживания значения заданной мощности в основном определяется погрешностью преобразования *ПН*, а также способом его подключения в схеме. При использовании *ПН* с небольшим внутренним сопротивлением снижается помехоустойчивость всей измерительной системы. Калибровку прибора, т.е. коррекцию мощности, можно производить путем подстройки значения сопротивления потерь.

Данный метод повышения стабильности мощности (напряжения) широко применяется в различных системах автоматической регулировки, управления, контроля и измерения, когда диапазон значений измеряемой величины не превышает 40-50 дБ. В противном случае требуется разбиение всего диапазона на поддиапазоны, что несколько усложняет систему, и в результате снижается ее устойчивость и надежность.

В ИГЗМ с колебательным контуром важную роль в обеспечении стабильности рассеиваемой в нагрузке мощности играет форма, управляемость и стабильность частоты колебаний. Очевидно, что путем изменения частоты можно управлять значимыми метрологическими параметрами измерительного устройства, такими как мощность, стабильность мощности, напряжение и др. Генераторы с подобными параметрами весьма сложные и требуют большого объема элементной базы.

На рис. 2 предложена функциональная схема одного из вариантов синусоидального ИГЗМ с цифровым управлением, в котором используется цифровой метод синтеза синусоидального напряжения [4].

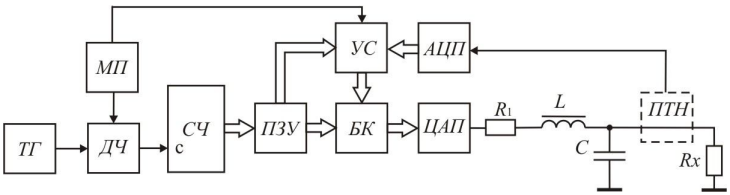


Рис. 2 - Структурная схема ИГЗМ с цифровым методом синтеза напряжения

С задающего тактового генератора (*ТГ*) последовательность импульсов поступает на делитель частоты (*ДЧ*) с переменным коэффициентом деления, значение которого задается внешней схемой управления микропроцессором (*МП*). С выхода делителя частоты импульсы поступают на двоичный счетчик (*СЧ*), который формирует адрес для постоянного запоминающего устройства (*ПЗУ*), содержащего таблицу функции sin или cos. К выходу блока коррекции (*БК*) подключен цифро-аналоговый преобразователь (*ЦАП*), который формирует синусоидальное напряжение, подаваемое на колебательный контур. Сопротивление объекта исследования R_x играет роль нагрузки контура. *АЦП* осуществляет преобразование напряжения, пропорционального протекающему в цепи нагрузки току, в цифровой код, который сравнивается устройством сравнения (*УС*) с кодовой комбинацией напряжения, поступающего с выхода *ПЗУ*. В результате *УС* вырабатывает код заданной мощности, управляющий блоком коррекции. На выходе *БК* устанавливается напряжение, обеспечивающее постоянство заданной мощности.

Для установки верхней границы частоты в данном случае потребуется кварцевый генератор с высокой опорной частотой [4]. Например, для получения шага перестройки 1 Гц на частоте 20 кГц при разрядности адреса *ПЗУ* равной 12, необходимо иметь опорную частоту генератора более 1,5 ГГц. В ряде случаев, требующих на выходе фильтрации выходного синусоидального напряжения, изменение выходной частоты будет сопровождаться изменением частоты дискретизации:

$$f_{дс} = 2^n f_{вых},$$

где $f_{дс}$ – частота дискретизации, $f_{вых}$ – выходная частота, n – разрядность адреса шины. При этом колебательный контур, используемый на выходе *ЦАП*, должен иметь переменную частоту среза, что затрудняет практическую реализацию данной схемы.

Более совершенный принцип реализации [3, 4, 5] синусоидального сигнала для ИГЗМ с колебательным контуром можно реализовать с помощью генератора синусоидальных сигналов с накоплением фазы (рис. 3).

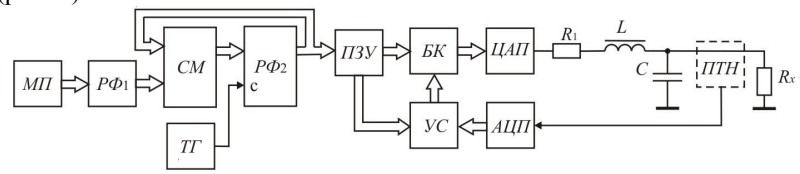


Рис. 3 - Структурная схема ИГЗМ с накоплением фазы

В структурной схеме ИГЗМ, представленной на рис. 3, определение значений функции sin или cos осуществляется через вычисление мгновенных значений фазы, которые в дальнейшем при помощи таблиц, записанных в *ПЗУ*, преобразовываются в значения напряжений. Изменение частоты выходного сигнала $f_{вых}$ осуществляется микропроцессорным устройством управления путем изменения величины приращения фазы, хранящейся в регистре фазы (*РФ*1):

$$f_{вых} = \Delta\varphi \frac{f_{дс}}{2\pi}.$$

При каждом последующем такте содержимое *РФ*1 складывается сумматором (*СМ*) с предыдущей величиной фазы, хранящейся во втором регистре фазы (*РФ*2). В этом случае верхнее значение опорной частоты тактового генератора (*ТГ*) существенно ниже значения частоты, используемой в схеме (рис. 2) генератора с цифровым синтезом напряжения. В остальном принцип работы и назначение остальных узлов данного генератора такие же, как в генераторе, приведенном на рис. 2.

В измерительных генераторах с цифровым управлением входная и выходная части выполняются на аналоговых элементах, а обработка, вычисление и коррекция мощности осуществляется в цифровом виде, что позволяет получить высокие метрологические характеристики. Однако потребление мощности в целом для данных устройств за счет устройств сопряжения (*ЦАП*, *АЦП* и т.д.), обеспечивающих программное функционирование системы, повышается. Достоинством рассмотренных структур построения ИГЗМ является высокая точность поддержания заданной мощности.

Библиографический список

1. Гусев В.Г., Демин А.Ю. Измерительные генераторы малой заданной электрической мощности (для медико-биологических цепей) // Вестник УГАТУ. 2005. Т. 6, №1 (12). С. 88-94.
2. Гусев В.Г., Демин А.Ю., Мирина Т.В. Получение информации о состоянии и параметрах сложных теплозависимых объектов // Датчики и системы. 2009. №8. С. 66-71.
3. Гусев В.Г., Мирина Т.В. Методы построения точных электронных устройств: учебное пособие/ В.Г. Гусев, Т.В. Мирина. Уфа: Уфимский государственный авиационный технический университет, 2008. 236 с.
4. Леонид Ридико. Низкочастотный генератор синусоидального сигнала с шагом сетки 0,01 Гц //Схемотехника. №2. февраль. 2004. С. 10.

5. Морозевич А.Н., Трибуховский Б.Б., Дмитриев А.Н. Гармонические сигналы в цифровых системах контроля и испытаний. Минск: Наука и техника, 1990. 142 с.

СРЕДСТВА ПОДАВЛЕНИЯ ВЛИЯНИЯ АДДИТИВНЫХ ПОМЕХ НА ЭЛЕКТРОКАРДИОСИГНАЛ НА ОСНОВЕ ФИЛЬТРАЦИИ

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

При автоматическом исследовании параметров электрокардиосигнала одной из важнейших операций предварительной обработки является устранение действующих на него низкочастотных аддитивных помех. Типовыми аддитивными помехами, действующими на электрокардиосигнал (ЭКС), являются дрейф изоэлектрической линии и наводка от промышленной сети питания.

Существующие средства устранения данных помех имеют ряд значительных недостатков, связанных с искажением информативных параметров элементов ЭКС. В связи с недостатками существующих средств устранения аддитивных низкочастотных помех предложены новые средства, основанные на выделении отсчетов ЭКС на ТР-сегменте.

Поскольку ТР-сегмент соответствует электрической диастоле сердца и при отсутствии помех лежит на нулевой линии, то если на электрокардиосигнал действует аддитивная помеха, на отрезке ЭКС между зубцами Т и Р присутствует только сигнал этой помехи. Таким образом, отсчеты электрокардиосигнала, взятые на ТР-сегменте, будут являться дискретными отсчетами действующих на него помех.

Для устранения дрейфа изолинии на ТР-сегменте выделяются отсчеты ЭКС, которые в данном случае являются дискретными отсчетами сигнала дрейфа изолинии и представляют собой модулированные по амплитуде прямоугольные импульсы, следующие с частотой сердечных сокращений. Для этого используется блок выделения отсчетов ЭКС на ТР-сегменте, который может быть выполнен в виде устройства [1].

Структурная схема устройства для реализации предложенного способа представлена на рис. 1 [2].

Исходный непрерывный сигнал может быть восстановлен, если

дискретные отсчеты этого сигнала, пропустить через фильтр нижних частот (ФНЧ) с полосой частот пропускания, определяемой шириной частотного спектра непрерывного сигнала. На выходе фильтра при этом выделяется полезная составляющая, которая в данном случае является сигналом помехи.

Рис. 1 – Структурная схема устройства устранения дрейфа изолинии

Выходной сигнал фильтра оказывается ослабленным. Последующим усилением можно довести этот сигнал до уровня исходного непрерывного сигнала. Другим, более удобным для практической реализации, способом является предварительное преобразование дискретных отсчетов сигнала к виду с амплитудно-импульсной модуляцией 2-го рода (АИМ-2). В данном случае амплитуда полезной составляющей в спектре сигнала практически равна амплитуде исходного сигнала и не требует последующего дополнительного усиления сигнала. Для реализации данной процедуры используется блок запоминания амплитуды отсчета до наступления следующего.

Полученный сигнал подается на фильтр нижних частот. Для исключения искажений, связанных с нелинейностью фазо-частотной характеристики ФНЧ, необходимо применять фильтры с конечной импульсной характеристикой, то есть нерекурсивные фильтры, поскольку они имеет линейную фазо-частотную характеристику. Кроме того, для таких фильтров время задержки однозначно определяется длительностью импульсной характеристики фильтра и равно половине этой длительности.

Фильтрация полученного сигнала позволяет получить восстановленный сигнал дрейфа изолинии с амплитудой практически равной амплитуде исходного непрерывного сигнала без дополнительного усиления.

При фильтрации сигнала происходит его задержка, поэтому исходный сигнал также необходимо задержать на время, равное времени запаздывания фильтра. Для этого используется блок задержки. С помощью вычитающего блока из исходной задержанной смеси ЭКС и сигнала помехи производится вычитание выделенного сигнала дрейфа

изолинии, что позволяет устранить последний, освободив от его влияния электрокардиосигнал.

Для устранения аддитивной помехи от промышленной сети на ТР-сегменте электрокардиосигнала в каждом цикле сердечных сокращений выделяется участок, длительность которого пропорциональна периоду сетевой помехи. Для этого исходный сигнал смеси ЭКС с помехой подается на блок выделения отсчетов ЭКС на ТР-сегменте [1]. На выделенных участках формируется последовательность пачек импульсов с амплитудной манипуляцией, заполненных сигналом с частотой промышленной сети. В спектре данной последовательности присутствуют частота сигнала заполнения прямоугольных импульсов, в данном случае это частота сигнала промышленной сети 50 Гц, и боковые составляющие, образованные спектральными составляющими модулирующих прямоугольных импульсов длительностью τ.

Структурная схема устройства для реализации предложенного способа представлена на рис. 2 [3].

Сформированную последовательность отсчетов подают на полосовой фильтр с центральной частотой, равной частоте промышленной сети. При прохождении сформированной последовательности отсчетов ЭКС через полосовой фильтр на выходе фильтра выделится только сигнал помехи 50 Гц, так как в спектре фильтруемой последовательности отсутствуют составляющие ЭКС, поскольку на ТР-сегменте ЭКС имеет, как было отмечено выше, нулевое значение.

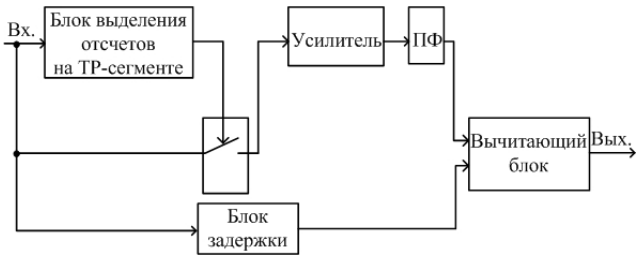


Рис. 2 – Структурная схема устройства устранения наводки от промышленной сети питания

После фильтрации амплитуда восстановленного сигнала меньше амплитуды исходного сигнала помехи, поэтому сигнал выделенной помехи необходимо усилить и после усиления вычесть из предварительно задержанного исходного сигнала смеси ЭКС с помехой, для чего используется блок задержки. Вычитание выделенного и усиленного сигнала промышленной частоты из исходной задержанной смеси ЭКС и сигнала помехи существенно ослабляет влияние последнего на

электрокардиосигнал.

Предложенные средства позволяют устранить типовые аддитивные помехи, действующие на электрокардиосигнал, с минимальными искажениями информативных параметров.

Библиографический список

1. Патент РФ № 2237432, A61B5/02. Устройство для выделения начала кардиоцикла / О. А. Зуйкова, А. А. Михеев // Открытия. Изобретения. 2004. №28.
2. Патент РФ № 2436502. Способ устранения дрейфа изоэлектрической линии электрокардиосигнала / О. В. Мельник, А. А. Михеев, Н. С. Штрунова // Изобретения. Полезные модели. 2011. № 25.
3. Патент РФ № 2428107, A61B5/0402. Способ подавления влияния аддитивной помехи на электрокардиосигнал и устройство для его осуществления / О. В. Мельник, А. А. Михеев, Н. С. Штрунова // Изобретения. Полезные модели. 2011. № 35.

СПОСОБ ВЫДЕЛЕНИЯ ТР-СЕГМЕНТОВ ЭЛЕКТРОКАРДИОСИГНАЛА

П.Л. Шувалов
Научный руководитель – Мельник О.В., канд. техн. наук, доцент
Рязанский государственный радиотехнический университет

Интенсивно развивающаяся область электрокардиографии предъявляет все больше требований к точности, быстродействию и устойчивости процессов предварительной обработки и анализа электрокардиосигнала. Распространение автоматизированных диагностических устройств поднимает эти требования на качественно новый, более высокий, уровень.

Основным направлением деятельности в данной области является создание новых и совершенствование уже существующих способов и устройств предварительной обработки сигнала. В качестве наглядного примера результативности подобной работы можно считать разработку способов предварительной обработки электрокардиосигнала (ЭКС) на основе отсчетов последнего, взятых на ТР-сегменте.

Таким образом, актуальна задача выделения ТР-сегмента ЭКС. Анализ литературных источников показывает, что к настоящему мо-

менту проведено большое количество работ, нацеленных на выявление начала кардиоцикла, определение комплексов QRS рассматриваемого сигнала, однако, очень малое внимание уделяется вопросу выделения ТР-сегментов ЭКС [1].

Реализация предлагаемого способа может быть осуществлена следующим образом. Сигнал электрокардиограммы подвергается операции фильтрации с помощью фильтра нижних частот, что позволяет устранить влияние на него помех от сети электрического питания и высокочастотных шумов. Частота среза фильтра выбирается в зависимости от желаемого коэффициента подавления помех от сети электрического питания. При этом допустимо занижение частоты среза фильтра, которое ведет к искажению высокочастотных составляющих ЭКС, т.к. в данном случае не предполагается анализ формы сигнала.

Для устранения воздействия на сигнал низкочастотных искажений, он подвергается операции двойного помехоустойчивого дифференцирования [2]. В результате этого происходит существенное ослабление дрейфа изолинии диагностического сигнала. Далее отсчеты производной второго порядка (разности второго порядка для дискретного сигнала), взятые по модулю, подвергаются операции сглаживания посредством определения скользящего среднего в рамках временного окна, движущегося вдоль них. Для выбранного временного окна определяется показатель дисперсии, а далее и среднеквадратичного отклонения отсчетов, находящихся в пределах окна, относительно полученного среднего значения. Длительность описываемого временного окна выбирается такой, чтобы окно было больше ST-сегмента, но меньше ТР-сегмента ЭКС, что позволит избежать некорректного выделения последнего.

На основе полученных значений скользящего среднего $CC_к$ и СКО $\sigma_к$ формируются отсчеты прообраза будущих пороговых уровней:

$$UP_k = CC_k + K * \sigma_k ,$$

где K – масштабный коэффициент.

Полученная функция также как и отсчеты разности второго порядка подвергаются сглаживанию. В результате прообраз пороговых уровней представляет собой гладкую кривую, имеющую локальные минимумы в конце Т-зубца и конце ТР-сегмента, которая используется для определения динамических пороговых уровней, имеющих одинаковые модули, но противоположные знаки. В дальнейшем с этими пороговыми уровнями сравниваются значения разностей второго порядка и, при достаточном числе следующих непрерывно попаданий их в пределы порога, происходит формирование опорной точки, которая сигнализирует о нахождении отсчета ЭКС на ТР-сегменте. Число по-

паданий отсчетов разности второго порядка, необходимое для формирования опорной точки, выбирается таким образом, чтобы оно могло быть достигнуто только на ТР-сегменте. Возможным улучшением предлагаемого способа является реализация автоматической подстройки числа отсчетов, необходимых для формирования опорной точки, в процессе работы.

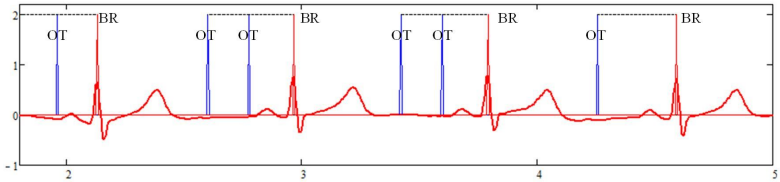


Рис. 1 – Результат работы схемы выделения. R - зубцов ЭКС; OT – опорные точки; BR – выделенные R-зубцы

Сформированные опорные точки, сопоставленные в дальнейшем с задержанным на необходимое время, которое определяется задержкой сигнала фильтром нижних частот, ЭКС, позволяют осуществить формирование его отсчетов на ТР-сегменте, которые могут быть использованы для устранения влияния помех различного вида на сигнал ЭКГ. Помимо этого, выделение ТР-сегмента позволяет более просто производить автоматическое определение начала кардиоцикла (Р-зубца), R-зубцов ЭКС и т.д. На рис. 1 представлен результат работы схемы выделения R-зубцов ЭКС с помощью нахождения ТР-сегментов.

Библиографический список

1. Кардиомониторы. Аппаратура непрерывного контроля ЭКГ: Учеб. пособие для вузов/А.Л. Барановский, А.Н. Калиниченко, Л.А. Манило и др.; Под ред. А.Л. Барановского и А.П. Немирко. – М.: Радио и связь, 1993. – 248 с.
2. Smooth noise-robust differentiators. URL: http://www.holoborodko.com/pavel/numerical-methods/numerical-derivative/smooth-low-noise-differentiators/, 19.01.2012 г.

ПРИМЕНЕНИЕ НИЗКОИНТЕНСИВНОЙ ЛАЗЕРНОЙ ТЕРАПИИ ДЛЯ ЗАЖИВЛЕНИЯ ШВОВ У РОДИЛЬНИЦ ПОСЛЕ КЕСАРЕВА СЕЧЕНИЯ, ЭПИЗИОТОМИИ И РАЗРЫВОВ ПРОМЕЖНОСТИ

Е.А. Логинова
Научные руководители – Гусак Ю.К., канд. мед. наук, доцент,
Агеева И.А., зав. физиотерапевтическим отделением ГБУ РО ОКПЦ
Рязанский государственный медицинский университет
им. акад. И.П. Павлова

Лазер, или оптический квантовый генератор, представляет собой источник света, работающий на основе процесса индуцированного испускания фотонов возбужденными атомами или молекулами под воздействием фотонов излучения, имеющих ту же частоту.

В отличие от других видов светового потока лазерное излучение монохроматично и когерентно (строго упорядочено, то есть фазы световых волн совпадают в пространстве и времени). Высокая степень когерентности определяет строгую направленность лазерного излучения, что позволяет при необходимости сосредоточить его на малой площади.

На этих свойствах основано в настоящее время широкое применение лазера в медицине, в том числе и в акушерстве гинекологии. В отличие от медикаментозных методов лазерная терапия строго локальна, дозирована и неинвазивна; воздействие производится на клетки и ткани извне, нормализуя обычные биотические процессы. В целях физиотерапевтического лечения в акушерстве гинекологии используют лазерное излучение малой мощности, так называемое низкоинтенсивное лазерное излучение (НИЛИ).

В многочисленных исследованиях доказано, что лазерная терапия показана в тех ситуациях, когда требуется оказать стимулирующее влияние на молекулярном, субклеточном, клеточном, тканевом, системном или организменном уровне, когда имеется необходимость коррекции морфологических, функциональных или морфофункциональных нарушений, возникающих в организме под воздействием каких-либо патологических факторов. Низкоинтенсивное лазерное излучение является стимулятором клеточной активности, неспецифическим биостимулятором репаративных и обменных процессов в тканях. При его воздействии в клетках активизируются ферментативные системы, ускоряется накопление ДНК и гликогена, повышается дыхательная активность митохондрий. НИЛИ оказывает противовоспалительное действие, активируя нейтрофилы и макрофаги и тем са-

мым способствуя образованию клеточного вала вокруг очага воспаления. Наряду с местными изменениями в тканях лазерное излучение стимулирует неспецифические защитные системы организма и адаптационные реакции по нервно-рефлекторному и гуморальному механизмам. Раздражение рецепторов в рефлексогенных зонах приводит к изменению характера импульсации в кору головного мозга и подкорковые структуры, активированию желез внутренней секреции, в том числе и гипоталамо-гипофизарно-яичниковой системы. Воздействуя на нервные рецепторы и изменяя их возбудимость, НИЛИ оказывает обезболивающее действие.

Цель настоящего исследования заключалась в изучении течения заживления швов в раннем послеродовом периоде у родильниц после операции кесарева сечения, эпизиотомии и при разрывах промежности 1-2 степени.

На клинической базе Перинатального центра города Рязани было обследовано 118 женщин от 17 до 43 лет (средний возраст 29 лет). В основную группу вошло 55 женщин, из которых у

- 21 женщины было проведено кесарево сечение,
- 19 женщин была произведена во втором периоде родов эпизиотомия,
- 15 женщин после родов были разрывы промежности 1-2 степени.

Родильницы данной группы помимо общепринятых профилактических мероприятий получали с помощью аппарата «МАТРИКС» низкоинтенсивную лазерную терапию с излучением красного спектра (длинна волны 0,63 нм) непосредственно на область швов с 1-2 дня.

Контрольную группу составили 63 женщины, не получавшие низкоинтенсивную лазерную терапию, из которых у

- 20 женщин было проведено кесарево сечение,
- 26 женщин была произведена во втором периоде родов эпизиотомия,
- 17 женщин после родов были разрывы промежности 1-2 степени.

Женщинам в этой группе проводилось традиционное лечение: ежедневная обработка швов во влагалище растворами антисептиков, обработка линии кожного шва раствором антисептиков, антибиотикотерапия по показаниям.

При анализе данных можно отметить, что у родильниц, входящих в основную группу, отсутствовала или уменьшалась инфильтрация, отечность, гиперемия швов, уменьшалась интенсивность болей в области послеоперационных ран, отсутствовали инфекционные ос-

ложнения с частичным или полным расхождением швов, сокращались сроки пребывания в акушерском стационаре. В контрольной группе отмечалось инфильтрирование, гиперемия и отечность швов после кесарева сечения с частичным расхождением у 13 женщин (65%), эпизиотомных швов у 11 женщин (42,3%), швов после разрывов промежности 1-2 степени у 3 женщин (17, 6%).

Таким образом, обладая противовоспалительным, бактериостатическим, обезболивающим действием, улучшая микроциркуляцию и уменьшая отечность, низкоинтенсивная лазерная терапия способствует заживлению швов, снижению риска инфекционных осложнений, и, как следствие, сокращению сроков пребывания родильниц в акушерско-гинекологических стационарах. Все это благоприятно сказывается на восстановлении женщины в послеродовом периоде и обеспечивает ей желанное материнство.

Данное исследование позволяет сделать вывод, что включение в комплексную терапию профилактического воздействия на швы лазерного излучения может быть рекомендовано у женщин после операции кесарева сечения, эпизиотомии и при разрывах промежности 1-2 степени.

ИССЛЕДОВАНИЕ ЗАВИСИМОСТИ ТОЧНОСТИ СТАТИСТИЧЕСКИХ И СПЕКТРАЛЬНЫХ ХАРАКТЕРИСТИК РИТМА СЕРДЦА ОТ ЧАСТОТЫ ДИСКРЕТИЗАЦИИ ЭЛЕКТРОКАРДИОСИГНАЛА

Д.И. Бородкин
Научный руководитель - Михеев А.А., д-р техн. наук, профессор
Рязанский государственный радиотехнический университет

Анализ вариабельности сердечного ритма является методом оценки состояния механизмов регуляции физиологических функций в организме человека и животных, в частности, общей активности регуляторных механизмов, нейрогуморальной регуляции сердца, соотношения между симпатическим и парасимпатическим отделами вегетативной нервной системы. Текущая активность симпатического и парасимпатического отделов является результатом многоконтурной и многоуровневой реакции системы регуляции кровообращением изменяющей во времени свои параметры для достижения оптимального для организма приспособительного ответа, которые интегральны по функции и усреднены по времени, отражают адаптационную реакцию цело-

стного организма. Адаптационные реакции индивидуальны и реализуются у разных лиц с различной степенью участия функциональных систем, которые обладают в свою очередь обратной связью изменяющейся во времени и имеющей переменную функциональную организацию [1].

Целью данной работы является исследование зависимости точности оценок характеристик ритма сердца от частоты дискретизации с применением САПР Mathcad.

В качестве исходного сигнала использовалась математическая модель электрокардиосигнала (ЭКС) с синусовым ритмом, представленная на рис. 1.

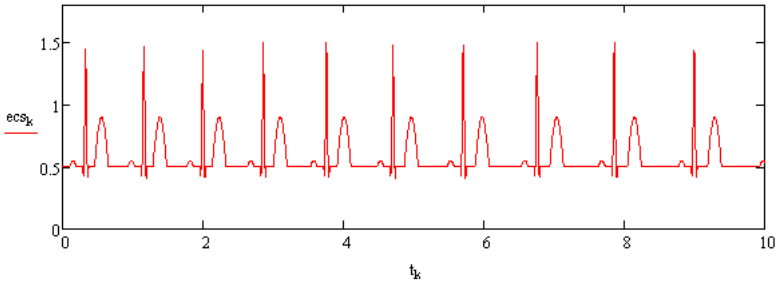


Рис. 1 – Математическая модель кардиосигнала с синусовым ритмом

Для выделения RR-интервалов был использован специальный алгоритм. Полученная кардиоинтервалограмма (КИГ) показана на рисунке 2.

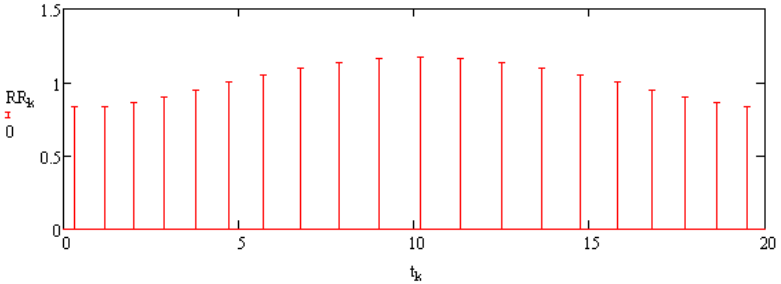


Рис. 2 – Кардиоинтервалограмма

Статистический анализ КИГ проводился согласно методике, описанной в [2].

Результаты статистического анализа при разной частоте дискретизации сведены в табл. 1.

Табл. 1
Статистические характеристики ритма сердца
в зависимости от частоты дискретизации

Параметр	Частота дискретизации, Гц			
	125	250	500	1000
HR, в мин.	60	60	60	60
RRср, мс	1000	1000	1000	1000
D, мс^2	$1{,}526 \cdot 10^4$	$1{,}52 \cdot 10^4$	$1{,}518 \cdot 10^4$	$1{,}52 \cdot 10^4$
SDNN, мс	123,527	132,295	123,22	123,284
CV, %	12,353	12,33	12,322	12,328
RMSSD, мс	40,044	39,721	39,55	39,59
PNN50, %	21,053	21,053	21,053	21,053

Библиографический список

1. Рангайян Р.М. Анализ биомедицинских сигналов. Практический подход / Пер. с англ. под ред. А.П. Немирко. – М.: ФИЗМАТЛИТ. 2007. – 440 с.
2. Воскресенский А.Д., Вентцель М.Д. Статистический анализ сердечного ритма и показателей гемодинамики в физиологических исследованиях. М., Наука, 1974, 221 с.

ИССЛЕДОВАНИЕ ВЛИЯНИЯ НЕРАВНОМЕРНОСТИ ДИСКРЕТИЗАЦИИ НА ТОЧНОСТЬ ОЦЕНОК ХАРАКТЕРИСТИК РИТМА СЕРДЦА

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

Анализ вариабельности сердечного ритма – метод оценки состояния механизмов регуляции физиологических функций в организме человека, в частности, общей активности регуляторных механизмов, нейрогуморальной регуляции сердца, соотношения между симпатическим и парасимпатическим отделами вегетативной нервной системы [1].

Исследование влияния неравномерности дискретизации на точность оценок характеристик ритма сердца осуществлялось в среде САПР Mathcad.

Цель работы заключалась в том, чтобы оценить, как меняются статистические и спектральные параметры ритма сердца при разной вариабельности сердечного ритма (ВСР), т.е. при неравномерности дискретизации длительности RR-интервалов. А также сопоставить спектральные характеристики кардиоинтервалограмм (КИГ) с неравномерной и равномерной дискретизацией длительности RR-интервалов.

Исходными данными послужила математическая модель электрокардиогсигнала (ЭКС) с переменной вариабельностью и частотой дискретизации 250 Гц. На основе данной модели строились кардиоинтервалограммы при разной ВСР (рис. 1).

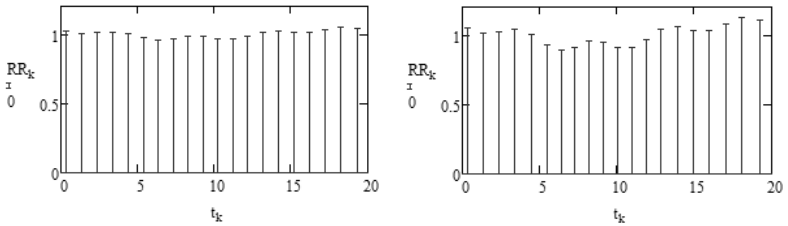


Рис. 1 – КИГ с вариабельностью 5% (слева) и 13% (справа), по оси ординат длительность RR-интервалов (с), по оси абсцисс – время моделирования (с)

Затем проводился статистический анализ полученных кардиоинтервалограмм по методике, указанной в [1]. Результаты анализа при разной ВСР сведены в табл. 1. Очевидно, что с увеличением вариабельности увеличивается и разброс статистических характеристик ритма сердца.

Табл. 1

Статистические характеристики ритма сердца при различной вариабельности

Параметр	**Вариабельность сердечного ритма, %**				
	2	**5**	**7**	**10**	**13**
HR, в мин.	60	60	60	60	60
RRср, мс	1000	1000	1000	1000	1000
D, мс^2	114,526	746,105	$1{,}437\cdot10^3$	$2{,}92\cdot10^3$	$5{,}861\cdot10^3$
SDNN, мс	10,702	27,315	37,903	54,041	76,558
CV, %	1,07	2,731	3,79	5,404	7,656
RMSSD, мс	7,242	16,384	23,075	32,496	43,236

Далее, применяя специальный алгоритм, осуществлялась регуляризация («разравнивание») исследуемых кардиоинтервалограмм. Графически соотношение между регулярной и исходной КИГ представлено на рис. 2.

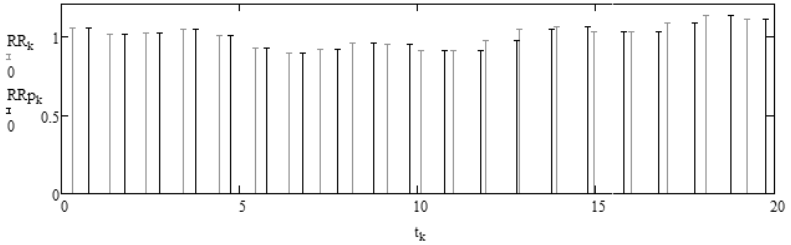


Рис. 2 – Исходная (RR_k – серый цвет, $RR_k \neq RR_{k+1}$) и регулярная (RRp_k – черный цвет, $RRp_k = RRp_{k+1} = const$) КИГ, по оси ординат длительность RR-интервалов (с), по оси абсцисс – время моделирования (с)

После чего были сопоставлены следующие спектральные характеристики ритма сердца исходной и регулярной кардиоинтервалограмм: мощность низкочастотного компонента вариабельности в процентах от суммарной мощности колебаний (LF/TP) и мощность высокочастотного компонента (дыхательных волн) вариабельности в процентах от суммарной мощности колебаний (HF/TP), табл. 2.

Табл. 2

Спектральные характеристики ритма сердца при различной вариабельности*

Отношение мощностей	**Вариабельность сердечного ритма, %**				
	2	**5**	**7**	**10**	**13**
Исходная КИГ					
LF/TP, %	81,858	83,619	82,836	82,9	86,318
HF/TP, %	18,142	16,381	17,164	17,1	13,682
Регулярная КИГ					
LF/TP, %	81,814	83,449	82,69	82,905	85,734
HF/TP, %	18,186	16,551	17,31	17,095	14,266

*Для удобства использовалась математическая модель ЭКС, спектральные составляющие которой принадлежат только диапазонам LF и HF, поэтому большая часть мощности приходится на LF диапазон.

Из таблицы видно, что соотношение мощностей указанных спектральных составляющих для исходной и регулярной кардиоинтервалограмм практически не отличаются.

В дальнейшем планируется совершенствование полученной математической модели, проведение корреляционного анализа между дыхательными волнами (HF-диапазон) и RR-интервалами при различной вариабельности сердечного ритма и, наконец, обработка реальных электрокардиосигналов.

Библиографический список

1. Баевский Р.М., Иванов Г.Г. Вариабельность сердечного ритма: теоретические аспекты и возможности клинического применения. М.: Медицина. 2000. – 295 с.

КОНТРОЛЬ ПРОЦЕССОВ ЗАСЫПАНИЯ И ПОТЕРИ ВНИМАНИЯ ВОДИТЕЛЕМ ТРАНСПОРТНОГО СРЕДСТВА

С.О. Гаевой, А.Н. Корщиков
Научный руководитель – Линник Е.В., канд. техн. наук
Харьковский национальный университет радиоэлектроники

Аварийность на автотранспорте наносит огромный физический и моральный ущерб обществу и отдельным гражданам. Определяющими факторами при этом являются как уровень профессиональной подготовки, так и психофизиологического состояния водителей. В результате на фоне нерегулярного расписания и неравноценной смены работы и отдыха, качество сна хуже оптимального. Что приводит к снижению психофизиологического состояния человека[1].

Введение в широкую практику средств контролирующих необходимый уровень работоспособности операторов и предотвращающих снижение этого уровня является в настоящее время актуальной задачей. Условием эффективности применения данных средств контроля является мониторинг состояния водителя в режиме реального времени при помощи биомедицинских датчиков, а также оповещение водителя об изменении его физиологического состояния.

Среди факторов, влияющих на основные причины ДТП выделяют: внешние и человеческий. К внешним факторам относят: техническую неисправность транспортного средства, не комфортабельность, погодные условия, инфраструктуру. Человеческий фактор определяет-

ся различными психофизиологическими факторами: суточными биоритмами, вниманием, утомляемостью, функциональными составляющими организма человека.

Проанализировав все факторы, можно сделать следующие выводы. Контролировать уровень работоспособности и состояния оператора можно по внешним признакам (движение глаз или наклона головы), а также по функциональным показателям организма (ЭКГ, ЭЭГ, дыхательные процессы, электрическое сопротивление кожи, пульс) [1]. Но для проверки бодрствования водителя не все эти показатели удобны. Например, снятие в автомобиле энцефалограммы затруднено и малоэффективно, так как методика съема сигнала будет способствовать неудобству управления. При этом артефакты движения будут мешать выявлению полезного сигнала в снятых показателях. Измерение или мониторинг зрительного внимания также недостаточно результативен. Это связано с отсутствием на данный момент технологий, позволяющих надежно отслеживать и анализировать движение глаз[3].

Было замечено[4], что электрические явления в коже человека резко усиливаются при мнимом воображении ощущения, при абстрактной умственной деятельности, при возбуждении нервной системы и при утомлении.

Существующие системы оповещения о потере бдительности оператором основываются на изменении электрического сопротивления кожи в биоактивных точках. Это сопротивление резко увеличивается (в три раза) при высокой температуре тела, во сне или в нетрезвом состоянии.

В инженерно-психологических и медико-биологических исследованиях, особенно при оценке уровня психоэмоциональной напряженности оператора (пациента), широко применяются электрофизиологические показатели состояния человека. Так, кожно-гальваническая реакция (КГР) широко используется для изучения вегетативной нервной системы, определения особенностей психофизиологических реакций и исследования черт личности[4].

Идея работы заключается в разработке системы контроля бодрствования оператора с использованием пульсоксиметрического метода в соединении с измерением электрического сопротивлении кожи. В данной неинвазивной методике определяют частоту пульса, насыщенность кислородом крови, измерение электропроводности кожи, система изменения дыхания. Для этого каждый водитель проходит предварительный тест в спокойном состоянии. Также предполагается, что параметры системы будут индивидуально настроены. Например: средняя длительность цикла дыхания 16 раз в минуту; средняя длитель-

ность сердечного цикла (ЧСС) 60 ударов в минуту; сопротивляемость кожи колеблется от 10 кОм до 2 Мом[2]. В результате дальнейшая синхронная обработка 2 сигналов (пульсоксиметрического, кожно-гальванической реакции) позволит достоверно определить психофизиологическое состояние, а также наступление фазы усталости водителя и выработать пробуждающий стимул.

Этот метод позволяет проводить анализ физиологического состояния водителя всего по 4 признакам, что позволяет повысить скорость обработки данных и их достоверность.

Реализация устройства на современной элементной базе позволяет достичь компактных размеров, эргономичной формы и надежности функционирования (срабатывания).

Библиографический список

1. Брагин С. В. Пульсовый оксиметр – элемент врачебного компьютерного мониторинга / С. В. Брагин, С. В. Могильникова // Врачебная техника. – 1996. - №2. – С. 26-29
2. Шурыгин И. А. Мониторинг дыхания в анестезиологии и интенсивной терапии. СПб.: Диалект, 2003. – 416 с.
3. Жук, Н. И. Аппараты медицинской диагностики и терапии. : Учебное пособие / Н. И. Жук, О. М. Дацок ; - Харьков: ХТУРЭ, 2010. – 310 с.
4. Суходоев В.В. Анализ шкал, применяемых для измерений кожно-гальванических реакций человека./ Физиология человека. 1992. Т.18. N 1, С. 56 - 63.

УСОВЕРШЕНСТВОВАНИЕ СХЕМЫ ИЗМЕРИТЕЛЬНОГО ЗОНДА ПРИБОРА РЕГИСТРАЦИИ ОАЭ

Д.В. Михайленко, А.С. Нечипоренко
Научный руководитель – Прасол И.В., д-р техн. наук, профессор
Харьковский национальный университет радиоэлектроники

Регистрация отоакустической эмиссии (ОАЭ) является одним из объективных методов диагностики слуховых нарушений у маленьких детей и новорожденных. ОАЭ – это звуковые колебания, генерируемые наружными волосковыми клетками органа Корти улитки внутреннего уха, которые свидетельствуют о нормальном функционированиеи механизма слуховойрецепции.Сигналы ОАЭ представляют собой низкоуровневые звуковые колебания, регистрируемые в наружном

слуховом проходе с помощью высокочувствительного микрофона с низким уровнем собственных шумов.

Целью данной работы является усовершенствование схемы фильтрации входного сигнала измерительного зонда прибора регистрации ОАЭ. Типовая схема данного прибора состоит изчувствительного миниатюрного микрофонав виде зонда с резиновым уплотнителем, который расположен в наружном слуховом проходе. Зонд содержит один или два телефона для регистрации вызванной ОАЭ. Сигнал от микрофона поступаетв блок усилителей и фильтрации, а затем на аналого-цифровой преобразователь, который находится в персональном компьютере или автономной части прибора[1].Следует отметить, что наибольшее значение для получения информации о слуховой чувствительности имеет регистрация вызванной ОАЭ на частоте продукта искажения ($2f_1$-f_2) [2], которая генерируется структурами улитки внутреннего уха обследуемого при одновременной подаче в наружный слуховой проход двух внешних стимулов с частотами f_1и f_2.

Для выделения информативной составляющей спектра входного сигнала в диапазоне 500 Гц – 12 кГц предлагается использовать схему спектрального измерительного преобразователя, выполненного в виде цифрового полосового фильтра с бесконечной импульсной характеристикой (БИХ). Реализацию алгоритма БИХ-фильтрации целесообразно осуществлять на базе процессора цифровой обработки сигналов, например процессора Blackfinфирмы AnalogDevices (потребляемая мощность < 50 мВт, 100 МГц). Для устранения ошибок квантования, которые могут вызвать неустойчивость работыфильтра, цепи фильтра размещаются каскадно.

Таким образом, благодаря процедуре цифровой фильтрации, осуществляемой на программном уровне достигается повышение помехоустойчивости прибора регистрации ОАЭ.

Библиографический список

1. Альтман Я.А. Руководство по аудиологии / Я.А. Альтман, Г.А. Таварткиладзе, М.:Медицина,-2003,-359 с.
2. Kats J. Handbook of clinical audiology 2002, - P. 441

ИЗМЕРИТЕЛЬНЫЙ МОДУЛЬ ДЛЯ РЕГИСТРАЦИИ ТРЕМОРА

А.И. Савицкий
Научный руководитель – Линник Е.В., канд. техн. наук
Харьковский национальный университет радиоэлектроники

Нарушения регуляции в системе управления движением, проявляющиеся повышенным тремором или трудностью выполнения привычных движений, объединяют диагнозом синдром паркинсонизма. При кажущейся простоте симптоматики сложность установления диагноза определяется многофакторностью повреждающих воздействий. В этом случае особое значение приобретают методы инструментальной оценки патологического состояния центральной нервной системы (ЦНС).

Вопросу изучения тремора посвящено сравнительно незначительное количество работ, причем трактовка полученных результатов нередко носит противоречивый характер. Этому во многом способствует отсутствие элементарных метрологических требований к методике тремографии и особенно к датчикам съема информации. Тем не менее, работы, посвященные этим исследованиям, показывают перспективность использования данного метода в оценке функционального состояния организма человека[1].

Треморография является важной аппаратно-поведенческой методикой исследования функционального состояния психической деятельности и индивидуально-психологических особенностей личности. Тремор – непроизвольные ритмичные движения конечностей, головы, языка и других частей тела, возникающие вследствие поочередного сокращения мышц-агонистов и мышц-антагонистов.

При проведении тремографии определяют ряд информативных параметров тремора различной психофизиологической природы[2].

Основная функция низкочастотного тремора (частотой 1-4 Гц) заключается в содействии кровообращению в крупных скелетных мышцах. Без тремора в сокращенной мышце все микрососуды были бы пережаты ее массой, и прохождение через нее кровяных потоков было бы затруднено или невозможно вообще. Кратковременное сжатие и расслабление мышцы с частотой 1-4 кол/сек, создает условия для прохождения крови по мелким сосудам.

Среднечастотный тремор (с частотой 5-9 Гц) и высокочастотный

(10-20 Гц) в основном выполняют задачи координации, поддержания необходимых поз человека. В его основе лежит время запаз-

дывания в регуляции отдельных мышечных групп. Это явление определяется тем, что информация о положении отдельных частей тела поступает в центральную нервную систему с опозданием, когда реальная обстановка уже изменилась и положение скорректированной части тела (например, кисти руки) уже не то, которое необходимо.

Наиболее ранним способом регистрации дрожания служила механография. Современные устройства такого типа предполагают использование графического цифрового планшета, соединенного с персональным компьютером. Однако интерпретация результатов данной методики затруднительно в связи с нелинейной зависимостью и большим количеством влияющих факторов на конечный результат. Длительное время для анализа тремора использовалась электромиография, регистрирующая биоэлектрическую мышечную активность. В качестве усовершенствования разработан метод спектрального анализа огибающей ЭМГ, который позволяет проводить анализ формы волны тремора. Однако данная методика регистрирует электрические потенциалы мышечных пучков и/или мышц и позволяет лишь косвенно судить о биомеханических характеристиках движений, а так же не отражает динамику на фоне проводимого лечения. В настоящее время используемые методы регистрации параметров тремора основаны на преобразовании смещения объекта различного рода датчиками в выходной электрический сигнал, его предварительной обработке, преобразовании в форму, удобную для хранения и последующего математического анализа. Предложены датчики, основанные на принципе тензометрии[3], где регистрируется прикладываемое усилие, емкостные датчики, регистрирующие изменение магнитного поля при движении конечности. [1].

Однако методики регистрации движения с использованием датчиков имеют и свои достоинства, и недостатки. Так часть методик позволяет регистрировать лишь определенный тип тремора (тремор покоя или тремор действия), регистрируют лишь определенный параметр гиперкинеза (только частоту), или регистрируют амплитуду в относительных единицах. Большинство датчиков имеют проводную электрическую связь с оборудованием для регистрации сигнала, являются «контактными», т.е. крепятся на определенном участке тела, имеют определенные физические параметры (объем, вес), что не может не влиять на полученные результаты[4]. Проблемным является вопрос воспроизводимости данных, регистрация которых зависит от исходного положения конечности.

Из проведенного анализа следует, что тремография является весьма результативным методом исследования тремора человека. До

настоящего времени эта область диагностических исследований не получила достаточно широкого развития и нуждается в дальнейшем развитии как теоретических исследований так и практических разработок.

Для дальнейшего развития этого метода исследований предлагается разработка малогабаритного многофункционального датчика и устройства обработки для диагностики тремора человека с беспроводной организацией интерфейса. Блок первичной обработки реализован с помощью микросхемы акселерометра серии MMA выполненной по MEMS-технологии что позволяет существенно миниатюризировать датчик. Также данная микросхема позволяет уровень точности измерения. Блок цифровой обработки реализован на базе микроконтроллера ATmega. Интерфейс обмена представлен несколькими уровнями передачи информации. Для программирования МК используется интерфейс RS-232. Для передачи данных с биообъекта на ПК в режиме реального времени используется беспроводной интерфейс.

Данная реализация позволяет миниатюризировать датчик что позволяет уменьшить влияния массогабаритных параметров на форму сигнала. Наличие беспроводного интерфейса обеспечивает возможность компьютерной обработки тремограммы в режиме реального времени и делает проведение исследование более комфортным для пациента.

Перспективой работы является создание программно-аппаратного комплекса с использованием предложенного измерительного модуля.

Использование данного комплекса позволит осуществлять объективизацию параметров тремора, регистрировать количественные характеристики тремора, проводить контроль эффективности лечения.

Также возможно дальнейшее развитие метода тремографии путем расширения возможных мест локализации датчика, повышения точности измерений и возможного выявление новых диагностически значимых признаков.

Библиографический список

1. С.А.Лихачёв, В.В.Ващилин, С.К.Дик**.** Тремор: феноменология и способы регистрации //Медицинский журнал № 2,2010, – С. 20-24.
2. Голубев В. Л. Тремор/ В. Л. Голубев // Неврологический журнал, № 2, 2003, - С. 4–10.
3. Драган Б. Компьютерная тензотремометрия в изучении физиологического и патологического тремора/ Б. Драган // Весник психиатрии и психофармакотерапии № 2(14), 2008, – С. 18

– 22.
4. Фрайден Дж. Современные датчики. Справочник / Дж. Фрайден. – Москва: Техносфера, 2005, – 592 с.

СТРУКТУРА ПРЕОБРАЗОВАТЕЛЯ ЧАСТОТЫ В КОД НА ОСНОВЕ АЛГОРИТМА НЕЧЕТКОГО ВЫВОДА ТАГАКИ-СУГЕНО

Н.И. Макарова
Научный руководитель – Челебаев С.В., канд. техн. наук, доцент
Рязанский государственный радиотехнический университет

Резкое повышение степени интеграции и возможность программирования современных БИС приводит к необходимости решения такой актуальной задачи как создание методик и процедур синтеза и реализации устройств преобразования частотно-временных параметров сигналов в код на программируемых БИС. Преобразователи частоты в код получили широкое применение в устройствах первичной обработки биомедицинской информации.

Нечеткая логика является наиболее перспективным аппаратом для реализации устройств преобразования. В ее основе лежит теория нечетких множеств, где функция принадлежности элемента множеству не бинарна (да/нет), а может принимать любое значение в диапазоне 0-1. Это дает возможность определять понятия, нечеткие по самой своей природе: "хороший", "высокий", "слабый" и т.д. [1, 2]. Нечеткая логика позволяет выполнять над такими величинами весь спектр логических операций: объединение, пересечение, отрицание и др. А также дает возможность строить базы знаний и экспертные системы нового поколения, способные хранить и обрабатывать неточную информацию.

В работе предлагается структура преобразователя частоты в код на основе алгоритма нечеткого вывода Тагаки-Сугено. Такой преобразователь имеет входную преобразуемую переменную x, представленную в виде частоты f_x, и эталон преобразования x, задаваемый в виде максимальной (опорной) частоты $f_{x\max}$.

По сравнению с традиционными методами анализа и вероятностным подходом методы нечеткого управления позволяют быстро производить анализ задачи и получать результаты с высокой точностью. Характерными чертами алгоритмов решения задач методами

нечеткой логики является наличие некоторого набора утверждений (правил), каждое правило состоит из совокупностей событий (условий) и результатов (выводов). После постановки задачи в терминах правил, состоящих из условий и выводов, производится их обработка по специальным алгоритмам. Идея обработки состоит в преобразовании (фазификация) нечетких значений условий и выводов в количественную форму. Для этого используются различного рода функции принадлежности: треугольные, трапециидальные, колоколообразные и другие. Выбор типа функции зависит от решаемой задачи.

Типовая структура модуля нечеткого управления представлена на рис. 1.

В модуле нечеткого управления используется база правил *R(k)*, *k = 1,2,...,N*, в которых части IF и THEN имеют нечеткий характер [1]. Но в алгоритме Тагаки-Сугено правила нечетки только в части IF, тогда как в THEN имеются функциональные зависимости:

$$\begin{aligned}
&R^{(1)}: \mathbf{IF}(x_1\ \textit{это}\,\mathrm{A}_1^1\ \mathbf{AND}\ x_2\ \textit{это}\ \mathrm{A}_2^1 \ldots \mathbf{AND}\ x_n\ \textit{это}\ \mathrm{A}_\mathrm{n}^1)\\
&\mathbf{THEN}\ y_1 = \mathbf{f}^{(1)}(x_1, x_2, \ldots, x_n),\\
&R^{(N)}: \mathbf{IF}(x_1\ \textit{это}\,\mathrm{A}_1^\mathrm{N}\ \mathbf{AND}\ x_2\ \textit{это}\ \mathrm{A}_2^\mathrm{N} \ldots \mathbf{AND}\ x_n\ \textit{это}\ \mathrm{A}_\mathrm{n}^\mathrm{N})\\
&\mathbf{THEN}\ y_N = \mathbf{f}^{(N)}(x_1, x_2, \ldots, x_n).
\end{aligned} \tag{1}$$

Выбранные правила для определения A_1^1, …, A_1^N в модели преобразователя показаны на рис. 2.

Каждое правило (см. рис. 2) задается двумя прямыми $a_i(x)$ и $b_i(x)$. Эти правила вычисляются следующим образом:

$$A_1^1 = \begin{cases} a_1(x), \textit{если}\ \mathrm{x} < \dfrac{\mathrm{Xmin1} + \mathrm{Xmax1}}{2} \\ b_1(x), \textit{если}\ \mathrm{x} \geq \dfrac{\mathrm{Xmin1} + \mathrm{Xmax1}}{2} \end{cases}, \ldots,$$

$$A_1^N = \begin{cases} a_N(x), \textit{если}\ x < \dfrac{\mathrm{XminN} + \mathrm{XmaxN}}{2} \\ b_N(x), \textit{если}\ x \geq \dfrac{\mathrm{XminN} + \mathrm{XmaxN}}{2} \end{cases},$$

где

$$a_i(x) = \frac{2 \cdot \max a_i}{X\max_i - X\min_i}(x - X\min_i),$$

$$b_i(x) = \frac{2 \cdot \max a_i}{X\min_i - X\max_i}(x - X\max_i),$$

$$i = 1..N.$$

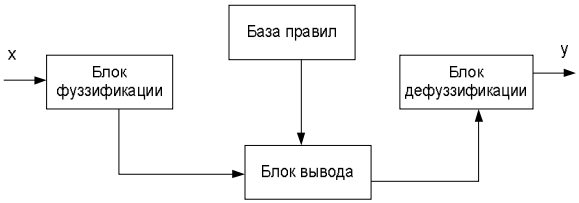


Рис. 1 – Модуль нечеткого управления

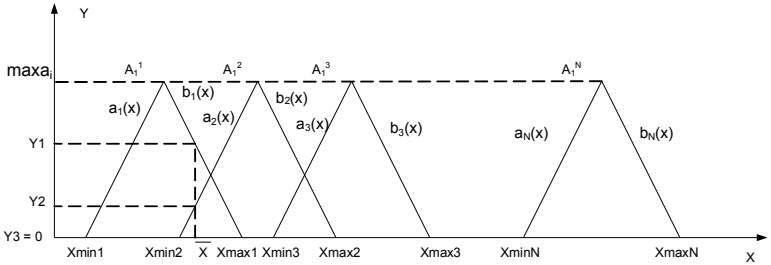


Рис. 2 – Определение правил для преобразователя «частота – код»

На вход нечеткого модуля подается сигнал x. Для определения выходного сигнал модуля по правилам $R^{(i)}$ необходимо рассчитать:

$$\mu_{A_1^1}(x),\ \ldots,\ \mu_{A_1^N}(x). \tag{2}$$

На основе выражений (2) рассчитываются весовые коэффициенты:

$$w^1 = \mu_{A_1^1}(x),\ \ldots,\ w^N = \mu_{A_1^N}(x).$$

Далее рассчитываются выходные сигналы:

$$\begin{aligned} y_1 &= f^{(1)}(x_1, x_2, \ldots, x_n), \ldots, \\ y_N &= f^{(N)}(x_1, x_2, \ldots, x_n). \end{aligned} \tag{3}$$

Выходной сигнал модуля нечеткого управления Тагаки-Сугено [3] представляет собой нормализованную взвешенную сумму отдельных выходов:

$$y = \frac{\sum_{k=1}^{N} w^k y_k}{\sum_{k=1}^{N} w^k}.$$

На основе предложенной структуры может быть построен нейронечеткий преобразователь частоты в код, реализующий зависимость вида $y = \sin\left(\frac{\pi}{2}x\right)$, а также целый ряд других функциональных зависимостей.

Библиографический список

1. Рутовская Д., Пилиньский М., Рутковский Л. Нейронные сети, генетические алгоритмы и нечеткие системы. М.: Горячая линия – Телеком, 2008. – 452с.
2. Ярушкина Н.Г. Основы теории нечетких и гибридных систем: учеб.пособие. – М.: Финансы и статистика, 2009. – 320 с.
3. Демидова, Л.А. Алгоритмы и системы нечеткого вывода при решении задач диагностики городских инженерных коммуникаций в среде MATLAB / Л.А. Демидова, В.В. Кираковский, А.Н. Пылькин. – М.: Радио и связь, Горячая линия – Телеком, 2005. – 365 с.

ОЦЕНКА ТОЧНОСТИ ДОПЛЕРОМЕТРИИ ЧАСТОТЫ СЕРДЕЧНЫХ СОКРАЩЕНИЙ ПЛОДА

Е.Е. Гомов[1], А.П. Казанцев[2]

Научный руководитель – Казанцев А.П., канд. техн. наук, доцент

Пущинский государственный естественно-научный институт[1]

Институт биологического приборостроения РАН, г. Пущино[2]

Введение

Ранняя диагностика осложнений беременности и заболеваний внутриутробного плода в настоящее время является важной и актуаль-

ной задачей перинатальной медицины [1]. Большое значение имеют инструментальные методы сопровождения беременности.

Уже давно основным источником информации о состоянии плода является его сердцебиение, которое раньше просто выслушивали при помощи фонендоскопа, а сейчас регистрируют и анализируют сердечный ритм с помощью доплеровских ультразвуковых мониторов. Анализ вариабельности частоты сердечных сокращений плода (ЧССП) стал одним из основных методов перинатальной диагностики. К основным параметрам ритмограмм, которые используются для диагностики, относятся:

- базальная ЧССП (БЧСС), как преобладающий уровень ЧССП при наблюдении более 10 минут (стабильный в норме и нестабильный при патологии);
- вариабельность базального ритма (ВБР), как характеристика случайных осцилляций БЧСС (изменений ЧССП в пределах до 30 ударов в минуту);
- акцелерации – временное увеличение ЧССП выше предела ВБР;
- децелерации – временное уменьшение ЧССП ниже предела ВБР.

Погрешность измерений ЧССП влияет на качество диагностики, поэтому вопросы точности этих измерений имеют первостепенное значение.

Доплерометрия ЧССП

Измерение ЧСПП при доплерометрии осуществляется косвенно. Выходной сигнал доплеровского зонда – доплерограмма, представляет собой модулированные по амплитуде и частоте колебания до 1 кГц (рис. 1А-В).

Амплитудная огибающая доплерограммы подвержена искажениям, в частности, из-за движений плода. Она не может обеспечить правильное детектирование низкочастотного сигнала (рисунок 1Г), несущего информацию о ЧССП и ее изменениях (рис. 1Д). Робастное детектирование этого сигнала получается после частотной демодуляции, так как на частотную огибающую доплерограммы практически не влияют амплитудные искажения и аддитивные помехи типа белого шума.

Ритмограмма в целом представляет собой последовательность «мгновенных» значений ЧССП для дискретных моментов времени. ЧССП вычисляется на одинаковых отрезках выделенного низкочастотного сигнала ритма (рис. 1Г). В данной работе рассматриваются

характеристики точности для отрезков 2 с, 5 с и 10 с при шаге дискретного времени 0,1 с.

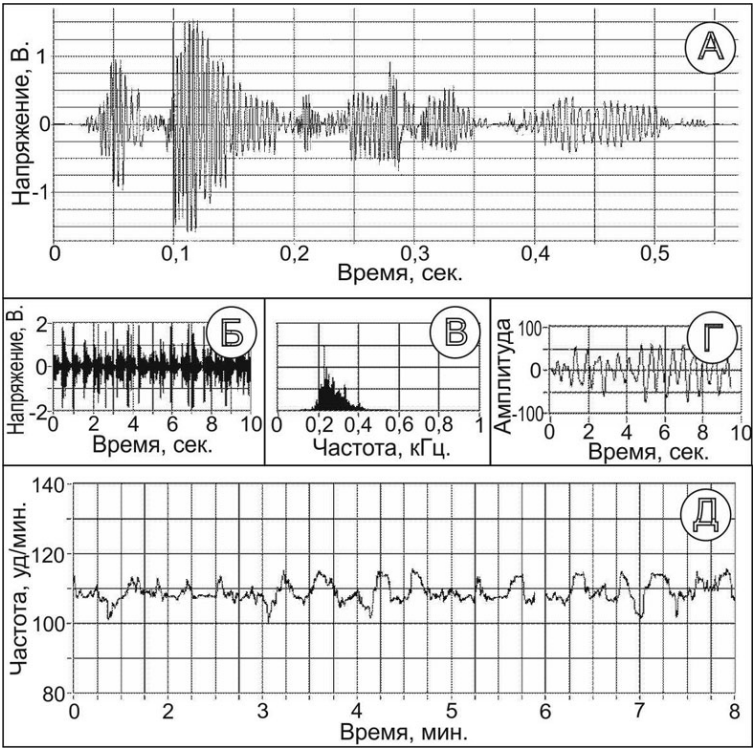


Рис. 1 – Доплерометрия частоты сердечных сокращений плода: А – доплерограмма одного кардиоцикла; Б – доплерограмма последовательности кардиоциклов; В – спектр мощности доплеровского сигнала Б; Г – основной сигнал ритма после частотной демодуляции сигнала Б и последующей НЧ фильтрации; Д – ритмограмма сердцебиения плода (базальный ритм в пределах собственной вариабельности)

Поскольку регистрация собственно доплеровского сигнала может быть выполнена с большой точностью по времени, то информация о ЧССП на этом этапе сохранялась бы фактически в полном объеме, если бы частота менялась очень медленно. Однако ритм не остается монотонным, а напротив, всегда меняется. На рис. 2 показаны полученные дискретным преобразованием Фурье (ДПФ) спектры мощности почти монотонного (А) и изменяющегося по частоте (Б) сигналов, представленных реализациями в отрезках по 10 с.

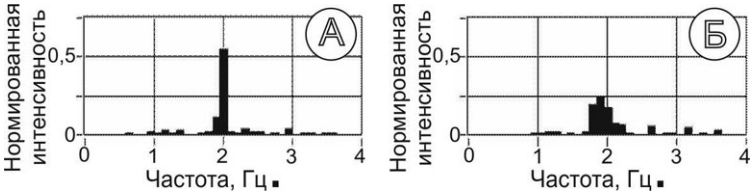


Рис. 2 – Спектры мощности (ДПФ) сигналов ритма: а – монотонный ритм, б – изменяющийся ритм

ЧССП на ритмограмме выражается как число ударов в минуту и может определяться как отношение целого числа колебаний на отрезке сигнала ритма (рис. 1Г) к длительности отрезка. Однако это приводило бы к погрешности измерения ЧССП из-за отбрасывания незаконченного последнего колебания.

В нашей работе используется иной подход. Пусть дискретный спектр мощности отрезка сигнала представляется последовательностью $\{P_i\}$ для дискретных частот $i = 0,1,...,n-1$, которая является распределением средней мощности сигнала по частотам спектра. Тогда мгновенную частоту для данного отрезка сигнала можно определить как момент этого распределения

$$\nu = \sum_{i=0}^{n-1} P_i \cdot i \Big/ \sum_{i=0}^{n-1} P_i \qquad (1)$$

Выражение **Ошибка! Источник ссылки не найден.** учитывает сигнал на всем отрезке, т.к. он полностью используется при вычислении спектра, и указывает наиболее представительную частоту, как «центр мощности».

Исследование точности косвенного измерения ЧССП

Выражение **Ошибка! Источник ссылки не найден.**, вычисляемое после дискретного преобразования Фурье, выполняемого на конечном отрезке времени, дает значение ЧССП с погрешностью, в которую входит статическая и динамическая составляющие. Обе являются случайными, т.к. результат вычисления выражения **Ошибка! Источник ссылки не найден.**, получается из случайной реализации спектра, которая получена по случайной реализации сигнала. В численном эксперименте были получены среднеквадратические оценки погрешностей (СКП), минимизированные наложением окна Хэмминга на реализации сигнала при вычислении спектров.

Усредненная на диапазоне ЧССП 60÷180 уд./мин статическая СКП S_c для отрезков сигнала различной длины Т представлена в таб-

лице 1, где также показаны соответствующие оценки погрешностей – абсолютной $\Delta_c = 2 \cdot S_c$ и относительной $\gamma_c = (\Delta_c / 200) \cdot 100\% = (\Delta_c / 2)\%$, приведенной к максимуму шкалы 200 уд./мин.

Табл. 1.

Статические погрешности ЧССП при различной длине сигнала

T, с	2	5	10
S_c, уд./мин	0,13	0,03	0,01
Δ_c, уд./мин	0,26	0,06	0,02
γ_c, %	0,13	0,03	0,01

Динамическая погрешность является частотно-зависимой по определению. Смоделированная АЧХ программного преобразователя, восстанавливающего ЧССП из изменяющейся частоты сигнала ритма, показана на рис. 3.

Частотная характеристика показывает, что эпизоды ускорения или замедления ЧССП, длящиеся 15 с и менее вообще не отображаются на ритмограмме при времени Фурье-анализа 10 с, но очень мало ослабляются при T = 2 с.

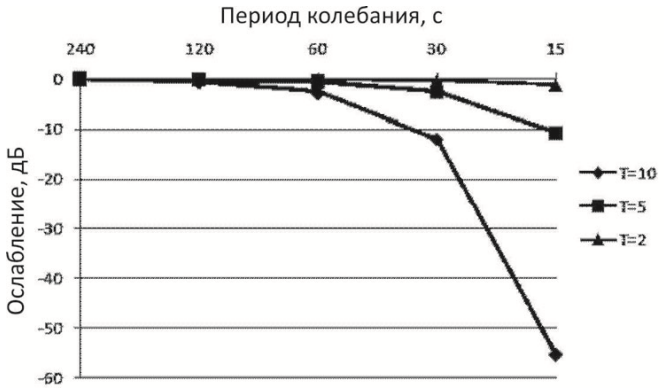


Рис. 3 – АЧХ программного преобразователя, вычисляющего ЧССП по сигналу ритма, при разной длине реализаций

Вариабельность базального ритма (ВБР) характеризуется среднеквадратическим отклонением от базальной ЧСС или дисперсией случайных осцилляций. Последние представляют собой центрированный случайный процесс с нулевым средним. Дисперсию можно рас-

сматривать как среднюю мощность осцилляций базального ритма. Поэтому динамические погрешности можно расценивать как потери мощности процесса, т.е. как потери ВБР.

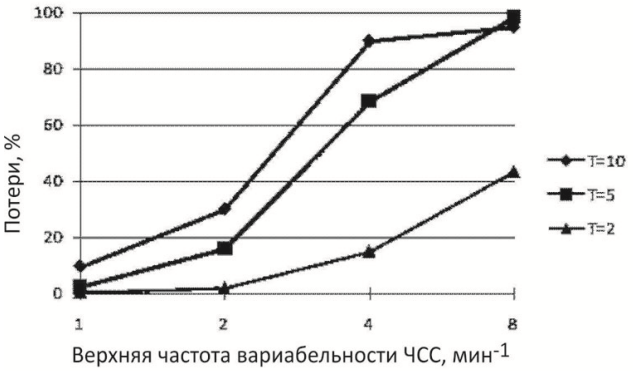


Рис. 4 – Относительные потери вариабельности ЧСС в зависимости от верхней частоты при разной длине реализаций сигнала ритма

На рис. 4 показаны зависимости потерь от граничной частоты шумоподобного сигнала, моделирующего базальный ритм, при различных длительностях реализаций сигнала. Видно, что характеристики вариабельности при $T \geq 5$ сильно искажаются в диагностически значимой полосе инфранизких частот до 4 мин$^{-1}$ ($\approx$ 0,07 Гц). При T = 10 потери приближаются к 100%.

Заключение

В представленной работе были получены следующие результаты.

1. Разработан метод робастных измерений ЧССП на основе ультразвуковой доплерометрии с использованием «центра мощности» спектра выделенного сигнала ритма.
2. Показано, что при доплерометрии ЧСПП с усреднением по распределению спектра детектированного сигнала ритма преобладают динамические погрешности, зависящие от длительности реализации сигнала.

Библиографический список

1. Kazantsev A., Ponomareva J., Kazantsev P., Digilov R., Huang P. Development of e-health network for in-home pregnancy surveillance based on artificial intelligence. // Proc. of the IEEE-EMBS

Int. Conf. on Biomedical and Health Informatics (BHI 2012). – Hong Kong and Shenzhen, China, 2012. – P. 82-84

СТРУКТУРНАЯ МОДЕЛЬ РЕЗОНАНСНОГО ДАТЧИКА НА ОСНОВЕ ИНС-ТЕХНОЛОГИИ

К.А. Агеев
Научный руководитель – Локтюхин В.Н., д-р техн. наук, профессор
Рязанский государственный радиотехнический университет

Использование в качестве первичного преобразователя резонансного датчика даёт возможность существенно повысить точностные характеристики измерительных преобразователей для биотехнических и экологических систем. Принцип действия данного типа преобразователей основан на изменении резонансной частоты чувствительного элемента датчика в зависимости от воздействия на резонатор. В качестве таких воздействий могут быть температура, давление, плотность, уровень, расход, скорость и т.д.

Кардинальным направлением повышения точности и универсальности датчиков является создание интеллектуальных датчиков, существенно расширяющих возможности обработки данных.

Одним из возможных эффективных направлений построения такого рода устройств является применение математического аппарата искусственных нейронных сетей (ИНС). Его использование позволяет получить математическое (нейросетевое) описание структуры датчика, отличающегося высокой однородностью составляющих его нейроэлементов и технологической простотой микроэлектронной реализации сети, в том числе путем ее представления на языках описания аппаратуры [1].

Для построения структурной модели резонансного датчика выбрана формируемая нейросеть с отрицательной обратной связью, которая описывается выражением:

$$y(t) = F^{(1)}\left(\sum_{m=1}^{M^{(0)}} w_m^{(1)} \cdot x_m + w^{(1)} \cdot y(t-1)\right), \qquad (1)$$

где $w^{(1)}$ – весовой коэффициент обратной синаптической связи [2].

Структурная схема датчика в виде аналогово-цифровой (АЦ-) нейросети указанного типа представлена на рис. 1.

Входами АЦ-нейросети являются следующие переменные:

f_x – резонансная частота чувствительного элемента (ЧЭ) датчика, где $f_x = \varphi(x)$, x – значение измеряемой физической величины;

Δf_M – амплитуда модуляции f_M частоты обратной связи f_{oc}.

Выходами датчика как нейросети являются:

T_p – период рыскания частоты поиска резонанса ЧЭ;

$f_H = f_{oc}$ – частота измерительного преобразователя (датчика), равная среднему значению частоты обратной связи f_{oc} нейросети.

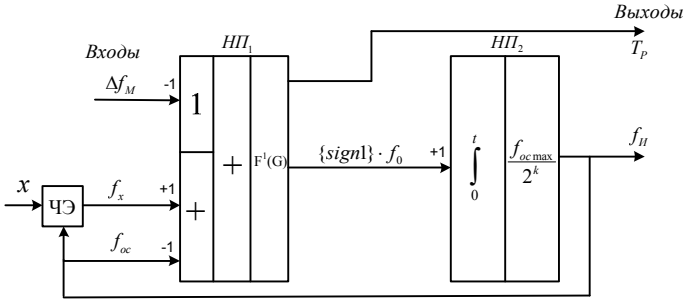


Рис. 1 – Структурная схема датчика в виде АЦ-нейросети

Функциональная модель датчика на основе ИНС представляет собой замкнутую структуру, содержащую нейроны-преобразователи $НП_1$ и $НП_2$.

Нейрон-преобразователь $НП_1$ сравнивает значение контролируемой частоты f_x с выхода ЧЭ с частотой обратной связи f_{oc}, формируя разность $G = f_x - f_{oc}$, где $f_{oc\max} = f_{x\max} + \Delta f_M$, $\Delta f_M = \dfrac{f_{x\max}}{R}$, $R > 1$ – уровень модуляции. Значение G выступает в качестве аргумента функции активации $F^1(G)$ $НП_1$, с выхода которого снимается частота $(sign\,1)\cdot f_o$, имеющая знаковый коэффициент $(sign\,1)$.

Функция активации $F^1(G)$ $НП_1$ описывается выражением $F(G) = (sign\,1)\cdot f_0$, которое имеет 4 состояния:

$$F^1(G) = (sign\,1)\cdot f_0 = \begin{cases} +1\cdot f_0, & если\ 0 \le G \le G_M; \\ -1\cdot f_0, & если\ 0 \le G_M < G; \\ -1\cdot f_0, & если\ G_M \le G < 0; \\ +1\cdot f_0, & если\ G \le -G_M \le 0, \end{cases} \qquad (2)$$

Функция $F^1(G)$ описывает, по сути, «петлю гистерезиса», которая представлена на рис. 2. Это позволяет задать величину шага и направление поиска резонанса частоты ЧЭ.

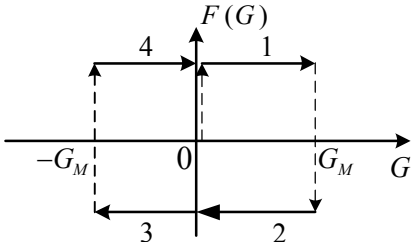


Рис. 2 – Вид функции активации (2)

Нейрон-преобразователь НП$_2$ с линейной функцией активацией $F^2(G)$, имеющий вид $f_{И} = \dfrac{N \cdot f_{oc\max}}{2^k}$ выполняет операцию интегрирования

$$f_{oc}(t) = f_{И} + \frac{f_{oc\max}}{2^k}\int_0^t (sign\,1)\cdot f_0 dt\ , \qquad (3)$$

где $f_{И} = \dfrac{N \cdot f_{oc\max}}{2^k}$, j = 1, 2, 3, 4 – номера отрезков петли гистерезиса (рис. 2) в течение периода рыскания T_P;

$\int_0^t (sign\,1)\cdot f_0 dt = N(t)$ – код, формируемый на выходе интегрирующего блока НП$_2$;

На рис. 3 представлена временная диаграмма изменения частоты f_{oc} (t) (3) на выходе нейрона-преобразователя НП$_2$ во времени.

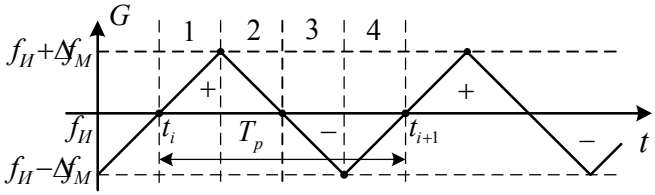


Рис. 3 – Временная диаграмма изменения f_{oc} (t) (3) на выходе НП$_2$

В установившемся режиме, когда за счет действия отрицательной обратной связи $f_x - f_{oc}$, а $f_И = f_{oc}$, выражение (3) с учетом (2) примет вид

$$f_{oc}(t) = f_И + (sign\,1) \cdot \frac{\Delta f_M}{T_p} \cdot [t - (t_i + j \cdot \frac{T_p}{4})], \qquad (4)$$

где j = 1, 2, 3, 4 – номера отрезков петли гистерезиса (рис. 2) в течение периода рыскания T_P, причем $\frac{T_p}{4} = R \cdot T_0 = T_0 \frac{f_{x\max}}{\Delta f_M} = \frac{f_{x\max}}{f_0 \cdot \Delta f_M}$.

Если $f_o = f_{x\max}$, то $T_p / 4 = 1 / \Delta f_M$.

Таким образом, в установившемся режиме работы АЦ-нейросети замкнутого типа частота f_{oc}(t) (3) оказывается модулированной по треугольному закону изменения с периодом рыскания T_P и максимальными отклонениями Δf_M относительно разности $G = f_x - f_{oc}$. Это обеспечивает работу чувствительного элемента ЧЭ в режиме устойчивого резонанса при получении частоты $f_x = \varphi(x)$ с его выхода. При этом среднее значение частоты $f_И = f_{oc}$ на выходе датчика в виде АЦ-нейросети равно частоте резонанса датчика, т.е. $f_И = f_x$.

В целом, нейросетевая организация резонансного датчика позволяет за счет его обучения на задание, в частности, амплитуды модуляции, выбрать такой режим работы ЧЭ, чтобы не возникали «срывы» его резонанса.

Библиографический список

1. Локтюхин В.Н., Челебаев С.В. Нейросетевые преобразователи импульсно-аналоговой информации: организация, синтез, реализация / Под общей редакцией А.И. Галушкина. –М.: Горячая линия-Телеком, 2008. – 144 с.: ил.
2. Локтюхин В.Н., Челебаев С.В., Антоненко А.В. Нейросетевые аналого-цифровые преобразователи / Под общей редакцией А.И. Галушкина. –М.: Горячая линия-Телеком, 2010. – 128 с.: ил.

ИЗМЕРЕНИЕ ВОЛЬТ-АМПЕРНЫХ ХАРАКТЕРИСТИК

О.С. Куроедова
Руководитель - Глинкин Е.И., д-р техн. наук, профессор
Тамбовский государственный технический университет

Проведен сопоставительный анализ квазилинейных и нелинейных измерений характеристик, реализуемых на II и III участках вольт-амперной характеристики (ВАХ) для создания информационных технологий постоянно-токовых методов кондуктометрии [см. 1 – 3] по информативным параметрам математической модели ВАХ в явном виде, представленной экспоненциальной зависимостью диффузии двухэлектродной ячейки.

Квазилинейные измерения

Квазилинейные измерения [см. 1,2] реализуют на III участке ВАХ повышенного напряжения для определения дифференциального и мгновенного сопротивлений.

Статическое сопротивление Ri определяют по закону Ома для i–тых значений (i=1,n) характеристик напряжения Ui и тока Ii. Для статических измерений прикладывают напряжение E к измерительной ячейке, состоящей из последовательного соединения пробы исследуемого вещества и образцового сопротивления – нормируемой меры в цифровом или другом эквиваленте. Определяют силу тока I_i по падению напряжения U_{0i} на образцовом сопротивлении. Регистрируют падение напряжения $U_i = E - U_{0i}$ на пробе вещества, по которому с учетом тока I_i находят электрическое сопротивление R_i исследуемого вещества

$$R_i = \frac{U_i}{I_i} \qquad (1)$$

согласно соотношению (2)

$$R_i = R_э \frac{E - U_{0i}}{U_{0i}},$$

где $i = \overline{1,n}$ - число измерений. Для квазилинейных измерений ВАХ выбирают сопротивление $R_э$ образцового резистора на два порядка ниже минимального сопротивления R_i пробы ячейки.

Достоинствами квазилинейных измерений являются простота измерительной цепи пассивного делителя и способа определения элек-

трического сопротивления R_i косвенным методом, высокая точность и оперативность измерения мгновенных значений характеристик: напряжения U_i и тока I_i, сопротивления R_i и проводимости $Y_i = \frac{1}{R_i}$.

Недостатки обусловлены повышенным напряжением электробезопасности измерений, большим числом n измерений электрических характеристик, их зависимости от амплитуд напряжения и тока, изменяющихся от контролируемых параметров состава и свойств веществ. Повышение точности измерения характеристик требует коррекцию действительных значений за счет учета нелинейности ВАХ, обусловленных диффузией электрических носителей заряда на границе контакта вещество-электрод кондуктометрической ячейки в цепи постоянного тока. Учитывают нелинейность ВАХ коррекцией определяемых электрических характеристик.

Дифференциальное сопротивление устраняет недостатки статического сопротивления за счет снижения нелинейности ВАХ благодаря нормированным мерам отсчета амплитуды тока или напряжения. В способе определения дифференциального сопротивления организуют парные измерения амплитуд напряжения U_i, U_{2i} с нормированным интервалом $\Delta U_i = U_{2i} - U_i$ и тока I_i, I_{2i} с интервалом $\Delta I_i = I_{2i} - I_i$, по отношению интервалов которых определяют дифференциальные характеристики: сопротивление dR и проводимость dY

$$\begin{cases} dR_i = \dfrac{dU_i}{dI_i} \\ dY_i = \dfrac{dI_i}{dU_i}, \end{cases} \qquad (2)$$

где $d = \lim\Delta$ - предельные значения интервалов Δ, для бесконечного множества $n \to \infty$ бесконечно малых величин $\Delta \to 0$.

Оценку дифференциальных и статических электрических характеристик можно получить при дифференцировании тока ВАХ (5) по напряжению

$$\frac{dI}{dU} = \frac{dI_0\left(\exp U/U_0 - 1\right)}{dU} = \frac{I_0}{U_0}\exp\frac{U}{U_0},$$

откуда следуют зависимости

$$\begin{cases} dY = Y_0 \exp\left(U/U_0\right) \\ dR = R_0 \exp\left(-U/U_0\right), \end{cases} \tag{3}$$

связывающие между собой дифференциальные характеристики и информативные параметры ВАХ.

Соотношения между дифференциальными (3) и статическими (1) характеристиками несложно найти методом эквивалентов, например, для сопротивлений с учетом модели ВАХ (5):

$$R_i = \frac{U_i}{I_i} = \frac{U_i}{I_0} \exp \frac{U_i}{U_0},$$

при условии $e^x >> 1$, что выполняется на практике. Выражение для сопротивления R_i помножим и разделим на U_0, и с учетом второго уравнения системы (3), находим соотношение между сопротивлениями и проводимостями по аналогии

$$\begin{cases} R_i = \dfrac{U_i}{U_0} dR_i \\ Y_i = \dfrac{U_0}{U_i} dY_i. \end{cases} \tag{4}$$

Анализ систем (3) и (4) показывает более сложную нелинейность статических (4) характеристик от дифференциальных из-за дополнительных функций U_i/U_0 и U_0/U_i, дополнительно искажающих экспоненциальные нелинейности. Снижение нелинейности дифференциальных характеристик «покупается» удвоением числа n измерений в инновациях относительно способов определения статических характеристик. Вектор развития способов направлен на снижение нелинейности измерений за счет определения информативных параметров ВАХ, независимых от режимных характеристик (изменения напряжения и тока) в отличии от нелинейных статических и дифференциальных характеристик.

Нелинейные измерения

Нелинейные измерения [см. 1, 4]ярко выражены на II участке ВАХ, описываемому алгебраической моделью экспоненциального вида

$$I = I_0 \left(\exp \frac{U}{U_0} - 1 \right) \tag{5}$$

с информативными параметрами I_0, U_0 - диффузионным током и на-

пряжением, а также режимными характеристиками I, U - амплитудой тока и напряжения, $5 \le U \le 27В$. Низковольтное напряжение безопасное для человека выделяет эти постоянно-токовые методы относительно других кондуктометрических измерений, однако нелинейность ВАХ и взаимозависимость режимных характеристик, двойной электрический слой и неуправляемость диффузионных параметров до настоящего времени тормозят развитие нелинейных измерений, что ограничивает ширину диапазона и точность измерений. Известные методы определения состава и свойств веществ по электрическому и дифференциальному сопротивлению (или проводимости) требуют неоправданно сложных метрологических средств из-за неявной функциональной зависимости режимных характеристик и их производных, предполагающих трудоемкую статическую аппроксимацию и интерполяцию. Следует отметить широкий диапазон изменения сопротивления ($1 \le R \le 10^9$Ом) при изменении на порядок состава или свойств, что диктует разработку дорогостоящих широкодиапазонных преобразователей или разбиение нелинейного II диапазона ВАХ на множество линейных поддиапазонов с несопоставимыми результатами на их границах, варьирующими от режимных характеристик и исследуемых параметров.

Следовательно, применение традиционных линейных методов на нелинейном II участке ВАХ без учета его нелинейности, регламентирует приемлемую точность в узком диапазоне коррекции и требует неоправданно высоких интеллектуальных, материальных и экономических затрат.

Информационные технологии

Информационные технологии решают поставленную задачу в адаптивном диапазоне контроля с заданной точностью, регламентируемой погрешностью образцовых мер на границах адаптации [см. 1 – 3]. В основу информационных технологий положены априорные знания закономерностей неделимого комплекса аппаратных и метрологических средств, программного и математического обеспечения компьютерных анализаторов, включающих:

- математические модели в явном виде алгебраической формы с информативными параметрами, адекватно отражающими физику процесса для выявления кода (состава и свойств) вещества;
- алгоритмы расчета информативных параметров, отражающие нелинейность ВАХ через режимные характеристики для линеаризации исследуемых зависимостей;

– рациональные меры счисления режимных характеристик для расчета оптимальных информативных параметров;
– эффективные метрологические средства адаптивного аналитического контроля с оптимизацией априори калибровочной характеристики с точностью образцовых мер границ диапазона.

Информационные технологии для линеаризации результатов нелинейного II участка ВАХ реализуют современные методы образцовых мер.

Библиографический список

1. Глинкин Е.И., Глинкин М.Е. Технология АЦП. Тамбов: Изд-во Тамб. гос. техн. ун-та, 2008. 140 с.
2. Глинкин Е.И. Схемотехника АЦП. Тамбов: Изд-во Тамб. гос. техн. ун-та, 2009. 160 с.
3. Глинкин Е.И., Техника творчества. Тамбов: Изд-во Тамб. гос. техн. ун-та, 2010. 168 с.

МОДЕЛИРОВАНИЕ МИГРАЦИИ ФОТОНОВ В ДИФФУЗИОННОЙ ОПТИЧЕСКОЙ ТОМОГРАФИИ

А.Ю. Потлов
Научный руководитель – Проскурин С.Г., канд. физ.-мат. наук, доцент
Тамбовский государственный технический университет

Диффузионная оптическая томография (ДОТ) — перспективный томографический метод исследования тканей с использованием физического явления диффузии света. Метод основан на измерении интенсивности излучения регистрируемого после многократного рассеяния и диффузии внутри биообъекта.

На сегодняшний день не все научно-технические проблемы оптической диффузионной томографии решены до конца так, чтобы диффузионные томографы могли выпускаться серийно и быть широко востребованы медициной. Но, по крайней мере, один оптический маммограф, как первый опытный образец, проходящий уже этап клинических испытаний, сегодня известен – маммограф “CTLM” фирмы “Imaging Diagnostic Systems, Inc.” (США) [1].

В данной работе предлагается модель миграции фотонов в диффузионной оптической томографии. Модельными объектами служат цилиндрические или сферические фантомы с неоднородностями внутри, которые имеют оптические свойства, отличающиеся от

свойств основного фантома. При малых расстояниях между световодом источника и световодом детектора такой объект можно рассматривать как полубесконечный. Однако средняя часть временной функции рассеяния точки (ВФРТ) и поздно пришедшие фотоны диффундируют через весь объем фантома и являются интегральными характеристиками [2].

На рис. 1 приведён внешний вид программы для моделирования миграции фотонов в диффузионной оптической томографии. Для удобства и большей информативности процесса моделирования пользователю предлагается настроить большинство параметров модели, включая количество неоднородностей, их расположение и даже их оптическую плотность.

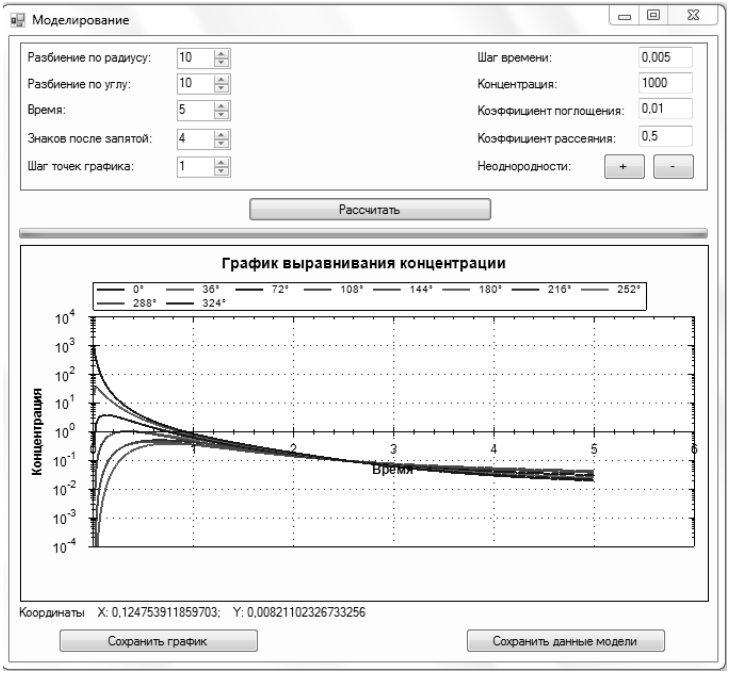


Рис. 1. – Программа для моделирования миграции фотонов в ДОТ

Для выбора вариантов расположения детекторов излучения используется параметр – «Разбиение по углу». Для указания оптической плотности однородной части используются параметры «Коэффициент поглощения» и «Коэффициент рассеяния». Для задания неоднородностей и определения их пространственного расположения и оптической

плотности используется кнопки «+» (добавить неоднородности) и «–» (удалить неоднородности). Назначение остальных параметров понятно из названий.

В качестве результата программа выдаёт кривые изменения интенсивности излучения во времени, детектируемого в указанных местах модели в течение указанного времени. Эти кривые имеют большую значимость, поскольку характеризуют оптическую структуру моделируемого объекта.

В перспективе планируется восстанавливать структурное изображение объекта по данным модели.

Библиографический список

1. Неинвазивная оптическая и лазерная медицинская диагностика [Электронный ресурс]. – Режим доступа: http://page-nii-r2.narod.ru/ Cr_r_ond_2.htm.
2. Проскурин С.Г., Использование поздно пришедших фотонов для диффузионной оптической томографии биологических объектов / Квантовая электроника.-2011.-№ 41.-с. 402-406.

ПОСТРОЕНИЕ СТРУКТУРНОГО ИЗОБРАЖЕНИЯ В ОПТИЧЕСКОЙ КОГЕРЕНТНОЙ ТОМОГРАФИИ

А.Ю. Потлов, К. Галеб, С. Назар
Научный руководитель – Проскурин С.Г., канд. физ-мат. наук, доцент
Тамбовский государственный технический университет

Электрический сигнал, полученный с детекторов оптического когерентного томографа, включенных в балансную схему, представляет собой усиленное и оцифрованное с помощью АЦП среднее значение интенсивности излучения, отражённого от биообъекта.

Получение структурного изображения из интерференционного сигнала сводится к построению спектрограммы. Спектрограмма представляет собой функцию двух переменных: время и частота. То есть, интерференционный сигнал, представляющий собой функцию одной переменной (времени), преобразуется в спектрограмму являющейся функцией двух переменных. Для построения спектрограммы интерференционный сигнал разбивается на короткие сегменты одинаковой длительностью по времени. К каждому из этих сегментов применяется быстрое преобразование Фурье. На рис. 1 приведён алгоритм построе-

ния 2-х координатного изображения из интерференционного сигнала с детекторов оптического когерентного томографа.

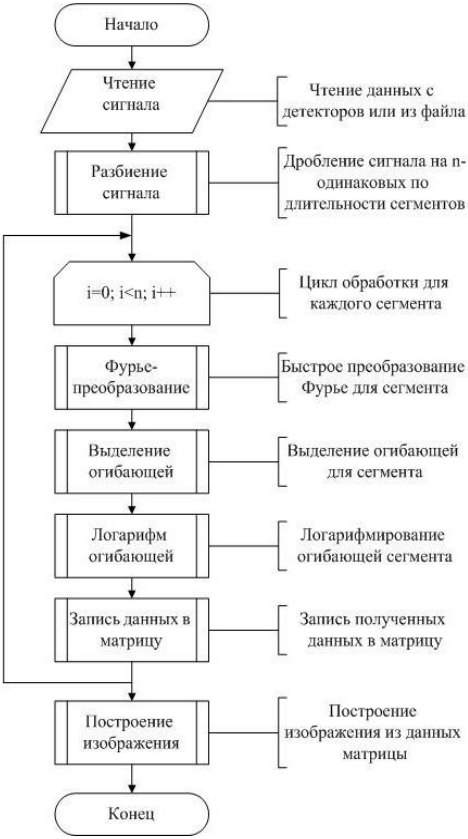


Рис. 1. – Алгоритм построения структурного изображения в оптической когерентной томографии

С целью получения структурных изображений более высокого качества и меньшего размера (в килобайтах) предлагается усреднять данные по линиям в пределах одного пикселя. Это позволяет уменьшить шумовую компоненту и спекл шумы. Для большего эффекта необходимо при получении интерференционного сигнала использовать растровое сканирование.

Уменьшая числовую апертуру (N.A.) и увеличивая конфокальный параметр до размера совместимого с глубиной проникновения сигнала 1 – 3 мм можно увеличить ГКЗ (глубину когерентного зонди-

рования). Диаметр перетяжки пучка определяется классическим соотношением,

$$\Delta\omega = \frac{1.22\lambda}{2[N.A.]},$$

и в предложенной схеме эксперимента увеличивается до 70 – 80 микрон. Кроме этого, при уменьшенной числовой апертуре фокусирующей оптики удаётся избежать попадания в детекторы многократного рассеянных фотонов под большими углами, и выделить только отражённую и обратно рассеянную компоненту, которая, собственно, и несёт информацию о структуре биообъекта.

Записанный интерференционный сигнал представляет собой 180 вертикальных линий. Каждая линия обрабатывается при помощи быстрого преобразования Фурье. Так как разность хода плеч сканирующего интерферометра меняется непрерывно при сканировании оптической линии задержки, теоретически окно преобразования Фурье, должно также смещаться непрерывно, т.е на одну точку, но это делает обработку сигнала довольно долгой, порядка нескольких минут. Эмпирически было показано, что обработка сигнала со сдвигом окна на 20 – 30 % даёт такой же контраст изображения как и с непрерывным сдвигом. Это занимает 2–5 секунд при использовании процессора Pentium 4. с тактовой частотой 2.4 ГГц. При использовании специализированного программного обеспечения это время может быть сокращено до одной секунды. Такой подход обеспечивает получение изображений в реальном времени и визуальную обратную связь при использовании живого биомедицинского объекта [1,2].

Библиографический список

1. Проскурин С.Г., Ванг Р.К. Визуализация подкожных кровеносных сосудов человека посредством увеличения глубины когерентного зондирования // Квантовая электроника. – 2004. – № 12. – С. 1157-1162.
2. Bonesi M., Proskurin S.G., Meglinski I.V., Imaging of subcutaneous blood vessels and flow velocity profiles by Optical Coherence Tomography // Laser Physics, Vol. 20, No. 4, p. 891-899, 2010.

МЕТОДЫ ИЗМЕРЕНИЯ ВОЛЬТ-АМПЕРНЫХ ХАРАКТЕРИСТИК

А.С. Суслина
Руководитель – Глинкин Е.И., д-р техн. наук, профессор
Тамбовский государственный технический университет

Постоянно-токовые методы кондуктометрии [см.1 – 3,] основаны на включении исследуемого вещества в цепь источника постоянного тока. Как правило, исследуемое вещество (жидкое, сыпучее, пористое) помещают в кондуктометрическую ячейку с двумя электродами, с помощью которых организуют измерительную цепь делителей напряжения, тока или мощности за счет последовательного, параллельного или смешанного соединения. Например, электролитическая ячейка содержит стеклянный сосуд, заполняемый электролитом, в котором находятся два или больше электродов, соединяемые в измерительную цепь.

Простота конструкции кондуктометрической ячейки в измерительной цепи позволяют широко использовать постоянно-токовые методы кондуктометрии в различных сферах производства и научно-исследовательских лабораториях. К недостаткам этих методов относятся низкая точность и диапазон измерения из-за нелинейности электрических преобразований, обусловленной диффузионным слоем носителей заряда границы измерительного электрода и исследуемого вещества.

Нелинейность вольтамперной характеристики (ВАХ) электродов кондуктометрической ячейки позволяет поделить постоянно-токовые методы на высоко- и низковольтные, линейные и нелинейные, определяемые ее тремя соответствующими участками. На ВАХ ячейки ярко выражены три участка: линейные для низких I напряжений ($U \leq 5$ В) и высоких III ($U \geq 27$ В), а также нелинейный II между ними с невысоким напряжением ($5 < U \leq 27$ В), безопасным для человека.

Линейный III участок ВАХ из-за высоких напряжений позволяет использовать пассивные измерительные цепи без сложных электронных усилителей. Схема измерительной цепи при последовательном соединении кондуктометрической ячейки и образцового резистора образует пассивный делитель напряжения с исследуемым сопротивлением R вещества и нормируемым сопротивлением $R_э$ резистора (см рис.1). Резистор служит для косвенных измерений тока I по напряжению U на сопротивлении $R_э$, регистрируемом на резисторе вольтмет-

ром. Ток измерительной цепи вычисляют по закону Ома, считая участок III ВАХ линейным:

$$I = U/R_э . \qquad (1)$$

Сопротивление R исследуемого вещества определяют по соотношению:

$$R = R_э \frac{E - U}{U} . \qquad (2)$$

Это следует из тождественности системы уравнений:

$$\begin{cases} U_1 = E \cdot R/\left(R + R_э\right) \\ U_1 = E\text{-}U \end{cases}$$

напряжения U1 на сопротивлении R ячейки, полученному методом делителя напряжения и второму правилу Кирхгофа.

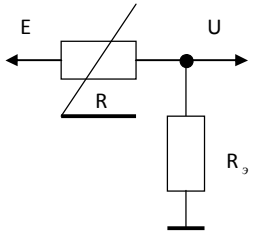


Рис.1

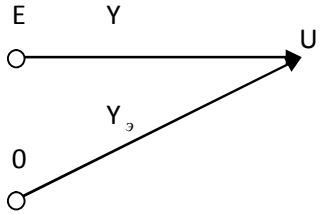


Рис.2

Это следует из тождественности системы уравнений:

$$\begin{cases} U_1 = E \cdot R/\left(R + R_э\right) \\ U_1 = E\text{-}U \end{cases}$$

напряжения U1 на сопротивлении R ячейки, полученному методом делителя напряжения и второму правилу Кирхгофа.

Оценим нелинейности преобразования III участка ВАХ, включающие нелинейности ДН и диффузии.

<u>Нелинейность делителя напряжения (ДН)</u> определяется схемой последовательного соединения сопротивлений R исследуемого вещества ячейки и $R_э$ образцового резистора (рис.1). Сопоставим структурной схеме (рис. 1) схему замещения в сигнальных графах (рис. 2), вес которых определяется проводимостями $Y = 1/R$.

По первому правилу Кирхгофа для узла с потенциалом U составим уравнение тождества токов:

$$U\left(Y+Y_э\right)=E\cdot Y+0\cdot Y_э\,, \qquad (3)$$

из которого следует зависимость U (Y) делителя

$$U=E\cdot Y/\left(Y+Y_э\right)$$

и коэффициент $k=U/E$ преобразования

$$k=R_э/\left(R_э+R\right). \qquad (4)$$

Вычислим нелинейность η_k ДН методом эквивалентов относительно желаемого линейного коэффициента $k_э=R_э/R$. Очевидно, исследуемый коэффициент k связан с линейным коэффициентом $k_э$ через нелинейность η_k соотношением

$$k=k_э\cdot\eta_k\,. \qquad (5)$$

Для выявления нелинейности η_k выразим нелинейный коэффициент k через линейный $k_э$

$$k=\frac{R_э}{R}\left(\frac{1}{1+R_э/R}\right),$$

где нелинейность определяется выражением в скобках

$$\eta_k=R/\left(R+R_э\right). \qquad (6)$$

Из формулы (5) следует линейность преобразования при тождестве $k=k_э$ для единичной нелинейности $\eta_k=1$.

Аналогичный результат получают при оптимизации выражения (6) относительно изменения R при обнулении производной $d\eta_k/dR=0$:

$$\frac{d\eta_k}{dR}=\frac{d\left(R/\left(R+R_э\right)\right)}{dR}=\frac{1}{R+R_э}-\frac{R}{\left(R+R_э\right)^2}=\frac{1}{R+R_э}\left(1-\frac{R}{R+R_э}\right). \qquad (7)$$

Учитывая, что дробь в скобках уравнения (7) соответствует выражению (6), получим

$$\left(1-\frac{R}{R+R_э}\right)=1-\eta_k=0\,,$$

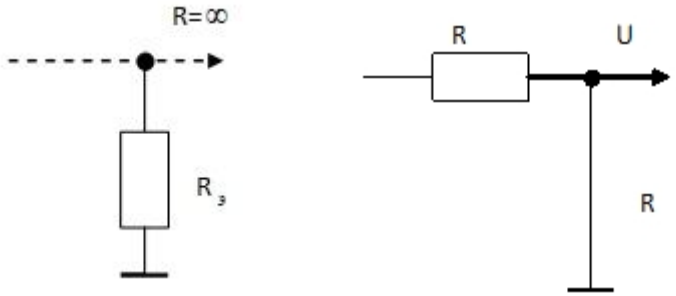
откуда следует оптимальное решение $\mathrm{opt}\eta_k=1$. При этом $\mathrm{opt}k=k_э$, что очевидно из равенства (5).

Хотя математика и постулирует оптимальные закономерности линейности преобразования, физика утверждает несостоятельность этих выводов. Если нелинейность $\eta_k=1$, то из формулы (6) следует равенство

$$R = R + R_э,$$

что возможно в двух случаях:

а) $R_э << R \to \infty$ при бесконечно большом R ячейки;



а) б)

Рис. 3

б) $R >> R_э \to 0$ при нулевом $R_э$ резистора. б) $R >> R_э \to 0$ при нулевом $R_э$ резистора.

Этим условиям соответствуют схемы замещения рис. 3, реализующие физически обрыв (рис. 3, а) и короткое замыкание (рис. 3, б). А это противоречит процессу деления напряжения.

Следовательно, пассивный делитель напряжения не позволяет линейное преобразование из-за противоречивых физических требований, разрушающих схему делителя напряжения при оптимальных характеристиках схемы, т.к. $k < k_0 = 1$. Схемой пассивного делителя напряжения является схема с соотношением $R_э << R \to \infty$, что выполняется на практике, когда сопротивление R ячейки на два и более порядка выше сопротивления образцового резистора, т.е. $100R_э \le R$.

Библиографический список

1. Глинкин Е.И., Глинкин М.Е. Технология АЦП. – Тамбов: Изд-во Тамб. гос. техн. ун-та, 2008. – 140 с.
2. Глинкин Е.И. Схемотехника АЦП. – Тамбов: Изд-во Тамб. гос. техн. ун-та, 2009. – 160 с.
3. Глинкин Е.И., Глинкин М.Е. Метрологические средства // Вестник Тамбовского университета. – Тамбов: ТГУ, 2009, Т.14, Вып.3. – С.515 – 520.
4. Глинкин Е.И., Техника творчества. – Тамбов: Изд-во Тамб. гос. техн. ун-та, 2010. – 168 с.

ОЦЕНКА КАЧЕСТВА АЛГОРИТМОВ ПОДАВЛЕНИЯ ПОМЕХ В ЭЛЕКТРОКАРДИОСИГНАЛАХ

Л.Ю. Кривоногов, А.Е. Клебнева
Научный руководитель – Кривоногов Л.Ю., канд. техн. наук, доцент
Пензенский государственный университет

Достоверность диагностических заключений в электрокардиографии напрямую зависит от точности регистрации и измерения амплидудно-временных параметров электрокардиосигналов (ЭКС), достоверности обнаружения его отдельных элементов и их границ. Основной причиной погрешностей измерений и ошибок обнаружения элементов ЭКС являются искажения сигнала, вызванные наличием разнообразных помех или некачественной обработкой (в том числе и различными процедурами, предназначенными для подавления помех). Алгоритмы подавления помех в ЭКС обеспечивают достоверность автоматического анализа в целом.

Если в результате помехоподавления происходят даже незначительные искажения информативных участков ЭКС, то такие искажения могут привести к ошибочным диагностическим заключениям. Следовательно, основным требованием, предъявляемым к процедурам помехоподавления, является значительное подавление помех при минимальном искажении полезного сигнала. Именно этими требованиями и будет определяться эффективность алгоритмов подавления помех в ЭКС.

За полвека автоматизации электрокардиографических исследований, разработано большое количество различных методов и алгоритмов подавления помех в ЭКС. При создании технических средств электрокардиографии неизбежно возникает задача сравнения качества и выбор наиболее эффективных среди существующих алгоритмов помехоподавления. А при разработке новых алгоритмов возникает задача сравнения качества этих алгоритмов с существующими и между собой. При этом необходимы критерии и методика оценки качества процедур помехоподавления. Необходимо отметить, что эта проблема в полном объеме не решена до сих пор (существуют лишь отдельные частные критерии, нет стандартизированной методики). Заметим, что во многих исследованиях речь о методиках и критериях оценки качества алгоритмов подавления помех не идет вообще, авторы приводят временные диаграммы на входе и выходе фильтра и уверяют, что все и так видно «на глаз», а известные критерии не отражают особенностей обработки электрофизиологических сигналов.

Возьмем на себя смелость возразить. Раз существующие критерии имеют недостатки, нужно разработать другие – объективные, адекватные и эффективные. Такие критерии (или их совокупности), которые действительно позволят оценить качество алгоритмов и выбрать наиболее эффективные из них.

Обычно для оценки качества алгоритмов подавления помех используют не реальный ЭКС с помехами, а искусственно зашумленный эталонный ЭКС (помехи могут быть как модельные, так и реальные). Такой подход вполне оправдан, потому что позволяет легко измерить отношение сигнал/помеха на входе алгоритма, а наличие эталонного ЭКС дает возможность оценить его близость с выходным (реконструированным) сигналом.

Существующие критерии оценки качества алгоритмов помехоподавления с точки зрения требований к фильтрам делятся на две группы:

- ***критерии оценки степени подавления помех*** (без учета степени искажения полезного сигнала);
- ***критерии оценки близости эталонного и реконструированного*** ЭКС (без учета степени подавления помех).

С точки зрения объективности критерии оценки качества алгоритмов делят на ***качественные***, ***количественные.*** Для оценки близости исходного и реконструированного ЭКС иногда используют ***семантические*** критерии.

К количественным критериям, оценивающим лишь степень подавления помех можно отнести следующие:

- выигрыш фильтра по отношению сигнал/помеха в результате фильтрации [1]

$$M_{ф} = \frac{Q}{Q^0};$$

  где Q^0, Q отношение сигнал/помеха на входе и выходе фильтра соответственно.
- отношение размаха текущего артефакта в сигнале A_k на выходе фильтра к размаху артефакта на входе A_k^0 [2]

$$\lambda_k = \frac{A_k}{A_k^0}.$$

- коэффициент подавления случайной помехи как отношение СКО помехи после фильтрации σ к СКО помехи в исходном сигнале σ^0 [2]

$$\gamma = \frac{\sigma}{\sigma^0}.$$

В принципе, приведенные критерии могут быть применены не только к искусственно зашумленному эталонному, но и к реальному ЭКС. Основной недостаток этих критериев в том, что они не учитывают степень искажения сигнала в результате фильтрации, кроме того, проблематично рассчитать СКО помехи после фильтрации и соответственно отношение сигнал/помеха на выходе фильтра.

Качественные критерии искажения формы (оценки близости эталонного и реконструированного ЭКС) основаны на визуальном сравнении сигналов и для повышения объективности оценки должны выполняться несколькими независимыми экспертами. Кроме общей похожести исходного и реконструированного ЭКС, визуально оценивается в реконструированном сигнале воспроизводимость основных зубцов, комплексов и интервалов и их характерных клинических особенностей, которые могут иметь диагностическое значение. Качественные критерии недостаточно объективны, их вычисление сложно автоматизировать.

Количественные критерии оценки искажения ЭКС заключаются в определения численного значения расстояния между эталонным и реконструированным сигналами и могут относиться, как к амплитудно-временным параметрам отдельных зубцов и интервалов (локальные), так и к ЭКС в целом (интегральные). Наиболее широко используемыми мерами расстояния (мерами сходства) являются:

- средняя арифметическая ошибка (***Mean Error – ME***), описывающая отклонение эталонного сигнала x_i от реконструированного y_i

$$ME = \frac{\sum_{i=1}^{n} x_i - y_i}{n};$$

- среднеабсолютная ошибка (***Mean Absolute Error – MAE***)

$$MAE = \frac{\sum_{i=1}^{n} \left| x_i - y_i \right|}{n};$$

- среднеквадратическая ошибка ***(Mean Square Error – MSE***)

$$MSE = \frac{\sum_{i=1}^{n} \left(x_i - y_i \right)^2}{n};$$

- на практике, при одинаковой размерности сравниваемых сигналов, часто нормирующий множитель 1/n не используется и вместо ***MAE*** и ***MSE*** применяются эквивалентные меры ***SAD*** (***Sum of Absolute Differences***) и ***SSD*** (***Sum of Sqaured Differences***) соответственно:

$$SAD = \sum_{i=1}^{n} | x_i - y_i | \ ;$$

$$SSD = \sum_{i=1}^{n} (x_i - y_i)^2 ;$$

- максимальная абсолютная ошибка (***Maximum Absolute Error – MaxAE***)

$$MaxAE = Max\left\{ \left| x_i - y_i \right| \right\}$$

- процентное среднеквадратичное отклонение (***Percent Root-Mean-Square Difference – PRD***) [3]

$$PRD = \left(\sqrt{\frac{\sum_{i=1}^{n} (x_i - y_i)^2}{\sum_{i=1}^{n} x_i^2}} \right) \times 100\% \ ;$$

- отношения сигнала к ошибке (***Signal-to-Error Ratio – SER***) [4]

$$SER = \frac{\sum_{i=1}^{n} x_i^2}{\sum_{i=1}^{n} (x_i - y_i)^2} \ ;$$

- Коэффициент корреляции

$$R_{xy} = \frac{\sum_{i=1}^{n} x_i y_i}{\sqrt{\sum_{i=1}^{n} x_i^2 \sum_{i=1}^{n} y_i^2}} .$$

Количественные критерии оценки близости эталонного и реконструированного ЭКС не позволяют разделить ошибки, вызванные остаточными помехами и искажения сигнала, полученные в результате применения процедуры помехоподавления. Кроме того, эти критерии никак не учитывают уровень помех до фильтрации.

Семантические критерии оценки близости эталонного и реконструированного ЭКС связаны с их относительным информационно-диагностическим содержанием. Эти критерии связаны, как пра-

вило, с определением соответствия диагностической классификации исходного и реконструированного ЭКС по результатам анализа группы врачей-экспертов (или автоматического анализа системами экспертного уровня). Определение семантических критериев – достаточно сложная процедура, не всегда гарантирующая успех.

Ввиду сложности оценки качества алгоритмов подавления помех и недостатков существующих критериев авторами предложено для сравнения алгоритмов подавления помех в ЭКС использовать графики зависимости процентного среднеквадратического отклонения (PRD) от отношения сигнал/помеха (SNR) на входе фильтра (такой график позволяет в некоторой мере объединить оценки подавления помех и искажения эталонного ЭКС).

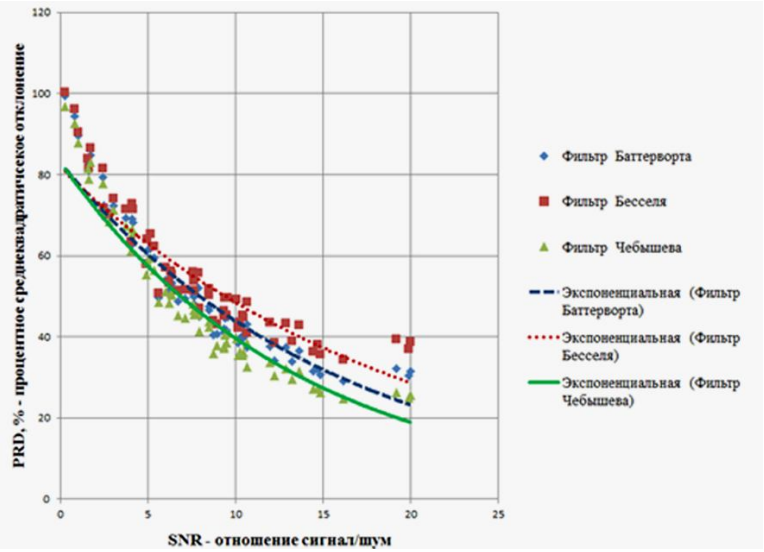


Рис. 1 – Пример графиков зависимости PRD от SNR для стандартных фильтров LabVIEW

Исследования проводились в системе прикладного графического программирования LabVIEW. В качестве эталонного ЭКС был использован сигнал эмулятора ЭКС (Simulate ECG Signal) из пакета Biomedical Startup Kit LabVIEW 8.5. В качестве помех применялись сигналы 'bw', 'ma', 'em' из базы MIT-BIH Noise Stress Test Database [5]. Разработанный виртуальный прибор (ВП) LabVIEW обеспечивает суммирование эталонного сигнала с помехой, определение отношения сигнал/помеха для каждой секундной реализации смеси ЭКС с поме-

хой, вычисление процентного среднеквадратического отклонения реконструированного сигнала от эталонного. ВП позволяет подключать различные фильтры и получать по каждой секундной реализации входного сигнала одну точку на графике. Кривые на графике строились на основе экспоненциальной аппроксимации. На рис. 1 приведен пример графиков зависимости процентного среднеквадратического отклонения от отношения сигнал/помеха для стандартных фильтров LabVIEW (ФНЧ Баттерворта, Бесселя и Чебышева, все второго порядка с частотой среза 30 Гц, помеха – 'ma').

Чем меньше наклон графика и чем ниже он расположен, тем качественней фильтр. По графикам видно, что стандартные фильтры LabVIEW имеют недостаточное качество подавления помех в ЭКС.

Предполагается использовать разработанную методику оценки качества при разработке и выборе алгоритмов для беспроводной системы мониторинга ЭКС.

Библиографический список

1. Баскаков С.И. Радиотехнические цепи и сигналы. – М.: Высшая школа, 1988.
2. Свешников К.В. Исследование методов и алгоритмов автоматизированного анализа электрокардиосигнала при кардиостимуляции. Автореферат дисс. к.т.н., СПб, 1999.
3. Cohen and Y. Zigel. Compression of Multichannel ECG Through Multichannel Long Term Prediction. IEEE BME magazine, Vol. 17, pp. 109-115, 1998.
4. M Blanco-Velasco, B Weng, KE Barner. A New ECG Enhancement Algorithm for Stress ECG Tests. Computers in Cardiology 2006; 33: pp. 917–920.
5. PhysioNet the research resource for complex physiologic signals. URL: http://physionet.org (дата обращения: 10.03.2012).

ВЫБОР ОПТИМАЛЬНЫХ РАЗМЕРОВ ГИДРОДИНАМИЧЕСКОГО ФЛОУСПИРОМЕТРИЧЕСКОГО ПРЕОБРАЗОВАТЕЛЯ НА ОСНОВЕ ТРУБКИ ПИТО

А.А. Бровкин
Научный руководитель – А.А. Михеев, д-р техн. наук, профессор
Рязанский государственный радиотехнический университет

Первичным измерительным преобразователем является трубка Пито S – типа, которая преобразует кинетическую энергию потока в потенциальную энергию – разность давлений, регистрируемую вторичным измерительным преобразователем – дифференциальным датчиком давления.

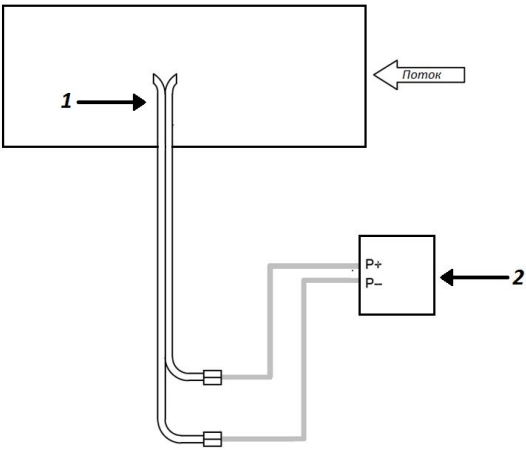


Рис. 1 - Структура измерительного флоуспирометрического преобразователя. 1 – первичный измерительный преобразователь (трубка Пито); 2 – вторичный измерительный преобразователь (дифференциальный датчик давления).

Параметры первичного преобразователя выбирают в зависимости от диаметра дыхательной трубки, в свою очередь диаметр дыхательной трубки выбирают исходя из параметров дыхательной системы человека (в частности диаметра трахеи). Диаметр трахеи зависит от возраста, варьируется индивидуально, неодинаков на протяжении жизни у одного и того же человека. В среднем у взрослых людей ее поперечник составляет 15-18 миллиметров. Для обеспечения малого

сопротивления дыханию внутренний диаметр дыхательной трубки не должен быть меньше диаметра трахеи, т.е. должен превышать 18мм.

Примем внутренний диаметр дыхательной трубки равным 23 миллиметра, что заведомо больше диаметра трахеи, и вычислим площадь дыхательной трубки:

$$S_{Д.Т.} = \pi \cdot \left(\frac{D_{Д.Т.}}{2} \right)^2 = 4{,}1547 \cdot 10^{-4} м^2 . \quad (1)$$

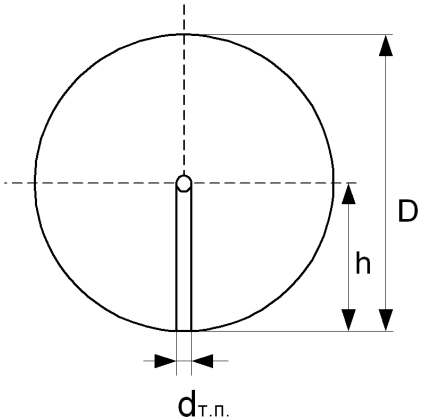


Рис.2 - Поперечное сечение дыхательной трубки. D – диаметр дыхательной трубки; h – высота трубки Пито; $d_{Т.П.}$ – диаметр трубки Пито

Согласно ГОСТ 8439-81 [4] для напорных трубок, загнутых на встречу потоку, показания не зависят от градиента скорости потока, если загрузка измерительного сечения средствами измерения не превышает 2% от площади поперечного сечения трубопровода. Тогда соотношение между поперечным сечением дыхательной трубки и общей площадью трубки Пито выглядит следующим образом

$$S_{Т.П.} = 0.02 \cdot S_{Д.Т.} , \quad (2)$$

а общая площадь трубки Пито будет равна:

$$S_{Т.П.} = 0.02 \cdot 4{,}1547 \cdot 10^{-4} = 8{,}31 \cdot 10^{-6}$$

Общая площадь трубки Пито вычисляется по формуле:

$$\mathrm{S}_{\text{т.п}} = d_{\text{т.п}} \cdot \frac{D_{Д.Т.}}{2} + \frac{\pi \cdot \left(\frac{d_{\text{т.п}}}{2} \right)^2}{2} \quad (3)$$

Соответственно $d_{\text{т.п}}$ можно вычислить из выражения:

$$d_{\text{т.п}} = \frac{-\frac{D_{Д.Т.}}{2} \pm \sqrt{\left(\frac{D_{Д.Т.}}{2}\right)^2 - 4 \cdot \frac{\pi \cdot \left(\frac{1}{2}\right)^2}{2} \cdot \left(-0.02 \cdot \pi \cdot \left(\frac{D_{Д.Т.}}{2}\right)^2\right)}}{\pi \cdot \left(\frac{1}{2}\right)^2} \quad (4)$$

Положительный корень этого уравнения – интересующий нас диаметр трубки Пито $d_{\text{т.п}} = 0.7 мм$

Для того чтобы понять, можно ли для расчета скорости воздуха использовать упрощённую формулу, оценим влияние сжимаемости воздуха [1,2]. Скорость потока воздуха определяется по формуле:

$$\text{v} = \text{k}_{\text{сж}} C_p \sqrt{\frac{2\Delta p}{\rho}} \quad (5)$$

где C_p – коэффициент трубки Пито, определяемый экспериментально при ее калибровке; $\text{k}_{\text{сж}}$ – коэффициент учитывающий сжимаемость газа, определяемый уравнением:

$$\text{k}_{\text{сж}} = \left[1 + Ma^2/4 + (2 - x) Ma^2/24 + \ldots\right]^{-1} \quad (6)$$

где x – показатель адиабаты газа; Ма – число Маха, причем

$$Ma_{\max} = \frac{v_{\max}}{c} = \frac{v_{\max}}{\sqrt{xPa_{\min}/\rho_{\min}}} \quad (7)$$

Определим число Маха при максимальной объемной скорости потока 15 л/с (верхний предел измерения современных флоуспирометрических преобразователей). Для расчетов необходима линейная скорость, которая вычисляется по следующей формуле:

$$v_{\max} = \frac{Q_{\max}}{\text{S}_{\text{д.т.}} - \text{S}_{\text{т.п}}} \quad (8)$$

$$v_{\max} = \frac{3 \cdot 10^{-3}}{4{,}126 \cdot 10^{-4} - 8{,}251 \cdot 10^{-6}} = 37{,}1 \text{ м/с}$$

Далее необходимо рассчитать минимальную плотность воздуха в потоке [3].

$$\rho = \frac{Pa - 0{,}378 \cdot \varphi \cdot E}{R(T + 273{,}15)} \quad (9)$$

Для того чтобы значение плотности воздуха в потоке было минимальным необходимо чтобы значение числителя было минималь-

ным, а знаменателя максимальным. Тогда формула для расчета минимальной плотность воздуха в потоке примет вид:

$$\rho_{\min} = \frac{Pa_{\min} - 0,378 \cdot \varphi_{\max} \cdot E}{R(T_{\max} + 273,15)} \qquad (10)$$

где $Pa_{\min} = 730 мм.рт.ст = 97325 Па$ - минимальное атмосферное давление из диапазона [5]; $T_{\max}$ – максимальная температура воздуха – температура выдыхаемого воздуха, 38ºС; $\varphi_{\max}$ – максимальная влажность воздуха – влажность выдыхаемого воздуха, 100%; E=7135 Па - парциальное давление водяного пара в точке росы при данной температуре [3]; R=287,026 Дж/кг·К – газовая постоянная для сухого воздуха. Только при данных параметрах плотность воздуха будет минимальной.

$$\rho = \frac{97325 - 0,378 \cdot 1 \cdot 7135}{287,02(38 + 273,15)} = 1,059 \, {}^{кг}\!/_{м^3}$$

Подставим полученные величины в выражение (7):

$$Ma = \frac{37.1}{\sqrt{1,4 \cdot 97325 / 1,059}} = 0,103$$

Число Маха является мерой влияния сжимаемости среды, с ростом числа Маха влияние сжимаемости усиливается. В несжимаемой среде Ма→0, и при значениях Ма ≤ 0,5 воздух можно считать несжимаемой средой [1,2], следовательно в данном случае влиянием сжимаемости можно пренебречь.

Таким образом, описан выбор размеров флоуспирометрического преобразователя на базе трубки Пито, а также приведена методика оценки применимости измерительного преобразователя с выбранными параметрами.

Библиографический список

1. Кремлевский П.П. Расходомеры и счетчики количества веществ в 2 кн. Кн. 2 / П. П. Кремлевский СПб.: Политехника 2002 – 413с.
2. Кремлевский П.П. Расходомеры и счетчики количества веществ в 2 кн. Кн. / П. П. Кремлевский СПб.: Политехника 2002 – 409с.
3. Буровцев С. И. Влажный воздух. Состав и свойства / С. И. Буровцев, Ю. Н. Цветков СПб.: СПбХАГПТ 1998 – 146с..
4. ГОСТ 8.439-81 «Расход воды в напорных трубопроводах, методика выполнения измерения методом площадь скорость».

5. ГОСТ 1515-69 «МАШИНЫ, ПРИБОРЫ И ДРУГИЕ ТЕХНИЧЕСКИЕ ИЗДЕЛИЯ. Исполнения для различных климатических районов.
Категории, условия эксплуатации, хранения и транспортирования в части воздействия климатических факторов внешней среды»

СОДЕРЖАНИЕ

ЧАСТЬ 1

Н.С. Харламова
ПЕРСПЕКТИВНОЕ НАПРАВЛЕНИЕ ФИЗИОТЕРАПИИ – БИОАДПАТИВНАЯ 3D-МАГНИТОТЕРАПИЯ 3

А.П. Казанцев
ПРОЕКТ ТЕЛЕМЕДИЦИНСКОЙ СИСТЕМЫ АМБУЛАТОРНОГО СОПРОВОЖДЕНИЯ БЕРЕМЕННОСТИ НА ОСНОВЕ ИСКУССТВЕННОГО ИНТЕЛЛЕКТА 8

СЕКЦИЯ 1. ЭКОЛОГИЧЕСКИЕ И МЕДИЦИНСКИЕ СИСТЕМЫ И КОМПЛЕКСЫ 16

М.Е. Юрин
ПРИМЕНЕНИЕ МЕТОДА КОРРЕЛЯЦИОННОЙ ФЛУОРЕСЦЕНТНОЙ СПЕКТРОСКОПИИ ДЛЯ НЕРАЗРУШАЮЩЕГО КОНТРОЛЯ БИОАКТИВНЫХ ПРЕПАРАТОВ 16

А.Ю. Архипова
БИОИМПЕДАНСНЫЙ АНАЛИЗАТОР НОВОГО ПОКОЛЕНИЯ 21

К.В. Семенова
СПОСОБ ДИАГНОСТИКИ ВАРИКОЗНОГО РАСШИРЕНИЯ ВЕН ПИЩЕВОДА С ПОМОЩЬЮ МАГНИТНОГО МАРКИРОВАНИЯ КРОВИ 25

Д.М. Ханеев
ПРИМЕНЕНИЕ НЕЙРОПОДОБНЫХ СЕТЕВЫХ СТРУКТУР В ЗАДАЧАХ КЛАССИФИКАЦИИ ДЫХАТЕЛЬНЫХ ШУМОВ 31

А.П. Порван, А.Л. Петухова, Е.В. Высоцкая
ИНФОРМАЦИОННАЯ ТЕХНОЛОГИЯ ОПРЕДЕЛЕНИЯ ВЛИЯНИЯ ПОЧВ НА СОДЕРЖАНИЕ ТЯЖЕЛЫХ МЕТАЛЛОВ В ПРОДУКТАХ ПИТАНИЯ 33

Д.Д. Монашева
АППАРАТ ДЛЯ ЛЕЧЕБНОГО ВОЗДЕЙСТВИЯ ДИАДИНАМИЧЕСКИМИ ТОКАМИ 34

В.А. Линьков, П.В. Линьков, Ю.В. Линьков, Н.В. Вишняков, С.Н. Вишнякова, А.К. Мусолин
ОЦЕНКА ЭЛЕКТРОЭФФЕКТИВНОСТИ АРХИТЕКТУРЫ ТРЕХФАЗНЫХ ЭЛЕКТРИЧЕСКИХ СЕТЕЙ С НЕЛИНЕЙНЫМИ НАГРУЗКАМИ КОМПЬЮТЕРНОГО ТИПА В МЕДИЦИНСКИХ УЧРЕЖДЕНИЯХ 38

Е.Ю. Шукейло
СРЕДСТВА ДЛЯ СОЗДАНИЯ ОБЩЕРОССИЙСКОЙ БАЗЫ ДАННЫХ В ПРОГРАММНОМ КОМПЛЕКСЕ «ЦЕНТР ЗДОРОВЬЯ» 42

Е.В. Власова, О.О. Голубятников, О.А. Остапенко, А.Ю. Потлов, Д.А. Семенов
ВЫЧИСЛЕНИЕ КОЭФФИЦИЕНТОВ ДЛЯ ОПРЕДЕЛЕНИЯ КОНЦЕНТРАЦИИ ГЛЮКОЗЫ В КРОВИ 47

Э.А. Гладкова
ОЦЕНКА ИЗМЕНЕНИЯ КАЧЕСТВА ПРИЗЕМНОГО СЛОЯ АТМОСФЕРНОГО ВОЗДУХА Г. РЯЗАНЬ ПОД ВОЗДЕЙСТВИЕМ АВТОТРАНСПОРТА С ПОМОЩЬЮ МЕТОДОВ ЭКОЛОГИЧЕСКОГО МОНИТОРИНГА 52

А.Б.Матанцев
СПОСОБЫ УМЕНЬШЕНИЯ ПОГРЕШНОСТЕЙ ПОЛУПРОВОДНИКОВЫХ ДАТЧИКОВ ГАЗА И МЕТОДЫ ИХ ИССЛЕДОВАНИЯ 56

Н.В. Павлова
СОГЛАСОВАННОСТЬ ДИСТАНТНЫХ АНАЛИЗАТОРОВ ПРИ ПЕРЦЕПЦИИ ВНЕШНЕЙ ИНФОРМАЦИИ ГОЛОВНЫМ МОЗГОМ ЧЕЛОВЕКА 62

А.П. Порван, Ю.В. Журавлёва, М.А. Пащенко
ИНФОРМАЦИОННАЯ ТЕХНОЛОГИЯ ВЫЯВЛЕНИЯ СТРЕССА У СТУДЕНТОВ 65

В.А. Сухенький
ЭКСПЕРТНЫЙ АНАЛИЗ ЭЛЕКТРОМИОГРАФИЧЕСКОГО СИГНАЛА 67

В.Н. Тихонов
СИСТЕМА АВТОМАТИЗИРОВАННОЙ РАННЕЙ ДИАГНОСТИКИ МЕЛАНОМЫ КОЖИ 69

К.Г. Половенко
ДИАГНОСТИЧЕСКИЕ ВОЗМОЖНОСТИ АВТОМАТИЗИРОВАННОГО МЕТОДА ОБРАБОТКИ ЭЛЕКТРОМИОГРАФИЧЕСКИИХ СИГНАЛОВ ПРИ ГИПЕРКИНЕЗАХ 72

А.А. Чернышев, Е.В. Высоцкая
УНИВЕРСАЛЬНАЯ СИСТЕМА УПРАВЛЕНИЯ ПРОТЕЗОМ ПРЕДПЛЕЧЬЯ НА РАСЩЕПЛЕННУЮ КУЛЬТЮ 74

П.С. Покровский, Д.С. Семин
АЛГОРИТМ ПОИСКА ОБЪЕКТОВ КОСМИЧЕСКОГО МУСОРА ДЛЯ СИСТЕМ МОНИТОРИНГА ОКОЛОЗЕМНОГО ПРОСТРАНСТВА 76

М.Е. Виноградова
ДЕТЕРМИНИРОВАННЫЙ АЛГОРИТМ КЛАССИФИКАЦИИ АКУСТИЧЕСКИХ ШУМОВ ДЛЯ РЕШЕНИЯ ЗАДАЧ МЕДИЦИНСКОЙ ДИАГНОСТИКИ 79

Е.С. Вековищева, С.И. Мальченко, А.В. Шилин
РАЗРАБОТКА ВИРТУАЛЬНОЙ МОДЕЛИ СПЕКТРОФОТОМЕТРА МЕДИЦИНСКОГО НАЗНАЧЕНИЯ 82

А.А. Ахтырченко, М.В. Зубков
ВИРТУАЛЬНЫЙ ПОЛЯРОГРАФ 84

В.Т. Дмитриев, Д.И. Лукьянов
ПРИМЕНЕНИЕ ПРЕДСТАВЛЕНИЯ ХУРГИНА-ЯКОВЛЕВА В НЕИНВАЗИВНОЙ ДИАГНОСТИКЕ ГОЛОСОВОГО ТРАКТА 86

А.Е. Королёв, В. В. Васильев, К.В. Шемарин
ВЕНТИЛЯТОР-ОЗОНАТОР ДЛЯ ОЧИСТКИ И ОБЕЗЗАРАЖИВАНИЯ ВОЗДУХА 87

А.А. Голофеев
ОПЫТ ЭКСПЛУАТАЦИИ ПРОГРАММНО-АППАРАТНОГО КОМПЛЕКСА «ЗДОРОВЫЙ РЕБЕНОК» ДЛЯ ОЦЕНКИ СОСТОЯНИЯ ЗДОРОВЬЯ ДЕТЕЙ И ПОДРОСТКОВ 91

А. А. Одинокова, А.Ю. Потлов, Гахзар Мохаммед
МОДЕРНИЗАЦИЯ ТЕЛЕВИЗИОННОЙ СИСТЕМЫ ПОИСКА ПОСТРАДАВШИХ «СИСТЕМА 1К» 94

Ю.А. Лосева, Д.А. Караваева, Л.Б. Ильинская
ПРИМЕНЕНИЕ ГБО У НАРКОЗАВИСИМЫХ ЖЕНЩИН ВО ВРЕМЯ БЕРЕМЕННОСТИ И РАННЕМ ПОСЛЕРОДОВОМ ПЕРИОДЕ 99

М.Е. Дорогов
СТОХАСТИЧЕСКОЕ МОДЕЛИРОВАНИЕ ПРОЦЕССА РЕПРОДУКЦИИ СЕЛЬСКОХОЗЯЙСТВЕННЫХ БИОЛОГИЧЕСКИХ ОБЪЕКТОВ. ДОСТИЖЕНИЕ И ИНДУКЦИЯ ПОЛОВОЙ ЗРЕЛОСТИ 102

М.Е.Дорогов
СТОХАСТИЧЕСКОЕ МОДЕЛИРОВАНИЕ ПРОЦЕССА РЕПРОДУКЦИИ СЕЛЬСКОХОЗЯЙСТВЕННЫХ БИОЛОГИЧЕСКИХ ОБЪЕКТОВ. МОДЕЛЬ ЭСТРАЛЬНОГО ЦИКЛА 103

М.Е.Дорогов
СТОХАСТИЧЕСКОЕ МОДЕЛИРОВАНИЕ ПРОЦЕССА РЕПРОДУКЦИИ СЕЛЬСКОХОЗЯЙСТВЕННЫХ ЖИВОТНЫХ. МОДЕЛЬ СУПОРОСНОГО И ЛАКТАЦИОННОГО ПЕРИОДОВ 105

Н.Н. Стрелков, М.Б. Каплан
ОПЫТ ТЕСТИРОВАНИЯ УСТРОЙСТВА МОНИТОРИНГА ЭЛЕКТРОДЕРМАЛЬНОЙ АКТИВНОСТИ 108

С.В. Субботин, А.И. Бубликова
КОМПЛЕКСНАЯ ТЕРАПИЯ ВТОРИЧНОЙ АМЕНОРЕИ У ДЕВУШЕК-ПОДРОСТКОВ, СТРАДАЮЩИХ ФИЗИЧЕСКОЙ ЗАВИСИМОСТЬЮ ОТ ГЕРОИНА, НА 3-4 ЭТАПАХ ЛЕЧЕНИЯ НАРКОМАНИИ 113

М. Мохаммед, Л.Б. Ильинская
ПРИМЕНЕНИЕ ГБО ПРИ СИНДРОМЕ ЗАДЕРЖКИ РАЗВИТИЯ ПЛОДА 115

С. Хамдун
РОЛЬ КАРДИОТОКОГРАФИИ В ВЕДЕНИИ РОДОВ У ЖЕНЩИН С ДИАГНОСТИРОВАННЫМ ТУБЕРКУЛЁЗОМ 116

СЕКЦИЯ 2. МЕТОДЫ ИССЛЕДОВАНИЙ, МОДЕЛИРОВАНИЕ МЕДИКО-БИОЛОГИЧЕСКИХ ПРОЦЕССОВ И СИСТЕМ 119

В.А. Погодина
МОДЕЛЬ ВАРИАБЕЛЬНОСТИ РИТМА СЕРДЦА С УЧЕТОМ БАРОРЕЦЕПТОРНОЙ ЧУВСТВИТЕЛЬНОСТИ 119

Е.А. Захарова
ПОДАВЛЕНИЕ ПОМЕХ, ВОЗДЕЙСТВУЮЩИХ НА ЭКГ-СИГНАЛ, В СИСТЕМАХ КОМПЕНСАЦИИ ГЕОМАГНИТНЫХ БУРЬ 124

В.С. Леушкин, Ю.С. Глазунова
РАЗРАБОТКА МЕТОДОЛОГИЧЕСКИХ ОСНОВ ПОСТРОЕНИЯ СИСТЕМ КОМПЕНСАЦИИ И МОДЕЛИРОВАНИЯ ГЕОМАГНИТНЫХ ВОЗМУЩЕНИЙ И ГИПОМАГНИТНЫХ ПОЛЕЙ 127

А.М. Абрамов
МОДЕЛИРОВАНИЕ МЕТОДА ”СКОЛЬЗЯЩЕЙ” ГИСТОГРАММЫ ПРИ ИСПЫТАНИЯХ КАНАЛОВ ИЗМЕРЕНИЯ МАГНИТНОГО ПОЛЯ КОМПЛЕКСА «МУЛЬТИМАГ-МХ» 128

И.А. Джерики
НОВЫЙ ПОДХОД К ЛЕЧЕНИЮ ФЕТОПЛАЦЕНТАРНОЙ НЕДОСТАТОЧНОСТИ 131

А.А. Федотов
ВЫБОР ПАРАМЕТРОВ ИЗМЕРИТЕЛЬНОГО ПРЕОБРАЗОВАТЕЛЯ СЕРДЕЧНОГО РИТМА 133

С.П. Вихров, Н.В. Вишняков, С.Н. Вишнякова, В.А. Линьков, В.Г. Литвинов
СИНТЕЗ ДИАГНОСТИЧЕСКИХ СИСТЕМ С ПИКОСЕКУНДНЫМ РАЗРЕШЕНИЕМ ДЛЯ АНАЛИЗА ДИНАМИКИ ТРАНСФОРМАЦИИ ЭЛЕКТРОМАГНИТНЫХ ПРОЦЕССОВ 139

Д.В. Панюхин, Д.В. Федоров
СРАВНИТЕЛЬНАЯ ОЦЕНКА ПОМЕХОУСТОЙЧИВОСТИ АППАРАТНЫХ СРЕДСТВ ЭЛЕКТРОКАРДИОГРАФИИ 140

А.В. Бусыгин
ЯЗЫК advancedQL В ОБЛАСТИ ИНФОРМАЦИОННО - ИЗМЕРИТЕЛЬНОЙ И БИОМЕДИЦИНСКОЙ ТЕХНИКИ 142

Е.В. Барышева, А.А. Басов, С.Н. Болотин, С.С. Джимак, М.А. Долгов, С.Р. Федосов
О ВЛИЯНИИ ВОДЫ С ПОНИЖЕННЫМ СОДЕРЖАНИЕМ ДЕЙТЕРИЯ НА ПОКАЗАТЕЛИ ПРООКСИДАНТНО-АНТИОКСИДАНТНОЙ СИСТЕМЫ У ЛАБОРАТОРНЫХ ЖИВОТНЫХ 143

А.А. Индюхин, В.Ф. Леймакин
МЕТОД ДИАГНОСТИКИ ВЫЗВАННЫХ ПОТЕНЦИАЛОВ 149

А.Н. Страшненко, Е.В. Высоцкая
ИНФОРМАЦИОННАЯ ТЕХНОЛОГИЯ ПОДДЕРЖКИ ПРИНЯТИЯ РЕШЕНИЯ ПРИ ОПРЕДЕЛЕНИИ СТАДИИ И ВЫБОРЕ МЕТОДА ЛЕЧЕНИЯ ПЕРВИЧНОЙ ОТКРЫТОУГОЛЬНОЙ ГЛАУКОМЫ 153

К.В. Сидоров
К ВОПРОСУ ПОСТРОЕНИЯ МОДЕЛИ РАСПОЗНАВАНИЯ ЭМОЦИОНАЛЬНЫХ СОСТОЯНИЙ ЧЕЛОВЕКА ПО РЕЧЕВОМУ СИГНАЛУ 155

И.И. Волков, Авад Али Мохаммед
МЕТОД КЛАССИФИКАЦИИ СЛОЖНЫХ СИСТЕМ НА ОСНОВЕ АНАЛИЗА СИГНАЛОВ СО СКРЫТЫМИ ПЕРИОДИЧНОСТЯМИ 161

Е.С. Кожевников
РАЗРАБОТКА ЭКВИВАЛЕНТНОЙ ЭЛЕКТРИЧЕСКОЙ СХЕМЫ ЗАМЕЩЕНИЯ ПАРАМЕТРОВ КОСТНОЙ ТКАНИ В ПРОЦЕССЕ ЕЁ ВОССТАНОВЛЕНИЯ 166

Н.О. Стрелков
РЕКОНСТРУКЦИЯ ТРЕКОВ И ГОДОГРАФОВ ЭКВИВАЛЕНТНОГО ТОКОВОГО ДИПОЛЯ СЕРДЦА ЧЕЛОВЕКА ПРИ ИСПОЛЬЗОВАНИИ МОДЕЛИ ТОРСА В ФОРМЕ КРУГОВОГО ЦИЛИНДРА 170

Е.А. Андреева
НЕПРЕРЫВНАЯ АУТЕНТИФИКАЦИЯ, ИСПОЛЬЗУЮЩАЯ ФОНОКАРДИОГРАФИЧЕСКИЙ МЕТОД 176

М.П. Булаев, Е.Ю. Сеняева
РАНГОВАЯ КОРРЕЛЯЦИЯ В МЕДИЦИНСКИХ ЗАДАЧАХ 181

С.О. Куликов
НЕПАРАМЕТРИЧЕСКИЕ КРИТЕРИИ В ОЦЕНКЕ ЖИЗНЕННО ВАЖНЫХ ПОКАЗАТЕЛЕЙ ЧЕЛОВЕКА 183

М.К. Богомолов
СТОХАСТИЧЕСКАЯ АППРОКСИМАЦИЯ В ЗАДАЧАХ МЕДИЦИНЫ 185

М.П. Булаев, М.А. Шмонова
ФАКТОРНЫЙ АНАЛИЗ ПРОГРАММЫ STATISTICA ПРИ ОБРАБОТКЕ МЕДИЦИНСКИХ ДАННЫХ 188

М.П. Булаев, И.С.Маркова
СТАТИСТИКА 8.0 В ЗАДАЧАХ ИССЛЕДОВАНИЯ БИОМЕДИЦИНСКИХ ПОКАЗАТЕЛЕЙ ЧЕЛОВЕКА 192

Е.А. Логинова
МЕТОДИЧЕСКИЕ ОСОБЕННОСТИ ОПРЕДЕЛЕНИЯ СТАБИЛЬНЫХ МЕТАБОЛИТОВ ОКСИДА АЗОТА В БИОЛОГИЧЕСКИХ ЖИДКОСТЯХ 194

И.К. Башкина, О.В. Мельник
НОВЫЕ МЕТОДЫ И ДИАГНОСТИЧЕСКИЕ СИСТЕМЫ ВЫЯВЛЕНИЯ ПРИЗНАКОВ ЭЛЕКТРИЧЕСКОЙ НЕСТАБИЛЬНОСТИ МИОКАРДА 200

И.А. Самофалов, И.В. Прасол
ПРОБЛЕМЫ ПОМЕХОЗАЩИЩЕННОСТИ ПРИ АППАРАТНОМ ИЗМЕРЕНИИ ГЛУБИНЫ КОРНЕВЫХ КАНАЛОВ 202

Д.С. Туляков
МОДЕЛИРОВАНИЕ ПРОГНОЗОВ В УСЛОВИЯХ ИНТЕРВАЛЬНОЙ НЕОПРЕДЕЛЕННОСТИ ПАРАМЕТРОВ 204

Я.В. Носова
АСПЕКТЫ ПОДГОТОВКИ ФАНТОМНЫХ ОБЪЕКТОВ ДЛЯ ВИРТУАЛЬНОГО ТРЕНАЖЕРА ПРИ ИЗУЧЕНИИ ОСНОВ РАБОТЫ УЗ-СКАНЕРОВ 210

М.Ю. Тымкович
ПОСТРОЕНИЕ И ИСПОЛЬЗОВАНИЕ АТЛАСА ВНУТРИМОЗГОВЫХ СТРУКТУР ПРИМЕНИТЕЛЬНО К ПЛАНИРУЮЩЕЙ ХИРУРГИЧЕСКОЙ СИСТЕМЕ 212

М.А. Антаков
ИССЛЕДОВАНИЕ ВЛИЯНИЯ ПОЛЯРИЗАЦИИ В МЕТОДЕ ДВУМЕРНОЙ ФИЛЬТРАЦИИ С ИСПОЛЬЗОВАНИЕМ ВЕСОВЫХ МАТРИЦ 215

М.А. Антаков, И.С. Бурнаевский
АППАРАТНЫЕ ФУНКЦИИ ГЕКСАГОНАЛЬНЫХ КОНФИГУРАЦИЙ НА ОСНОВЕ ТРОИЧНЫХ ПОСЛЕДОВАТЕЛЬНОСТЕЙ 221

Т.А. Жуков
КОМПЬЮТЕРНОЕ МОДЕЛИРОВАНИЕ ФИЗИЧЕСКИХ ПРОЦЕССОВ КРИОХИРУРГИИ 226

В.А. Ревуцкий
АЛГОРИТМ КЛАССИФИКАЦИИ НЕСАНКЦИОНИРОВАННОГО ИСТОЧНИКА ИЗЛУЧЕНИЙ 229

А.С. Леонтьев
ИССЛЕДОВАНИЕ ПРИЧИННО-СЛЕДСТВЕННЫХ СВЯЗЕЙ В ДИАГНОСТИКЕ РАННЕЙ ГЛАУКОМЫ 233

А.В.Наумова
НЕЛИНЕЙНОСТЬ МОДЕЛИ ДИФФУЗИИ ЯЧЕЙКИ 239

А.А. Одинокова
МОДЕЛИРОВАНИЕ СТАТИЧЕСКИХ ХАРАКТЕРИСТИК МИКРОЭЛЕКТРОННЫХ СТРУКТУР БИОМЕДИЦИНСКОЙ ТЕХНИКИ 244

С.В. Синдеев
МОДЕЛЬ СИСТЕМЫ КРОВООБРАЩЕНИЯ НА ОСНОВЕ ЧЕТЫРЕХ УПРУГИХ КАМЕР 248

Е.В. Стрыгина
ИССЛЕДОВАНИЕ ПОКАЗАТЕЛЕЙ ГЕМОДИНАМИКИ 252

Г.А. Машевский
ИСПОЛЬЗОВАНИЕ НЕЙРОСЕТЕВОГО МОДЕЛИРОВАНИЯ ДЛЯ ДИАГНОСТИКИ И МОНИТОРИНГА СОСТОЯНИЯ ПАЦИЕНТОВ В ПОСТОПЕРАЦИОННЫЙ ПЕРИОД 256

Е.А.Семенова
ПРИМЕНЕНИЕ БАЙЕСОВСКОЙ СТРАТЕГИИ В СИСТЕМЕ ПОДДЕРЖКИ ПРИНЯТИЯ РЕШЕНИЙ ВРАЧА-ТЕРАПЕВТА ПРИ ДИАГНОСТИКЕ АНЕМИИ 261

А.З. Яфаров
ФОРМИРОВАНИЕ ПРОСТРАНСТВА ПРИЗНАКОВ ДЛЯ ДИСТАНЦИОННОГО КОНТРОЛЯ ФУНКЦИОНАЛЬНОГО СОСТОЯНИ ЧЕЛОВЕКА-ОПЕРАТОРА 264

Н.В. Шпенглер, С.П. Кравцова, Е.Г. Юткина
ДЖОУЛЬМЕТРИЧКИЙ МЕТОД ДЛЯ ИССЛЕДОВАНИЯ МОРФОЛОГИЧЕСКИХ ПРИЗНАКОВ ПРИ ВОСПАЛИТЕЛЬНОМ ПРОЦЕССЕ ПАНКРЕОНЕКРОЗЕ 266

А.Н. Варнавский
ВЫБОР ОПТИМАЛЬНЫХ ЗНАЧЕНИЙ КОРРЕКТИРУЮЩИХ КОЭФФИЦИЕНТОВ ДЛЯ ПАРАМЕТРОВ РАБОТЫ ЧЕЛОВЕКО-МАШИННЫХ СИСТЕМ 270

А.Н. Варнавский, Л.В. Тимохина
АППАРАТНО-ПРОГРАММНЫЕ СРЕДСТВА ПОДДЕРЖКИ ДИСТАНЦИОННОГО ОБУЧЕНИЯ ДЕТЕЙ С ОГРАНИЧЕННЫМИ ВОЗМОЖНОСТЯМИ 272

ЧАСТЬ 2

СЕКЦИЯ 3. АВТОМАТИЗИРОВАННЫЕ КОМПЛЕКСЫ И ТЕЛЕМЕДИЦИНСКИЕ СИСТЕМЫ 3

А.В. Уклейкин
СОВРЕМЕННЫЕ АСПЕКТЫ ПРИМЕНЕНИЯ СИСТЕМ МОНИТОРИНГА ПОКАЗАТЕЛЕЙ СОСТОЯНИЯ ЧЕЛОВЕКА 3

С.С. Лукша
СИСТЕМА АВТОМАТИЧЕСКОГО СБОРА, ОБРАБОТКИ И ХРАНЕНИЯ ДАННЫХ ПАЦИЕНТА 5

В. М. Сахибгареев
ОСОБЕННОСТИ АДАПТАЦИИ МЕТОДИКИ ВОЗДЕЙСТВИЯ В АСПЕКТЕ МАГНИТОТЕРАПЕВТИЧЕСКОЙ РЕШЁТКИ 7

В. М. Сахибгареев
КОНТРОЛЬ БИОТРОПНЫХ ПАРАМЕТРОВ МАГНИТОТЕРАПЕВТИЧЕСКОЙ РЕШЁТКИ 11

А.И. Бодров
АВТОМАТИЗАЦИЯ ПОВЕРКИ ЭЛЕКТРОКАРДИОГРАФА С ПОМОЩЬЮ ВЕЙВЛЕТ-АНАЛИЗА СИНТЕЗИРОВАННОГО ЭЛЕКТРОКАРДИОСИГНАЛА 16

М.В. Ватуев
ЭЛЕКТРОННЫЙ АНАЛИЗАТОР ЭЛЕКТРИЧЕСКИХ ПАРАМЕТРОВ БИОЛОГИЧЕСКИХ ЖИДКОСТЕЙ 20

А.И. Мурго
МИКРОКОНТРОЛЛЕРНАЯ ПЛАТФОРМА ПОДДЕРЖКИ РАЗРАБОТКИ ТЕЛЕМЕТРИЧЕСКИХ КОМПЛЕКСОВ ДЛЯ МЕДИЦИНСКИХ ПРИЛОЖЕНИЙ 25

Р.Ю. Дорошенко
РАЗРАБОТКА АЛГОРИТМА ПЕРЕДАЧИ ДАННЫХ В ПРИБОРАХ ОЦЕНКИ СТЕПЕНИ ЖИЗНЕСПОСОБНОСТИ КЛЕТОЧНОЙ СУСПЕНЗИЙ 30

А.П. Попова
МЕХАНИКО-ГИДРАВЛИЧЕСКАЯ СИСТЕМА ДЛЯ МОДЕЛИРОВАНИЯ СТЕНОЗА МИТРАЛЬНОГО КЛАПАНА ЛЕВОЙ ПОЛОВИНЫ СЕРДЦА 33

Н.А. Щукин, А.П. Порван, Е.В. Высоцкая
ИНФОРМАЦИОННАЯ ТЕХНОЛОГИЯ НЕИНВАЗИВНОЙ ДИАГНОСТИКИ ОНКОЛОГИЧЕСКИХ ЗАБОЛЕВАНИЙ 36

Адел Абдулсалам Насер
ПРОГРАММНЫЙ ПАКЕТ НЕЙРОСЕТЕВОГО МОДЕЛИРОВАНИЯ ДЛЯ АНАЛИЗА И КЛАССИФИКАЦИИ ПАТОЛОГИЙ НА ИЗОБРАЖЕНИЯХ ГЛАЗНОГО ДНА 38

Н.А. Швецова
МЕТОДИКА ДИАГНОСТИКИ ЗАБОЛЕВАНИЙ ПО ИЗОБРАЖЕНИЯМ САМООРГАНИЗУЮЩИХСЯ СТРУКТУР 43

А.В. Крошилин, С.В. Крошилина
МЕТОДИКА ПРОЕКТИРОВАНИЯ СИСТЕМЫ ПОДДЕРЖКИ ПРИНЯТИЯ РЕШЕНИЙ НА ОСНОВЕ НЕЧЕТКОЙ ЛОГИКИ ДЛЯ ОЦЕНКИ СОСТОЯНИЯ ЗДОРОВЬЯ ПАЦИЕНТОВ «STACIONAR» 50

А.В. Алпатов, А.В. Кирюхин, М.Ю. Митрофанова
РАЗРАБОТКА ПРОГРАММНОГО КОМПЛЕКСА ВИЗУАЛИЗАЦИИ И ОБРАБОТКИ СЕРДЕЧНОГО РИТМА 52

А.А. Федоров
ОПРЕДЕЛЕНИЕ ТЕМПЕРАТУРНЫХ НАПРЯЖЕНИЙ В СИСТЕМАХ ОСТЕОСИНТЕЗА ПЛЕЧЕВОЙ КОСТИ 57

И.С. Рунов, Р.Д. Миргаязов
СИСТЕМА ДИСТАНЦИОННОГО ХОЛТЕРОВСКОГО МОНИТОРИРОВАНИЯ 61

Л.В. Чиж
ИНФОРМАЦИОННО-ОБРАЗОВАТЕЛЬНАЯ СРЕДА КАК ФАКТОР УПРАВЛЕНИЯ ПРОЦЕССОМ ОБУЧЕНИЯ КУРСАНТОВ 64

П.Ю. Мыльников
SPSS В ОБРАБОТКЕ ДАННЫХ МЕДИЦИНСКОГООБСЛЕДОВАНИЯ 67

Е.Б. Жаркова
РАЗРАБОТКА ЦИФРОВОГО ЦВЕТОМЕТРИЧЕСКОГО АНАЛИЗАТОРА ДЛЯ ОПРЕДЕЛЕНИЯ СОСТАВА ВЕЩЕСТВ 72

М.С. Фролова
ПОСТАНОВКА ЗАДАЧИ ОПТИМАЛЬНОГО ВЫБОРА ДЛЯ ЛПУ МЕДИЦИНСКОГО ОБОРУДОВАНИЯ С УЧЕТОМ ИНТЕГРАЦИИ В МЕДИЦИНСКУЮ ИНФОРМАЦИОННУЮ СИСТЕМУ 73

О.Е. Гапон
ИСПОЛЬЗОВАНИЕ ТЕХНОЛОГИИ ВЕЙВЛЕТНОГО АНАЛИЗА ДЛЯ СЖАТИЯ ЭКГ ДАННЫХ В ТЕЛЕМЕДИЦИНЕ 80

Т.А. Чудакова
АНАЛИЗ РЕНТГЕНОСКОПИЧЕСКИХ ИЗОБРАЖЕНИЙ НА ОСНОВЕ МНОГОМЕРНОГО БЫСТРОГО ПРЕОБРАЗОВАНИЯ ФУРЬЕ 82

О.М. Дацок, Д.В. Павленко, А.В. Хоружная
АЛГОРИТМ ОБРАБОТКИ КАРДИОСИГНАЛОВ ДЛЯ ФОРМИРОВАНИЯ АВТОМАТИЧЕСКОГО ОПИСАНИЯ КАРДИОГРАММЫ 85

М.А. Лядов
РАСПРЕДЕЛЕННАЯ ИНФОРМАЦИОННАЯ СИСТЕМА АВТОМАТИЗИРОВАННОГО СБОРА И ОЦЕНКИ СОСТОЯНИЯ ЗДОРОВЬЯ ШКОЛЬНИКОВ РЕГИОНА 91

О.А. Остапенко
РАЗРАБОТКА МЕДИЦИНСКОГО ДИАГНОСТИЧЕСКОГО КОМПЛЕКСА НОВОГО ПОКОЛЕНИЯ ДЛЯ ПРОВЕДЕНИЯ СКРИНИНГ-ОБСЛЕДОВАНИЯ ДЕТЕЙ 96

А.М. Черникова, О.В.Чичканова
МИКРОПРОЦЕССОРНАЯ СИСТЕМА ДИАГНОСТИКИСОСТОЯНИЯ ЩИТОВИДНОЙ ЖЕЛЕЗЫ И ПЕРИФЕРИЧЕСКИХ КРОВЕНОСНЫХ СОСУДОВ 101

А.И. Истомина, Е.Н. Пересыпкина
ОПТИЧЕСКАЯ СИСТЕМА ОБНАРУЖЕНИЯ ЦЕЛЛЮЛИТА НА РАННИХ СТАДИЯХ 106

Е.Ю. Игушева
ИНТЕГРАЦИЯ ЛАБОРАТОРНОЙ ИНФОРМАЦИОННОЙ СИСТЕМЫ И АВТОМАТИЧЕСКОГО ЛАБОРАТОРНОГО ОБОРУДОВАНИЯ: ПРОБЛЕМЫ И ПЕРСПЕКТИВЫ 110

Е.А. Пустозеров
СИСТЕМА СБОРА И АНАЛИЗА МЕДИЦИНСКОЙ ИНФОРМАЦИИ БОЛЬНЫХ САХАРНЫМ ДИАБЕТОМ 112

Д.В. Савенков
АВТОМАТИЗИРОВАННАЯ СИСТЕМА ОЦЕНКИ РИСКА РАЗВИТИЯ АТЕРОСКЛЕРОЗА И ИШЕМИЧЕСКОЙ БОЛЕЗНИ СЕРДЦА 115

И.В. Хлызова
ИЗМЕРИТЕЛЬНО-ИНФОРМАЦИОННАЯ СИСТЕМА И МЕТОД ОЦЕНКИ СИЛОВЫХ ХАРАКТЕРИСТИК КИСТЕВОГО СХВАТА НА ЭТАПАХ РЕАБИЛИТАЦИИ ИНВАЛИДОВ 120

Ю.А. Кривоногова
ОБРАБОТКА ДЖОУЛЬМЕТРИЧЕСКИХ СИГНАЛОВ ПРИ ОЦЕНКЕ ДИНАМИКИ ПРОТЕКАНИЯ ВОСПАЛИТЕЛЬНЫХ ПРОЦЕССОВ ПРИ ГНОЙНОМ ГАЙМОРИТЕ 125

Л.И. Панюшкина, С.М. Геращенко
ОПТИМИЗАЦИЯ СТРУКТУРЫ ИНТЕРНЕТ-ПОРТАЛА КАФЕДРЫ «МЕДИЦИНСКИЕ ИНФОРМАЦИОННЫЕ СИСТЕМЫ И ТЕХНОЛОГИИ» ПЕНЗЕНСКОГО ГОСУДАРСТВЕННОГО УНИВЕРСИТЕТА 131

Л.Ю. Кривоногов, А.Е. Клебнева, А.М. Хомяков
БЕСПРОВОДНАЯ СИСТЕМА РЕГИСТРАЦИИ И АНАЛИЗА ЭЛЕКТРОКАРДИОСИГНАЛОВ 136

А.В. Ермачихин, С.А. Кострюков
ИЗМЕРИТЕЛЬНО–АНАЛИТИЧЕСКИЙ КОМПЛЕКС ДЛЯ ИССЛЕДОВАНИЯ ШУМОВ В БИОЛОГИЧЕСКИХ СИСТЕМАХ 142

А.Н. Варнавский, Н.В. Чекан
АВТОМАТИЗИРОВАННАЯ СИСТЕМА СНИЖЕНИЯ РИСКОВ АВАРИЙ НА ТРАНСПОРТЕ 147

СЕКЦИЯ 4. ДАТЧИКИ, ДИАГНОСТИЧЕСКИЕ И ТЕРАПЕВТИЧЕСКИЕ УСТРОЙСТВА 150

А.А. Жильников
СПОСОБ НЕРАЗРУШАЮЩЕЙ ОБЪЕМНОЙ РЕГИСТРАЦИИ МАГНИТНЫХ ПОЛЕЙ В МАГНИТОТЕРАПИИ 150

М.В. Сушилина
ОПРЕДЕЛЕНИЕ КООРДИНАТ КОНТРОЛЬНЫХ ТОЧЕК ВОЗДЕЙСТВИЯ ДЛЯ КОМПЛЕКСОВ ХРОНОМАГНИТОТЕРАПИИ 152

Е.С. Артюшина, Н.С. Харламова
МАГНИТОТЕРАПЕВТИЧЕСКОЕ УСТРОЙСТВО С РЕОГРАФИЧЕСКИМ КАНАЛОМ 157

Е.О. Путилин
БЕСКОНТАКТНОЕ СКАНИРОВАНИЕ ПРОЦЕССОВ СЕРДЦЕБИЕНИЯ И ДЫХАНИЯ ПАЦИЕНТА МАГНИТОТЕРАПЕВТИЧЕСКОГО КОМПЛЕКСА 159

Е.О. Путилин
МОДЕЛИРОВАНИЕ ИМПУЛЬСНО-ФАЗОВОГО СКАНИРОВАНИЯ ПАЦИЕНТА КОМПЛЕКСНОЙ ХРОНОМАГНИТОТЕРАПИИ 163

А.В. Замятин, А.А. Тришин
АНАЛИЗ МЕТОДОВ И СРЕДСТВ ФОРМИРОВАНИЯ НЕОДНОРОДНЫХ МАГНИТНЫХ ПОЛЕЙ ДЛЯ МАГНИТОТЕРАПИИ И ИЗМЕРЕНИЯ ИХ ПАРАМЕТРОВ 167

С.С. Лукша
ПОРТАТИВНЫЙ ДЕФИБРИЛЛЯТОР-МОНИТОР С ФУНКЦИЕЙ КОНТРОЛЯ ПАРАМЕТРОВ СЕРДЕЧНО-СОСУДИСТОЙ СИСТЕМЫ 172

А.В. Антипина
ЛАЗЕРНОЕ ТЕРАПЕВТИЧЕСКОЕ УСТРОЙСТВО 173

М.В. Сорокин, А.С. Быстров
ПРИМЕНЕНИЕ ТЕНЗОМЕТРИЧЕСКИХ СИСТЕМ В ЖИВОТНОВОДСТВЕ 176

В.А. Ургапов
СИСТЕМА ТЕХНИЧЕСКОГО ЗРЕНИЯ, ОБЕСПЕЧИВАЮЩАЯ ОРИЕНТАЦИЮ В ПРОСТРАНСТВЕ СЛЕПЫХ И СЛАБОВИДЯЩИХЛЮДЕЙ 180

А.Ю. Маликов
АНАЛИЗ ФИЗИЧЕСКОГО СОСТОЯНИЯ ВОДИТЕЛЯ ТРАНСПОРТА ДАЛЬНЕГО СЛЕДОВАНИЯ НА ОСНОВЕ ВИДЕОДАТЧИКА 183

И.А. Климов
ИЗУЧЕНИЕ СТЕПЕНИ ВЛИЯНИЯ АНТРОПОГЕННОЙ НАГРУЗКИ НА АДАПТАЦИОННЫЕ ВОЗМОЖНОСТИ ОРГАНИЗМА ДЕТЕЙ 186

Е.В. Высоцкая, А.П. Порван, Д.А. Амбросов
ИНФОРМАЦИОННАЯ ТЕХНОЛОГИЯ ДИАГНОСТИКИ АРТЕРИАЛЬНОЙ ГИПЕРТЕНЗИИ 191

Е.Д. Мишустин, А.П. Порван, Е.В. Высоцкая
ИНФОРМАЦИОННАЯ ТЕХНОЛОГИЯ ПСИХОДИАГНОСТИКИ ЛЮДЕЙ С ОГРАНИЧЕННЫМИ ВОЗМОЖНОСТЯМИ ЗДОРОВЬЯ 193

А.В. Евстафьева
УСТРОЙСТВО ОПРЕДЕЛЕНИЯ ПРОСТРАНСТВЕННО-ВРЕМЕННОГО РАСПРЕДЕЛЕНИЯ ДАВЛЕНИЯ СТОПЫ 194

А.М. Гузаирова
УСТРОЙСТВО ДЛЯ СНИЖЕНИЯ НАГРУЗКИ НА СЕРДЦЕ 197

С.В. Харьков
НЕЧЕТКИЕ НЕЙРОННЫЕ СЕТИ ДЛЯ ИНТЕГРАЛЬНОЙ ОЦЕНКИ СОСТОЯНИЯ ЗДОРОВЬЯ 199

А.В. Орлов, А.Л. Галиев
ПРИМЕНЕНИЕ ИЗМЕРИТЕЛЬНОГО ГЕНЕРАТОРА ЗАДАННОЙ МОЩНОСТИ В БИОМЕДИЦИНСКИХ ЦЕЛЯХ 204

П.А. Блинов
ИСПОЛЬЗОВАНИЕ МИКРОКОНТРОЛЛЕРОВ СЕМЕЙСТВА PIC24 ФИРМЫ MICROCHIP В ЗАДАЧАХ ПЕРВИЧНОЙ ОБРАБОТКИ БИОСИГНАЛОВ 210

А.А. Хдрян
ТЕХНИЧЕСКАЯ РЕАЛИЗАЦИЯ БИОЛОГИЧЕСКОЙ ОБРАТНОЙ СВЯЗИ В ГЕМОДИАЛИЗЕ 213

А.Ф. Шишкина
УСТРОЙСТВО ПОВЫШЕНИЯ УСТОЙЧИВОСТИ СЛУХОВЫХ АППАРАТОВ МЕТОДОМ КОМПАНДИРОВАНИЯ ОГИБАЮЩЕЙ РЕЧЕВОГО СИГНАЛА 219

Н.И. Юмагулов
ПРОГРАММНОЕ УПРАВЛЕНИЕ МОЩНОСТЬЮ В ИЗМЕРИТЕЛЬНЫХ ГЕНЕРАТОРАХ С КОЛЕБАТЕЛЬНЫМ КОНТУРОМ 223

Н. С. Точилина
СРЕДСТВА ПОДАВЛЕНИЯ ВЛИЯНИЯ АДДИТИВНЫХ ПОМЕХ НА ЭЛЕКТРОКАРДИОСИГНАЛ НА ОСНОВЕ ФИЛЬТРАЦИИ 228

П.Л. Шувалов
СПОСОБ ВЫДЕЛЕНИЯ ТР-СЕГМЕНТОВ ЭЛЕКТРОКАРДИОСИГНАЛА 231

Е.А. Логинова
ПРИМЕНЕНИЕ НИЗКОИНТЕНСИВНОЙ ЛАЗЕРНОЙ ТЕРАПИИ ДЛЯ ЗАЖИВЛЕНИЯ ШВОВ У РОДИЛЬНИЦ ПОСЛЕ КЕСАРЕВА СЕЧЕНИЯ, ЭПИЗИОТОМИИ И РАЗРЫВОВ ПРОМЕЖНОСТИ 234

Д.И. Бородкин
ИССЛЕДОВАНИЕ ЗАВИСИМОСТИ ТОЧНОСТИ СТАТИСТИЧЕСКИХ И СПЕКТРАЛЬНЫХ ХАРАКТЕРИСТИК РИТМА СЕРДЦА ОТ ЧАСТОТЫ ДИСКРЕТИЗАЦИИ ЭЛЕКТРОКАРДИОСИГНАЛА 236

И.В. Парамошин
ИССЛЕДОВАНИЕ ВЛИЯНИЯ НЕРАВНОМЕРНОСТИ ДИСКРЕТИЗАЦИИ НА ТОЧНОСТЬ ОЦЕНОК ХАРАКТЕРИСТИК РИТМА СЕРДЦА 238

С.О. Гаевой, А.Н. Корщиков
КОНТРОЛЬ ПРОЦЕССОВ ЗАСЫПАНИЯ И ПОТЕРИ ВНИМАНИЯ ВОДИТЕЛЕМ ТРАНСПОРТНОГО СРЕДСТВА 241

Д.В. Михайленко, А.С. Нечипоренко
УСОВЕРШЕНСТВОВАНИЕ СХЕМЫ ИЗМЕРИТЕЛЬНОГО ЗОНДА ПРИБОРА РЕГИСТРАЦИИ ОАЭ 243

А.И. Савицкий
ИЗМЕРИТЕЛЬНЫЙ МОДУЛЬ ДЛЯ РЕГИСТРАЦИИ ТРЕМОРА 245

Н.И. Макарова
СТРУКТУРА ПРЕОБРАЗОВАТЕЛЯ ЧАСТОТЫ В КОД НА ОСНОВЕ АЛГОРИТМА НЕЧЕТКОГО ВЫВОДА ТАГАКИ-СУГЕНО 248

Е.Е. Гомов, А.П. Казанцев
ОЦЕНКА ТОЧНОСТИ ДОПЛЕРОМЕТРИИ ЧАСТОТЫ СЕРДЕЧНЫХ СОКРАЩЕНИЙ ПЛОДА 251

К.А. Агеев
СТРУКТУРНАЯ МОДЕЛЬ РЕЗОНАНСНОГО ДАТЧИКА НА ОСНОВЕ ИНС-ТЕХНОЛОГИИ 257

О.С. Куроедова
ИЗМЕРЕНИЕ ВОЛЬТ-АМПЕРНЫХ ХАРАКТЕРИСТИК 261

А.Ю. Потлов
МОДЕЛИРОВАНИЕ МИГРАЦИИ ФОТОНОВ В ДИФФУЗИОННОЙ ОПТИЧЕСКОЙ ТОМОГРАФИИ 265

А.Ю. Потлов, К. Галеб, С. Назар
ПОСТРОЕНИЕ СТРУКТУРНОГО ИЗОБРАЖЕНИЯ В ОПТИЧЕСКОЙ КОГЕРЕНТНОЙ ТОМОГРАФИИ 267

А.С. Суслина
МЕТОДЫ ИЗМЕРЕНИЯ ВОЛЬТ-АМПЕРНЫХ ХАРАКТЕРИСТИК 270

Л.Ю. Кривоногов, А.Е. Клебнева
ОЦЕНКА КАЧЕСТВА АЛГОРИТМОВ ПОДАВЛЕНИЯ ПОМЕХ В ЭЛЕКТРОКАРДИОСИГНАЛАХ 274

А.А. Бровкин
ВЫБОР ОПТИМАЛЬНЫХ РАЗМЕРОВ ГИДРОДИНАМИЧЕСКОГО ФЛОУСПИРОМЕТРИЧЕСКОГО ПРЕОБРАЗОВАТЕЛЯ НА ОСНОВЕ ТРУБКИ ПИТО 280