

КИБЕРНЕТИЧЕСКИЕ СИСТЕМЫ И БИМЕДИЦИНСКИЕ ТЕХНОЛОГИИ ДЛЯ ПРАКТИЧЕСКОЙ МЕДИЦИНЫ

С.И. Квашнина

Тюменский государственный нефтегазовый университет

Термин «Кибернетика» в современном понимании - это наука об общих закономерностях процессов управления и передачи информации в машинах, живых организмах и в обществе. В древности этот термин использовался Платоном в контексте «исследования самоуправления» в «Законах», для обозначения управления людьми. В современном понимании, для обозначения «науки управления» слово «*cybernétique*» начало использоваться в 1830 году французским физиком и систематизатором наук Андре Ампером (фр. *André-Marie Ampère*, 1775—1836) в его системе классификации человеческого знания. П. К. Анохин - Российский физиолог в 1935 году издал книгу, об обратной связи («обратная афферентация»). Здесь давалось понятие о свойствах генетического воспроизводства, что одинаково относились как к социальному миру и живым клеткам, так даже и к компьютерным вирусам. Джон фон Нейман, более известный работами по математике и информатике, в начале 1940-х годов внёс уникальное и необычное дополнение в мир кибернетики: понятие клеточного автомата и «универсального конструктора» (самовоспроизводящегося клеточного автомата). Результатом этих обманчиво простых мысленных экспериментов стало точное понятие самовоспроизведения, которое кибернетика приняла как основное понятие. Современная кибернетика началась в 1940-х годах как междисциплинарная область исследования, объединяющая системы управления, теории электрических цепей, машиностроение, логическое моделирование, эволюционную биологию и неврологию. Термин «кибернетика» впервые был предложен Норбертом Винером в 1948 г. По Н. Винеру кибернетика – это искусство управления, об общих законах получения, хранения, передаче и переработке информации. Как научная дисциплина она была основана на работах Винера, Мак-Каллока и других, таких как У. Р. Эшби и У. Г. Уолтер (англ.). Уолтер был одним из первых, кто построил автономные роботы в помощь исследованию поведения животных. Наряду с Великобританией и США, важным географическим местоположением ранней кибернетики была Франция. Весной 1947 года Винер был приглашён на конгресс по гармоническому анализу, проведённому в городе Нанси (Франция). Во время этого пребывания во Франции Винер получил предложение написать сочинение на тему объединения этой

части прикладной математики, которая была найдена в исследовании броуновского движения (т. н. винеровский процесс) и в теории телекоммуникаций. Следующим летом, уже в Соединённых Штатах, он использовал термин «кибернетика» как заглавие научной теории. Это название было призвано описать изучение «целенаправленных механизмов» и было популяризировано в книге «Кибернетика, или управление и связь в животном и машине» (Hermann & Cie, Париж, 1948). Винер популяризировал социальные значения кибернетики. Он проводил аналогии между автоматическими системами (такими как регулируемый паровой двигатель) и человеческими институтами в его бестселлере «Кибернетика и общество» (*The Human Use of Human Beings: Cybernetics and Society* Houghton-Mifflin, 1950). Основным объектом исследования кибернетики являются кибернетические системы. Они, рассматриваются абстрактно, вне зависимости от их материальной природы. Примерами кибернетических систем являются автоматические регуляторы в технике, ЭВМ, человеческий мозг, биология, популяции, человеческое общество. Каждая такая система представляет собой множество взаимосвязанных объектов, способных воспринимать, запоминать и перерабатывать информацию, а так же обмениваться ею. Кибернетические системы могут использоваться: в компьютерной науке (при моделировании и робототехнике); в инженерии - для анализа отказов систем, в которых незначительные ошибки или недостатки могут привести к сбою всей системы (например, при разработке искусственного сердца); в биологии: для исследования кибернетических систем в биологических организмах, сосредотачиваясь на том, как животные приспосабливаются к окружающей среде, и как информация в форме генов передается от поколения к поколению. Кибернетические системы находят широкое применение в биомедицинских технологиях. Биомедицинские технологии - это комплексная процедура, направленная на создание новых биологических объектов и их продуктов, способных вызвать определенный диагностический, лечебный или профилактический эффект при применении в медицинской практике. Они используются в таких сферах как: биоинженерия, биологическая кибернетика и биоинформатика, в бионике, нейрокибернетике, синтетической и системной биологии, медицинской кибернетике. Биомедицинские технологии - это научное направление, связанное с проникновением идей, методов и технических средств кибернетики в медицину. Оно осуществляется в направлениях: создания диагностических систем для различных классов заболеваний с использованием универсальных или специализированных ЭВМ; формирования автоматизированного электронного медицинского архива; разра-

ботки математических методов анализа данных обследований больного; расчётов методом математического моделирования на ЭВМ для деятельности различных функциональных систем; использования математических машин для оценки состояния больного. Эти технологии представлены рядом таких видов, как: клеточная терапия, основанная на использовании стволовых клеток или их продуктов (Stem cell treatments); генетическая диагностика, позволяющая определить наличие наследственных заболеваний и вероятность их носительства; предиктивная диагностика с определением предрасположенности к некоторым заболеваниям; генетически обоснованный выбор средств лекарственной терапии. В настоящее время начинает более широко использоваться генная терапия (биомедицинская технология, использующая методы генной инженерии в медицинской практике); биоинформатика - биомедицинская технология, позволяющая изучать биологические процессы *in silico*; биоинженерия - биомедицинская технология, направленная на изменение, усовершенствование и создание новых биообъектов в целях медицинского применения. Накопленный к настоящему времени научно - методический потенциал в сфере клеточной биологии, генетики и молекулярной биологии является основой для разработки современных, патогенетически и этиологически ориентированных методов и средств профилактики, диагностики и лечения широкого спектра заболеваний человека. В настоящее время в Российской Федерации научно-исследовательскими организациями Минздравоохранения России, РАМН, РАН и ФМБА России проводятся исследования по разработке методов клеточной и генной терапии. Анализируются результаты лечения некоторых онкологических заболеваний (лимфом, миелом, лейкемии), аутоиммунных заболеваний (множественного склероза, красной кожной волчанки, ревматоидного артрита, склеродермии, болезни Крона). Кроме этого, серповидноклеточной анемии, иммунодефицитных состояний, повреждений роговицы, инсульта, инфаркта миокарда, болезни Паркинсона, язвы желудка и 12-ти перстной кишки, травм спинного мозга и печеночной недостаточности. С большим успехом используется технология лечения радиационных поражений кожи с применением мезенхимальных стволовых клеток. В отечественную практику здравоохранения активно внедряется методический арсенал персонифицированной медицины, основанный на подборе индивидуальных норм и способов лечения с учетом генетического профиля пациента. Это предполагает персональное планирование здоровья, индивидуальный выбор методов профилактики, обнаружения и лечения заболеваний, а также выявление индивидуальной подверженности профессиональным и средовым фак-

торам риска. Отдельным направлением персонифицированной медицины является фармакогеномика - клиническая и научная дисциплина, изучающая индивидуальную генетическую предрасположенность для выбора оптимальной лекарственной терапии. В ряде зарубежных стран разработаны и проходят так же клинические испытания новые методы диагностики и лечения ряда тяжелых и социально значимых заболеваний. Это основано на применении таких биомедицинских технологий как: терапии стволовыми клетками и клеточными продуктами (лечение аутоиммунных заболеваний, диабета 2 типа, инфаркта миокарда, травм спинного мозга); генетической диагностики (определение предрасположенности, проведения донозологического тестирования, подбор лекарственной терапии); геномной терапии (лечение иммунодефицитов, муковисцероза, болезни Гоше, некоторых форм рака и СПИДа). Отмечается определенный прогресс в лечении болезни Паркинсона. В отличие от зарубежных стран, в нашей стране разработка и внедрение биомедицинских технологий в значительной мере сдерживается в связи с недостаточно развитой нормативной базой. Технический прогресс, охватывающий все стороны жизни человека, значительно усилил его возможности по влиянию на природные и общественные явления. Это привело к расширению области изучения отношений между человеком и остальным миром, в котором широко и активно используются технические средства. Они проникают во все стороны деятельности человека, который выступает как ее производитель и пользователь, отражая изменения в понимании того, что может делать человек с её помощью, к каким последствиям может привести ее использование и что он в ответе перед новыми поколениями человечества. Одной из таких областей техники, для которой проблемы расширения возможной человека по активному воздействию на внешний мир и становятся определяющими, являются биотехнические системы и технологии, построенные на основе кибернетических систем. Таким образом. Кибернетика – это наука о системах управления, а так же о передаче и о преобразовании информации в этих системах.

Библиографический список

1. Винер Н. Кибернетика, или Управление и связь в животном и машине. / Н. Винер. – Москва: Советское радио, 1968.
2. Герович В. А. Человеко-машинные метафоры в советской физиологии / В. А. Герович // Вопросы истории естествознания и техники. - 2002. - № 3. - С. 472- 506.
3. Гринченко С. Н. История человечества с кибернетических позиций / С. Н. Гринченко // История и Математика: Проблемы

- периодизации исторических макропроцессов. – Москва : Книга, 2006. – С. 38-52.
4. Медицина настоящего [Электронный ресурс] // Наука и технологии РФ. – Режим доступа : http://www.strf.ru/science.aspx?catalogId=222&d_no=25114
 5. Основы кибернетики. Теория кибернетических систем : учеб. пособие для вузов / под ред. профессора К. А. Пупкова. – Москва : Высшая школа, 1976. – 408 с.
 6. Парашин В. Б. Биомеханика кровообращения. Биомедицинская инженерия в техническом университете : учеб. пособие / В. Б. Парашин, Г. П. Иткин ; под ред. С. И. Шукина. – Москва : Изд-во МГТУ им Н. Э. Баумана, 2005. – 224 с.
 7. Петрушенко Л. А. Самодвижение материи в свете кибернетики / Л. А. Петрушенко. - Москва : Наука, 1971.
 8. Шеннон К. Работы по теории информации и кибернетике / К. Шеннон. – Москва : Иностранная литература, 1963. – 830 с.
 9. Эшби У. Р. Введение в кибернетику / У. Р. Эшби. - Москва : Иностранная литература, 1959. - 432 с.

МЕТОДЫ И СРЕДСТВА РАННЕЙ ДИАГНОСТИКИ НАРУШЕНИЙ В ДЕЯТЕЛЬНОСТИ СЕРДЕЧНО-СОСУДИСТОЙ СИСТЕМЫ

О.В. Мельник

Рязанский государственный радиотехнический университет

В настоящее время во всем мире актуальными направлениями развития медицины являются донозологическая и ранняя диагностика, осуществляемая как в неспециализированных медицинских учреждениях, в рабочем или учебном учреждении пациента, так и пациентом самостоятельно в рамках мониторинга состояния здоровья «на дому». Выявление заболевания в самом начале позволяет принять адекватные терапевтические меры и предупредить развитие патологии. Кроме того, очевидной становится необходимость индивидуализации медицинского исследования и комплексной оценки состояния организма пациента на основе не только «инструментальных» признаков заболеваний, но и с учетом сопутствующих клинических факторов и функционального состояния организма в целом как единой психофизиологической системы.

Наиболее распространенными и, при этом, опасными являются заболевания сердечно-сосудистой системы, причем на сегодняшний день серьезные миокардиальные нарушения всё чаще появляются у молодых лиц трудоспособного возраста. Это связано с высоким уровнем психоэмоциональных нагрузок и невозможностью выявления ранних признаков заболеваний миокарда в рамках стандартного электрокардиографического обследования, например, при проведении диспансеризации.

На сегодняшний день разработан широкий класс как зарубежного, так и отечественного специализированного кардиодиагностического оборудования, предназначенного для использования в специализированных медицинских учреждениях. Для оценки резервов сердечно-сосудистой, вегетативной и центральной регуляции широко используются методы и средства, основанные на оценке параметров variability сердечного ритма (аппаратно-программный комплекс «Варикард» [1], диагностические комплексы «Лотос» и «Омега» [2]). Внедряются в практику системы самостоятельного контроля электрокардиограммы с возможностью дистанционной передачи данных и автоматизированной интерпретации результатов обследования (мобильный телемедицинский комплекс «Easy ECG Mobile» [3], комплекс «Кардиометр-МТ» [4]). Однако, при этом на сегодня не существует методов

и средств, позволяющих на ранней стадии выявлять признаки как органического поражения, так и функциональной напряженности сердечно-сосудистой системы в условиях стандартного поликлинического исследования или при проведении «домашней диагностики». Поэтому актуальной является задача разработки методов и средств контроля состояния сердечно-сосудистой системы и адаптационных резервов организма, позволяющих выявлять предикторы ишемических изменений, электрической нестабильности миокарда и угрозы срыва адаптации, не нарушая ритм жизни пациента и не увеличивая неоправданно нагрузку на специализированные кардиологические учреждения.

Задача разработки кардиодиагностического оборудования для ранней диагностики требует комплексного подхода, в рамках которого необходимо решить как проблемы, связанные с повышением разрешающей способности и достоверности электрокардиографического исследования, так и проблемы комплексной оценки состояния организма человека как единой системы.

Проблема повышения разрешающей способности связана, с одной стороны, с более жесткими требованиями к чувствительности электрокардиографического оборудования для ранней диагностики, поскольку признаки нарушений в деятельности миокарда на начальной стадии развития патологии незначительны и не могут быть выявлены стандартными методами на фоне помех. С другой стороны, при проведении обследования неквалифицированным персоналом или самим пациентом значительно возрастает вероятность некорректного наложения электродов, которое увеличивает зашумленность электрокардиосигнала (ЭКС). Таким образом, возникает необходимость создания методов и алгоритмов, повышающих помехоустойчивость результатов обработки ЭКС на всех этапах преобразования сигнала от предварительной обработки до формирования диагностического заключения.

Проблема повышения диагностической достоверности оценки функционального состояния и адаптационных резервов организма связана с ограничениями метода контроля параметров variability сердечного ритма, обусловленными линейной неразделимостью влияний различных контуров регуляции.

Проблема комплексной оценки состояния организма обусловлена необходимостью «индивидуализированной» интерпретации результатов электрокардиографического обследования с учетом таких факторов, как пол и возраста пациента, уровень стресса и т.п. Решение данной проблемы требует разработки классификатора, позволяющего автоматизировать принятие диагностического решения по совокупности клинико-инструментальных факторов.

Для решения поставленной задачи и выявленных проблем были предложены следующие подходы.

1. Предложена методология параллельной обработки биомедицинских сигналов, позволяющая минимизировать искажения амплитудно-временных информативных признаков сигнала в процессе устранения помех.

Любой сигнал, получаемый от организма человека, представляет собой смесь информативной составляющей и составляющей, обусловленной влиянием помех, которые в общем случае «перекрываются» как во временной, так и в частотной областях. С позиции разработчика диагностического оборудования задачей предварительной обработки сигнала является устранение помех и сохранение информативной составляющей. При этом методы подавления помех, позволяющие выявить определенный информативный признак, приводят к потере информации о других признаках, несущих информацию о состоянии организма (например, фильтрация ЭКС в высокочастотной области подавляет случайные шумы, но приводит к потере информации о поздних потенциалах желудочков сердца). Методология параллельной обработки предполагает формирование процедур предварительной обработки сигнала по принципу максимизации сохранности требуемого набора информативных признаков и выделение отдельных каналов обработки в зависимости от решаемой задачи.

При обработке ЭКС наибольшие потери полезной информации вызывает устранение низкочастотного дрейфа изоэлектрической линии и сетевой наводки, поскольку их спектры перекрываются со спектром информативного сигнала. Дополнительные возможности для обработки электрокардиосигнала открывает его исследование на ТР-сегменте. ТР-сегмент соответствует электрической диастоле сердца и при отсутствии помех должен быть расположен на нулевой линии. В общем случае сигнал на ТР-сегменте состоит из смеси сигналов дрейфа изолинии, наводки от сети промышленной частоты 50 Гц, флуктуационных шумов усилителя электрокардиосигнала.

Процесс устранения сигнала дрейфа изолинии можно осуществить в виде двух параллельных процессов:

- преобразования исходного электрокардиосигнала без сохранения его точной формы, направленные на выделение сигнала дрейфа изолинии;

- задержка исходного электрокардиосигнала на время преобразований ЭКС в первом процессе, вычитание из задержанного ЭКС выделенного сигнала дрейфа изолинии.

Выделив дискретные отсчеты ЭКС, принадлежащие ТР-сегменту [5, 6], можно восстановить непрерывные сигналы помехи промышленной частоты и дрейфа изолинии и вычесть их из исходного сигнала [7, 8], минимизировав потери информативной составляющей.

2. Предложены интегральные методы формирования амплитудно-временных информативных параметров элементов электрокардиосигнала, позволяющие в 5-8 раз увеличить устойчивость к воздействию случайных помех.

Для решения задачи формирования информативных параметров, устойчивых к воздействию флуктуационных помех, нечувствительных к неточностям определения границ элементов ЭКС, обеспечивающих однозначную интерпретацию по принципу «один диагностически значимый признак – один характеризующий его параметр» предложено в качестве таковых использовать интегральные параметры, представляющие собой спектральные коэффициенты в специализированных ортогональных базисах.

Предложены критерии выбора таких базисов, в основу которых положены следующие принципы:

- принцип декомпозиции, заключающийся в представлении диагностически значимого признака заболевания, отражающегося в изменении параметров формы элемента электрокардиосигнала, набором минимально возможного числа масштабируемых сигналов-«признаков»;

- принцип локализации, когда одному сигналу-«признаку» соответствует одна спектральная составляющая в выбранном базисе, амплитуда которой зависит только от степени выраженности параметров формы элемента электрокардиосигнала.

Наиболее значимыми ранними предвестниками миокардиальных заболеваний являются ишемические изменения ST-сегмента ЭКС и признаки аритмогенной готовности миокарда, выражающиеся в наличии альтернатий Т-зубца. Были разработаны и исследованы методы выявления информативных параметров формы элементов электрокардиосигнала в их спектральном составе в базисе функций Уолша, в частности, параметров ST-сегмента [9] и Т-зубца [10]. Показано, что использование интегральных методов позволяет в 5-8 раз повысить устойчивость формируемых информативных параметров к воздействию случайных помех по сравнению с непосредственным измерением амплитуды сигнала.

3. Предложены методы оценки функционального состояния организма на основе обработки сигналов сердечного ритма и дыхания, расширяющие диапазон возможностей оценки адаптационных резервов в рамках методологии контроля variability параметров организма.

Для оценки функциональных состояний Р.М. Баевским была разработана концепция о возможности использования системы кровообращения в качестве индикатора адаптационных реакций целостного организма [11]. При этом инструментом оценки функционального состояния организма выступает variability сердечного ритма (ВСР). Механизм регуляции частоты сердечных сокращений, опосредуемый влиянием вегетативной нервной системы, модулируется множеством различных внешних влияний (дыхание, физическая нагрузка, изменение положения тела, психоэмоциональная сфера и т.п.). Подобное многофакторное взаимодействие обуславливает сложность изучения влияния тех или иных факторов на изменчивость сердечного ритма, а также самих физиологических колебаний в сердечном ритме. Это обуславливает неоднозначность интерпретации показателей, связанных с оценкой функционального состояния организма.

Для повышения диагностической эффективности оценки функционального состояния предлагается параллельное исследование параметров сердечного ритма и дыхания, поскольку сердечно-сосудистая и дыхательная системы организма функционируют в тесном взаимодействии, и информация, выявляемая при совместной обработке ЭКС и дыхания, позволяет более достоверно выявить вклад различных регуляторных механизмов.

Было проведено исследование кросс-корреляционных связей между спектрами мощности сигналов кардионитервалограммы и пневмотахограммы (ПТГ), разработан алгоритм формирования спектральных кросс-корреляционных параметров. Было проведено исследование корреляционных зависимостей между параметрами интервалограммы и пневмотахограммы во временной и области и предложен алгоритм и метод формирования критерия синхронизированности деятельности дыхательной и респираторной систем [12], основанный на процедуре адаптивного поиска максимума коэффициента кросс-корреляции в движущемся временном окне фиксированной длительности. Контролируемым параметром является тренд максимального коэффициента кросс-корреляции во время проведения обследования. Данный коэффициент не только позволяет отслеживать степень согласованности реакции сердечно-сосудистой и дыхательной систем на нагрузочные пробы, но и является маркером функционального состояния организма

в целом, поскольку характеризует, в том числе, и степень выраженности респираторной аритмии.

Предложен новый комплексный критерий оценки функционального состояния организма – скорректированный стресс-индекс [13], позволяющий учитывать не только «разброс» кардиоинтервалов, используемый в стандартных исследованиях, но и степень выраженности влияния автономного контура управления параметрами сердечного ритма. Использование параллельной обработки ритмограммы и ПТГ позволяет достоверно разграничить влияние автономного и центрального контуров регуляции и более четко отследить возникновение напряженности регуляторных систем.

4. Предложен комплексный подход к интерпретации совокупности клинико-инструментальных факторов на основе искусственных нейронных сетей.

В результате использования предложенных методов формирования информативных параметров, отражающих особенности электрической активности миокарда и уровень адаптационных резервов организма формируется вектор параметров, комплексная интерпретация которого может быть осуществлена с использованием классификатора на основе искусственных нейронных сетей. Задачей аппарата поддержки принятия решений является формирование диагностических и прогностических заключений на основе интерпретации совокупности клинико-инструментальных факторов: вектора информативных признаков совместно с данными анамнеза.

В качестве практического применения данного подхода была разработана и апробирована ИНС для решения задачи прогнозирования течения впервые возникшей стенокардии.

Таким образом, предложенная методология параллельной обработки и формирования интегральных информативных параметров дает возможность повысить разрешающую способность электрокардиографического исследования и выявлять низкоамплитудные изменения элементов ЭКС на ранней стадии развития патологии. Оценка адаптационных резервов организма на основе контроля параметров variability сердечного ритма и дыхания позволяет выявлять признаки угрозы срыва адаптации до появления электрофизиологических нарушений в деятельности миокарда. Совместное рассмотрение медико-измерительной информации разной природы дает возможность комплексно и всесторонне оценить состояние организма и повысить диагностическую и прогностическую значимость получаемых результатов.

Библиографический список

1. ООО Институт Внедрения Новых Медицинских Технологий РАМЕНА, официальный сайт. www.ramena.ru.
2. НПФ «Динамика», официальный сайт. www.dyn.ru.
3. Ates Medica Device, официальный сайт. <http://www.ebneuro.biz/en/cardiology/ecg/easy-ecg-mobile>.
4. ЗАО Микард-Лана, официальный сайт. <http://www.micard.ru/samokontrol-i-telemetry-ecg/patientam/kardiometr-mt-samokontrol-ekg>.
5. Патент РФ №2195164. Способ выделения начала кардиоцикла и устройство для его осуществления/А. А. Михеев// 2002. Бюл. №36.
6. Варнавский АН., Мельник О. В, Михеев А. А. Метод выделения опорной точки в каждом кардиоцикле//Биомедицинские технологии и радиоэлектроника. 2005. №1-2. С. 36-39.
7. Патент РФ 2428107. Способ подавления влияния аддитивной помехи на электрокардиосигнал и устройство для его осуществления/ О.В. Мельник, А.А. Михеев, Н.С. Штрунова// 2011. Бюл. № 25.
8. Патент РФ 2436502. Способ устранения дрейфа изоэлектрической линии электрокардиосигнала и устройство для его осуществления/ О.В. Мельник, А.А. Михеев, Н.С. Штрунова// 2011. Бюл. № 35.
9. Патент РФ № 2242164. Способ выявления информативных параметров ST-сегмента и устройство для его осуществления / Мельник О.В., Михеев А.А. // 2004. Бюл. № 35.
10. Патент РФ №2371087. Способ выявления альтернаций Т-зубца электрокардиосигнала в режиме реального времени и устройство для его осуществления/ О.В.Мельник // 2009. Бюл. № 30.
11. Анализ variability сердечного ритма при использовании различных электрокардиографических систем. Методические рекомендации // Р.М. Баевский и др. Подготовлено согласно решению комиссии по клинико-диагностическим приборам и аппаратам Комитета по новой медицинской технике (протокол №4 от 11.04.2000 г.).
12. Мельник О.В., Михеев А.А. Принципы оценки функционального состояния организма на основе контроля параметров сердечно-сосудистой и респираторной систем // Биомедицинская радиоэлектроника, №7. 2011. С. 72-76.
13. Мельник О.В., Карасёва А.В. Комплексный критерий оценки функционального состояния организма на основе обработки

кардиоритмограммы и пневмотахограммы // Материалы II Международной научно-практической конференции «Современные проблемы отечественной медико-биологической и фармацевтической промышленности». Пенза, 2012. С. 61-65.

СЕКЦИЯ 1. ЭКОЛОГИЧЕСКИЕ И МЕДИЦИНСКИЕ СИСТЕМЫ И КОМПЛЕКСЫ

РАЗРАБОТКА ПРОГРАММНО-АППАРАТНОГО КОМПЛЕКСА ДЛЯ АНАЛИЗА ДВИЖЕНИЙ В СИСТЕМАХ МАССОВОГО ОБСЛЕДОВАНИЯ

М.С. Ашапкина

Научный руководитель – Алпатов А.В., канд. техн. наук, доцент
Рязанский государственный радиотехнический университет

Проведение диагностики функционального состояния человека в учебных, оздоровительных, медицинских учреждениях являются актуальной задачей. К наиболее широко используемым методам диагностики относят регистрацию импульсной активности нервных клеток, электроэнцефалографию, электромиографию и другие [1]. Однако достаточно мало уделяется внимания двигательной активности, в которой содержится большое количество значимой диагностической информации человека.

В работах Н.А. Бернштейна уделялось большое внимание двигательной активности человека, в которых подробно исследована взаимосвязь между уровнями построения движения и функциями различных отделов головного мозга (рис. 1).



Рис. 1 – Взаимосвязь между уровнями построения движения и функциями различных отделов головного мозга

Каждое движение имеет свой механизм и смысловое содержание. Согласно теории Н.А. Бернштейна, на данном этапе разработки устройства исследуются ходьба и бег по беговой дорожке (уровню В) или в условии улицы (уровень С) [2].

Разработанное устройство предполагается использовать для массового потребления с целью контроля состояния организма при совершении различных видов двигательной активности в виде бега или ходьбы, т.к. на них нет медицинских ограничений. Функциональная схема данного прототипа показана на рисунке 2.

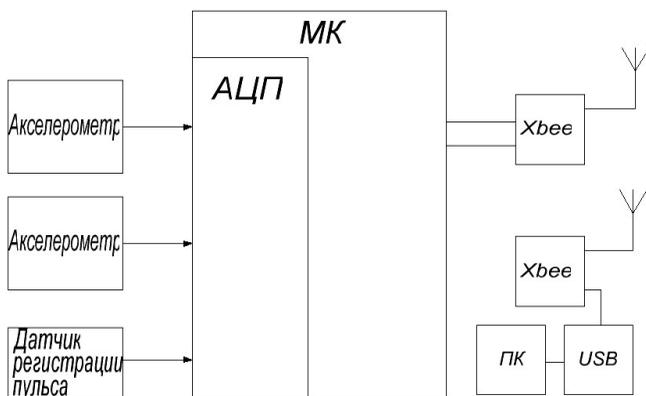


Рис. 2 – Функциональная схема разработанного устройства

Работа системы построена на непрерывной регистрации движения. Она состоит из трехкомпонентного акселерометра марки MMA7361L, датчика регистрации пульса, отладочной платы Arduino Fio, канала связи на базе ZigBee. К устройству подключается не более 4 датчиков. Датчики можно разместить на руки или на ноги. Планируется оснащение устройства памятью на базе флеш-карты типа SD.

На основе теории построения движений предлагается алгоритм распознавания моментов потери периодичности движения. Потеря периодичности движения может быть вызвана за счёт различных нагрузок на организм. Одна из самых распространенных нагрузок является психофизиологическая. В зависимости от степени нагрузки будут регулироваться построения движений.

Библиографический список

1. В.Л. Уткин Биомеханика физических упражнений. М: Просвещение, 1989.-210с.
2. Н.А. Бернштейн Физиология движений и активность. М: Наука, 1990.-247с.

**РАЗЛИЧИЯ В СТРУКТУРЕ СЕРДЕЧНОГО РИТМА ПРИ
БИФУНКЦИОНАЛЬНОМ МОНИТОРИРОВАНИИ**

А.А. Жуков, А.А. Федотов

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

Анализ параметров variability сердечного ритма (ВСР) широко используется как неинвазивный инструмент оценки состояния автономной регуляции в физиологических исследованиях и медицинской диагностике [1, 2].

Для определения количественных характеристик, оценивающих интенсивность изменения параметров сердечного ритма, используется регистрация и обработка биосигналов, несущих информацию о ритме сердечных сокращений. Наиболее часто для получения показателей ВСР используется регистрация ЭКГ сигнала с последующим проведением математического анализа числовой последовательности длительностей регистрируемых R-R интервалов.

Альтернативным подходом к реализации методов анализа ВСР является регистрация и обработка сигнала периферической артериальной пульсации крови с помощью плетизмографических или сфигмографических датчиков. В данном случае математическая обработка последовательности длительностей межсистолических интервалов, определяемых как временные интервалы между двумя соседними систолическими максимумами биосигнала, позволяет судить об интенсивности изменения периферического пульсового ритма.

В настоящее время остается открытым вопрос о соотношениях между показателями сердечного ритма, определяемых на основе регистрации сигналов биоэлектрической активности сердца и периферической артериальной пульсации крови. Актуальным остается вопрос диагностической и прогностической ценности совместной регистрации и

обработки данных биосигналов на основе использования бифункционального мониторинга сердечного ритма.

В силу различий в самой природе сигналов артериальной пульсации крови и биоэлектрической активности сердца, представляется более корректным использовать термин variability пульсового ритма (ВПР) вместо ВСР при определении показателей сердечного ритма на основе регистрации и обработки сигналов периферических артериальных пульсаций.

В работах зарубежных авторов [3-5], посвященных сравнительному анализу параметров ВСР и ВПР, обнаруживаются значимые различия, объясняемые изменением во времени гемодинамических параметров артериального русла под действием факторов сосудистой регуляции. В [3, 4] высказывается предположение о влиянии изменения скорости распространения пульсовых волн по артериальному руслу на временную структуру периферического пульса, что определяет детерминированные различия в показателях ВПР относительно соответствующих показателей ВСР.

В данной работе предпринята попытка объяснить различия в структуре ВПР и ВСР на основе физиологических представлений о взаимосвязи между временными параметрами сигнала периферической артериальной пульсации крови и ЭКГ сигнала.

Временная структура ВСР определяется исключительно влиянием факторов вегетативной и нейро-гуморальной регуляции на биоэлектрическую активность сердца [1, 2] и не зависит от эластичности периферических артериальных сосудов.

Будем считать, что временная структура центрального пульсового давления, обусловленная аортальным выбросом крови из левого желудочка во время систолы, аналогична временной структуре биоэлектрической активности сердца.

Возникновение артериальной пульсации крови в периферических сосудах обусловлено распространением пульсовой волны, возникающей при систолическом сокращении желудочков сердца, по артериальной системе человека, выполняющей демпфирующую функцию с целью ламинаризации потока крови и обеспечения адекватного кровоснабжения периферических органов и тканей [6].

На рисунке 1 приведены: А – зависимость изменения центрального пульсового давления $P_0(t)$, Б – зависимость изменения давления периферической артериальной пульсации крови $P(t)$, SS – длительность межсистолического интервала центрального пульсового давления равная длительности соответствующего R-R интервала ЭКГ сигнала, $PPTT$ – время распространения пульсовой волны, PP – длительность

ность межпульсового интервала сигнала периферической артериальной пульсации крови.

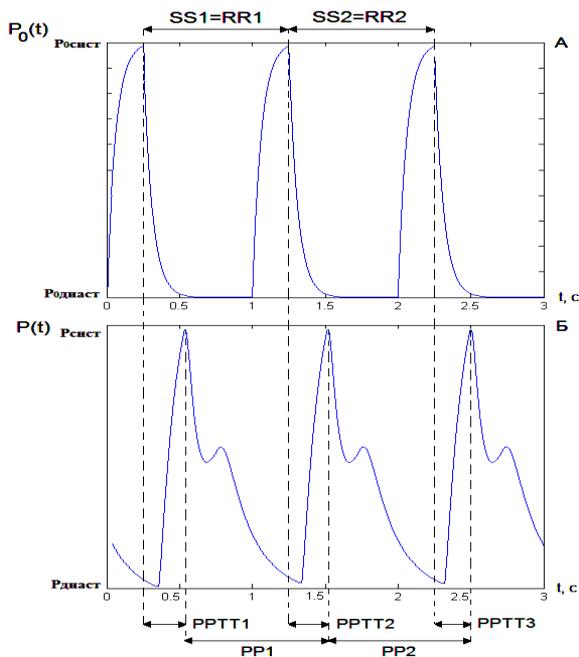


Рис. 1 – а) зависимость изменения центрального пульсового давления $P_0(t)$; б) зависимость изменения давления артериальной пульсации крови $P(t)$

Следующая система выражений описывает взаимосвязь между временными характеристиками ВПР и ВСР:

$$\begin{cases} PP_1 = RR_1 + (PPTT_2 - PPTT_1) \\ PP_2 = RR_2 + (PPTT_3 - PPTT_2) \\ \dots \\ PP_n = RR_n + (PPTT_{n+1} - PPTT_n) \end{cases}$$

Полученные выражения показывают, что изменение величины времени распространения пульсовой волны (ВРПВ) во времени приводит к дополнительной вариабельности длительностей межпульсовых интервалов относительно длительностей соответствующих R-R интервалов.

Изменение ВРПВ может быть обусловлено периодическим изменением показателя эластичности артериальной стенки периферических сосудов, вызванное изменением концентрации вазоактивных веществ под влиянием сосудистой регуляции [7].

Величина времени распространения пульсовой волны зависит от эластических свойств артериальной системы человека и может быть определена как временной интервал между соответствующими систолическими максимумами периферической артериальной пульсации крови и центрального пульсового давления.

Таким образом, различия во временной структуре ВСР и ВПР могут свидетельствовать о функциональном состоянии артериальных сосудов человека. Одновременная регистрация и комплексная обработка сигналов биоэлектрической активности сердца и периферической артериальной пульсации крови могут служить основой для разработки методики определения показателей эластичности артериальных сосудов с целью ранней диагностики кардиологических заболеваний и своевременной коррекции состояния.

Библиографический список

1. Pomeranz B., Macaulay R. J. et al Assessment of autonomic function in humans by heart rate spectral analysis // Am. J. Physiol. – 1985 – Vol. 248. – P. 151–153.
2. Task Force of the European Society of Cardiology and North American Society of Pacing and Electrophysiology. Heart rate variability. Standards of measurement, physiological interpretation and clinical use // Circulation. – 1996. – Vol. 93. – №5. – P. 1043–1065.
3. Constant I., Laude D., Murat I. et al. Pulse rate variability is not a surrogate for heart rate variability // Clinical Science. – 1999. – Vol. 97. – P. 391–397.
4. Drinnan M.J. et al. Relation between heart rate and pulse transit time during paced respiration // Physiology Measurement. – 2001. – Vol.22. – P. 425–432.
5. Giardino N.D. et al. Comparison of finger plethysmograph to ECG in the measurement of heart rate variability // Psychophysiology. – 2002. – Vol.39. – P. 246–252.
6. Шмидт Р. Физиология человека. В 3-х томах. – М.: Мир, 1996. – 313 с.
7. Chen X., Mukkamala R. Selective quantification of the cardiac sympathetic and parasympathetic nervous systems by multisignal

ИНТЕРФЕРОМЕТРИЧЕСКИЙ РЕГИСТРАТОР СЕРДЕЧНОЙ И ДЫХАТЕЛЬНОЙ ДЕЯТЕЛЬНОСТИ ПАЦИЕНТА МАГНИТОТЕРАПИИ

С.А. Муравьев

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

В настоящее время существует актуальная проблема регистрации сердечной и дыхательной деятельности человека, то есть параметров, которые характеризуют текущие процессы жизнедеятельности человека.

Традиционный метод решения данной проблемы – применение различных контактных датчиков (проводных и беспроводных), которые непосредственно контактируют с телом пациента. Необходимость фиксации этих датчиков в любом случае создает различного рода неудобства: врачам необходимо тратить время на закрепление этих датчиков, проверять правильность их установки и т.д. В некоторых случаях (например, контроль параметров жизнедеятельности машинистов поездов, летчиков) могут сказаться на удобстве работы людей.

Эти, а также некоторые другие (повышение комфорта при эксплуатации медицинского оборудования) факторы делают актуальной разработку полностью бесконтактных методов регистрации сердечной и дыхательной деятельности. Такие методы основаны на явлении распространения электромагнитных (радиочастотного или оптического диапазона) или акустических волн.

Использование радиоволн осложняется тем, что для их генерации необходимо применение антенно-фидерных устройств, которые трудно сделать компактными. Такой проблемы нет при использовании акустических или оптических волн, однако, распространение звуковых волн в пространстве сильно зависит от температуры, влажности воздуха и атмосферного давления, т.е. для получения достоверных результатов нужно создавать дополнительные каналы коррекции, что опять же усложняет устройство. К тому же, применение акустических волн слышимого диапазона осложняется тем, что датчик будет принимать также неинформативные помехи. Применение ультразвуковых волн

осложняется тем, что они плохо распространяются в воздухе, т.е. применимы только на небольших расстояниях.

В силу вышеописанных причин применение электромагнитных волн оптического диапазона зачастую наиболее оптимально. С учетом крайне малых колебаний грудной клетки (именно этот параметр проще всего использовать для анализа сердечной и дыхательной деятельности) вследствие сокращения сердца, применяемый метод получения информации об объекте должен обладать довольно высокой чувствительностью.

Наибольшей чувствительностью (порядка длины волны оптического диапазона) обладают интерферометрические методы измерения линейных перемещений.

В основе оптической схемы лежит классическая схема интерферометра Майкельсона. Базовые структурные элементы оптической системы (рис.1): лазерный источник монохроматического излучения; телескопическая система, выполняющая функции приемо-передающей "оптической антенны"; оптическая система сопряжения волновых фронтов сигнальной и опорной волны типа "кошачий глаз"; фотоприемные модули балансного типа; оптический делитель-смеситель для формирования и пространственного совмещения опорного и сигнального лазерных пучков.

Схема приемной части устройства выглядит следующим образом (рис. 1):

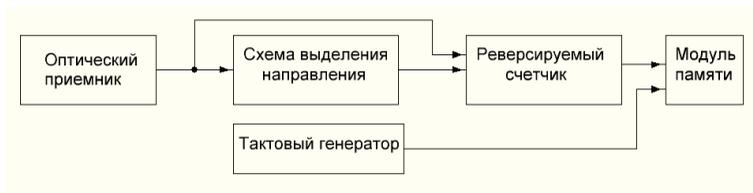


Рис. 1 - Схема приемной части устройства

Оптический приемник получает сигналы с интерферометра и по максимумам интерференции формирует импульсы напряжения. Формируемые импульсы поступают на схему выделения направления движения. Схема выделения направления движения управляет направлением счета реверсируемого счетчика, который накапливает импульсы максимумов интерференции. Текущий код счетчика по импульсам тактового генератора поступает на модуль памяти. Каждый подсчитанный импульс соответствует перемещению объекта на расстояние равное длине волны лазера.

Библиографический список

1. Ю.Ф. Застрогин. Контроль параметров движения с использованием лазеров: Методы и средства. – М.: Машиностроение, 1981. – 171 с., ил. – (Б-ка приборостроителя).
2. Прошин Е. М. Адаптивные средства измерения: учеб. пособие для вузов/ Е. М. Прошин. – Рязань: РГРТУ, 2009, - с. 176.

ГИНЕКОЛОГИЧЕСКИЙ ИЗМЕРИТЕЛЬ ОКСИГЕНАЦИИ КРОВИ ДЛЯ ПРИМЕНЕНИЯ В КОМПЛЕКСНОМ ЛЕЧЕНИИ РАКА ШЕЙКИ МАТКИ

М.Ю. Новиков

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

Рак шейки матки (РШМ) остается одной из наиболее распространенных злокачественных опухолей у женщин с постоянной тенденцией к увеличению частоты заболеваемости. Ежегодно в мире выявляется более 400 тысяч новых случаев данного заболевания.

Среди Европейского региона заболеваемость РШМ в РФ, в отличие от большинства стран, характеризуется ростом, а смертность от этого заболевания находится на одном из ведущих мест.

Данная статистика показывает актуальность этой проблемы.

В 90% случаев основным способом лечения рака шейки матки является лучевая терапия, а у 75% больных лучевая терапия применяется в качестве самостоятельного и единственного способа лечения, поэтому повышение эффективности лечения, в первую очередь, зависит от совершенствования лучевых способов лечения.

Одним из наиболее перспективных направлений повышения эффективности лучевой терапии в лечении РШМ является радиомодификация чувствительности опухоли.

(Радиомодификация — искусственное ослабление или усиление реакций биологических объектов на действие ионизирующих излучений).

В настоящее время применяются большое количество способов радиомодификации в онкологии. Но все они имеют существенные недостатки.

- Эффективные электроноакцепторные соединения (метронидазол, изометронидазол, тинидазол). Применение данных препаратов весьма токсично, при нетоксичных дозах сенсбилизирующий эффект мал.

- Гипергликемия вызывает побочные эффекты в виде гипертермии, озноба, тошноты, повышения артериального давления.

- Применение локальной гипертермии и низкоинтенсивного лазерного излучения возможно в основном только при опухолях наружных локализаций: головы и шеи, кожи и мягких тканей, молочной железы и прямой кишки.

Суть предлагаемого способа радиомодификации заключается в следующем: заранее приготовленную газообразную кислородно-озоновую смесь в объеме 1-1,5л. непосредственно перед сеансом лучевой терапии (ЛТ) вводят большой РШМ трансректально, после чего проводится адекватная оценка насыщения опухоли кислородом при помощи гинекологического измерителя оксигенации крови, далее пациентке проводят сеанс ЛТ.

Это позволяет достичь необходимой концентрации кислорода в опухоли шейки матки и тем самым значительно усилить лечебный эффект ЛТ.

Подобное ведение больных данной категории является наиболее оптимальным, поскольку имеет ряд преимуществ. В кратчайший период по сравнению с радиомодификацией химиотерапией достигается высокая концентрация кислорода в опухоли, при крайне низкой себестоимости данного способа радиомодификации и полном отсутствии побочных эффектов. Кроме того, насыщение кислородом окружающих здоровых тканей снижает повреждающее действие ЛТ на них, что приводит к резкому снижению постлучевых осложнений.

Проведение патентных исследований показало, что на сегодняшний день основным способом лечения РШМ является способ, описанный в патенте №2325199, при котором проводится сочетанная лучевая терапия с радиомодификацией лекарственными препаратами цисплатином и гембицином, обладающими серьезными побочными эффектами.

1. В работе Ярмоленко «Радиобиология человека и животных» доказываемся кислородный эффект, при котором происходит усиление лучевого поражения при увеличении концентрации кислорода.

Обмен веществ в раковых клетках идет почти без доступа кислорода. Они получают энергию в процессе анаэробного гликолиза,

подобно бактериям. Именно это отличие от остальных клеток организма является уязвимым местом раковых клеток.

Опухоль, находящаяся в состоянии гипоксии, в 2-3 раза менее чувствительна к облучению. Соответственно в условиях высокого содержания кислорода опухоль становится наиболее уязвимой для действия лучевой терапии и химиопрепаратов.

Для достижения желаемого результата при радиомодификации с помощью озона необходимо произвести контроль процента насыщения кислородом опухоли, для чего в качестве прототипа спроектированного прибора измерения оксигенации крови (для применения в гинекологии) был взят пульсовой оксиметр (№ патента: 2194445), содержащий датчик насыщения кислородом, состоящий из направленных друг к другу источников излучения в красном и инфракрасном диапазоне и фотоприемника, сигнал которого, пропорционален абсорбции света, проходящего через ткани.

Недостатком прототипа является невозможность его применения в гинекологии при радиомодификации в комплексном лечении рака шейки матки, т.к. нельзя разместить данный датчик на пораженной ткани.

Отличие спроектированного прибора от выбранного прототипа заключается в том, что источники излучения и фотоприемник размещены на дистальных концах бранш, медицинского хирургического зажима, выполненного из медицинской пластмассы, при этом питающие и сигнальные провода выведены с проксимальных концов, через отверстия в кольцевых ручках. Бранши зажима выполняются полыми для размещения в них проводов идущих к датчику.

На базе лаборатории биотехнических и медицинских систем КНИТУ-КАИ сконструирован экспериментальный образец Гинекологического Измерителя Оксигенации Крови, за основу которого был взят прикроватный монитор реаниматолога МПР5-02, в частности его канал оксиметрии, и медицинский хирургический зажим в который были интегрированы датчики оксиметра.

Данный экспериментальный образец сейчас проходит испытания на добровольных пациентах в Республиканском Клиническом Онкологическом Диспансере министерства здравоохранения РТ. На сегодняшний день методом радиомодификации кислородом и с помощью экспериментального образца ГИОК пролечено 33 добровольные пациентки, в ходе чего наблюдается стойкое изменение клинической и морфологической картины поражения раковыми клетками.

Предложенный метод лечения, а также гинекологический измеритель оксигенации крови на сегодняшний день не имеют аналогов на рынке, что было выяснено в ходе патентного поиска.

Получено положительное решение от 10.08.2012 о выдаче патента на полезную модель для гинекологического измерителя оксигенации крови (Заявка №2012123879/14(036540)). Также по данному методу лечения подана заявка на получение патента.

Библиографический список

1. Ярмоленко С. П., Радиобиология человека и животных // Издание 3-е. – М. – «Высшая школа». – 1988. – 424 с.
2. Калакутский Л. И., Манелис. Э. С., Аппаратура и методы клинического мониторинга // – М. – «Высшая школа». – 2004. – 156 с.: ил.
3. Патент №2194445 (RU). МПК 7 А61В5/145, А61В5/02 Пульсовой оксиметр //Матус К.М., Муранов С.А. // Оpubл. 05.2006

АЛГОРИТМЫ ОБНАРУЖЕНИЯ НЕСАНКЦИОНИРОВАННОГО ИНФОРМАЦИОННОГО ИСТОЧНИКА ИЗЛУЧЕНИЙ

В.А. Ревуцкий

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

В настоящее время электромагнитная обстановка в условиях города характеризуется большой загрязненностью радио-эфира. Такое положение обусловлено в том числе наличием несанкционированных источников (НИ) электромагнитных излучений, способных не только создавать помехи зарегистрированным радиосредствам, но и вносить негативное изменение в локальную электромагнитную экологию вблизи этого НИ [1].

В задачи официальных организаций по контролю за радио-эфиром обычно входит энергетическое обнаружение и оценка частотных характеристик сигналов НИ [1, 2]. При этом в смысле влияния ИИ на организм человека интерес представляют не только общие характеристики сигналов ИИ, но и структура информационных потоков, которые они передают. Таким образом, необходимо производить оценку принадлежности обнаруженного НИ к одному из известных стандартов связи (СС), с целью дальнейшего анализа его негативного влияния.

В свою очередь, почти во всех СС используются помехоустойчивые коды (ПК) различного типа и параметров. Так как одним из наиболее распространенных ПК являются сверточные коды (СК) [3], то актуальна задача синтеза алгоритма обнаружения СК с известными параметрами на фоне случайной двоичной последовательности (СДП) в целях определения принадлежности ИИ к одному из известных СС.

Для построения оптимального по критерию Байеса алгоритма проверки гипотез: H_1 - в АДП представлен сверточный ПК с параметрами m_0, n_0, k_0 и H_0 - АДП есть СДП, необходима статистическая модель анализируемой двоичной последовательности (АДП) [4]. Здесь m_0 - максимальная длина регистров сдвига в составе кодера, а n_0 и k_0 длины выходного и входного кадров соответственно.

Так АДП можно описать посредством матрицы переходов (МП), элементы которой показывает относительную частоту последовательного появления в потоке определенных кодовых комбинаций длиной $m_0 \cdot n_0$ символов.

На основе гистограмм уровней (ГУ) по элементам МП для сверточных ПК и СДП получен оптимальный по критерию Байеса [4] алгоритм обнаружения СК, использующий два отношения правдоподобия (ОП) $\Lambda_1(R)$ и $\Lambda_2(R)$ соответственно числу компонент ГУ для СК:

$$\Lambda_1(R) = \frac{P(R/H_{11})}{P(R/H_0)} \underset{H_0}{\overset{H_1}{< >}} \frac{(C_{101} - C_{00})P_0}{(C_{011} - C_{111})P_1\alpha} = \eta_1, \quad (1)$$

$$\Lambda_2(R) = \frac{P(R/H_{12})}{P(R/H_0)} \underset{H_0}{\overset{H_1}{< >}} \frac{(C_{102} - C_{00})P_0}{(C_{012} - C_{112})P_1(1-\alpha)} = \eta_2,$$

где P_0 и P_1 есть априорные вероятности гипотез H_0 и H_1 соответственно.

Так алгоритм обнаружения на основе нормированных ОП $\Lambda_1(R)/\eta_1$ и $\Lambda_2(R)/\eta_2$ имеет вид, показанный на рис. 1.

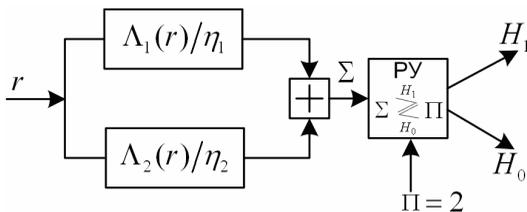


Рис. 1 – Оптимальный алгоритм обнаружения на основе двух ОП

Можно упростить предложенную схему, что позволяет получить квазиоптимальный алгоритм (рис 2.) с использованием одного ОП, соответствующего второй компоненте ГУ для СК.

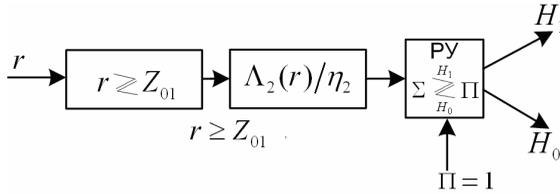


Рис. 2 – Квазиоптимальный алгоритм обнаружения

Проведены эксперименты по проверке надежности предложенных алгоритмов обнаружения СК при значениях битовой ошибки $P_{ош.б} = 0, 10^{-5}, 10^{-4}, 10^{-3}, 10^{-2}, 10^{-1}$ для сверточных ПК с параметрами из списка $A = \{3.3.1; 5.3.1; 8.3.1; 3.2.1; 5.2.1; 7.2.1; 3.3.2; 5.3.2; 7.3.2\}$.

В результате получены зависимости вероятности правильного обнаружения P_D и ложной тревоги P_F от вероятности $P_{ош.б}$ для оптимального и квазиоптимального алгоритмов обнаружения СК, приведенные на рис. 3 а, б.

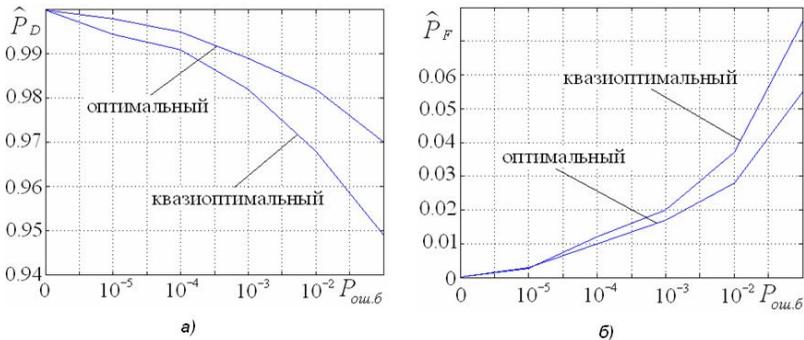


Рис. 3 – а) зависимость вероятности правильного обнаружения от вероятности битовой ошибки, б) зависимость вероятности ложной тревоги от вероятности битовой ошибки

Из анализа приведенных зависимостей следует, что оптимальный обнаружитель обеспечивает вероятность правильного обнаружения $P_D \geq 0,945$ и вероятность ложной тревоги $P_F \leq 0,06$ при $P_{ош.б} \leq 10^{-1}$. При этом квазиоптимальный алгоритм показывает близкие

характеристики правильного обнаружения $P_D \geq 0,94$ и вероятности ложной тревоги $P_F \leq 0,08$ при $P_{ош.б} \leq 10^{-1}$.

С учетом того, что квазиоптимальный алгоритм проще в реализации, он является более предпочтительным по сравнению с оптимальным.

Таким образом, показана возможность надежного обнаружения СК с известными параметрами на фоне СДП посредством предложенных алгоритмов.

Библиографический список

1. Быховский М.А., Управление радиочастотным спектром и электромагнитная совместимость радиосистем. – М.: ЭкоТрендз, 2006. – 377 с.
2. Э. Хибер, Электромагнитная совместимость, Пер. с англ. – М. Энергоатомиздат, 1995. – 297 с.
3. Никитин Г.И. Сверточные коды. – СПб.:СПбГУАП, 2001. – 80 с.
4. Ван Трис Г. Теория обнаружения, оценок и модуляции/ пер. с англ. под ред. В.И. Тихонова. – М.: Советское радио, 1972. – 744 с.

СИСТЕМА ВИРТУАЛЬНОЙ УЛЬТРАЗВУКОВОЙ ДИАГНОСТИКИ

Я.В. Носова

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

В настоящее время условием повышения эффективности обучения может быть повсеместное внедрение новых технологических, дидактических форм обучения при подготовке современных биомедицинских специалистов. Интенсивность процесса замены старого электронного оборудования новым в значительной степени опережает процесс овладения техническими навыками уже существующих специалистов, то есть умение работать на новом оборудовании, и по-новому. Поэтому актуальной является задача разработки и внедрения виртуальных тренажеров в процесс обучения. Одним из наиболее перспективных направлений медицинской интроскопии является ультразвуковой метод диагностики, так как он обладает высокой диагностической информативно-

стью и безвредностью обследований для пациента и врача. При реализации системы виртуальной ультразвуковой диагностики для изучения принципа работы УЗ-сканера предназначенного для студентов специальностей биомедицинской инженерии. При этом необходимо двигаться по принципу «от простого к сложному», поэтому для наглядности и простоты реализации следует визуализировать фантомное изображение путем линейного УЗ-сканирования. При этом способе сканирования угловое направление УЗ луча не меняется, а луч перемещается параллельно самому себе так, что начало луча двигается вдоль рабочей поверхности датчика по прямой линии. Зона обзора имеет вид прямоугольника [1].

Разработанная система позволяет моделировать основные режимы работы реальных УЗ-приборов, что позволяет принципиально изменить (упростить и удешевить) систему подготовки специалистов.

Фантомным (от франц. *fantôme*, из лат. *phantasma* – явление; призрак) называется любой искусственно созданный объект, который имитирует уже существующий реальный объект. В большинстве случаев фантомы для обучения врачей представляют собой имитацию реального пациента, либо же его отдельного органа из тканезквивалентных материалов [2].

Виртуальная система как тренажер может использоваться для обучения студентов техникумов и высшей школы как медицинских, так и инженерных специальностей, которые затрагивают темы медицинского приборостроения.

Библиографический список

1. Осипов Л.В. Ультразвуковые диагностические приборы: Практическое руководство для пользователей. – М.: Видар, 1999. – 256с. Агаці Е. Етика і наука // Філософська і соціологічна думка. – 1991. – № 9. – С. 59 – 71.
2. Носова Я.В. Принципы разработки виртуального тренажера для изучения основ работы УЗ-сканеров 16-й Міжнародний молодіжний форум «Радиоелектроніка і молодіж в ХХІ веке»: Зб. матеріалів форуму. – Харків: ХНУРЕ, 2012. ч.1. – С. 134-135.

ДИАГНОСТИКА ВАРИКОЗНОГО РАСШИРЕНИЯ ВЕН НА РАННИХ СТАДИЯХ РАЗВИТИЯ

К.В. Семенова

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

А.Н.Туполева

Варикоз – актуальная болезнь современности, медленно и агрессивно снижающая привычный уровень качества жизни больного, а в некоторых случаях становящаяся причиной летального исхода. Чтобы предотвратить прогрессирующее патологическое расширение вен необходимо выявить снижение тонуса венозных сосудов и диагностировать развитие варикоза на как можно более ранних стадиях и своевременно обратиться за квалифицированной помощью.

При развитии варикозно-расширенных вен скорость кровотока по сосудам пищевода уменьшается. Оценивая линейные параметры движения крови, представляется возможным анализ тонуса сосудов, оценка вероятности развития их варикозного расширения и диагностика варикоза на ранних стадиях.

Для диагностики варикозного расширения вен на ранних стадиях предлагается магнитодинамический анализатор – устройство, конструкция и действие которого основаны на магнитных свойствах венозной крови. До настоящего времени практической реализации устройств, использующих эти свойства, не существовало.

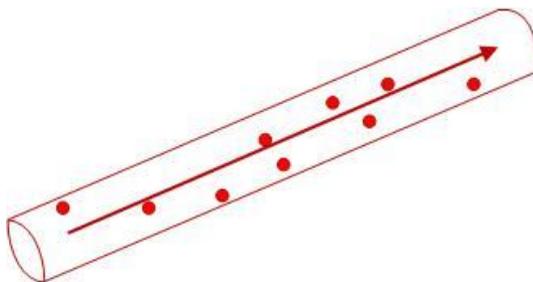


Рис. 1 - Упрощенная модель венозного сосуда с протекающей по нему ферромагнитной жидкостью

Первым, кто всерьез задумался о магнитных свойствах крови, был М. Фарадей в конце 19 века. Затем Л. Паулинг и Ч. Коруэлл в 1936

году экспериментально доказали, что деоксигемоглобин обладает ферромагнитными свойствами [4]. В 1969 году теоретически обосновал возможность магнитного взаимодействия вращающихся эритроцитов также А. Л. Чижевский [3]. Большинство исследований, подтверждающих наличие магнитных свойств венозной крови, опираются на ферромагнитные свойства железа гемов дезоксигемоглобина крови.

Кровь, текущую по венозным сосудам, можно обобщенно рассматривать как ферромагнитную жидкость. Ферромагнитными частицами нанометровых размеров являются атомы железа гемоглобина крови, а несущей жидкостью является плазма крови (рис.1).

Наночастицы железа в молекуле гемоглобина представляют собой однодоменные магниты, ориентация магнитных моментов которых в отсутствие магнитного поля случайна в каждый момент времени, так что полная намагниченность жидкости равна нулю. При наличии внешнего поля эритроциты ориентируются таким образом, чтобы плоскость их диска была параллельна направлению приложенного поля, то есть домены, состоящие из атомов железа, ориентируются вдоль поля, увеличивая намагниченность до определённого предела, а при снижении напряжённости поля намагниченность снижается по «кривой гистерезиса», то есть с остаточной намагниченностью [2].

Таким образом, если атомы железа гемоглобина подвергаются воздействию внешнего магнитного поля в течение времени t_0 (намагничиваются), после прекращения воздействия поля они еще некоторое время находятся в намагниченном состоянии. Затем намагниченность постепенно снижается по кривой намагничивания до нуля.

Метод диагностики варикозного расширения вен основывается на следующем предположении: до того момента, как намагниченность снизится до нуля, эритроцит успевает пройти расстояние t_2 , которое соответствует линейной скорости течения крови по венам, являясь носителем «магнитной метки». В точке 1 эритроцит обладает максимальным магнитным моментом, который возникает при воздействии на него магнитного поля, в точке 2 эритроцит обладает минимальным магнитным моментом, который может быть измерен с помощью датчика магнитного поля.

В основу работы магнитодинамического анализатора тонуса венозных сосудов положен способ магнитного маркирования крови в венозных сосудах. С его помощью, исходя из того, что магнитный момент крови сохраняется на некоторый промежуток времени, используя магнитную метку, можно определить скорость кровотока в венах. Снижение скорости крови является показателем ухудшения тонуса

венозных сосудов, что может привести к появлению варикозного расширения вен.

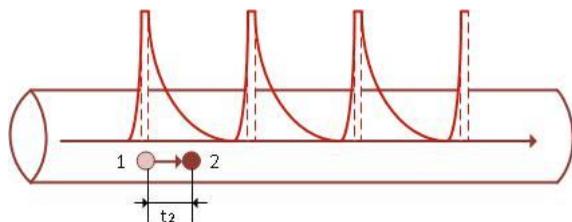


Рис. 2

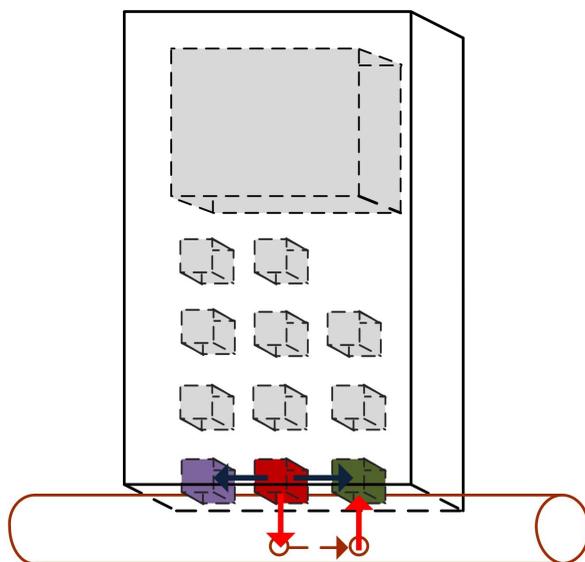


Рис. 3 - Конструкция и положение устройства относительно участка венозного сосуда, на котором проводится измерение скорости кровотока. Направление движения крови схематически показано на примере перемещения одного эритроцита

Устройство прибора магнитодинамического анализатора тонуза венозных сосудов включает в себя генератор магнитной метки, два канала: измерительный канал и компенсационный канал (для компенсации сигналов неинформативного характера – шумов, наводок, поступающих на измерительный датчик), каждый из которых состоит из

последовательно соединенных датчика, усилителя и полосового фильтра соответственно. Генератор магнитной метки и датчики магнитного поля последовательно располагаются в нижней части устройства (рис. 3), которое прикладывается к участку кожи, где планируется измерение скорости кровотока. Система фильтров и усилителей находится в корпусе устройства. Также в корпусе датчика будет располагаться батарея.

Предполагаемая конструкция устройства и его положение относительно вены представлена на рисунке 3.

Принцип действия устройства заключается в том, что сигналы с измерительного и компенсационного каналов вычитаются на дифференциальном усилителе, из полученного сигнала формируется прямоугольный импульс, который поступает на сравнивающее устройство. На него также подается сигнал с генератора магнитной метки, приведенный формирователем импульса к прямоугольному виду. На сравнивающем устройстве получаем импульс, длительность которого пропорциональна временной задержке появления на приемнике метки, функционально связанной с перемещением массы крови [1].

Библиографический список

1. Бельский А.М., Бердников А.В., Семенова В.Е., Семенова К.В. Патент на полезную модель № 102481 от 10.03.2011. Устройство для измерения скорости кровотока.
2. Борин Д.Ю., Михайлов В.П., Базиненков А.М. Нелинейная модель дросселя магнитореологического модуля для прецизионных перемещений. М.: Инженерное образование №10, 2006.
3. Чижевский А.Л. Структурный анализ движущейся крови. Киев: Изд-во АН УССР, 1969. 92 с.
4. L.Pauling, Ch. Coruell. The magnetic properties and structure of hemoglobin, oxyhemoglobin and carbonmonoxyhemoglobin. April 1936. Proc. Natl. Acad. Sci. 22 (April 1936): 210-216.

ИЗМЕРЕНИЯ ВРЕМЕНИ ЗРИТЕЛЬНОЙ РЕАКЦИИ ЧЕЛОВЕКА

Е.С. Зварич

Научный руководитель – Скляр О.И., старший преподаватель
Харьковский национальный университет радиоэлектроники

Жизнь современного человека очень насыщена различного рода приборами и устройствами, которые что-то измеряют, чем-то управляют, а некоторые из них требуют постоянного внимания человека, причем в нередких случаях человек, следящий за этими приборами, должен отреагировать на их показания или сигнализацию. Все люди разные и соответственно имеют различную скорость реакции на такие стимулы. И если в одних случаях или профессиях эта реакция не очень важна, то в других от нее может зависеть безопасность или даже жизнь других людей. Очевидно, что для людей, служащих в вооруженных силах, в военной и гражданской авиациях, а также в спортивных командах и клубах, в клубах боевых искусств, необходимо проводить различного вида тестирования. Одним из таких тестов может быть тестирование с целью проверки времени зрительной реакции человека на оптические стимулы.

Устройства такого рода известны и их конструкция достаточно простая: устройство может иметь несколько цветных стимулов и такое же количество кнопок для регистрации времени реакции испытуемого. Как правило, эти зрительные стимулы находятся в одной небольшой плоскости. Устройство такого рода выполняет основную задачу – измеряет время реакции человека, но стимул в реальной жизни может находиться и в поле бокового зрения человека, и реакция на такой боковой стимул может существенно отличаться от реакции на стимул, находящийся на оси прямой видимости.

Предлагается создать электронное устройство для измерения времени реакции человека на зрительные стимулы, расположенные на полусфере, причем на полусфере источники света (например, светодиоды) можно расположить в произвольных местах.

В устройстве предполагается использовать постоянное запоминающее устройство (ПЗУ), в котором будут храниться последовательности (номера) возбуждающих стимулов. Предлагается каждый следующий стимул формировать только после реакции испытуемого на предыдущий. На индикацию предлагается вывести максимальное время реакции на световые стимулы. Реакцию испытуемого фиксировать по нажатию им соответствующей кнопки.

Структурная схема предлагаемого устройства представлена на рисунке 1.

В структурной схеме не указаны цепи подготовки устройства к работе. Кроме того, с помощью пускового устройства можно предусмотреть управление выбором произвольной последовательности из ПЗУ, а также количеством стимулов в последовательности.

Устройство работает следующим образом: после пуска из ПЗУ выбирается адрес первого светодиода в выбранной последовательности, информация, прочитанная по этому адресу (на структурной схеме это показано как код номера светодиода), поступает в дешифратор, с помощью которого и засвечивается соответствующий светодиод на светодиодном поле; с другой стороны, как только устройство запущено через пусковое устройство на счетчик времени реакции поступают единичные сигналы эталонного времени (тактовый генератор на кварцевом резонаторе), когда испытуемый увидит стимул, он должен нажать кнопку (фиксатор реакции), и в это время фиксатор времени реакции (регистр) сохранит достигнутое значение, и после первого измерения это время сразу же будет записано в регистр хранения максимального значения (т.к. регистр изначально обнулен), в последующие измерения если второе время будет больше первого, то по сигналу от компаратора оно будет записано в регистр максимального времени, если же нет, то там сохранится предыдущее значение. При выборе последнего адреса светодиода в последовательности работа устройства прекращается и на индикаторе получаем максимальное время реакции в этой последовательности.

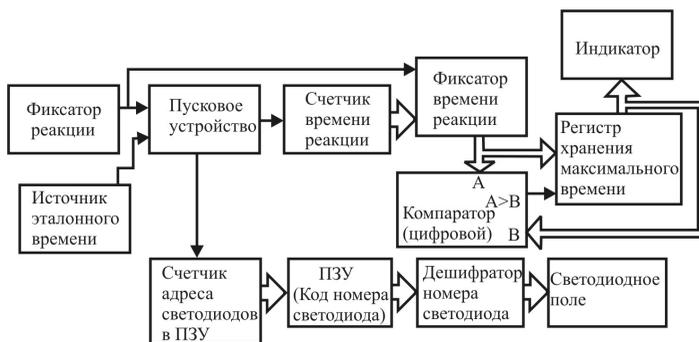


Рис. 1 – Структурная схема устройства для измерения максимального времени реакции человека на предъявляемые оптические стимулы

Такое устройство позволит расширить круг тестовых задач – произвольность следующего местоположения стимула, определение максимальной реакции на множественность стимулов, т.е. утомляемость и т.п.

УСТРОЙСТВО КОНТРОЛЯ ОТКРЫТИЯ ДВЕРЕЙ В БОЛЬНИЧНЫХ ПАЛАТАХ

Г.А. Старченко

Научный руководитель – О.И. Скляр, старший преподаватель
Харьковский национальный университет радиозлектроники

Внедрение в больницы и в больничные комплексы различных автоматизированных систем контроля и управления в наше время является достаточно актуальным и необходимым.

В современных больничных комплексах находится большое количество палат, а в больничных палатах может находиться по несколько больных. По предписаниям врачей некоторым больным необходим постельный режим, т.е. необходим достаточный контроль за передвижением таких больных. Также в больничном отделении необходим контроль за передвижением больных уже в ночное время ведь бывают непредвиденные ситуации, когда больные выходят из своих палат. Таким образом, обслуживающему персоналу всегда необходима информация о местонахождении больного. Одним из простейших устройств такого типа могло бы быть устройство в виде табло, которое могло бы информировать дежурную сестру о том, что дверь какой-то палаты открылась, а еще лучше, чтобы на табло высвечивался номер такой палаты.

Данное устройство также может быть использовано для аварийной безопасности больницы. Если случится какое-либо происшествие: авария, пожар, и нужно будет быстро эвакуировать больных из больничных палат, то можно увидеть, какая палата открыта, а какая нет и тем самым спасти жизни больных.

Устройств данного типа не существует, но есть системы, которые несут похожий смысл, но которые намного сложнее, а соответственно и достаточно дорогие, что не всегда может позволить себе больница.

Структурная схема предлагаемого устройства приведена на рис. 1.

Дверь каждой палаты оснащается оптическим устройством (оптопарой), позволяющим при открытии двери получить сигнал, соответствующий уровню лог. «1» для выбранной элементной базы. При открывании двери этот сигнал попадает на соответствующий электронный фиксатор, например триггер. К прямым выходам триггеров подключаются светодиоды, которые находятся на светодиодном поле. Инверсные выходы светодиодов подключаются в устройстве совпадения к логическим элементам типа 2ИЛИ. Ко вторым входам этих логических элементов подключаются выходы устройства выбора номера палаты. Если в устройстве совпадения на обоих входах логического элемента 2ИЛИ будет присутствовать уровень лог. «0», то соответственно этот же уровень будет получен и на его выходе. Все логические элементы устройства совпадения подключены к соответствующим входам разрешения чтения информации из регистров хранения номера палаты и именно в этот момент номера палаты, двери которой открыты, будут высвечены на индикаторе. Поскольку в устройстве выбора номера палаты каждый номер палаты удерживается только определенное время, то соответственно и на индикаторе он будет высвечиваться только это время.

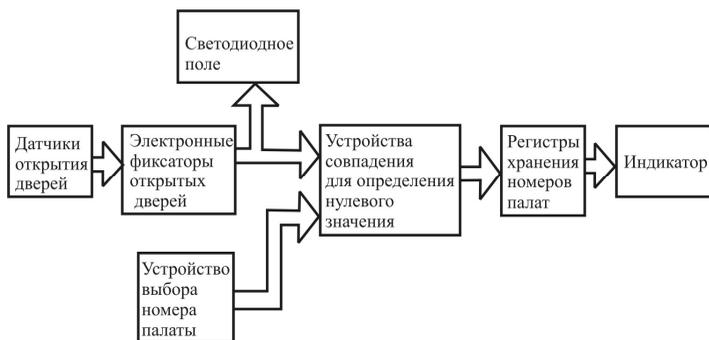


Рис. 1 – Структурная схема устройства контроля открытой двери

Устройство выбора номера палаты построено на тактовом генераторе, счетчиках и дешифраторах. Это устройство работает в циклическом режиме. Частота тактового генератора достаточно низкая (0,1Гц или еще меньше), что позволяет высвечивать номер двери открытой палаты в течение 10 с или более, что достаточно для его прочтения. Если в отделении открыты двери нескольких палат, то такой циклический перебор номеров палат позволяет поочередно высветить номера всех открытых дверей. Светодиоды на поле всегда будут ин-

формировать, что соответствующая дверь открыта. Таким образом, подождав несколько десятков секунд, медсестра на посту будет знать номера соответствующих палат. После этого она может «сбросить» информацию об открытых дверях, подав соответствующий управляющий сигнал в блок электронных фиксаторов (на структурной схеме эти цепи не показаны).

Устройство данного типа можно применять не только в больничных заведениях, а также магазинах, школах, офисах.

Данное устройство наиболее актуально для тяжело- либо душевнобольных людей. Данное устройство сможет помочь понизить количество несчастных случаев, помочь в экстренных ситуациях, при авариях, пожарах, а также облегчит работу медицинского персонала.

ПРИБОР ЭКОЛОГИЧЕСКОГО МОНИТОРИНГА РАДИОАКТИВНОГО ЗАГРЯЗНЕНИЯ

А.И. Акаев

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

В наше время происходит достаточно много катастроф связанных с утечкой радиоактивного вещества и последующим облучением местности. Вследствие этого портативный прибор, измеряющий за кратковременный промежуток времени радиационное излучение по пространству и времени является просто незаменимым.

Приборы для измерения радиации называются радиометрами.

В данном докладе рассматривается цифровая система мониторинга радиоактивного излучения. Разработан прибор для цифрового мониторинга радиоактивного излучения. Особенности прибора являются:

- 1) одновременное измерение сразу по четырем каналам;
- 2) портативность;
- 3) наличие чипа GPS-модуля, позволяющего определять координаты, а так же Wi Fi и Bluetooth адаптеры для беспроводной передачи данных;
- 4) наличие интерфейса USB и слота SD-карт памяти для связи прибора с ПК;
- 5) четырехстрочный тачскрин.

Датчики обладают достаточно высокой чувствительностью (порядка 200 имп/мкР), и могут вести регистрацию разнородных частиц одновременно, прибор легко помещается в карман, но несмотря на это имеет прочный корпус в котором располагаются современные проводные и беспроводные порты передачи данных, модуль геолокации для фиксации координат, сенсорный дисплей на котором отображается информация об измерении в реальном времени.

Такой прибор сможет сильно упростить процесс регистрации радиоактивного загрязнения в любой точке земного шара, а так же представление, хранение и передачу данных, в том числе и на расстоянии.

Благодаря перечисленному, с использованием прибора любой сможет предотвратить попадания в зону радиоактивного загрязнения, а так же проводить анализ территорий для строительства, обследовать здания и пр.

МОНИТОРИНГ ПУЛЬСОВОЙ И ДЫХАТЕЛЬНОЙ ДЕЯТЕЛЬНОСТИ ЧЕЛОВЕКА С ИСПОЛЬЗОВАНИЕМ ЭЛЕКТРОННОГО АКСЕЛЕРОМЕТРА

Н.А. Слободянюк

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

В современной медицинской практике встречаются различные ситуации, когда невозможно непосредственно с помощью электрокардиографа и прикрепляемых к больному датчиков измерить пульсацию сердца и дыхания. Например, при поражении кожи, множественных ожогах или заболеваниях внешних покровов. В таких случаях необходимо устройство, которое не требует прямого контакта с кожей пациента и дает верное заключение о показателях жизнедеятельности организма.

В данном докладе рассмотрен портативный прибор для измерения у человека частоты дыхания и пульса.

Он представляет собой коробочку, внутри которой, собственно, находятся датчик вибрации и средства обработки информации. Прибор располагается на груди пациента поверх одежды или повязок.

Выбранный датчик вибрации – пьезоэлектрический акселерометр, с которого данные о колебаниях грудной клетки пациента посту-

пают на канал нормализации, где происходит разделение на дыхательные вибрации и пульсацию.

Далее обработка происходит с параметрической адаптацией, реализованной автоматическим выбором диапазона измерения по принципу мультипликативной свертки на идеальных диодах. Частотная адаптация выполняется непосредственно с помощью микроконтроллера.

Полученные данные после преобразования отображаются на ЖК-дисплее. Уже по ним врач может судить о текущем состоянии больного.

ЭКОЛОГИЧЕСКИЕ ПРОБЛЕМЫ ТЮМЕНСКОГО СЕВЕРА

А.А. Шидин, В.И. Едапин, А.А. Рыбаков

Научный руководитель - Квашнина С.И., д-р мед. наук, профессор
Тюменский государственный нефтегазовый университет

Введение. Тюменский Север – это территория, которая находится в тундровой зоне между 68° - $72,5^{\circ}$ с.ш. и 67° - $72,5^{\circ}$ в.д. на равном расстоянии, как от Атлантики, так и от центра Азиатского материка. Природно-климатические и экологические условия проживания населения на территории Ямало-Ненецкого Автономного округа (ЯНАО), относятся в основном к неблагоприятной категории. Как мы знаем, интенсивное промышленное освоение высоких широт создало угрозу для природы и жизни человека. Неблагоприятная экологическая ситуация в нефтедобывающих районах из-за антропогенного влияния обусловлена химическим и нефтяным загрязнением атмосферы, гидросферы, деградацией растительного покрова и нарушением режима многолетнемерзлых пород (ММП). Это вызывает необходимость исследования всего комплекса аспектов жизнеобеспечения человека: экологии и геоэкологии, географии и астрофизики, биологии, психофизиологии и любой патологии человека.

Все это определило *актуальность* исследования и обусловило его основную *цель* – проанализировать экологические проблемы Тюменских высоких широт, так как они напрямую связаны с состоянием здоровья находящегося здесь населения (аборигенного и «пришлого»), так как здоровье населения является, своего рода, очень чувствительным индикатором по отношению к состоянию окружающей природной среды (ОПС).

Основными *задачами* выполнения исследований явились: ознакомление и анализ имеющихся литературных данных, по состоянию и проблемам экологии и окружающей природной среды (ОПС), а так же состояние здоровья населения Ямало-Ненецкого Автономного округа.

Научная гипотеза Можно предположить, что длительное загрязнение ОПС, особенно углеводородами, может привести к ухудшению здоровья аборигенного населения, а именно: возникновению аллергеннообусловленных болезней, увеличению иммунодефицитных состояний, частым обострениям хронических заболеваний и других болезненных состояний.

Известно, что для северных территорий характерны такие свойства как:

- экстремальность климатогеографических условий, абиогенность ландшафта, преобладание холодного дискомфортного климата со значительным диапазоном колебаний температуры воздуха и атмосферного давления (из-за частой сменяемости циклонов и антициклонов), тяжелый аэродинамический режим;

- своеобразие фотопериодизма (с наличием полярной ночи и полярного дня); более чуткое реагирование биосферы на изменения солнечной активности и напряжённости геомагнитного поля Земли (В.П.Казначеев, 1998);

- здесь отмечается: своеобразный микроэлементный состав почвы и воды, наличие многолетнемерзлых почв (ММП) - вечной мерзлоты;

- проблематичными для Крайнего Севера также являются: наличие природно-очаговых инфекций и зооантропозов; особенности питания, образа жизни населения и экологической обстановки, что, в свою очередь, также требует анализа и их изучения.

И, с другой стороны, характеризуя территорию Тюменского Севера, особенно ЯНАО можно отметить, что помимо вышеизложенного, Тюменский Крайний Север - это:

- регион важного стратегического значения с особыми природноклиматическими условиями и геофизическими факторами;

- это основной источник сырьевых ресурсов, особенно углеводородного сырья;

- здесь добывается 85% всего Российского газа;

- ведется активизация программ по строительству перерабатывающих производств;

- подтягиваются до современного уровня агропромышленные отрасли. Учёными установлено, что агропромышленный комплекс

Крайнего Севера содержит сегодня треть мирового поголовья домашнего оленя.

Для северных территорий требуется повышенное внимание, не только к техногенным, но и к биологическим и экологическим системам среды обитания. Здесь необходимо создание качественных комфортных условий для жизни как коренных (аборигенных) так и «пришлых (в основном лиц вахтово-экспедиционного труда)» жителей. Лицам не коренных национальностей следует прививать формирование бережного отношения к традициям и хозяйственному укладу коренных и малочисленных народов Севера (Квашнина С.И., 2002, 2004, 2010, 2011).

Рядом учёных отмечено, что по положительной демографической динамике, высоким доходам населения, и инвестиционной привлекательности, согласно новым международным требованиям, в рейтинге социальной ответственности субъектов РФ, ЯНАО занимает 5 место после Москвы, Московской области, СПб и Республики Татарстан, оставляя после себя множество других субъектов РФ.

Для этих территорий требуется активное участие в развитии и совершенствовании при прокладке дорог, жилищном строительстве, здравоохранении и образовании. Изменения в климате настолько сложны, что особенно отражается на северных территориях и трудно определить их последствия в будущем. Над этими проблемами работают многие ученые мира, особенно северных государств. В настоящее время имеется сорок (40) научно-исследовательских станций, где ведётся работа с учёными северных стран в рамках сети СКАНН – ИНТЕРАКТ.

Таким образом. Северные территории и особенно Арктика – это глобально уязвимая система, требующая многогранных исследований и наблюдений всеми учёными, всех направлений.

УСТРОЙСТВО КОМПЛЕКСНОЙ ОЦЕНКИ СОСТОЯНИЯ СЕРДЕЧНО-СОСУДИСТОЙ СИСТЕМЫ ПАЦИЕНТА

П.Л. Шувалов

Научный руководитель – Мельник О.В., канд. техн. наук, доцент
Рязанский государственный радиотехнический университет

Большое внимание в современной медицинской практике уделяется вопросам регистрации и анализа параметров жизнедеятельно-

сти человека. Это связано с высокой информативностью существующих методов и широким распространением диагностических устройств. Электрокардиография является одним из наиболее распространенных методов, который используется для диагностики состояния сердечно-сосудистой системы (ССС) человека. Она является незаменимым методом исследования нарушений ритма и проводимости, гипертрофий желудочков и предсердий, ишемической болезни сердца и других его заболеваний.

Значительное расширение возможностей диагностики заболеваний сердца и сосудов позволяет получить дополнительный анализ дыхательной активности обследуемого. На основе сведений о характере и силе связи зафиксированных совместно сигналов электрокардиограммы (ЭКГ) и дыхательной волны могут быть сформированы объективные заключения о состоянии ССС пациента в целом.

Структурная схема разрабатываемого устройства представлена на рисунке 1.

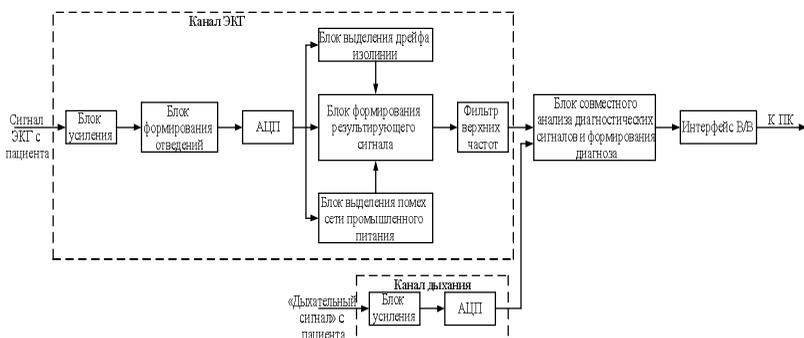


Рис. 1 – Структурная схема разрабатываемого устройства

Как видно из представленного изображения, разрабатываемое устройство содержит два синхронно работающих канала съема биологических сигналов. В канале ЭКГ обеспечивается усиление зафиксированного сигнала с помощью инструментального усиления, формирование кардиографических отведений, дальнейшее их преобразование в цифровой вид. После этого, в ходе работы блоков выделения дрейфа изолинии, выделения помех сети промышленного питания, блока формирования результирующего сигнала и фильтра верхних частот, осуществляется устранение влияющих на электрокардиосигнал помех по методу использования отсчетов сигнала, взятых на ТР-сегменте. Следует заметить, что удаление помех таким способом ха-

рактируется минимальным, по сравнению с известными методами, искажением информативных составляющих диагностического сигнала [1].

В канале дыхания осуществляется усиление зафиксированного термочувствительным датчиком сигнала дыхательной волны и дальнейшее его преобразование в цифровой вид. В качестве датчика дыхания может быть использован миниатюрный терморезистор, он характеризуется высокой чувствительностью и линейностью, а также относительно низкой стоимостью, кроме того он абсолютно устойчив к применяемым в медицинских учреждениях способам и средствам стерилизации и очистки.

Блок совместного анализа диагностических сигналов и формирования диагноза выполняет следующие функции: выявление временного ряда кардиоинтервалов посредством выделения ТР-сегментов ЭКГ; формирование соответствующего временного ряда отсчетов сигнала дыхательной волны; их совместный анализ и определение характера и силы связи между ними; предоставление оценочных данных о состоянии ССС пациента. Кроме того возможно дополнительное расширение функционала устройства при его подключении к персональному компьютеру, для чего в схеме устройства предусмотрены средства сопряжения с ним (специализированный интерфейс ввода/вывода).

Разрабатываемое устройство может работать как автономно, так и в составе диагностических комплексов, кроме того, предполагается возможность его использования не обученным специально пользователем в домашних условиях.

Библиографический список

1. Мельник О.В. Методы обработки и анализа электрокардиосигнала в режиме реального времени / О.В. Мельник, А.А. Михеев. – Рязань: Сервис, 2010. – 128с.

ПРИНЦИПЫ ИСПОЛЬЗОВАНИЯ АППАРАТНОГО КОМПЛЕКСА ДЛЯ ИЗМЕРЕНИЯ ЭЛЕКТРОДЕРМАЛЬНОЙ АКТИВНОСТИ НА СТОМАТОЛОГИЧЕСКОМ ПРИЕМЕ ДЛЯ ОЦЕНКИ РЕАБИЛИТАЦИОННОГО ПРОЦЕССА

Л.П. Набатчикова, Н.Н.Стрелков, Н.Г. Коротких, Н.Е. Митин
Рязанский государственный медицинский университет
им. акад. И.П. Павлова
Воронежская государственная медицинская академия
им. Н.Н. Бурденко

Реабилитационные процессы, проходящие во время стоматологического лечения, требуют пристального врачебного внимания. Особенно важен контроль процесса адаптации пациентов к различного рода ортопедическим и ортодонтическим конструкциям. Принципы законченности лечения невозможно соблюсти без применения объективных методов оценки психологического и соматического фона. Одним из таких методов является измерение электродермальной активности (ЭДА).

Целью применения методики измерения ЭДА в стоматологической практике являются: оценка и прогноз течения заболевания, эффективности проводимых лечебных мероприятий; исследование состояния нервной системы при оценке влияния неблагоприятных факторов профессиональной деятельности; раннее выявление манифестаций вегетативных проявлений различных процессов, затрудняющих терапевтическое воздействие.

Особое значение во время проведения данного рода обследования, имеют условия записи регистрируемых параметров.

Исследование должно выполняться в тихом помещении, в котором поддерживается температура 20-22 °С, не ранее чем через 2 часа после еды. Действие различных отвлекающих факторов (громкие звуки) должны быть сведены к минимуму. Запись проводится в положении пациента полулежа на спине с открытыми глазами. Необходимо учитывать, что при записи с закрытыми глазами амплитуда ЭДА снижается. Пациент должен быть проинформирован о цели исследования и характере используемого стимула. В случае использования в качестве раздражителя электрического тока пациент также должен быть предупрежден, что болевых ощущений на стимуляцию током у него не возникнет, а сама процедура исследования переносится хорошо. Врач должен убедиться, что предстоящая процедура не вызывает у пациента чувства страха и выраженного эмоционального напряжения .

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

Измерение электродермальной активности является достоверным методом определения соматического и психологического статуса пациента. Провести динамическое наблюдение за реабилитационными процессами без регистрации объективных параметров организма не представляется возможным. Достоверные и беспристрастные данные полученные в разные хронологические отрезки позволяют реально определить качество лечения, дать необходимые рекомендации для более прогнозируемого результата терапевтического воздействия и процессов реабилитации.

АЛГОРИТМ ОПРЕДЕЛЕНИЯ МАССЫ ОБЪЕКТОВ КОСМИЧЕСКОГО МУСОРА СИСТЕМЫ МОНИТОРИНГА ОКОЛОЗЕМНОГО ПРОСТРАНСТВА

Д.С. Семин

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

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

Аэродинамические характеристики ОКМ, такие как масса, площадь, коэффициент сопротивления оказывают сильное влияние на динамику движения при высоте орбиты менее 300 км от поверхности Земли [2...4]. Зная изменение параметров орбиты и плотность атмосферы можно оценить баллистический коэффициент и массу ОКМ. При этом плотность атмосферы, является переменным параметром, зависящим от множества различных факторов [2]:

- суточный эффект, проявляется в увеличении плотности воздуха в дневное время суток и уменьшение в ночное;
- колебание плотности с периодом 27 суток, связано с обращением Солнца вокруг собственной оси, а также появлением пятен;
- колебание плотности с периодом 6 месяцев, зависит от времени года и связано с наклоном оси вращения Солнца к плоскости эклиптики;
- цикл с периодом 11 лет, связанный с изменением активности излучения Солнца, оказывает наибольшее влияние на плотность атмосферы;
- иррегулярные изменения плотности, также в первую очередь связанные с деятельностью Солнца могут длиться от нескольких часов до нескольких суток.

Задачу определения массы предлагается решать на базе нефизической модели, созданной на основе искусственных нейронных сетей. Предложенный алгоритм включает два этапа:

1. На первом производится оценка параметров атмосферы в различных точках Земли путем обучения нефизической модели по траекториям движения ОКМ с известными характеристиками.

2. На втором этапе производится оценка массы исследуемого ОКМ по измерениям элементов кеплеровской орбиты и баллистическому коэффициенту на обученной нефизической модели, в различные моменты времени. Так как полученная оценка массы зависит от времени, то после производится усреднение полученных значений на всем интервале наблюдения.

Имитационное моделирование полученного алгоритма определения массы ОКМ на основе информации о баллистическом коэффициенте, элементах орбиты производилось на базе имитационной модели движения космических объектов под действием возмущений.

Предложенная нефизическая модель была построена на базе трехслойной искусственной нейронной сети, содержащей во входном и промежуточном слоях по 21-му нейрону, а в выходном один нейрон, с использованием сигмоидальных активационных функций.

Обучение имитационной модели производилось по элементам Кеплеровской орбиты пяти ОКМ с известными значениями массы, аэродинамического коэффициента сопротивления и площади для временного интервала равного двум суткам. В результате работы предложенного алгоритма показано, что погрешность определения массы ОКМ составляли не более 1,8 %.

Исследование выполнено при поддержке Министерства образования и науки Российской Федерации, соглашение 14.132.21.1439

«Разработка алгоритмов определения и предсказания траектории движения космических объектов для наземных систем изучения околоземного космического пространства».

Библиографический список

1. Э. Аким, В. Агапов, И. Молотов, В. Степаньянц. Исследования космического мусора на высоких околоземных орбитах, проводимые Институтом прикладной математики им. М.В.Келдыша РАН [Электронный ресурс]. Режим доступа: <http://fvn.astronomer.ru/report/0000032/index.htm>
2. Аксенов Е.П. Теория движения искусственных спутников Земли. – М.: Наука, 1977. – 360 с.
3. Охоцимский Д.Е., Сихарулидзе Ю.Г. Основы механики космического полёта: Учеб. Пособие. - М.: Наука. Гл. ред. Физ.-мат. Лит., 1990. - 448 с.
4. Иванов Н.М., Лысенко Л.Н. Баллистика и навигация космических аппаратов. М.: 2004, - 544 с.

**ИССЛЕДОВАНИЕ И АНАЛИЗ ЗАГРЯЗНЕНИЯ ПОЧВ
АЭРОДРОМНОГО КОМПЛЕКСА ТЯЖЕЛЫМИ МЕТАЛЛАМИ
ДЛЯ ОБЕСПЕЧЕНИЯ ЭКОЛОГИЧЕСКОЙ БЕЗОПАСНОСТИ
(НА ПРИМЕРЕ АК «УЛЬЯНОВСК-ЦЕНТРАЛЬНЫЙ»)**

В.М. Геворгян, Э.Г. Норемян

Научный руководитель – Кемер О.В., канд. техн. наук, доцент
Ульяновское высшее авиационное училище гражданской авиации

На современном этапе развития авиации и накопления знаний в сфере воздействия человека на окружающую среду ясно, что вред, наносимый биосфере транспортом в целом и воздушным транспортом в частности, заключается в выбросах загрязняющих веществ двигателями при эксплуатации конкретных транспортных средств. В аэропортах передвижные источники загрязнения, к которым относятся воздушные суда, спецмашины и автотранспорт (как принадлежащий аэропорту, так и прибывающий в него) вносят основной вклад в химическое загрязнение аэродромного комплекса [1].

Дефицит данных о свойствах и характере загрязнения тяжелыми металлами (ТМ) почвы аэродрома «Ульяновск – Центральный», оставляет вопрос о его негативном воздействии на окружающую среду

открытым, хотя имеются по этому вопросу отдельные исследования. Однако в данных исследованиях не конкретизируются места забора проб и не дается геохимическая оценка загрязнений почв приаэродромного комплекса.

Цель настоящей работы - оценка уровня загрязнения почвы и поверхностного слоя аэродромного комплекса «Ульяновск – Центральный» ТМ от суммарного воздействия авиационной техники и средств аэродромно-технического обеспечения полетов.

Актуальность данной работы заключается в том, что в связи с интенсивным развитием авиации возникают специфические проблемы по определению уровня загрязнения территории аэродрома от суммарного воздействия авиационной техники и средств аэродромно-технического обеспечения полетов. Одной из них является оценка загрязнения аэродромного комплекса твердыми частицами неорганических веществ и ТМ.

Исследован дисперсный и элементный состав загрязнения поверхностного стока летного поля аэродрома твердыми частицами неорганических веществ методами аналитической химии. Составлены зависимости элементного и количественного состава загрязнения, различных участков поверхности летного поля аэродрома твердыми частицами неорганических веществ, в период максимального воздействия технических средств эксплуатации [2].

Полученные, даже качественные, результаты расширяют представление о характере и местах загрязнений аэродрома «Ульяновск – Центральный» и прилегающих земель.

Достигнутые результаты:

Проведена предварительная качественная оценка уровня загрязнения Взлётно-посадочная полоса (ВПП) и стоянки ВС аэродрома «Ульяновск - Центральный» ТМ.

Установлена зависимость загрязнения ВПП ТМ в зависимости от места взлета (посадки) самолетов: наиболее "грязными" участками летного поля аэродрома являются конец и начало ВПП.

Перспективой данной работы является:

– Составить карту загрязнения поверхности диаметром до 15 км, с учетом «розы ветров» города Ульяновска.

– Оценить «глубину» загрязнений и попадание ТМ в водоносные слои.

– Оценить возможность регионального подбора растений с учетом кислотности почв и выносом ТМ из почвы через растения и их дальнейшую утилизацию.

– Использовать для физической и химической адсорбции при-аэродромных земель активированные угли, приготовленные на основе растительных материалов, например, из кукурузных кочерыжек [3].

– Разработка рекомендаций по устранению накопления тяжелых металлов на территории АК «Ульяновск – Центральный».

Библиографический список

1. Николайкина, Н. Е. Промышленная экология / Н. Е. Николайкина, Н. И. Николайкин, А. М. Матягина. – М.: Академкнига, 2006. – 239с.
2. Белов В. И., Геворгян В. М., Норемян Э. Г. Исследование загрязнения аэродромного комплекса «Ульяновск – Баратаевка» твердыми частицами неорганических веществ и тяжелыми металлами / В. И. Белов, В. М. Геворгян, Э. Г. Норемян // Гражданская авиация XXI век : сборник материалов IV Международной конференции 12-13 апреля 2012 г. / под общ. ред. Н. У. Ушакова. – Ульяновск : УВАУ ГА(И), 2012 – 224 с.
3. Ресурсы, посвященные мировым новостям: <http://www.profitforex.org/news/entry1008122332.html>

СНИЖЕНИЕ НЕГАТИВНЫХ ПОСЛЕДСТВИЙ ГЕОМАГНИТНЫХ ВОЗМУЩЕНИЙ НА ПСИХО- ЭМОЦИОНАЛЬНОЕ СОСТОЯНИЕ ПЕРСОНАЛА ОБЪЕКТОВ ОСОБО ОТВЕТСТВЕННОГО НАЗНАЧЕНИЯ

В.Ю. Савельев, С.А. Голь

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

Анализ накопленного материала в области магнитобиологии [1] позволяет сделать вывод о том, что геомагнитное поле является неотъемлемым фактором обитания человека. Однако оно при определенных условиях может вызывать биологические эффекты, несущие потенциальный вред человеческому организму. На основе недавно проведенных исследований всемирная организация здравоохранения признала, что долговременные отклонения магнитного поля низкой частоты интенсивностью 300 нТл и более от природного фона данной местности «обладает возможным канцерогенным эффектом по отношению к людям». Критика этого решения, основанная на том, что резкие измене-

ния относительно текущего градиента магнитного поля, вызванные тряской, ускорениям и торможениями в транспорте, подъемами и спусками эквивалентны воздействиям магнитных бурь, пока не подтверждается. Видимо большую роль играют различия в структуре магнитных бурь и этих воздействий, что является предметом изучения. Поэтому в 2006 году Всемирная организация здравоохранения отметила необходимость и далее проводить исследования влияния магнитных полей на когнитивную деятельность человека: «Рекомендуется продолжать исследования воздействия постоянных магнитных полей на когнитивную способность и поведение...». В связи с этим особый интерес представляет биотропное влияние на здоровье человека естественных и искусственно созданных магнитных полей инфранизких частот (магнитных бурь), и гипوماгнитных полей в герметически закрытых помещениях (в самолетах, в космических аппаратах, в морских судах, в закрытой военной технике, в подземных сооружениях).

Результаты клинико-физиологических обследований лиц, длительное время работавших в экранированных гипوماгнитных помещениях (при коэффициенте ослабления геомагнитного поля в 4...10 раз), свидетельствуют о развитии у них ряда функциональных изменений в ведущих системах организма. Таким образом, возмущения магнитных полей являются биологически активным фактором, вызывающим ряд изменений на физиологическом, биохимическом и морфологическом уровнях функционирования организма. Так, при нахождении человека в искусственных гипوماгнитных условиях отмечаются изменения психики, появляются нестандартные идеи, образы. Со стороны центральной нервной системы выявлены признаки угнетения высшей нервной деятельности в виде ухудшения кратковременной памяти и внимания, удлинение времени реакции в режиме слежения, снижение критической частоты слияния световых мельканий. Также отмечены изменения ритмов головного мозга, в основном альфа ритма. Нарушения механизмов регуляции вегетативной нервной системы проявляются в развитии функциональных изменений со стороны сердечно-сосудистой системы в виде лабильности пульса и артериального давления, нейроциркуляторной дистонии гипертензивного типа, нарушения процесса реполяризации миокарда.

Для персонала, обладающего высоким уровнем ответственности при принятии решений особенно важны такие качества, как скорость восприятия и оценки поступающей информации, уровень концентрации и распределения внимания, устойчивость эмоционально-волевой сферы, быстрота ориентировки и предвидения. Характер протекания всех этих процессов зависит от психофизиологического состояния че-

ловека. Проведенные исследования выявили, что дополнительным, негативно влияющим на здоровье ответственного персонала, фактором является работа в условиях значительных информационных и психических нагрузок в гипомагнитной обстановке или при воздействии сильных магнитных полей техногенного характера.

В связи с этим является актуальной задача повышения качества медицинской экспертизы по допуску ответственного персонала к выполнению боевых задач за счет возможности выявления психофизиологической реакции оператора на геомагнитные возмущения и гипомагнитные поля, усиления адаптационной энергии организма путем тренировки механизмов адаптации за счет дозированного воздействия магнитным полем специальной формы, восстановления естественного геомагнитного поля в рабочем пространстве.

Это требует построения совершенно нового класса систем, комплексирующих в себе математические модели геомагнитных бурь, заданное распределение их в пространстве, биологическую обратную связь. Методология построения таких систем в настоящее время отсутствуют, за исключением некоторых частных попыток [2]. Поэтому в ближайшее время необходимо разработать основы создания систем компенсации и воспроизведения геомагнитных полей в ограниченном объеме с заданными характеристиками по интенсивности, частотному диапазону, остаточной неоднородности, разрешающей способности и пр. в целях всестороннего исследования психофизиологических реакций организма человека и выяснения пределов его адаптационных возможностей

Эта методология должна рассматривать свойства генерируемых полей и взаимное влияние токов в системах катушек различных форм (от круглых до квадратных). Компенсация и воспроизведение полей строится по схеме с технической обратной связью на основе быстродействующих трехкомпонентных датчиков магнитной индукции: внутри и вне рабочего пространства. Методология предполагает использование второго уровня обратной связи – биологической. Она осуществляется по параметрам наиболее информативного по мнению большинства специалистов биосигнала – электрокардиограммы. Этот сигнал предполагается избавить от наведенных системой помех специальным электрокардиографом, осуществляющим адаптивную калмановскую фильтрацию шумового сигнала, стохастически связанного с известными токами в катушках. Важным элементом методологии является создание адекватных математических моделей геомагнитных возмущений, базирующихся на разложении Райса-Пирсона, авторегрессионных моделях, скрытых марковских цепях. Эти модели позво-

лят разложить геомагнитное возмущение на составляющие и выделить среди них тонкие структуры сигнала, к которым наиболее чувствителен человеческий организм.

В частности, методологические основы позволят создать новый класс систем компенсации и воспроизведения геомагнитных возмущений и гипомагнитных полей, которые будут использоваться в медицинской экспертизе личного состава вооруженных сил, для сведения к минимуму вероятности ошибок по вине человеческого фактора. Это позволит заранее выявить чувствительность к негативному влиянию магнитных полей на операторов, заступающих на дежурство в командных пунктах особо ответственных объектов стратегических вооруженных сил (подводных ракетноносцев, ракетных пусковых установок мобильного и шахтного базирования), летчиков, космонавтов, провести тренировку их адаптационных функций или воспроизвести в пространстве выполнения боевой задачи естественный магнитный фон.

Решение обозначенного круга задач должно снизить вероятность возникновения негативных последствий, вызванных воздействием геомагнитных возмущений и гипомагнитных полей на психофизиологическое состояние ответственного персонала за счет:

- возможности выявления индивидуально-типологических качеств оператора по отношению к геомагнитным возмущениям и гипомагнитным полям;
- расширения медицинской экспертизы процедурами выявления ослабленных компенсаторных функций организма с использованием систем компенсации и моделирования геомагнитных полей с биологической обратной связью;
- тренировки механизмов адаптации за счет дозированного воздействия возмущенным геомагнитным или гипомагнитным полем;
- восстановления естественного геомагнитного поля в рабочем пространстве ограниченного объема.

Библиографический список

1. Любимов В.В. Искусственные и естественные электромагнитные поля в окружающей человека среде и приборы для их обнаружения и фиксации. Препринт № 11(1127). Троицк: ИЗМИРАН, 1999. – 28 с.
2. Виноградов А.Л., Глобин В.И., Голь С.А., Савельев В.Ю., Устинов К.С. Техническое обеспечение исследований влияния

геомагнитного поля на биообъекты. Биомедицинские технологии и радиоэлектроника. – №7, 2008. С. 67 – 73.

SCADA-СИСТЕМА КАК СРЕДСТВО МОНИТОРИНГА ЭКОЛОГИЧЕСКОЙ ОБСТАНОВКИ

Д.А. Шуршилина

Научный руководитель - Варнавский А.Н., канд. техн. наук
Рязанский государственный радиотехнический университет

На принципах диспетчерского управления и результатах сбора данных SCADA строятся крупные автоматизированные системы в различных отраслях промышленности. Это перспективный метод автоматизированного управления сложными динамическими системами с точки зрения безопасности и надежности областей.

Основное предназначение системы - решение задачи контроля экологической обстановки территорий, находящихся под потенциальной угрозой радиоактивного заражения и удаленное информирование соответствующих структур о радиационной обстановке.

Система позволяет осуществить:

- непрерывный автоматизированный контроль параметров от первичных приборов;
- автоматизированный анализ соответствия уровней воздействия нормативным требованиям;
- автоматизированную удаленную обработку информации, а также ее долговременное хранение в электронном виде;
- осуществление сетевого взаимодействия между SCADA-ПК, что в свою очередь, увеличит быстродействие оповещения и реагирования при превышении заданных показателей радиоактивности;
- аварийную сигнализацию.

Схема включает в себя несколько параллельно подключенных датчиков детектирования дозы радиационного излучения, которые применяются в составе измерительных каналов аппаратуры контроля радиационной безопасности на объектах с атомными энергетическими установками, а также на других объектах, связанных с получением, переработкой и использованием радиоактивных материалов.

Сигнал RS-485 интерфейса с выхода каждого датчика подается на GSM-модем, который передает данные к удаленной диспетчерской точке с другим модемом. Второй GSM-модем подключается к ПК.

На ПК с помощью любого доступного средства (специально разработанное программное обеспечение, конфигурационные утилиты (ограниченная функциональность) или SCADA-система) осуществляется сбор, обработка, анализ, хранение и представление в требуемом виде информации, полученной от удаленной точки сбора.

Также со стороны ПК осуществляется управление удаленным модулем (задание значений тревожных границ, управление дисплеем и т.д.), а также управление оповещением необходимых лиц и служб в тревожных ситуациях.

Использование SCADA-системы позволит повысить оперативность контроля экологической обстановки различных территорий.

ЗАЩИТА ЧЕЛОВЕКА ОТ ЭЛЕКТРОМАГНИТНОГО ИЗЛУЧЕНИЯ

Н.В. Акинина

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

В последние десятилетия все чаще стали появляться новые электронные устройства, которые делают жизнь человека удобнее и комфортнее. Но у этой эволюции есть существенный недостаток, заключающийся в том, что среда обитания человека все больше становится зашумлена различными электромагнитными помехами. Такие помехи сильно влияют на организм человека и способны вызывать ухудшение самочувствия и возникновение различных заболеваний. Поэтому проблема защиты человека от электромагнитных излучений (ЭМИ) является актуальной.

Можно выделить три аспекта действия ЭМИ на организм человека: физический, физико-химический и биологический.

Физической основой первого действия является трансформация электромагнитной энергии поля в механическую энергию заряженных частиц. Влияя на движущиеся в теле электрически заряженные частицы, электромагнитное поле (ЭМП) воздействует на физико-химические и биохимические процессы. Тепло, образующееся под влиянием поля внутри тканей, изменяет течение окислительно-восстановительных и ферментативных процессов.

Воздействие ЭМП на живой организм определяется биотропными параметрами (интенсивностью, градиентом, вектором, экспозицией, частотой, формой импульса, локализацией, характером контакта, площадью воздействия). Различия в биотропных параметрах поля и состоянии организма объясняют противоречивые результаты их использования на практике.

Люди, работающие под чрезмерным ЭМИ, обычно быстро утомляются, жалуются на головные боли, общую слабость, боли в области сердца. У них увеличивается потливость, повышается раздражительность, становится тревожным сон. У отдельных лиц при длительном воздействии ЭМП появляются судороги, наблюдается снижение памяти, отмечаются трофические явления (выпадение волос, ломкость ногтей).

Защита человека от опасного воздействия ЭМИ осуществляется рядом способов, основными из которых являются: уменьшение излучения непосредственно от самого источника, экранирование источника излучения, экранирование рабочего места, поглощение электромагнитной энергии, применение индивидуальных средств защиты, организационные меры защиты. Для реализации перечисленных способов применяются: экраны, поглотительные материалы, аттенюаторы, эквивалентные нагрузки и индивидуальные средства.

Экранирование – локализация электромагнитной энергии в определенном пространстве за счет ограничения распространения ее всеми возможными способами. Между двумя электрическими цепями, находящимися на некотором расстоянии друг от друга могут возникнуть следующие виды связей:

- 1) через электрическое поле,
- 2) через магнитное поле,
- 3) через электромагнитное поле,
- 4) через провода, соединяющие эти цепи.

Полное экранирование может быть получено только под подавлением всех четырех видов электромагнитных связей. Однако требования к эффективности экранирования в ряде случаев могут быть снижены. Тогда задачей экрана может быть ослабление того или иного вида связи.

Напряженность электрического и магнитного полей в свободном пространстве обратно пропорциональна квадрату расстояния от элемента возбуждающего поля. Напряженность электромагнитного поля обратно пропорциональна первой степени расстояния. Напряжение на конце проводной или волновой линии с расстоянием падает медленно. Следовательно, при малых расстояниях действуют все четыре вида свя-

зей. По мере увеличения расстояния сначала исчезает связь через электрическое и магнитное поля, затем перестает влиять электромагнитное поле и на очень большом расстоянии работает только связь по проводам и волноводам.

В зависимости от назначения различают экраны с внутренним возбуждением электромагнитного поля, в которых обычно помещается источник помех, и экраны внешнего электромагнитного поля, во внутренней полости которых помещаются чувствительные к этим полям устройства. В первом случае экран предназначен для локализации поля в некотором объеме, во втором – для защиты от воздействия внешних полей.

Экран, защищая цепи, детали, колебательные контуры от воздействия внешних полей, оказывает существенное влияние на параметры экранируемых элементов. Из-за перераспределения электромагнитного поля внутри экрана происходят изменения их первичных параметров, в результате чего, например, изменяются магнитные связи, уменьшается первичная индуктивность катушек, увеличивается емкость контуров, возрастает активное сопротивление, что ведет к изменению частоты. Относительные изменения параметров, экранируемых элементов можно учесть с помощью коэффициентов.

Задаваясь допустимыми пределами изменений параметров и зная размеры экранируемых элементов, можно определить габаритные размеры экрана, материала, из которого он должен быть изготовлен и условия размещения элементов внутри него.

К организационным мероприятиям по защите от действия электромагнитных полей относятся:

- 1) выбор режимов работы излучающего оборудования, обеспечивающих уровень излучения, не превышающий предельно допустимый,
- 2) ограничение места и времени нахождения людей в зоне действия поля,
- 3) обозначение и ограждение зон с повышенным уровнем излучения,
- 4) защита временем (применяется, когда нет возможности снизить интенсивность излучения в данной точке до предельно допустимого уровня. Путем обозначения, оповещения ограничивается время нахождения людей в зоне выраженного воздействия электромагнитного поля. В действующих нормативных документах предусмотрена зависимость между интенсивностью плотности потока энергии и временем облучения),
- 5) защита расстоянием.

Последнее применяется, если невозможно ослабить воздействие другими мерами, в том числе и защитой временем. Метод основан на падении интенсивности излучения, пропорциональном квадрату расстояния до источника. Защита расстоянием положена в основу нормирования санитарно-защитных зон – необходимого разрыва между источниками поля и жилыми домами, служебными помещениями. Границы зон определяются расчетами для каждого конкретного случая размещения излучающей установки при работе её на максимальную мощность излучения. Зоны с опасными уровнями излучения ограждаются, на ограждениях устанавливаются предупреждающие знаки с надписями: «Не входить, опасно!».

Таким образом, применяя все доступные меры для защиты человека от вредных воздействий электромагнитных излучений, можно снизить уровень этих воздействий до приемлемого и не опасаться негативного влияния на здоровье человека.

Библиографический список

1. Биологическое действие, нормирование и защита от электромагнитных излучений/ Б.И. Давыдов, В.С. Тихончук, В.В. Антипов; Под. ред. Ю.Г. Григорьева. М.: Энергоатомиздат, 1984. – 176 с.
2. Введенский В.Л., Ожогин В.И. Сверхчувствительная магнетометрия и биомагнетизм. М.: Наука. Гл. ред. физ.-мат. лит., 1986. – 200 с.

АНАЛИЗ МЕТОДОВ И СРЕДСТВ ИЗМЕРЕНИЯ И ВИЗУАЛИЗАЦИИ НЕОДНОРОДНЫХ МАГНИТНЫХ ПОЛЕЙ ДЛЯ КОМПЛЕКСОВ ХРОНОМАГНИТОТЕРАПИИ

А.А. Тришин

Научный руководитель – Гуржин С.Г., канд. техн. наук, доцент
Рязанский государственный радиотехнический университет

В современных медицинских исследованиях и клинической практике в качестве лечебного фактора все большее применение находит магнитное поле (МП), поскольку оно является неинвазивным воздействием и обладает высокой информативностью и «пластичностью». На сегодняшний день промышленностью производятся различные магнитотерапевтические устройства как локального, так и общего воз-

действия. К последним относится аппаратно-программный комплекс «Мультимаг», который позволяет врачу дискретно задавать и изменять ряд биотропных параметров МП с высокой точностью, разрешающей способностью и в широких пределах [1]. Учитывая большое количество индукторов, их определенное пространственное расположение в рабочем объеме, зависимость генерируемого МП от множества других факторов возникает необходимость измерения и контроля параметров лечебного воздействия на этапах настройки и регулировки комплекса, приемочных испытаний, введения его в эксплуатацию при пусконаладочных работах, в ходе проведения плановых проверок и ремонтных работ [2].

Создание системы технического контроля и диагностики параметров магнитотерапевтического воздействия на базе персонального компьютера (ПК) комплекса «Мультимаг» позволит точно измерять параметры реального распределения магнитной индукции в рабочем пространстве и сравнивать их с заданными в программе. Визуализация конфигурации МП с точной привязкой к выбранной системе координат в свою очередь позволит оперативно, как качественно, так и количественно оценивать различные отклонения действительных значений параметров воздействия от номинальных и тем самым быстро их корректировать, или выявлять неисправности в секциях индукторов.

Проводится сравнительный анализ различных методов пространственных измерений параметров МП по точности, разрешающей и ориентационной способностям, помехоустойчивости, быстродействию и уровню автоматизации измерений [1-3]. Рассматриваются возможные структуры магнитовизоров, использующие разнообразные магниточувствительные датчики, принципы их сканирования и позиционирования в рабочем объеме и способы реконструкции изображения МП по результатам измерений [1, 3-7]. Сформулированы основные требования к измерительно-диагностической системе, в соответствии с которыми предложена ее структурная схема и представлены имитационные модели алгоритмов визуализации измеренных данных.

Библиографический список

1. Системы комплексной электромагнитотерапии: Учебное пособие для вузов / Под ред. А.М. Беркутова, В.И. Жулева, Г.А. Кураева, Е.М. Прошина. – М.: Лаборатория Базовых Знаний, 2000. 376 с.
2. Комплексная хрономагнитотерапия: методы и средства диагностики и контроля. Монография / Под ред. А.Г. Борисова, С.Г. Гуржина. – М.: Радиотехника, 2011. 200 с. (Научная серия

- «Системы комплексной хрономагнитотерапии», редактор серии В.И. Жулев).
3. Визуализация распределения магнитной индукции, как векторной величины, методом компьютерной томографии // Экспресс-информация. Серия КИТ. 1991. Реф. 78, № 18.
 4. Бараночников М.Л. Микромагнитоэлектроника. Т.1. – М.: ДМК Пресс, 2001. 544 с.
 5. Бараночников М.Л. Микромагнитоэлектроника. Т.2. – М.: ДМК Пресс, 2002. 691 с.
 6. Гуржин С.Г., Жулев В.И., Лукьянов Ю.А., Никитин С.В. Магнитные измерения: учебное пособие. Часть 1. – Рязань: РГРТУ, 2006. 72 с.
 7. Гуржин С.Г., Жулев В.И., Лукьянов Ю.А., Никитин С.В. Магнитные измерения: учебное пособие. Часть 2. – Рязань: РГРТУ, 2007. 80 с.

АНАЛИЗ НЕЧЕТКИХ ПРИЗНАКОВ, ХАРАКТЕРИЗУЮЩИХ ФИЗИОЛОГИЧЕСКОЕ СОСТОЯНИЕ БИОЛОГИЧЕСКОГО ОБЪЕКТА

М.Е. Дорогов

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

Введение. Управление репродукционным процессом является одной из основных задач животноводческого производства [2]. Важна точная оценка текущего состояния биологического объекта, а также прогнозирование событий обусловленных текущим состоянием. На основании данной оценки необходимо совершать адекватные управленческие действия.

Анализ объективных и субъективных (нечётких) факторов, сопутствующих физиологическому состоянию биологического объекта

Наиболее важным управленческим решением эстрального цикла является выбор времени проведения искусственного осеменения конкретной особи, от которого напрямую зависит наступление беременности. В данной статье рассматривается способ определения времени проведения операции искусственного осеменения сельскохозяй-

ственного биологического объекта (свиньи) на основании нечетких признаков: гиперемия вульвы, отечность вульвы, истечение цервикальной слизи, «рефлекс неподвижности» и измеряемых параметрах: базальная температура и электрическая проводимость цервикальной слизи. Данные признаки рассматриваются в связи с событийной моделью эстрального (полового) цикла.

Продолжительность эстрального (полового) цикла свиньи составляет 19-23 суток [3]. В модели T_a обозначает время события, и $T_{a \rightarrow b}$ обозначает продолжительность между двумя последующими событиями a и b . Предполагается, что длина их независима. События эстрального цикла наблюдаются в следующей последовательности: инволюция (регрессия) желтого тела (событие 1), эстрогеновый пик (событие 2), пик лютеинизирующего гормона (ЛГ) (событие 3), начало овуляции (событие 4) и вновь инволюция желтого тела (событие 1). Со вторым событием (максимальная концентрация эстрогена) связано событие - начало охоты (событие 5) которое, как правило, наблюдается в среднем за 35-45 часов до овуляции (событие 4). С третьим событием (максимальная концентрация ЛГ) связано событие окончание охоты (событие 6), которое происходит через 15 - 20 часов после овуляции (событие 4). Также разрыв отдельных фолликулов, который происходит после события 4, обозначается как событие 7 [1,3]. Схема событий эстрального цикла представлена на рисунке 1.

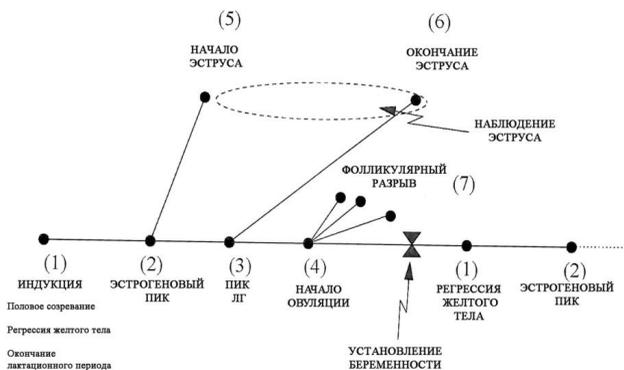


Рис. 1 - Схема событий эстрального цикла

Нечеткие признаки, рассматриваемые в данной статье, не должны наблюдаться в случае наступления беременности. Наблюдение за наличием у особи вышеописанных нечетких признаков и изменением показателей измеряемых величин после проведения операции искусст-

венного осеменения позволяет повысить достоверность выявления небеременных самок, вновь пришедших в охоту с целью повторного проведения искусственного осеменения.

Библиографический список

1. Антипов, В.А. Стохастическое моделирование процесса репродукции сельскохозяйственных животных. Модель эстрального цикла / В.А. Антипов, М.Е Дорогов // Материалы Всероссийской НТК "Биомедсистемы - 2011". – Рязань.– 2011 г. – С.103 – 105.
2. Ветеринарное акушерство, гинекология и биотехника размножения/ А.П. Студенцов, В.С. Шипилов, В.Я. Никитин; Под ред. В.Я. Никитина и М.Г. Миролюбова – 7-е изд., перераб. и доп. М.: Колос, 1999 – 495 с.: ил.
3. Jørgensen, E. Stochastic modelling of pig production. Working Paper: Reproduction Model. //Dina Notat. 1998. V. 65, P.1-26

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

**ИССЛЕДОВАНИЕ ТОНУСА СИМПАТИЧЕСКОГО И
ПАРАСИМПАТИЧЕСКОГО ОТДЕЛА ВЕГЕТАТИВНОЙ
НЕРВНОЙ СИСТЕМЫ У СПОРТСМЕНОВ ВЫСШЕЙ
КВАЛИФИКАЦИИ МЕТОДАМИ МАТЕМАТИЧЕСКОГО
АНАЛИЗА**

Т.В. Арутюнян, С.А. Онищук
Научный руководитель – Макарова Г.А., д-р мед. наук, профессор
Кубанский государственный университет

Основной целью исследования являлось выделение основных критериев превалирования тонуса симпатического или парасимпатического отдела автономной (вегетативной) нервной системы, а также соотношения между ними по результатам вариационной пульсометрии у спортсменов высокой квалификации, специализирующихся в плавании, гребле на байдарках и каноэ, велосипедных шоссейных гонках при использовании компьютерной диагностической системы «Валента».

Многочисленно обследованы 193 спортсмена высокой квалификации. Анализу подвергнуты 32 показателя.

Согласно результатам проведенного анализа [1, 2] у избранного контингента обследуемых в общей выборке выделяются 3 наиболее значимых фактора – F_1 , F_2 и F_3 . Наиболее высок удельный вес фактора F_1 , отражающего напряжение симпатического отдела вегетативной нервной системы (ВНС).

При этом установлено, что из комплекса многочисленных показателей, анализируемых в рамках данной компьютерной программы вариационной пульсометрии, наиболее информативны в плане отражения тонуса симпатического отдела вегетативной нервной системы ЧСС, СКО RR (среднее квадратическое отклонение), колеблемость RR , размах MB (медленные волны).

В этом перечне ЧСС является стандартной и очень важной характеристикой состояния спортсмена, его готовности к соревнованиям [3]. Сердце обладает хорошо развитой симпатической и парасимпатической иннервацией. При возбуждении симпатических нервов значительно увеличивается ЧСС.

Среднее квадратическое отклонение RR -интервалов (SDNN или СКО) один из основных показателей variability сердечного ритма. Он является интегральным параметром и зависит от различных нейрогуморальных влияний на синусовый узел. Рост или уменьшение показателя могут быть связаны как с автономным контуром регуляции, так и с центральным. Уменьшение СКО связано с усилением симпатической регуляции; при значительном его снижении вероятно напряжение регуляторных систем и подавление активности автономного контура. Колеблемость RR , является разностью между R_{max} и R_{min} . Чем меньше колеблемость RR , тем выше тонус симпатического отдела вегетативной нервной системы.

Относительно размаха МВ необходимо отметить следующее: кардиоритмограмма имеет чётко выраженную волновую структуру. Анализ этой структуры даёт ключ к анализу гомеостаза вегетативной нервной системы. Ее разбивают на три частотных диапазона. Первый диапазон - это сверхмедленные колебания (МВ) с периодом больше 30 секунд. Если проводить аналогии с ЭКГ, их можно считать как бы дрейфом изолинии. Интерпретация низкочастотного компонента весьма противоречива. Одни рассматривают МВ, как маркер симпатической активности, другие считают, что в их образовании участвуют оба отдела ВНС. Данное противоречие можно объяснить тем, что в некоторых состояниях при симпатической активации уменьшается абсолютная мощность МВ. До сих пор физиологический спектр МВ остается неизвестным и требует дальнейшего изучения.

Медленные волны подразделяются на МВ1 (медленные волны первого порядка) и МВ2 (медленные волны второго порядка). У МВ2 с периодом колебаний в диапазоне от 10 до 30 секунд.

Можно предположить, что генезис МВ1 кроется в гуморальных влияниях. Некоторые исследования позволяют связывать МВ1 с колебаниями температуры, т.е. активностью гипоталамуса. Что касается МВ2, то породить эти волны может как симпатический, так и парасимпатический отдел вегетативной нервной системы. Судя по всему, центр их зарождения – продолговатый мозг. Вероятно, именно поэтому эти колебания очень хорошо коррелируют с микроколебаниями артериального давления.

Быстрые волны, т.е. колебания с периодом от 2 до 10 секунд, порождает исключительно парасимпатический отдел ВНС и связаны они с фазами дыхания. Если наложить кривую реальной пневмограммы и график быстрых волн, то они практически совпадут.

Вторым по величине удельного веса выделился фактор $F2$, отражающий напряжение парасимпатического отдела вегетативной

нервной системы. Его основными критериями, судя по полученным данным, являются показатели RR минимальное и мода.

Третий фактор F_3 , судя по входящим в него компонентам ($MB1/BB$; $(MB1+MB2)/BB$), отражает соотношение тонуса симпатического и парасимпатического отделов автономной нервной системы.

В результате проведенных исследований установлены основные критерии преваляирования тонуса симпатического или парасимпатического отдела автономной нервной системы, а также соотношения между ними по результатам вариационной пульсометрии у спортсменов высокой квалификации, специализирующихся в плавании, гребле на байдарках и каноэ, велосипедных шоссейных гонках.

Были проведены расчеты распределения плотности вероятности мощности быстрых волн у спортсменов различной специализации (рис.1). Установлено, что у пловцов мода распределения значительно смещена в сторону больших мощностей по отношению к гребцам и велосипедистам.

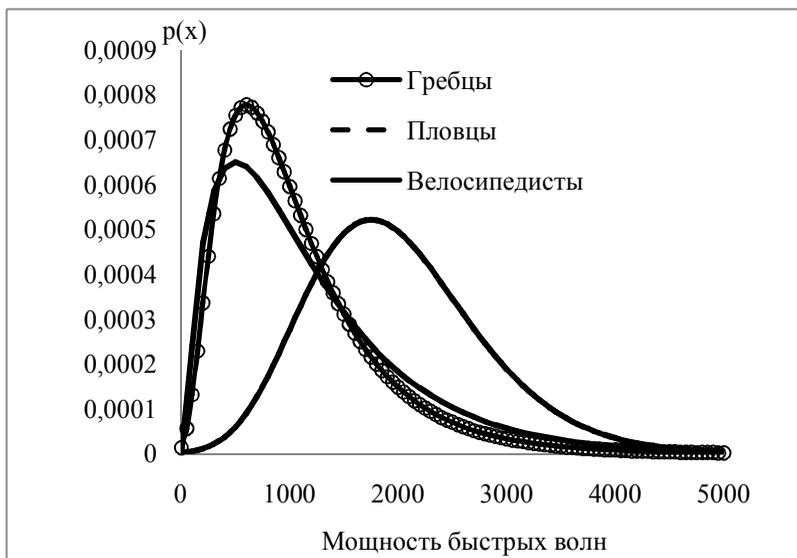


Рис. 1 - Плотность распределения вероятности мощности быстрых волн у спортсменов различной специализации

Библиографический список

1. Арутюнян Т.В. Факторный анализ показателей вариационной пульсометрии у спортсменов высшей квалификации / Т.В.

- Арутюнян, Т.В. Бушуева, С.А. Онищук. Современное состояние и приоритеты развития фундаментальных наук в регионах: труды IX Всероссийской научной конференции молодых ученых и студентов. Краснодар: Кубанский государственный университет, 2012. С.37-38.
2. Арутюнян, Т.В. Статистический анализ гемодинамических показателей / Т.В. Арутюнян, Т.В. Бушуева, С.А. Онищук. Медицинская наука и здравоохранение: материалы X научно-практической конференции молодых ученых и студентов юга России. Краснодар, 2012. С.116-118.
 3. Макарова Г.А. Спортивная медицина: учебник. - М.: Советский спорт, 2005. – 480 с.

ИССЛЕДОВАНИЕ МОРФОЛОГИЧЕСКОГО СОСТАВА КРОВИ ВЫСОКОКВАЛИФИЦИРОВАННЫХ СПОРТСМЕНОВ МЕТОДАМИ МАТЕМАТИЧЕСКОГО АНАЛИЗА

О.М. Арцыбашева, С.А. Онищук

Научный руководитель – Макарова Г.А., д-р мед. наук, профессор
Кубанский государственный университет

Клинический анализ крови, бесспорно, является одним из эффективнейших методов «скринингового» обследования спортсменов. Применение методов информационных технологий может существенно упростить стоящую перед спортивными врачами задачу, так как общий анализ крови обладает ценой клинической информацией, для извлечения которой требуются современные высокотехнологические подходы. Использование метода вероятностной диагностики является одним из вариантов массовой диагностики по общему анализу крови [1].

Целью данной работы было выявление основных факторов, воздействующих на состав крови человека в зависимости от возраста.

Было установлено, что имеют место четыре фактора, оказывающие воздействие на морфологический состав крови в зависимости от возраста. При этом наибольшее влияние оказывает фактор F1, охватывающий 37,6% вклада общей дисперсии. Анализируя данные, мы пришли к выводу, что F1 можно интерпретировать как фактор адаптивной реакции костного мозга на раздражение (анатомическая недостаточность гемопоэза).

Математический анализ может помочь тренеру в разработке такого графика тренировок, когда каждый спортсмен приходит к соревнованиям в наилучшей форме. Это касается как общего режима тренировок, так и индивидуального подхода к каждому спортсмену. В особенности это относится к спортсменам высокой квалификации.

Существенную помощь может оказать статистический анализ, который позволяет получить информацию о взаимосвязях показателей как отдельных спортсменов, так и группы в целом. Это касается как отдельных видов спорта [2, 3], так и любого из всего перечня видов. Из всего многообразия методов статистического анализа можно выделить корреляционный и факторный анализы, которые выявляют математические связи между объектами.

Исследовались гемограммы, полученные на автоматических анализаторах, общего анализа и биохимии крови на разных этапах тренировочного процесса у высококвалифицированных спортсменов, таких как велосипедисты, гребцы на каноэ и байдарках и пловцы.

Была рассчитана корреляционная матрица, которая показала как высокие положительные коэффициенты корреляции например между содержанием эритроцитов и содержанием гемоглобина и гематокритом, так и высокие отрицательные коэффициенты корреляции например между содержанием сегментоядерных и содержанием лимфоцитов. Но это достаточно тривиально, и скорее указывает на валидность гемограмм.

Были рассчитаны средние показатели крови. Интерес представляет сравнение показателей крови высококвалифицированных спортсменов разных видов спорта. В частности, по сравнению с велосипедистами и гребцами на каноэ и байдарках у пловцов самые высокие средние по содержанию эритроцитов, тромбоцитов и гемоглобина, процентному содержанию сегментоядерных, самый высокий средний гематокрит, и в то же время самый низкий средний объем эритроцита и самое низкое процентное содержание палочкоядерных.

Вероятно, это связано с разницей интенсивности и продолжительности нагрузок для разных видов спорта. По сравнению, например, с велосипедистами у других спортсменов выступление гораздо менее продолжительное, но более интенсивное.

В результате факторного анализа было установлено, что при суммарном анализе морфологического, белкового и биохимического состава крови у высококвалифицированных спортсменов, специализирующихся в плавании, выделяются 3 ведущих фактора – F_1 , F_2 и F_3 . Наиболее значимый фактор F_1 предположительно является фактором анаболической эффективности. Именно судя по вошедшим в него кри-

териям (процентное содержание альбуминов со знаком +, альбуминоглобулиновый коэффициент со знаком +, соотношение тестостерона к кортизолу со знаком + и содержание кортизола со знаком “-“, он и может быть обозначен как фактор превалирующего анаболизма.

В фактор $F2$ вошли процентное содержание лимфоцитов со знаком “+” и процентное содержание нейтрофилов со знаком “-“, что, согласно теории Уколовой и Гаркави, позволяет назвать его фактором неспецифической адаптационной фазы организма.

Фактор $F3$, в который вошли содержание гемоглобина и эритроцитов со знаком “-“ и высокими коэффициентами корреляции ($r=0,85$ и $r=0,74$), может быть обозначен как фактор постнагрузочной гиперволемии. Он обусловлен тем, что при интенсивной мышечной деятельности в периферическое кровяное русло поступает большой объем жидкости из тканей. Кровь, по сути, разбавляется, свидетельством чему является тенденция к уменьшению указанных выше показателей красной крови.

Относительно фактора $F4$ отмечаем, что его вклад в общую дисперсию составляет 10%. Влияние данного фактора на спортивную деятельность обусловлено преимущественно увеличением уровня сыровороточного тестостерона. Это фактор специфической адаптации к напряженной мышечной деятельности. Как известно, у нетренированных людей снижается содержание тестостерона при физических нагрузках. Возрастание концентрации гормона у высококвалифицированных атлетов ($r=0,86$) мы связываем с высокой степенью тренированности и достаточным функциональным потенциалом организма.

Что касается результатов индивидуального факторного анализа, то здесь дополнительно были выделены фактор эффективной реципрокной регуляции показателей белой крови, фактор превалирующего катаболизма и другие.

Состав крови высококвалифицированных спортсменов таким образом может служить показателем эффективности тренировочного процесса спортсменов, что дает возможность прогнозирования качества подготовки спортсменов.

Система кроветворения человека является сложной системой, для которой характерна сбалансированность процессов, следствием чего является устойчивость работы организма. Постоянное количество частиц крови обусловлено стабильностью кроветворительной системы, что генетически детерминировано. Однако существует ряд факторов, которые в процессе жизнедеятельности влияют на состав крови. Это физиологические факторы (раса, пол, возраст), токсические (алкоголь,

кофеин, табак), терапевтические (лекарственные препараты) и факторы среды (географические, социальные, пищевые).

Таким образом, исследование динамики состава крови с помощью математических методов дает возможность применять различные алгоритмы для решения медицинских вопросов. В первую очередь речь идет об основных клетках состава крови: лейкоцитов, тромбоцитов, эритроцитов. Их функции являются основополагающими в жизнедеятельности организма, особенно для высококвалифицированных спортсменов.

Библиографический список

1. Арцыбашева О.М. Возрастная динамика факторов при анализе гемограмм / О.М. Арцыбашева, И.Б. Барановская, С.А. Онищук. Современное состояние и приоритеты развития фундаментальных наук в регионах: труды VIII Всероссийской научной конференции молодых ученых и студентов. Краснодар: Просвещение-Юг, 2011. С.26-28.
2. Арцыбашева О.М. Морфологический состав крови в системе прогнозирования эффективности тренировочного процесса высококвалифицированных пловцов / О.М. Арцыбашева, Ю.А. Холявко, С.А. Онищук. Медицинская наука и здравоохранение: материалы X научно-практической конференции молодых ученых и студентов юга России. Краснодар, 2012. С.119-121.
3. Арцыбашева О.М. Факторный анализ состава крови у высококвалифицированных пловцов / О.М. Арцыбашева, Ю.А. Холявко, Т.В. Бушуева, С.А. Онищук. Современное состояние и приоритеты развития фундаментальных наук в регионах: труды IX Всероссийской научной конференции молодых ученых и студентов. Краснодар: Кубанский государственный университет, 2012. С.39-40.

АППАРАТНАЯ РЕАЛИЗАЦИЯ МЕТОДА “СКОЛЬЗЯЩЕЙ ГИСТОГРАММЫ”

А.М. Абрамов

Рязанский государственный радиотехнический университет

Вводные замечания

Теоретические обоснования разработанного метода и его моделирование позволяют перейти к инженерной задаче проектирования и реализации аппаратных средств [1,2,3].

Основой построения автоматизированной аппаратуры для метрологических исследований каналов измерения (ИК) комплекса «Мультимаг-МХ» являются программно-управляемые образцовые меры и средства измерительно-вычислительной техники, осуществляющие управление СИ, обработку и фиксацию результатов испытания и измерения.

Основные параметры (точность и быстродействие) объекта контроля – ИК – оказывают влияние на построение системы контроля, на выбор ее структуры и конструкции. Немаловажное значение имеет производительность (быстродействие) системы, так как число измерительных преобразований при исследовании одного ИК в зависимости от его разрядности, точности и комплекса контролируемых характеристик может лежать в диапазоне от нескольких тысяч до нескольких миллионов. Фактором, ограничивающим производительность, может являться сравнительно низкое быстродействие образцовых средств (более точные ЦАП, как правило, имеют более низкое быстродействие), так и скорость передачи данных по интерфейсу.

Система метрологического испытания на основе метода “скользящей гистограммы”

В ходе научных изысканий и практического опыта моделирования была разработана функциональная схема системы метрологического испытания на основе метода “скользящей гистограммы” (рис. 1).

Помимо метода “скользящей гистограммы”, разработанная система позволяет реализовать классические методы метрологического испытания (прямого образцового преобразования, гистограммный). Для этих целей в состав данной системы введены:

генератор образцового испытательного сигнала (ОИС) и регулируемый источник сигнала циклического сдвига (ИСЦС) ОИС, представляющие собой 2-х каналный сигма-дельта ЦАП РСМ1781, фирмы

Texas Instruments, имеющий размах выходного сигнала 3.9В, разрешение 24 бита и частоту дискретизации до 200кГц;

аттенуатор 1, 2, 3 – резистивные делители напряжения;

схема перемещения ОИС-1 (СПОИС-1), основанная на дифференциальном включении OP296 – микромощном Rail-to-Rail операционном усилителе фирмы Analog Devices;

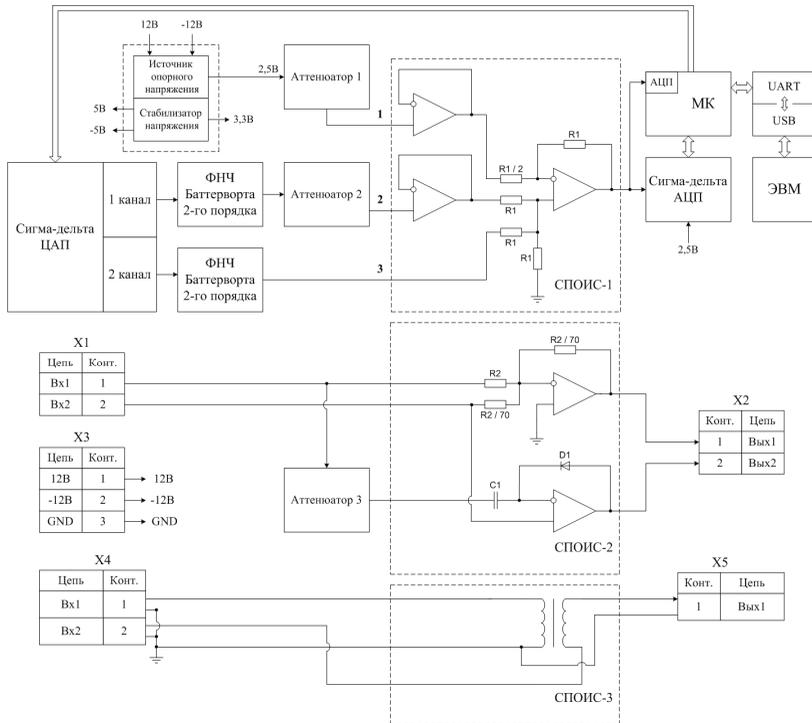


Рис. 1 - Функциональная схема системы метрологического испытания на основе метода “скользящей гистограммы”

схема перемещения ОИС-2 (СПОИС-2), состоящая из инвертирующего сумматора и прецизионного выпрямителя AD820 – операционного усилителя на полевых транзисторах в комбинации с пиковым детектором с закрытым входом;

схема перемещения ОИС-3 (СПОИС-3), основанная на гальванической развязке ОИС и опорного напряжения с ИСЦС ОИС;

образцовый АЦП, представляющий собой 24-разрядный сигма-дельта АЦП AD7794;

источник опорного напряжения AD780, фирмы Analog Devices, с выходным напряжением $2,5/3V \pm 1mV$;
стабилизаторы напряжения LM1117-3,3 и LM1117-5;
регулируемый стабилизатор отрицательного напряжения LM337.

Рассмотрим работу системы метрологического испытания по методу “скользящей гистограммы” на примере ее функциональной схемы. Входной цифровой сигнал управления для сигма-дельта ЦАП, поступающий от микроконтроллера (МК), подвергается значительной передискретизации с помощью интерполирующего цифрового фильтра РСМ1781. Далее он подается на сигма-дельта модулятор, формирующий малоразрядные двоичные коды, управляющие ключами ЦАП низкой разрядности, одновременно перенося энергию шума квантования в область более высоких частот. Форма выходного сигнала с ЦАП низкой разрядности представляет собой треугольный сигнал, обрамленный значительным количеством высокочастотного шума, основная энергия которого достаточно далеко отстоит от верхней частоты полезного сигнала и потому эффективно подавляется даже простейшим аналоговым фильтром.

Для этих целей в систему метрологического испытания введены фильтры нижних частот второго порядка, на каждый канал ЦАП РСМ1781 соответственно. Отфильтрованный сигнал с выхода 1 канала сигма-дельта ЦАП (напряжение треугольной формы) пропускают через аттенуатор 2, представляющий собой резистивный делитель напряжения, для уменьшения шума квантования. При этом уменьшенный сигнал вначале суммируют с сигналом поступающим от аттенуатора 1 так, чтобы на выходе СПОИС-1 верхняя граница номинального размаха уменьшенного ОИС не превышала нижнюю код-границу NN испытываемого АЦП. Суммированный ОИС начинают циклически сдвигать с помощью 2 канала сигма-дельта ЦАП, по всему динамическому диапазону испытываемого АЦП, с номинальным шагом соизмеримым с интервалом квантования испытываемого АЦП, подавая на третий вход СПОИС-1 соответствующее напряжение. При этом накапливая на каждом шаге локальную гистограмму кодов с испытываемого АЦП в области размаха уменьшенного ОИС, исключая коды на его границах, и суммируя число кодов соответствующих каждому промежутку квантования испытываемого АЦП в общей гистограмме. Продолжают испытания и накопление числа кодов до тех пор, пока нижняя граница номинального размаха уменьшенного ОИС не превысит верхнюю код-границу NB испытываемого АЦП. Для этого фиксируют

соответствующие коды с испытываемого АЦП МК, который в свою очередь передает эти коды на ЭВМ.

Данная система предусматривает подключение внешнего генератора ОИС и регулируемого ИСЦС ОИС к разъему X1/X4. В этом случае, операция масштабирования сигнала с генератора ОИС и накладка его на изменяющийся опорный уровень с регулируемого ИСЦС ОИС выполняется тремя способами:

1. Инвертирующим сумматором;
2. Прецизионным выпрямителем в комбинации с пиковым детектором с закрытым входом;
3. Гальванической развязкой генератора ОИС и ИСЦС ОИС.

Библиографический список

1. Абрамов А.М., Гуржин С.Г., Жулев В.И. и др. Принципы построения системы контроля и измерения терапевтической, диагностической и экологической информации комплекса «Мультимаг-М». – Биомедицинские технологии и радиоэлектроника, 2007, №7. – С. 10-13.
2. Абрамов А.М., Гуржин С.Г., Прошин Е.М.. Контроль метрологических и технических характеристик аппаратно-программных средств комплекса хрономагнитотерапии «Мультимаг-М»// Биомедицинская радиоэлектроника. – 2008. – №7. – С. 29-34.
3. Моделирование системы метрологического испытания по методу "скользящей" гистограммы в среде LabVIEW. «Информационно-измерительная и биомедицинская техника». Межвузовский сборник научных трудов. – Рязань: РГРТУ, 2011. С. 23-38.

ГИСТЕРОСАЛЬПИНГОГРАФИЯ

С.А. Антипова

Научный руководитель - Евсюкова Л.В., ассистент
Рязанский государственный медицинский университет
им. акад. И.П. Павлова

Гистеросальпингография - это метод рентгенологического исследования полости матки и маточных труб путем их искусственного контрастирования.

Показания и противопоказания

Для гистеросальпингографии есть свои показания и противопоказания. Показаниями являются: бесплодие, подозрение на различные изменения в матке – пороки развития, доброкачественные опухоли (например, миому), эндометриоз (участки разрастания слизистой оболочки матки в глубине других тканей), полипоз и гиперплазия эндометрия (разрастание слизистой оболочки матки равномерно или в виде полипов), туберкулез маточных труб.

Противопоказания: острые инфекционные заболевания, острые и подострые воспалительные процессы матки и придатков, менструация, повышенная индивидуальная чувствительность к йоду.

Методика проведения

Больную укладывают на гинекологическое кресло. Влагалище и шейку матки обрабатывают тампонами, смоченными в спирте и с помощью различных приспособлений в матку вводят контрастное вещество подогретое до температуры тела. Для гистеросальпингографии наиболее часто применяют водорастворимые контрастные препараты: 50, 70% растворы кардиотраста, 60, 76% растворы триомбраса, 60, 70% растворы уротраста, 76% раствор верографина и др.

При этом наконечник канюли должен плотно закрывать отверстие в матке, чтобы контрастное вещество не выливалось во влагалище. Первый снимок производят после введения 2-3 мл контрастного вещества для получения изображения рельефа слизистой оболочки матки. Затем вводят еще 5-10 мл контрастного вещества (при этом наступает более тугое заполнение полости матки и часть контрастного вещества попадает в маточные трубы и брюшную полость) и производят второй, а при необходимости и третий снимок. Обычно на всю процедуру расходуется около 10-15 мл контрастного вещества. При использовании йодолипола третий снимок с целью контроля проходности маточных труб производят на следующий день.

В зависимости от цели исследования и предполагаемого диагноза гистеросальпингография проводится в различные фазы менструального цикла: при подозрении на эндометриоз матки – на 7-8 день, при бесплодии – во вторую фазу менструального цикла.

При проведении гистеросальпингографии на рентгеновских аппаратах с электроннооптическим преобразователем на телевизионном экране видно постепенное заполнение полости матки и труб, передвижение контрастного вещества в брюшную полость, снимки выполняют по мере заполнения полости матки и труб. Выполнение отдельных рентгеновских снимков может приводить к диагностическим ошибкам. Поэтому видеозапись заполнения контрастным веществом полости

матки и его прохождения по маточным трубам намного информативнее. Эта видеозапись фиксируется в памяти рентгенодиагностического комплекса.

Мы проводили исследование на ангиографическом комплексе Тошиба «Infinix V F-i» в радиографическом режиме субтракции.

Удобным для пациента и врача является:

- минимальная лучевая нагрузка за счёт фокусирования лучей;
- возможность просмотра объекта исследования мультипроекционно;
- возможность вывода информации на носитель;
- возможность наблюдения пассажа контраста в движении непосредственно при выполнении исследования и в записи.
- большая информативность по сравнению с другими исследованиями.

ВЫЯВЛЕНИЕ СОВПАДАЮЩИХ ФРАГМЕНТОВ ПЛОСКИХ КРИВЫХ НА ИЗОБРАЖЕНИЯХ ГЛАЗНОГО ДНА

К.М. Дайбов¹, Н.Ю. Ильясова²

Научный руководитель - Куприянов А.В., канд. техн. наук, доцент

¹Самарский государственный аэрокосмический университет
им. акад. С.П. Королёва,

²Институт систем обработки изображений РАН, Самара

В медицинской практике очень важной задачей является отслеживание прогресса в лечении пациента. При этом часто возникает необходимость анализировать медицинские изображения, сравнивать изображения, сделанные в разные периоды времени. Важное место среди подобных изображений занимают изображения глазного дна. Сегодня разработаны системы, позволяющие получить изображения очень высокого разрешения при минимальном искажении картины васкулярной системы [1]. Это дает возможность определить наличие у пациента серьезных заболеваний. Такие заболевания, как, например, диабетическая ретинопатия или макулодистрофия [2] отражается на толщине и форме сосудов. Сравнив состояние глазного дна в разные моменты времени можно оценить эффективность лечения таких заболеваний. В настоящее время также проводятся исследования зависимости состояния сосудистой системы глаза от общего состояния орга-

низма, что позволит использовать изображения глазного дна для решения других диагностических задач.

При исследовании изменения сосудов актуальной проблемой является сравнение формы сосуда в разные моменты времени. Кровеносные сосуды на изображениях легко аппроксимируются плоскими кривыми, существует множество способов сегментации сосудов [3,4,5]. Произведя сегментацию одного и того же сосуда на изображениях, сделанных в разное время, можно сравнить формы кривых. Предлагаемый в данной работе метод позволяет найти фрагменты сосуда, которые не изменились. После того, как совпавшие фрагменты будут найдены, специалист сможет количественно оценить изменения, которые произошли в различающихся участках.

В ходе работы был разработан алгоритм, позволяющий выявить на двух плоских кривых совпадающие участки. Кривые представлены массивом двухмерных точек, именно так представляются кривые при обработке цифровых изображений. Перед сравнением кривые приводятся к векторно-параметризованному виду. После такой параметризации кривая представляется массивом единичных векторов, такое представление удобно, поскольку делает алгоритм устойчивым к поворотам кривых.

Перед запуском алгоритма выбирается размер окна — величины, равной наименьшей длине совпадающего фрагмента. Фрагменты меньше длины не ищутся. В ходе работы алгоритм сравнивает все возможные фрагменты первой и второй кривых, вычисляя суммарную разность углов наклона векторов, входящих в эти фрагменты. Для настройки точности алгоритма выбирается величина допустимой ошибки ε . Если суммарная разность не превышает ε — фрагменты считаются совпавшими и производится уточнение их длины.

Для тестирования алгоритма был реализован генератор кривых. Генератор задает случайное количество совпадающих фрагментов кривых, генерирует совпадающие и не совпадающие участки на кривых. После генерации кривых, к совпадающим фрагментам добавлялся шум. Шум добавлялся к величине углов направляющих векторов. Так как исходными данными для алгоритма является упорядоченный массив точек, а шум добавлялся к векторно-параметризованной кривой, после генерации кривых производилась их параметризация, затем добавлялся шум, после чего производилось обратное преобразование из векторно-параметризованного вида к точечному. Точность определения выражается в соотношении длины найденных фрагментов к общей длине совпадающих фрагментов.

Шум, добавленный к величине углов направляющих векторов, представляет собой равномерно-распределенную случайную величину. В первом тесте значения случайной величины принимали значения в диапазоне $[0; 0,05\pi]$, во втором – $[0; 0,1\pi]$. Допустимые ошибки для тестов соответственно $\varepsilon=2$ рад и $\varepsilon=3$ рад. В каждом из тестов запускался цикл из 1000 генераций кривых и поиска фрагментов.

Таблица 1 – Сводная таблица результатов тестов

| | Первый тест (СВ $[0; 0,05\pi]$, $\varepsilon=2$) | Второй тест (СВ $[0; 0,1\pi]$, $\varepsilon=3$) |
|--|--|---|
| Все сгенерированные фрагменты найдены, тестов | 964 | 898 |
| Найдено больше фрагментов, чем сгенерировано, тестов | 28 | 78 |
| Найдено меньше фрагментов, чем сгенерировано, тестов | 8 | 24 |
| Усредненное количество найденных точек | 8% | 13% |
| Среднее значение отклонения на сгенерированных участках, рад | 2,875556 | 4,648144 |
| Среднее значение отклонения на найденных участках, рад | 1,745002 | 2,541615 |

Тестирование показало высокую эффективность алгоритма, в каждом из тестов были найдены совпадающие фрагменты. Количество пропущенных фрагментов невелико, в некоторых тестах найдены дополнительные совпадающие участки. Невозможность найти некоторые совпадающие фрагменты объясняется тем, что на этих участках был добавлен наиболее сильный шум. Найденные совпадающие участки в подавляющем большинстве случаев обладают меньшим суммарным отклонением, чем сгенерированные.

В ходе работы был разработан метод, позволяющий найти совпадающие участки на плоских кривых. Алгоритм может быть использован для анализа изображений, содержащих геометрические объекты, которые аппроксимируются кривыми.

Библиографический список

1. Мурашов, Д.М. Нейросетевая система регистрации изображений для анализа топологии глазного дна / Д.М.Мурашов,

- В.К.Салахутдинов, Ю.Г.Сметанин // Научная сессия МИФИ — 2004. Сборник научных трудов. – 2004. – С. 208-215;
2. Niall, P. Retinal image analysis: Concepts, applications and potential. / P.Niall, M.A.Tariq, M.Thomas, J.D.Ian, D.Baljean, I.E.Robert, Y.Kanagasingham, J.C.Ian // Progress in Retinal and Eye Research 25. – 2006. – P. 99-127;
 3. Шульга, Л.А. Новый биометрический подход для автоматического анализа изображений сосудистой системы сетчатки глаза / Л. А.Шульга, С.В.Саакян, Д.А.Складнев // КОМПЬЮТЕРНЫЕ ИССЛЕДОВАНИЯ И МОДЕЛИРОВАНИЕ Т. 2 № 2. – 2010. – С. 189–197;
 4. Куприянов А.В. Анализ структуры сосудистой системы сердца методом трассировки изображений проекций / А.В.Куприянов, Н.Ю.Ильсцова, А.О.Корепанов, В.Г.Баранов, А.Г.Храмов // Компьютерная оптика №23. – 2002. –С. 53-57;
 5. Wilson, С.М.. Digital image analysis in retinopathy of prematurity: A comparison of vessel selection methods/ С.М.Wilson, К.Wong, N.Jeffery, D.С.Kenneth, A.L.Ells, A.R.Fielder// Journal of AAPOS 16. – 2012. – P. 223-228.

ИННОВАЦИОННЫЕ ПОДХОДЫ К ПРЕДСТЕРИЛИЗАЦИОННОЙ ПОДГОТОВКЕ ШОВНОГО МАТЕРИАЛА

В.И. Едапин, А.А. Рыбаков, А.А. Шидин

Научный руководитель – Квашнина С.И., д-р мед. наук, профессор
Тюменский государственный нефтегазовый университет

Введение. Известно, что в течение последних десятилетий разведка и добыча полезных ископаемых в Западной Сибири были местом притяжения для молодых людей, как правило, с достаточно высокими показателями здоровья. И, в то же время, как показывают результаты исследований здоровья работающих одного из северных нефтяных городов Ханты-Мансийского Автономного Округа - ХМАО - Мегийона, травмы и отравления, например, в 1993 году, составляли 51,7% от всех видов причин смертности. При этом, немаловажное значение отводится послеоперационным осложнениям у пациентов с хирургической патологией [1,2,3]. Всё это определило *актуальность* исследования и обуславливает *цель* выполнения работы - поиск улучшения ка-

чества оказания хирургической помощи работникам нефтегазовой отрасли [3].

Были поставлены *задачи*:

- ознакомиться с существующими в настоящее время методами первичной хирургической обработки ран (ПХО);
- предусмотреть усовершенствование методологических подходов к сохранению стерильности шовного материала;
- предложить свой инновационный метод к предоперационной подготовке шовного материала для оптимального сохранения его стерильности.

Были выполнены экспериментальные исследования на базе взрослого приёмного отделения второй городской клинической больницы города Тюмени. Объектами исследования послужили травмированные пациенты, получившие резаные раны.

Сущность проблемы и научная гипотеза. В настоящее время выполнены некоторые изменения по отношению к шовному материалу при ПХО. Сейчас шовный материал для первичной хирургической обработки представлен в стерильной упаковке в виде одной длинной нити более 50см. Она заканчивается одноразовой, иглой (различных размеров). Во время наложения швов доктор протягивает всю эту единственную длинную нить неоднократно через края раны, отрезая от неё небольшие фрагменты для формирования хирургического узла. И чем дальше от первого шва будет использоваться эта нить с иглой, тем более часто они будут контактировать с кожными покровами и с самой раной (а значит, вероятно, и инфицироваться). Мы считаем, что с целью сохранения стерильности шовного материала, наиболее оптимальным вариантом будет его использование для каждого шва – по отдельности.

Предлагаемая сущность нововведения Нами была предложена и выполнена методика сохранения стерильности шовного материала. Мы решили использовать стерильные шовные нитки в количестве 4-5 по 14-18см, каждая из которых с двух сторон должна заканчиваться одноразовой стерильной иглой. Эти нити должны быть соединены в центре узлом. При подготовке к оперативному вмешательству хирургическая медсестра удаляет в середине узел, в результате чего появляется восемь – десять частей шовного материала с одноразовыми иглами (см. рис 1 и 2).

Первый этап эксперимента: 19 декабря 2008г. в операционной приёмного отделения II ГКБ дежурным врачом с нашим руководителем была выполнена первичная хирургическая обработка у двоих пациентов, в ходе которой был взят шовный материал и помещён для

микро - биологического исследования в чашки Петри с последующим помещением в термостат. Через несколько дней отмечался рост патогенной микрофлоры - «синегнойная палочка», выросшей в чашке Петри №3, что подтвердило загрязнение материала на последнем этапе (см. рис. 3 и 4).

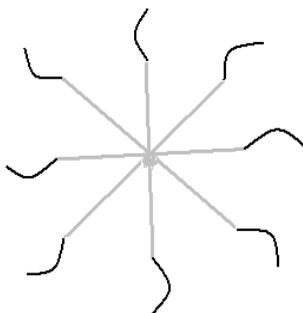


Рис. 1 - Четыре шёлковых нити, скреплённые по центру, с прикрепленными одноразовыми иглами по краям

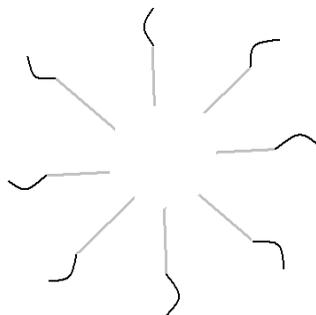


Рис. 2 - Четыре шёлковых нити, после удаления скрепляющего узла, в результате чего получилось восемь отдельных нитей с иглами



Рис. 3 - Чашка Петри №3 до помещения её в термостат



Рис. 4 - Чашка Петри №3 с выросшей патогенной микрофлорой

Второй этап эксперимента: Нами выполнен второй (заключительный) этап работы. При этом мы использовали шовный материал

согласно предложенной нами методики. В результате на чашках Петри роста патогенной микрофлоры не наблюдалось.

Таким образом, проведённое исследование подтверждает правильность нашей научной гипотезы в пользу применения отдельных лигатур с иглами для каждого шва.

Заключение: Мы считаем, что наша гипотеза – подтверждена. Работа будет иметь большое значение для практического здравоохранения. Положительность методики заключается в том, что для каждого шва применяется отдельная стерильная нить и игла, что предотвращает инфицирование раневой поверхности.

По результатам эксперимента готовятся документы для подачи заявки в Роспатент.

Библиографический список

1. Квашнина С.И. Здоровье населения на Севере России / С.И. Квашнина.- Мн.Ухта, 2002.
2. Квашнина С.И. Основы биологии и экологии: Учебное пособие, Ухта, УГТУ, 2004.
3. Пирс Эвелин. Анатомия и физиология для медсестёр/Пер.с англ. С.Л.Кабак, В.В.Руденок.- Мн.;БелАДИ(«Черепеха»), 1996.

ИССЛЕДОВАНИЕ КАРДИОИМПУЛЬСА ЭКГ У ВЫСОКОКВАЛИФИЦИРОВАННЫХ СПОРТСМЕНОВ МЕТОДАМИ МАТЕМАТИЧЕСКОГО АНАЛИЗА

О.Э. Лужанина, С.А. Онищук

Научный руководитель – Макарова Г.А., д-р мед. наук, профессор
Кубанский государственный университет

Считается, что сердечно-сосудистая система является главной интегративной, то есть центральной, с точки зрения жизнеобеспечения организма. Она чутко реагирует на изменения в функционировании любого органа, а также характеристик окружающей среды. Именно поэтому знание происходящих в сердечно-сосудистой системе процессов важно для врача практически любой специальности. Существует достаточное количество методик, позволяющих разносторонне изучить состояние сердца и сосудов, однако электрокардиографическое исследование занимает среди них особую роль.

Результаты этого исследования, изолированные от общеклинической картины, не являются самоценными, однако могут служить важным диагностическим признаком при дифференциальной диагностике заболеваний, относящихся к самым различным нозологическим единицам. В частности, выводы анализа электрокардиограмм могут быть использованы при наблюдении за развитием сердечно-сосудистой патологии, диагностике нейроциркуляторных дистоний, широкого спектра нервных болезней, последствий черепно-мозговых травм и т.п.

ЭКГ у спортсмена может служить методом диагностики не только непосредственных электрофизиологических изменений (нарушения ритма и проводимости). Изменение ЭКГ высокого уровня (грубые изменения) ЭКГ встречаются сравнительно редко. Это может быть связано с «естественным» отбором спортсменов и может быть косвенным признаком органической патологии среди спортсменов на ранних стадиях их спортивной карьеры. Однако даже единичные случаи опасной для жизни и здоровья атлетов патологии свидетельствует о важной роли ЭКГ в ее выявлении и определении последующей лечебной и тренировочной тактики.

Современная функциональная диагностика располагает самыми различными инструментальными методами исследования. Самым распространенным и доступным методом исследования является электрокардиография, используемая в основном в кардиологии.

Целью исследования была оценка полезности и важности программы предварительного скрининга участников соревнований в разных видах спорта. При этом одной из основных задач было определение преобладающих отклонений при обычном обследовании сердечно-сосудистой системы, а также выявление нарушений ЭКГ и выяснение вызвавших их заболеваний.

Анализ вольтажно-временных показателей ЭКГ проводился у спортсменов высокой квалификации, специализирующихся в плавании, гребле на байдарках и каноэ, велосипедных шоссейных гонках. Анализировались 28 параметров ЭКГ. Всего проведено 193 измерения.

Все спортсмены были разбиты на три группы: показавшие в течение анализируемого годового тренировочного цикла результат выше ожидаемого, соответствующий ожидаемому или значительно ниже ожидаемого (под результатом понимается уровень спортивных достижений и их стабильность по сравнению с прошлым сезоном). Далее осуществлялась математическая обработка полученных результатов с позиции вероятностного и ROC-анализов.

Одной из задач исследования являлось выявление наиболее информативных ЭКГ – показателей, отражающих степень адаптации организма спортсмена-гиревика к соревновательным физическим нагрузкам. Для анализируемых групп спортсменов были составлены гистограммы плотности вероятности и общие графики функций 8 регистрируемых показателей ЭКГ.

Ранее были получены данные при изучении результатов факторного анализа у представителей отдельных видов спорта [3]. В частности, у гребцов на байдарках и каноэ в качестве второго выделился фактор антропометрической обусловленности реполяризации в отведениях V2, V3. Что же касается велосипедистов, то здесь в качестве первого фактора выделился фактор симпатической обусловленности метаболизма.

Обычно частота нарушений ЭКГ в исследовании спортсменов невысокая и в основном нарушения связаны с процессом реполяризации. И у большинства спортсменов с отклонениями в процессе реполяризации не было обнаружено заболеваний сердца. Однако иногда обнаруживаются органические отклонения неопасные в данный момент, но указывающие на возможность развития кардиомиопатии в будущем, и в редких случаях была диагностирована кардиомиопатия.

Медицинские наблюдения показывают, что метод электрокардиографии (ЭКГ), применяемый в медицинских обследованиях, позволяет выявлять у спортсменов не только нарушения ритма и проводимости сердца, признаки гипертрофии желудочков и предсердий и др. в покое, но и количественно оценить влияние физической нагрузки на электрические показатели сердца. Исследования позволили выявить тесную связь некоторых ЭКГ – показателей с уровнем интенсивности физической нагрузки и с ее направленностью.

Электрокардиография (ЭКГ) - графическое изображение разности электрических потенциалов, возникающих в миокарде при его возбуждении [4]. К этому надо добавить, что электрокардиографическая кривая является следствием алгебраического сложения монофазных колебаний отдельных клеток миокарда [5] и отражает обменные процессы в нем. Это один из немногих методов, позволяющих безболезненно и быстро на клеточном уровне контролировать состояние главного, лимитирующего физическую работоспособность, органа - сердца без внедрения во внутреннюю среду организма. Последнее обстоятельство предоставляет широкие возможности для использования его педагогами тренерами в учебно-тренировочном процессе для контроля за уровнем нагрузок. В физиологии и клинической практике этот метод давно уже нашел применение для оценки адаптации человека к

мышечной деятельности и предварительного скрининга участников соревнований в разных видах спорта [6].

Результаты визуального этапа вероятностного анализа позволили определить наиболее значимые в дифференциально-диагностическом плане параметры. В их состав вошли: частота сердечных сокращений в состоянии покоя и отношение амплитуды зубцов R к T в отведениях V2-V6.

Согласно результатам последнего, расчетного этапа вероятностной сортировки, при определенных соотношениях амплитуд зубцов R к T в отведениях V2-V6 возможность прогнозирования попадания спортсменов в группу 1 (стабильно показывающие результат выше ожидаемого) составила 83,33 %, в группу 2 (стабильно показывающие результат в пределах ожидаемого) – 59,57 %, в группу 3 (стабильно показывающие результат ниже ожидаемого) – 70,59 % с вероятностью более 90 %. В свое время значимость данного параметра в аспекте прогнозирования уровня тренированности спортсменов была выделена А.И. Журавлевой и Н.Д. Граевской.

Таким образом, полученные данные подтвердили как значимость систематического анализа отдельных элементов электрокардиограммы, в частности, даже минимальных нарушений реполяризации (не говоря уже об инверсии зубца T), так и необходимость обоснования специального протокола анализа ЭКГ у спортсменов, включающего в себя не только весь спектр необходимых для анализа элементов, но и ряд расчетных величин (прежде всего имеется в виду отношение R/T, которое, как правило, не определяется при преимущественно визуальном анализе ЭКГ).

Библиографический список

1. Макарова Г.А. Спортивная медицина: учебник. - М.: Советский спорт, 2005. – 480 с.
2. Аулик И.В. Определение физической работоспособности в клинике и спорте. - М.: Медицина, 1990. - 115 с.
3. Сабокарь, А.М. Статистический анализ ЭКГ спортсменов / А.М. Сабокарь, С.Ю. Юрьев, Т.В. Бушуева, С.А. Онищук. Современное состояние и приоритеты развития фундаментальных наук в регионах: труды IX Всероссийской научной конференции молодых ученых и студентов. Краснодар: Кубанский государственный университет, 2012. С.72-73.
4. Зудбинов, Ю.И. Азбука ЭКГ / Ю.И. Зудбинов. – Ростов-на-Дону: изд-во «Феникс», 2000. – 160 с.

5. Мурашко, В.В. Электрокардиография: учебн. пособие / В.В. Мурашко, А.В. Струтынский. – 8-е изд. – М.: МЕДпресс-информ, 2007. – 320 с.: ил.
6. Hevia AC, Fernández MM, Palacio JM, Martín EH, Castro MG, Reguero JJ. ECG as a part of the preparticipation screening programme: an old and still present international dilemma. Br J Sports Med. 2011, vol.45, №10, pp.776-779.

НЕЙРОНЕЧЕТКИЙ ПРЕОБРАЗОВАТЕЛЬ ЧАСТОТЫ В КОД ДВУХ ПЕРЕМЕННЫХ НА ОСНОВЕ АЛГОРИТМА СУГЕНО

Н.И. Макарова

Научный руководитель – Челебаев С.В., канд. техн. наук, доцент
Рязанский государственный радиотехнический университет

При решении многих прикладных задач приходится сталкиваться с неопределенностью, недостаточностью или даже отсутствием информации о некоторых характеристиках проектируемой системы. В связи с этим возникает необходимость применения нечетких нейронных сетей – это многослойные нейронные сети, в которых слои выполняют функции элементов системы нечеткого вывода. Нейроны данной сети характеризуется набором параметров, настройка которых производится в процессе обучения, как у обычных нейронных сетей [1].

Мотивацией построения таких систем является следующее:

- Компенсация недостатков одной системы за счет достоинств другой;
- Структура базы правил способствует пониманию и анализу системы;
- Нечеткий вывод в интегрированных системах реализован с помощью нейронных сетей;
- Нейронные сети используются для настройки параметров функций принадлежности, которые применяются в системах нечеткого вывода.

Данные сети являются перспективным аппаратом реализации устройств преобразования, в том числе и преобразователей частота в код.

В работе [2] была предложена структура нейронечеткого преобразователя частоты в код одной переменной на базе «треугольных»

правил, построенных на основе двух прямых. Однако в биотехнических системах часто встречаются операции функционального преобразования двух частотных параметров в цифровой код. Поэтому в данной работе предлагается нейронечеткий преобразователь частоты в код двух переменных на основе алгоритма Сугено, с целью учета нескольких факторов влияющих на систему.

В модуле нечеткого управления используется база правил $R(k)$, $k = 1, 2, \dots, N$, в которых части IF и THEN имеют нечеткий характер [1]. Но в алгоритме Сугено правила нечетки только в части IF, тогда как в THEN имеются функциональные зависимости:

$$\begin{aligned}
 R^{(1)} &: \mathbf{IF}(x_1 \text{ это } A_1^1 \text{ AND } x_2 \text{ это } A_2^1) \\
 &\mathbf{THEN } y_1 = \mathbf{f}^{(1)}(x_1, x_2), \\
 R^{(N)} &: \mathbf{IF}(x_1 \text{ это } A_1^N \text{ AND } x_2 \text{ это } A_2^N) \\
 &\mathbf{THEN } y_N = \mathbf{f}^{(N)}(x_1, x_2).
 \end{aligned}
 \tag{1}$$

На вход модуля нечеткого управления подается сигнал $x = (x_1, x_2)$, который можно интерпретировать как вектор состояний.

Определим выходной сигнал y этого модуля. Для правил $R^{(1)}, \dots, R^{(N)}$ рассчитаем:

$$\begin{aligned}
 \mu_{A_1^1}(x_1) = f_1(x_1), \quad \mu_{A_2^1}(x_2) = f_1(x_2) \\
 \dots \\
 \mu_{A_1^N}(x_1) = f_N(x_1), \quad \mu_{A_2^N}(x_2) = f_N(x_2)
 \end{aligned}
 \tag{2}$$

На основе выражений (2) рассчитываются весовые коэффициенты:

$$\begin{aligned}
 w^1 &= \min \left\{ \mu_{A_1^1}(x_1), \mu_{A_2^1}(x_2) \right\} \\
 \dots \\
 w^N &= \min \left\{ \mu_{A_1^N}(x_1), \mu_{A_2^N}(x_2) \right\}
 \end{aligned}
 \tag{3}$$

Далее рассчитываются выходные сигналы:

$$\begin{aligned}
 y_1 &= f^{(1)}(x_1, x_2) \\
 y_N &= f^{(N)}(x_1, x_2)
 \end{aligned}
 \tag{4}$$

Выходной сигнал модуля нечеткого управления Сугено представляет собой нормализованную взвешенную сумму отдельных выходов

$$y = \frac{\sum_{k=1}^N w^k y_k}{\sum_{k=1}^N w^k} \quad (5)$$

На основе предложенной структуры может быть построен нейронечеткий преобразователь частоты в код, структурная схема которого представлена на рисунке 1.

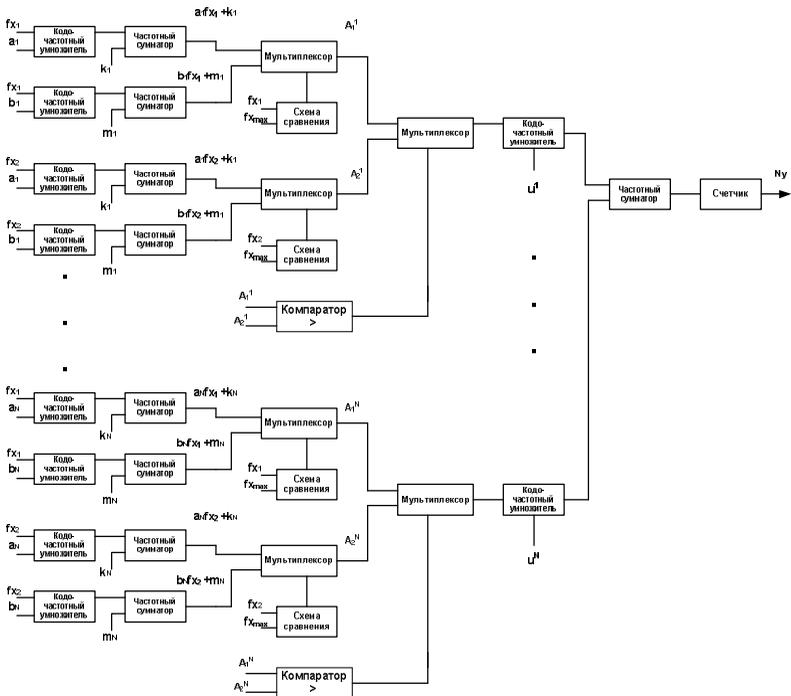


Рис. 1 - Структура нейронечеткого преобразователя частоты в код двух переменных на основе алгоритма Сугено

Библиографический список

1. Рутовская Д., Пилинский М., Рутковский Л. Нейронные сети, генетические алгоритмы и нечеткие системы. М.: Горячая линия – Телеком, 2008. – 452с.:ил
2. Макарова Н.И. Структура преобразователя частоты в код на основе алгоритма нечеткого вывода Такаги – Сугено // Материалы докладов Всероссийской научно – технической конференции «Биомедсистемы - 2011». Рязань, 2012. Т.2. с. 248-251.

ПРИМЕНЕНИЕ ГБО ПРИ ЛЕЧЕНИИ ПЛАЦЕНТАРНОЙ НЕДОСТАТОЧНОСТИ ПРИ СОЧЕТАННОМ ПОЗДНЕМ ГЕСТОЗЕ НА ФОНЕ ГИПЕРТОНИЧЕСКОЙ БОЛЕЗНИ

М. Мохаммед, С. Хамдун, Л.Б. Ильинская, Л.К. Терёхина
Научный руководитель - Супряга А.А., канд. мед. наук, ассистент
Рязанский государственный медицинский университет
им. акад. И.П. Павлова

В основе развития позднего гестоза лежат сосудистые расстройства: генерализованный сосудистый спазм, стаз крови, нарушение проницаемости сосудистой стенки, реологические свойства крови и микроциркуляции. Ведущая роль в патогенезе гестоза отводится изменениям в сосудисто-тромбоцитарном звене гемостаза. И прежде всего – дисфункцию эндотелия. Эндотелиальная дисфункция развивается у беременных, имеющих исходную сосудистую патологию: гипертоническую болезнь, сахарный диабет, почечную патологию, аутоиммунные заболевания. В результате усиления коагуляции и нарушения микроциркуляции в сосудах плаценты, печени, почек и головного мозга развивается хронический ДВС-синдром. Данные патофизиологические реакции приводят к прогрессированию симптомов плацентарной недостаточности: задержке внутриутробного развития плода в том числе. Учитывая важность изменений в сосудисто-тромбоцитарном звене гемостаза у беременных с гестозом используется медикаментозная коррекция этих нарушений. С этой целью применяют сульфат магния, клофелин, блокаторы кальциевых каналов, антикоагулянты из группы низкомолекулярных гепаринов. С целью профилактики плацентарной недостаточности у беременных, страдающих гипертонической болезнью, а также для лечения плацентарной недостаточности и угрозы прерывания беременности в случаях, когда гипертензивные

нарушения у матери, сопровождаются нарушениями кровообращения в плаценте и синдромом внутриутробной задержке развития плода, общепринято назначение клофелина (0,075-0,15 мг 2-3 раза в день) и актовегина (4-5 мл на 400 мл 5% глюкозы внутривенно капельно). В комплексной терапии плацентарной недостаточности при лечении гестоза применяют также хофитол. Препарат улучшает функцию почек, увеличивает экскрецию креатинина и мочевины.

В данном исследовании помимо общепринятого медикаментозного лечения использовался метод гипербарической оксигенации (ГБО). Гипоксия - одна из центральных проблем современной патологии. Подавляющее большинство заболеваний ведёт к развитию гипоксических состояний или обусловлено кислородной недостаточностью. Кислород не только «необходим для обеспечения обменных аэробных реакций в ране, но и служит катализатором пластических процессов», ускоряет пролиферацию фибробластов и приводит к более быстрому закрытию раневого дефекта и обладает бактерицидным действием. В настоящее время ГБО нашла широкое применение и в акушерской практике.

Было исследовано 43 беременных с диагностированным поздним сочетанным гестозом на фоне гипертонической болезни и плацентарной недостаточностью.

В группу А (N=23) вошли беременные с диагностированной нефропатией 1-2 и плацентарной недостаточностью симметричной и асимметричной формы 1-2 степени. Из 23 беременных 7 (30,43%) были повторнородящими, 16 (69,57%) – первородящими. У 10 (23,25%) беременных в анамнезе – гипертоническая болезнь, у 33 (76,75%) – нейроциркуляторная дистония по гипертоническому типу. У 21 (48,83%) в анамнезе медицинские аборт. Преждевременные роды отмечались у 8 (18,6%) женщин. У одной (2,32%) в 29 недель гестации было произведено экстренное кесарево сечение по причине преждевременной отслойки нормально расположенной плаценты (плод мужского пола, 1050,0, 5/6 баллов по Апгар). 12 (27,9%) женщин были родоразрешены путём кесарева сечения как в экстренном, так и плановом порядке. У 21 (91,3%) отмечалось утяжеление гестоза. Средняя продолжительность родового акта (у женщин, родоразрешённых через естественный родовой путь) составила 8,7+-0,6 часа. Средний вес плода составил 2990,0. В данной группе беременных применялось исключительно медикаментозное лечение по общепринятым схемам.

В группу В (N=20) вошли беременные с диагностированной нефропатией 1-2 и плацентарной недостаточностью симметричной и асимметричной формы 2-3 степени. Из 20 беременных 10 (50%) были

повторнородящими, 10 – первородящими. У 18 (90%) беременных в анамнезе – гипертоническая болезнь, у 2(10%) – нейроциркуляторная дистония по гипертоническому типу. У 15 (75%) в анамнезе медицинские аборт. Преждевременные роды отмечались в анамнезе у 13 (65%) женщин. Однако у всех беременных группы В данная беременность закончилась срочными родами. 2 (10%) женщин были родоразрешены путём кесарева сечения в срочном порядке. Показаниями для оперативного родоразрешения явилась в одном случае слабость родовой деятельности, в другом – ножное предлежание и предполагаемый вес плода 3700,0. Утяжеление гестоза в данной группе не наблюдалось. Средняя продолжительность родового акта (у женщин, родоразрешённых через естественный родовой путь) составила 6,4±0,6 часа. Средний вес плода составил 3560,0. В данной группе беременных в дополнение к медикаментозному лечению по общепринятым схемам применялась гипербарическая оксигенация (ГБО). Было применено от 2 до 4 курсов по 8 процедур, начиная с 20 недель беременности вплоть до последнего её дня.

Таким образом, применение ГБО при плацентарной недостаточности у беременных с сочетанным гестозом на фоне гипертонической болезни снижает процент кесаревых сечений (почти на 18 %); снизило риск утяжеления гестоза; уменьшило среднюю продолжительность родового акта более чем на 26%; увеличило средний вес плода у женщин с диагностированной ранее фетоплацентарной недостаточностью на 570,0, доведя его до нормального. Работа в данном направлении ведётся.

ИССЛЕДОВАНИЕ МОРФОЛОГИЧЕСКОГО, БЕЛКОВОГО И БИОХИМИЧЕСКОГО СОСТАВА КРОВИ У ВЫСОКОКВАЛИФИЦИРОВАННЫХ СПОРТСМЕНОВ МЕТОДАМИ МАТЕМАТИЧЕСКОГО АНАЛИЗА

Д.М. Нетребич, С.А. Онищук

Научный руководитель – Макарова Г.А., д-р мед. наук, профессор
Кубанский государственный университет

Одним из эффективнейших методов «скринингового» обследования спортсменов бесспорно, является клинический анализ крови. Применение методов информационных технологий может существенно упростить стоящую перед спортивными врачами задачу, так как

биохимический анализ крови обладает ценной клинической информацией. Использование современных высокотехнологических подходов для извлечения информации является одним из вариантов массовой диагностики по общему анализу крови [1].

Основной целью настоящих исследований являлось определение диагностической значимости показателей морфологического, белкового и биохимического состава крови с позиций факторного анализа вышеперечисленных параметров у спортсменов высшей квалификации, специализирующихся в частности в велосипедных шоссейных гонках. А также выявление основных факторов, воздействующих на биохимический состав крови человека в особенности спортсмена. Многократно (до 13 раз) обследованы 7 велосипедистов высокой квалификации.

Было установлено, что имеют место четыре фактора, оказывающие воздействие на морфологический состав крови в зависимости от возраста. При этом наибольшее влияние оказывает фактор F1, охватывающий 37,6% вклада общей дисперсии. Анализируя данные, мы пришли к выводу, что F1 можно интерпретировать как фактор адаптационной реакции костного мозга на раздражение (анатомическая недостаточность гемопоэза).

Математический анализ может помочь тренеру в разработке такого графика тренировок, когда каждый спортсмен приходит к соревнованиям в наилучшей форме. Это касается как общего режима тренировок, так и индивидуального подхода к каждому спортсмену. В особенности это относится к спортсменам высокой квалификации.

Существенную помощь может оказать статистический анализ, который позволяет получить информацию о взаимосвязях показателей как отдельных спортсменов, так и группы в целом. Это касается как отдельных видов спорта [2, 3], так и любого из всего перечня видов. Из всего многообразия методов статистического анализа можно выделить корреляционный и факторный анализы, которые выявляют математические связи между объектами.

Исследовались гемограммы, полученные на автоматических анализаторах, общего анализа и биохимии крови на разных этапах тренировочного процесса у высококвалифицированных спортсменов, таких как велосипедисты, гребцы на каноэ и байдарках и пловцы.

Согласно полученным данным у представителей избранной спортивной специализации при комплексном анализе морфологического, белкового и биохимического состава крови выделяются три фактора – F1, F2 и F3, имеющие наиболее высокий удельный вес. Судя по показателям, которые вошли в каждый из вышеперечисленных фак-

торов, они могут быть обозначены следующим образом. F1: процентное содержание альбуминов со знаком + (0,94); альбуминоглобулиновый коэффициент со знаком + (0,94); соотношение тестостерон/кортизол со знаком + (0,52) – фактор превалирующего анаболизма. F2: процентное содержание нейтрофилов со знаком + (0,90); процентное содержание лимфоцитов со знаком – (0,77) – фактор напряженной неспецифической адаптации организма. F3: содержание эритроцитов, гемоглобина и показатель гематокрита со знаком – (соответственно 0,76; 0,75 и 0,69) – фактор функциональной гиперплазии.

Что касается результатов факторного анализа индивидуальных значений морфологического, белкового и биохимического состава крови, то здесь обращают на себя внимание различия в выделенных факторах, в частности, наличие у 5 из 7 обследуемых спортсменов в качестве фактора с наиболее высоким удельным весом смешанного фактора, сочетающего в себе фактор превалирующего анаболизма и кислородной емкости крови.

При этом установлено, что у спортсменов, показавших плохие результаты в соревновательном сезоне, анализ полученных данных трудно интерпретируем с позиции выделения определенных факторов.

В организме основными метаболическими процессами являются анаболизм и катаболизм. Соотношение между этими процессами и являются целью нашего исследования. Анаболизм представляет собой эндотермический процесс, важнейшим моментом которого является синтез белков и нуклеиновых кислот. Анаболизм – это процессы синтеза клеточных и тканевых структур и других соединений, необходимых для поддержания нормальной жизнедеятельности. В мышечной ткани анаболические процессы находятся в зависимости от уровня гормонов: инсулина, тестостерона и соматотропина в крови. Одним из результатов физической нагрузки является поднятие уровня гормонов в крови,

Катаболизм является экзотермическим процессом, при котором происходит распад веществ с освобождением энергии, то есть процесс окисления какого-либо вещества с образованием энергии. К примеру, инсулин усиливает катаболизм глюкозы, а глюкокортикоиды катаболизм белков и аминокислот. В крови человека содержится множество агентов, с помощью которых протекает освобождение энергии – именно с этим связан катаболизм. Кортизол входит в число таких агентов. Данный гормон помогает человеку справляться со стрессовыми ситуациями, одной из которых является физическая нагрузка. Отмечается, однако, что чрезмерное количество кортизола в крови достаточно

опасно. Оно чревато остановкой подачи свободных аминокислот в клетки мышц и распадом мышечной ткани.

Тренировка- это страшный стресс для организма, но без стресса не будет запускаться процесс восстановления и суперкомпенсации. Глюкокортикоиды начинают усиленно вырабатываться организмом именно в результате стресса. Поэтому важно практическое значение катаболизма в спорте.

В результате факторного анализа было установлено, что при суммарном анализе морфологического, белкового и биохимического состава крови у высококвалифицированных спортсменов, специализирующихся в плавании, выделяются 3 ведущих фактора – F1, F2 и F3. Наиболее значимый фактор F1 предположительно является фактором анаболической эффективности. Именно судя по вошедшим в него критериям (процентное содержание альбуминов со знаком +, альбуминоглобулиновый коэффициент со знаком +, соотношение тестостерона к кортизолу со знаком + и содержание кортизола со знаком “-“, он и может быть обозначен как фактор превалирующего анаболизма.

В фактор F2 вошли процентное содержание лимфоцитов со знаком “+” и процентное содержание нейтрофилов со знаком “-“, что, согласно теории Уколовой и Гаркави, позволяет назвать его фактором неспецифической адаптационной фазы организма.

Фактор F3, в который вошли содержание гемоглобина и эритроцитов со знаком “-“ и высокими коэффициентами корреляции ($r=0,85$ и $r=0,74$), может быть обозначен как фактор постнагрузочной гиперволемии. Он обусловлен тем, что при интенсивной мышечной деятельности в периферическое кровяное русло поступает большой объем жидкости из тканей. Кровь, по сути, разбавляется, свидетельством чему является тенденция к уменьшению указанных выше показателей красной крови.

Относительно фактора F4 отмечаем, что его вклад в общую дисперсию составляет 10%. Влияние данного фактора на спортивную деятельность обусловлено преимущественно увеличением уровня сывороточного тестостерона. Это фактор специфической адаптации к напряженной мышечной деятельности. Как известно, у нетренированных людей снижается содержание тестостерона при физических нагрузках. Возрастание концентрации гормона у высококвалифицированных атлетов ($r=0,86$) мы связываем с высокой степенью тренированности и достаточным функциональным потенциалом организма.

Что касается результатов индивидуального факторного анализа, то здесь дополнительно были выделены фактор эффективной реци-

прокной регуляции показателей белой крови, фактор превалирующего катаболизма и другие.

Биохимический состав крови высококвалифицированных спортсменов таким образом может служить показателем эффективности тренировочного процесса спортсменов, что дает возможность прогнозирования качества подготовки спортсменов.

Библиографический список

1. Нетребич, Д.М. Факторный анализ состава крови у высококвалифицированных велосипедистов-шоссейников / Д.М. Нетребич, Ю.А. Холякко, С.А. Онищук. Современное состояние и приоритеты развития фундаментальных наук в регионах: труды IX Всероссийской научной конференции молодых ученых и студентов. Краснодар: Кубанский государственный университет, 2012. С.61-62.

МЕТОДЫ ОПРЕДЕЛЕНИЯ МАГНИТОЧУВСТВИТЕЛЬНОСТИ ПАЦИЕНТА В КОМПЛЕКСНОЙ ХРОНОМАГНИТОТЕРАПИИ

Ю.Л. Гостева

Рязанский государственный радиотехнический университет

В последние десятилетия в практической медицине широкое распространение получило использование лечебного действия электромагнитных полей (ЭМП). Объясняется это не только глубоким проникновением ЭМП в ткани и органы, хорошей переносимостью процедур, минимальным количеством противопоказаний, но и наличием у ЭМП большого набора биотропных параметров по сравнению с другими лечебными средствами [1,2].

Фактически формирование персонального магнитотерапевтического воздействия осуществляется на основе субъективного знания и опыта врача, без учета особенностей конкретного организма и его реакций на задаваемые характеристики магнитного поля (МП). Необходимость определения магниточувствительности пациента в комплексной хрономагнитотерапии обусловлена рядом требований, направленных, прежде всего, на обеспечение безопасности формируемого воздействия, объективную и оперативную оценку текущего физиологического состояния организма, а также оценку целесообразности применения хрономагнитотерапии как метода лечения для конкретного человека [3]. Выраженные и зарегистрированные ответные реакции ор-

ганизма на используемое лечебное воздействие позволят в дальнейшем корректировать и адаптировать параметры МП под индивидуальные особенности и хронодиагностические показатели пациента с целью достижения максимального терапевтического эффекта [4].

К настоящему времени созданы магнитотерапевтические комплексы с возможностью введения биотехнической обратной связи, однако до сегодняшнего дня не определен набор биотропных параметров МП, который бы позволил строго сопоставить и дать количественную оценку той или иной реакции организма на оказываемое воздействие.

Поэтому в работе рассматриваются вопросы анализа методов и средств определения магниточувствительности пациента, ее количественной оценки до и в процессе сеанса магнитотерапии, систематизации и установления соответствия реакций организма определенному набору биотропных параметров воздействия. Предлагаются пути и варианты построения системы комплексной хрономагнитотерапии с каналом диагностической оценки состояния пациента.

Для реализации новых функциональных возможностей необходимо решить следующие задачи:

- определение магниточувствительности пациента с использованием в качестве тестового воздействия специально организованного лечебного магнитного поля;
- определение минимального набора физиологических параметров для определения магниточувствительности и состояния организма пациента во время магнитотерапевтического воздействия;
- определение минимального набора биотропных параметров магнитного поля для формирования значимого лечебного воздействия;
- определение целевой функции лечебного воздействия ЭМП как критерия оценки эффективности магнитотерапевтической процедуры.

Решение указанных задач, несомненно, повысит лечебную ценность хрономагнитотерапии как биоадаптивной физиотерапевтической процедуры.

Библиографический список

1. Гостев С.С., Жулев В.И. Тенденции развития методов и аппаратуры для оценки магниточувствительности человека // Материалы Всероссийской НТК «Биотехнические, медицинские и экологические системы и комплексы. Биомедсистемы-2001». Рязань, 2001. С. 6.

2. Гостева Ю.Л. Подход к задаче создания биоадекватного магнитотерапевтического воздействия // Материалы Всероссийской НТК «Биотехнические, медицинские и экологические системы и комплексы. Биомедсистемы-2005». Рязань, 2005. С. 65.
3. Гостев С.С., Жулев В.И. Автоматизированный способ определения магниточувствительности пациента // Биомедицинские технологии и радиоэлектроника. 2006, № 7. С. 20.
4. Борисов А.Г., Григорьев Е.М., Гуржин С.Г., Кирьяков О.В., Кряков В.Г., Никитин С.В. Биотехническое согласование параметров магнитного воздействия с биоритмами пациента // Биомедицинские технологии и радиоэлектроника. 2005, № 7. С. 13.

ПОМЕХОЗАЩИЩЕННЫЙ МЕТОД ИЗМЕРЕНИЯ ФАЗЫ ПРИ БЕСКОНТАКТНОМ СКАНИРОВАНИИ ФУНКЦИОНАЛЬНОГО СОСТОЯНИЯ ПАЦИЕНТА В КОМПЛЕКСНОЙ ХРОНОМАГНИТОТЕРАПИИ

Е.О. Путилин

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

Бесконтактное сканирование функционального состояния пациента является одной из актуальных задач современной медицины, а в частности комплексной хрономагнитотерапии. При наличии данных о параметрах функционирования организма человека, таких как процессы сердцебиения и дыхания, возможна организация биотехнической обратной связи для отслеживания изменений функционального состояния пациента и подстройки параметров магнитотерапевтического воздействия в соответствии с этими изменениями. В работах [1, 2] представлен способ бесконтактного сканирования процессов сердцебиения и дыхания на основе ультразвуковых биений. При этом для измерения фазового сдвига между огибающими биений был предложен новый помехозащищенный способ измерения на основе попеременного интегрирования огибающих биений. В результате одного цикла измерений вычисляется 4 интеграла (рис. 1):

$$S_1 = \int_0^{t_1} x_{II}(t) dt, \quad (1)$$

$$S_2 = \int_{t_1}^{t_2} x_o(t) dt, \quad (2)$$

$$S_3 = \int_{t_2}^{t_3} x_o(t) dt, \quad (3)$$

$$S_4 = \int_{t_3}^{t_4} x_{II}(t) dt. \quad (4)$$

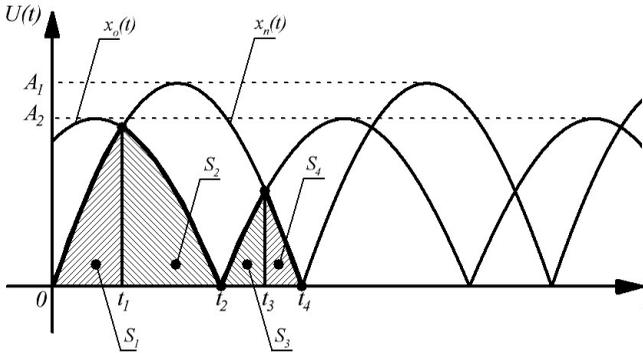


Рис. 1 - Интегрирование огибающих биений

где $x_o(t)$, $x_n(t)$ - огибающие отраженного и переданного сигналов биений соответственно.

Рассмотрим интеграл (1). Если сигнал $x_n(t)$ содержит аддитивную шумовую помеху, то интеграл (1) можно переписать в виде:

$$S_1 = \int_0^{t_1} [x_{II}(t) + \eta(t)] dt, \quad (5)$$

где $\eta(t)$ - сигнал шума. Тогда

$$C_1 = \int_0^{t_1} x_{II}(t) dt + \int_0^{t_1} \eta(t) dt,$$

где величина $\int_0^{t_1} \eta(t) dt \rightarrow 0$, что собственно и повышает помехоустойчивость метода. Аналогичные выводы можно сделать и для других интегралов.

При этом фазовый сдвиг находится следующим образом:

1. Вычисляется сумма интегралов $C_1 = S_1 + S_2$ и сохраняется в момент времени t_2 .
2. Вычисляется сумма интегралов $C_2 = S_3 + S_4$ и сохраняется в момент времени t_4 .
3. Вычисляется разность сумм $\Delta = C_1 - C_2$, соответствующая фазовому сдвигу между огибающими сигналов биений.
4. После этого цикл измерения фазы повторяется.

Не трудно заметить, что при равенстве амплитуд огибающих $A_1 = A_2 = A$ будет наблюдаться равенство интегралов $S_1 = S_2$ и $S_3 = S_4$, тогда функциональная зависимость между разностью площадей и фазовым сдвигом будет иметь следующий вид (рис. 1):

$$\Delta(\varphi) = \frac{2A}{\Delta f \pi} \left(\sin \frac{\varphi}{2} - \cos \frac{\varphi}{2} \right), \quad (6)$$

где Δf - разность опорных частот биений.

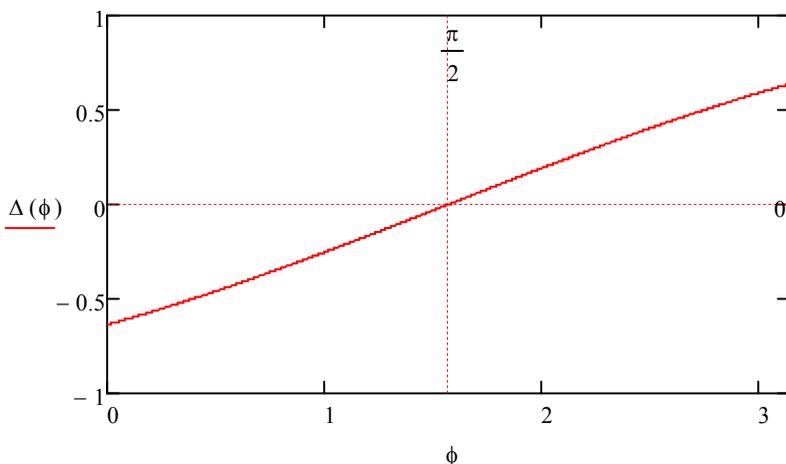


Рис. 2 - Зависимость разности площадей от фазового сдвига

Как видно из рисунка 2 функциональная зависимость достаточно линейна на интересующем нас участке от 0 до π . Подбирая начальный сдвиг фаз равным $\pi/2$, можно наблюдать линейное изменение разности площадей в зависимости от фазового сдвига между биениями.

Таким образом, был разработан новый метод измерения фазы, обладающий высокой помехозащищенностью и позволяющий получить линейное изменение фазы колебаний в зависимости от перемещений грудной клетки пациента магнитотерапевтического комплекса.

Библиографический список

1. Прошин Е.М., Путилин Е.О. Бесконтактный мониторинг дыхания и сердцебиения пациента комплексной хрономагнитотерапии на основе ультразвуковых биений // Биомедицинская радиоэлектроника. 2012. №7. С. 19 – 28.
2. Путилин Е.О. Бесконтактное сканирование процессов сердцебиения и дыхания пациента магнитотерапевтического комплекса // Материалы XXIV Всероссийской НТК студентов, молодых ученых и специалистов «Биотехнические, медицинские и экологические системы и комплексы». г. Рязань. 2012.

**БИНАУРАЛЬНАЯ СТИМУЛЯЦИЯ ГОЛОВНОГО МОЗГА
ЧЕЛОВЕКА**

Н.В. Павлова

Научный руководитель - Бых А.И., д-р ф.-м. наук, профессор
Харьковский национальный университет радиоэлектроники

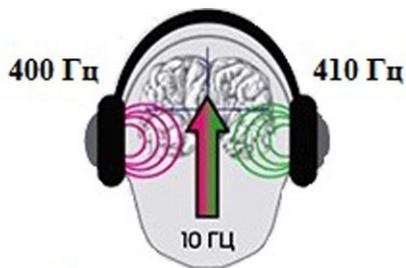
Известно, что если камертон в момент звучания на его стандартной частоте 440 Гц поднести к камертону в состоянии покоя с собственной частотой также 440 Гц, то последний начнет звучать. То же самое происходит со струнами: если одна из двух струн, одинаково настроенных, зазвучит, то вторая, без какого-либо контактного воздействия, тоже начнет вибрировать.

Физика резонансного взаимодействия с таким же успехом применима и к биологическим системам. В частности, это электромагнитные волны головного мозга (ГМ). Установлено, что бинауральная аудио стимуляция ГМ волнами, определенной частоты, приводит его в состояние, в котором волны возникали натуральным путем [1].

Электрохимическая активность ГМ приводит к появлению в нем электромагнитных волн, которые могут быть изучены с помощью физических приборов. Частота этих волн зависит от активности нейронов в ГМ. Нейронная активность носит электрохимический характер. Функционирование ГМ может быть изменено такими способами: путем введения специальных психотропных препаратов (кофеин, никотин, алкоголь), путем электромагнитной индукции (радио- и СВЧ-

сигналы) или путем резонансного взаимодействия с внешними системами (бинауральные биения).

По сути, бинауральные ритмы это два тона, имеющие незначительно различающуюся частоту и подаваемые порознь на каждое ухо (рис. 1).



Бинауральные ритмы

Рис. 1 – Схема формирования бинауральных ритмов

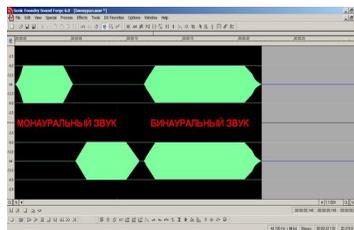
С точки зрения физики звука мы имеем следующую аксиому: частота биений, возникающих при наложении двух звуковых колебаний с близкими частотами (тонами), равна разности этих частот. Например, когда одно ухо слышит чистый тон (монотонный звук) с частотой 400 Гц, а другое – 410 Гц, то полушария ГМ начинают работать синхронно, и в результате, при сложении электромагнитных волн, возникает некая вибрация (волна), а именно звуковое биение с “разностной” частотой, равной 10 Гц. Таким образом, когда в правом и левом ухе присутствуют звуковые сигналы двух разных частот, ГМ производит наложение данных двух сигналов, вычисляет разность фаз между этими сигналами, что дает в результате третью – “разностную” – частоту, слышимую и воспринимаемую как бинауральный ритм [1].

Бинауральные ритмы, в отличие от обычной музыки, имеют реальное физическое воздействие. Если, используя звуковой редактор, синхронно прослушать два монотонных и однообразных звука, один из которых на несколько Гц выше по тону, то можно наглядно увидеть эффект бинаурального звучания (рис. 2а). На рис. 2б данный эффект представлен графически.

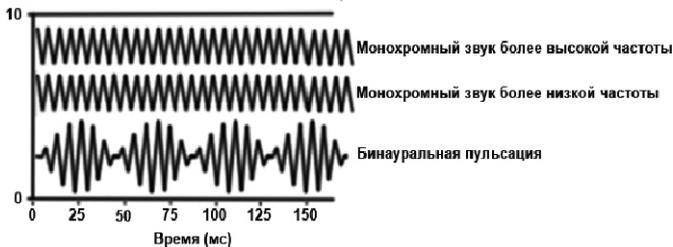
Стоит отметить, что для получения бинаурального эффекта, разница частот не должна превышать 25 Гц, т.к. при этом данный эффект полностью исчезает. Поначалу прослушиваются два тона с большой “шероховатостью”, как при одновременном звучании двух нена-

строенных музыкальных инструментов, а затем отчетливо слышны два чистых монохромных тона – без каких-либо бинауральных биений.

Несущие частоты звуковых колебаний, позволяющие слышать бинауральные биения, должны быть ниже 1000 Гц. Длина звуковой волны такой частоты превышает размеры черепной коробки человека. Поэтому звук огибает голову по принципу дифракции и его слышат оба уха. Поскольку между ушами имеется расстояние, ГМ "слышит" сигналы, поступающие от них, с разными фазами. Именно эта разность фаз позволяет ГМ точно определять расположение источника звука при частоте менее 1000 Гц.



а)



б)

Рис. 2 – Эффект бинаурального звучания

Когда инфразвук, который ухо еще не слышит, а ГМ уже воспринимает, идет из наушников или стереодинамиков, ГМ производит наложение этих двух сигналов, что в результате дает третью "разностную" частоту, слышимую как бинауральный ритм. Исследования показали, что пространственно эти биения возникают в верхней оливе, расположенной в стволе ГМ – первой точке контралатеральной интеграции органов слуха [1]. Тела нейронов в этом ядре расположены в виде латинской буквы V. Сигналы от слуховых рецепторов внутреннего уха передаются на нейроны ядра верхней оливы в соответствии с их распределением на витках ушной улитки: конфигурация оливы обеспечи-

вают осуществление звукоотической проекции. Так как рецепторные клетки, находящиеся в верхних витках ушной улитки, воспринимают низкочастотные звуковые колебания, а рецепторы в основании ушной улитки, напротив, более высокие звуки, то соответствующая звуковая частота передается определенным нейронам ядра верхней оливы. Это место на рис. 3а обозначено цифрой 1.

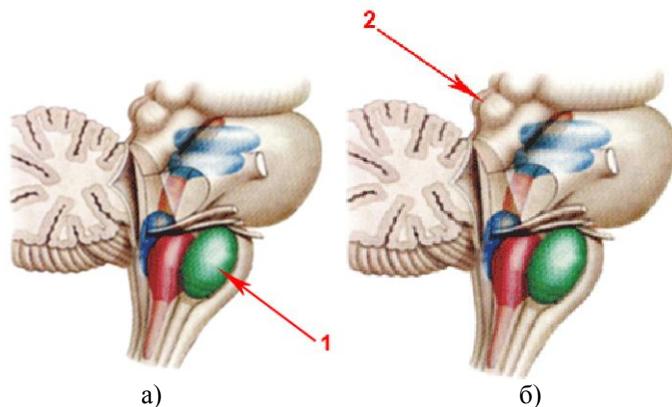


Рис. 3 – Физиология возникновения бинауральных биений

Исследования показывают, что резонансный отклик так же идет из зоны, находящейся рядом с оливой – нижних бугорков четверохолмия продолговатого мозга (рис. 3б, 2). Активность нейронов в этих отделах ствола, передается в кору ГМ, где ее реально фиксируют с помощью электроэнцефалограммы (ЭЭГ). Следовательно, механизмом воздействия бинаурального звучания является отклик в электрической активности ГМ на частоте, идентичной частоте бинаурального ритма. Присутствие резонансного отклика в теменных долях ГМ в ответ на акустическое воздействие зафиксировано во многих ЭЭГ-исследованиях [2]. Бинауральные биения хорошо слышимы на низких частотах, соответствующих спектру ЭЭГ.

Субъективные ощущения от прослушивания фонограмм с бинауральными ритмами могут быть как стимулирующими, так и успокаивающими, в зависимости от частоты ритма. В качестве примера, можно назвать несколько программных продуктов, способных оказывать данное воздействие, которые используются в медицинских, психотерапевтических целях [3].

В работе проведен анализ общих механизмов приема, обработки и передачи слуховой информации ГМ человека. Актуальным является

исследование электрических сигналов, возникающих в коре ГМ и поиск взаимосвязи этих сигналов с физиологическими показателями человека.

Библиографический список

1. Блинков С.М., Глезер И.И. Мозг человека в цифрах и таблицах // М.: Медицина, 1964. – 101 с.
2. Сулимов А.В., Любимова Ю.В., Павлыгина Р.А., Двыдов В.И. Спектральный анализ ЭЭГ человека при прослушивании музыки // Журн. высш.нerv. деят. 2000. Т. 50. №1. С. 62-67.
3. Павлова Н.В., Бых А.И. Анализ аудиовизуальных средств воздействия на физиологическое состояние человека // Технична електродинаміка // Науково-прикладний журнал: у 4-х ч. – Ч.3. – Харків: НТУ «ХП», 2012. – С. 198-203.

**ВЫДЕЛЕНИЕ И АНАЛИЗ ДЕНДРИТОВ НА ИЗОБРАЖЕНИЯХ
ДИАГНОСТИЧЕСКИХ КРИСТАЛЛОГРАММ
БИОЛОГИЧЕСКИХ ЖИДКОСТЕЙ**

Р.А. Парингер

Научный руководитель – Куприянов А.В., канд. техн. наук, доцент
Самарский государственный аэрокосмический университет
им. акад. С.П.Королёва;

Институт систем обработки изображений РАН, Самара, Россия

Поиск методов медицинской диагностики, пригодного для обследования больших групп населения с небольшими затратами времени ведется во многих направлениях. Одним из таких направлений является исследование дендритных кристаллограмм, образованных кристаллами солей биологических жидкостей при высушивании. На практике используется метод клиновидной дегидратации быстрого высушивания образца, в этом случае кристаллы соли выпадают в виде зерен и образуют дендриты (рис. 1). Характер рисунка кристаллограммы определяется балансом органических и неорганических компонентов и их основными физико-химическими свойствами. В норме дендриты прозрачны, содержат длинные, тонкие, преимущественно одного направления лучи, которые имеют четкие границы. При патологии лучи отличаются неровными контурами, наблюдается много поломов, наростов, большой разброс направлений линий кристаллов.

Методы статистического анализа кристаллограмм предложенные в работе [1] являются достаточно эффективными при анализе тех изображений, где лучи достаточно плотно покрывают область наблюдения. Лучи дендритных кристаллограмм, получаемых в результате быстрого высушивания, на изображении располагаются менее плотно, поэтому для оценивания геометрических параметров было принято решение выделить скелет каждого дендрита.

Решение задачи выделения и анализа параметров дендритов на изображениях кристаллограмм смешанной слюны было последовательно разбито на несколько этапов. На этапе предварительной обработки изображения последовательно применяются пороговая обработка и медианный фильтр [2] (рис. 2).



Рис. 1 - Фотография дендритов



Рис. 2 - Обработанное изображение

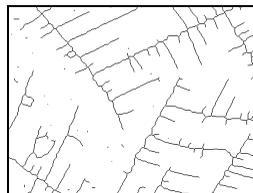


Рис. 3 - Скелетизованное изображение

Применение обычного порогового фильтра выявило сильную засветку центра изображения, поэтому применяется адаптивная пороговая фильтрация. Изображение разбивается на множество прямоугольников. Для каждого полученного сегмента отдельно подсчитывается среднее значение серого и, в соответствии с этим значением, каждый сегмент разделяется фильтром на черные и белые цвета. После этого к целому изображению применяется медианный фильтр. Для скелетизации был выбран алгоритм Зонга–Суня [3]. Алгоритм работает только с бинарными изображениями. Основная идея алгоритма заключается в том, что на каждом шаге, пробегая по изображению матрицей, проверяется принадлежность каждого пикселя к границе заданной связной области. Если условия проверки выполняются, то пиксель удаляется из области. Алгоритм не порождает дополнительных отростков и не влияет на длину линий. Вне зависимости от количества выполненных шагов область останется связной, в предельном случае она вырождается в линию толщиной в один пиксель, что позволяет выделить скелеты дендритов (рис. 3).

Рассмотрим алгоритм выделения ключевых элементов дендритов скелетизованного изображения.

1) Для каждого пикселя, принадлежащего скелету дендрита, считается сумма окружающих пикселей n , также принадлежащих скелету и, в зависимости от этого числа, делается вывод о принадлежности пикселя к тому или иному множеству (таблица 1).

Таблица. 1 - Критерий выбора множества

| | |
|----|-------------------|
| N | Множество |
| 0 | Фон. |
| 1 | Вершина отростка. |
| 2 | - |
| >2 | Корень отростка. |

2) На основе анализа изображения дендритов, с выделенными ключевыми элементами осуществляется построение состоящей из двух таблиц «карты дендритов», которые хранят информацию о координатах ключевых элементов и их связности. В таблице отростков содержится информация о координатах вершины отростка, расстоянии до корневого элемента и координаты корневого элемента. В таблице основного ствола содержится информация и координатах корневых элементов и расстоянии до соседних корневых элементов.

Для исследования работоспособности алгоритма проведем вычислительный эксперимент, заключающийся в определении количества обнаруженных отростков дендритов в зависимости от размера окна пороговой обработки и медианного фильтра. Каждый отросток дендрита характеризуется наличием двух ключевых точек: «вершины» и «корня». Будем считать верной решеную задачу, если количество отростков совпадает с экспертной оценкой. В каждом эксперименте будет определяться количество обнаруженных отростков при различных параметрах алгоритмов обработки (таблица 2). Экспертная оценка количества отростков дендритов для данного изображения – 620 штук.

Таблица. 2 - Результаты эксперимента

| Радиус окна | Параметр пороговой обработки | | | | | |
|-------------|------------------------------|-----|-----|-----|-----|-----|
| | 20 | 50 | 80 | 110 | 140 | 170 |
| 2 | 1022 | 778 | 769 | 730 | 727 | 707 |
| 3 | 809 | 610 | 614 | 621 | 560 | 568 |
| 4 | 634 | 531 | 536 | 532 | 475 | 479 |
| 5 | 568 | 451 | 470 | 443 | 422 | 405 |

На основании проведенного исследования для обработки кристаллограмм представленного типа используется размер окна пороговой обработки равный 110 и радиус окна медианного фильтра равный 3.

Разработанный метод позволяет определить следующие геометрические параметры: длину отростков дендритов, длину основного ствола дендритов и количество отростков дендритов. На основе геометрических параметров возможно построение системы диагностических признаков, которые способны нести не только диагностические функции, но и служить чувствительным индикатором функционального состояния организма человека в норме и при патологии [4].

Благодарности

Работа выполнялась при поддержке ФЦП «Научные и научно-педагогические кадры инновационной России» (госконтракт № 02.740.11.0841), гранта РФФИ 12-01-00237-а, гранта Президента РФ поддержки ведущей научной школы НШ-4128.2012.9, программы фундаментальных исследований РАН-ОНИТ6, в рамках выполнения государственного задания № 8.3195.2011 Минобрнауки РФ.

Библиографический список

1. Ильясова Н.Ю. Классификация кристаллограмм с использованием методов статистического анализа текстурных изображений / Н.Ю. Ильясова, А.В. Куприянов, А.Г. Храмов // Компьютерная оптика. – 2000. – № 20. – С. 122-127.
2. Soifer V.A. Computer image processing, part2. Methods and algorithms / Soifer V.A. // VDM Verlag Dr. Müller - February 18, 2010 - P. 584.
3. Zhang T.Y. A fast parallel algorithm for thinning digital patterns / Zhang T.Y., Suen C.Y. // Commun. ACM. – 1984. – V. 27, No 3. – P. 236-239.
4. Ткаченко Ю.В. Перспективы исследования кристаллогенеза ротовой жидкости в доказательной ортодонтии / Ю.В. Ткаченко, Р.Б. Слободской // Сибирская ассоциация консультантов [Электронный ресурс] // URL: <http://sibac.info/index.php/2009-07-01-10-21-16/3062-2012-06-11-09-37-23>

ДИНАМИКА СОСТАВА КРОВИ ПРИ ГЕМОЛИТИЧЕСКОЙ БОЛЕЗНИ НОВОРОЖДЕННЫХ

С.И. Пасичниченко, И.Б. Барановская, С.А. Онищук
Научный руководитель – Макарова Г.А., д-р мед. наук, профессор
Кубанский государственный университет

После родов поиск математических взаимосвязей между кровью матери и ребенка, который мог бы ответить на вопрос, насколько автономны кроветворные функции новорожденного и роженицы, и какие механизмы обуславливают возможную взаимосвязь между показателями гемограммы, показал, что взаимосвязь существует, но имеет сложный характер [1, 2].

Полезную информацию можно получить при исследовании динамики энтропии новорожденных, полученной на основе лейкоцитарной формулы. Динамика содержания лейкоцитов (*WBC*) у матерей показала, что содержание лейкоцитов возрастает у женщины в день родов, а затем после родов снижается до уровня ниже или выше предродового.

Результатом антиген -несовместимости крови матери и ребенка может явиться гемолитическая болезнь новорожденных (ГБН). На сегодняшний день патогенез, клинические аспекты ГБН на сегодняшний день достаточно хорошо изучены.

В качестве цели в данной работе поставлено выявление отличий и общих черт между лейкоцитарными показателями крови матерей при отсутствии и наличии патологии гемопоэза матери. Информационную энтропию можно рассматривать как дополнительный критерий оценки тяжести состояния новорожденного с ГБН [2].

Целью данной работы является характеристика динамики информационной энтропии при ГБН.

Для этого в течение 12-14 дней исследовались гемограммы 14 новорожденных с гемолитической болезнью различной степени тяжести. В двух случаях причиной ГБН был резус-конфликт матери и плода, в 10 случаях – несовместимость по АВО системе. В качестве группы сравнения (контрольной группы) анализировалась кровь 16 здоровых новорожденных с физиологическими родами в анамнезе. Энтропия лейкоцитов рассчитывалась по формуле Шеннона.

Было отмечено, что значения энтропии детей с ГБН к концу периода наблюдений имеет значительно больший вариационный разброс, чем в 1-й день жизни. Прежде всего, это связано с тем, что в ряде случаев энтропия значительно возрастает, принимая значения более

95%, и приближаясь к физиологическому максимуму. Однако индивидуальный анализ показал, что энтропия к концу периода наблюдения изменяется неоднозначно. Она может возрастать, уменьшаться или колебаться в пределах статистической погрешности.

Рис 1. демонстрирует типичную динамику энтропии у 2-х новорожденных с ГБН.

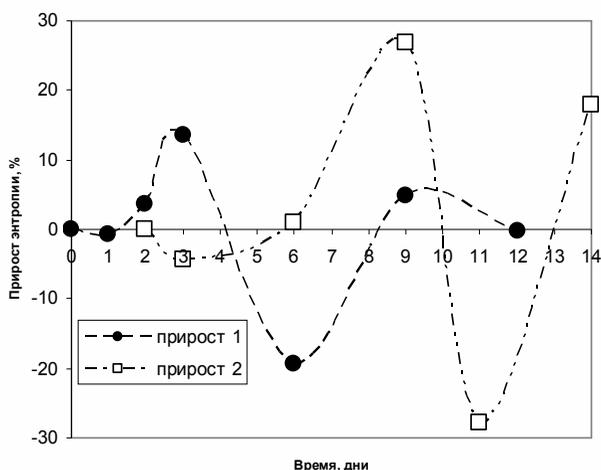


Рис. 1 - Динамика энтропии лейкоцитарной формулы

В соответствие с рис. 1 изменение энтропии носит нелинейный характер. Динамика прироста энтропии описывается сложной функцией с негармоническими колебаниями. При этом можно отметить, что система гемопоэза при ГБН находится вблизи состояния устойчивого равновесия, при котором любое отклонение системы от состояния равновесия сопровождается возникновением возвращающей силы, т.е. силы, стремящейся вернуть систему в исходное положение. Механизмы регуляции динамического равновесия системы гемопоэза при ГБН реализуются преимущественно по типу обратной связи. В частности при гемолизе эритроцитов происходит активация всей системы кроветворения. При этом в соответствии с теорией функциональных систем имеет место фазовость ответной реакции клеток крови (особенно это касается лейкоцитов) в ответ на экстремальное воздействие.

Для этого исследовался общий анализ крови матери и новорожденного в том случае, когда мать признана здоровой, и в случае, когда диагностировался гемобластоз (ГБ). Динамика содержания эритроци-

тов (*RBC*), лейкоцитов (*WBC*) и тромбоцитов (*PLT*) у здоровой матери показана на рис. 1. Кровь брали на анализ в день родов, на второй день и на четвертый день после родов. Было обнаружено, что содержание лейкоцитов возрастает через день после родов, а затем снижается до уровня ниже предродового у женщины и у ребенка. У ребенка концентрация лейкоцитов выше, чем у матери. Что касается тромбоцитов, то их содержание медленно растет после родов, причем опять-таки уровень у ребенка выше, чем у матери. И только содержание эритроцитов у матери медленно падает, а у ребенка растет.

Иная динамика этих показателей наблюдается в случае с ГБН. У матери после родов содержание эритроцитов, лейкоцитов и тромбоцитов практически не меняется. У новорожденного эти показатели выше, чем у матери, причем *RBC* в течение 6 дней без заметных изменений, *WBC* заметно падает, как и у здоровой пары, а *PLT* растет.

С точки зрения взаимозависимости тромбоцитарного и эритроцитарного роста эритропоэза (известно, что железо участвует в регуляции продукции тромбоцитов), количество железа в организме матери детерминирует, видимо, концентрацию гемоглобина в эритроцитах плода. При наличии железодефицита, который чрезвычайно широко распространен у женщин, функционирование системы взаимосвязей между тромбоцитарным и эритроцитарным ростками эритропоэза может нарушаться, чем мы объясняем различие в динамике между показателями крови новорожденных от здоровой матери, и от матери с патологией гемопоэза.

Выводы:

1) У новорожденных с ГБН варьирование значений энтропии имеет больший размах по сравнению с контрольной группой, ещё больше возрастая к концу периода наблюдений.

2) Вероятно существует оптимальный пороговый коридор энтропии, выход за пределы которого говорит о дисбалансе систем и развитии патологии

3) Исследована динамика прироста энтропии при ГБН. Установлено, что она описывается сложной функцией с негармоническими колебаниями, что в соответствии с теорией функциональных систем объясняется фазовостью ответной реакции клеток крови в ответ на гемолиз эритроцитов.

Библиографический список

1. Пасичниченко С.И. Динамика показателей крови матерей и новорожденных / С.И. Пасичниченко, И.Б. Барановская, С.А. Онищук, Ю.Ю. Нелепина. Медицинская наука и здравоохранение.

- нение: материалы IX научно-практической конференции молодых ученых и студентов юга России. Краснодар, 2011. С.209-212.
2. Пасичниченко С.И. Информационные аспекты гемолитической болезни новорожденных / С.И. Пасичниченко И.Б. Барановская, С.А. Онищук. Медицинская наука и здравоохранение: материалы X научно-практической конференции молодых ученых и студентов юга России. Краснодар, 2012. С.141-145.

ПРИМЕНЕНИЕ ГБО ПРИ ЛЕЧЕНИИ ПЛАЦЕНТАРНОЙ НЕДОСТАТОЧНОСТИ НА ФОНЕ АНЕМИИ БЕРЕМЕННЫХ

Е.Е. Первова, Л.Б.Ильинская, Л.К. Терёхина
Научный руководитель - Супряга А.А., канд. мед. наук, ассистент
Рязанский государственный медицинский университет
им. акад. И.П. Павлова

Анемия беременных - анемия, развивающаяся во время беременности (преимущественно во 2-3 триместрах) вследствие недостаточного удовлетворения повышенной потребности организма матери и плода в веществах, необходимых для кроветворения. Частота анемий, определяемых по снижению гемоглобина с использованием стандарта ВОЗ, колеблется в разных регионах мира от 21 и до 80%. Среди анемий беременных 75-90% составляют железо- и белководефицитные анемии. Различают умеренную анемию (Hb 109-70 г/л; Ht 37-24%); тяжёлую (Hb 69-40 г/л; Ht 23-13%); очень тяжёлую (Hb менее 40 г/л; Ht менее 13%). У большинства женщин во время беременности развивается анемия, связанная с неравномерным увеличением объёма циркулирующей плазмы крови и объёма эритроцитов. Анемия беременных является следствием многих причин: высокий уровень эстрогенов, ранние токсикозы, препятствующие всасыванию в ЖКТ микроэлементов. Выделяют основные механизмы, способствующие развитию анемии у беременных: накопление в течение гестации продуктов обмена, оказывающие токсическое влияние на костный мозг; увеличение количества эстрадиола, угнетающего эритропоэз; предшествующий дефицит железа; истощение депо железа в организме; дефицит витамина B12, фолиевой кислоты и белка; кислородное голодание, при котором происходит нарушение окислительно-восстановительных процессов в

организме женщины; иммунологические изменения в организме беременной. В основе механизма возникновения и развития осложнений гестации лежат гипоксия тканей матери, а также маточно-плацентарного комплекса. Различают следующие осложнения беременности во 2-3 триместрах: преждевременное прерывание беременности; задержка развития плода (32%, во 2 триместре чаще по ассиметричному типу, в 3 триместре чаще по симметричному типу); внутриутробная гипоксия плода (63%); гестоз; преждевременная отслойка нормально расположенной плаценты. 29% новорожденных рождаются в состоянии гипоксии. В родах отмечается также слабость родовых сил. В послеродовом периоде у 12% родильниц и у 37% новорожденных отмечаются гнойно-септические осложнения. В лечении анемии различают следующие этапы: восстановление нормального уровня гемоглобина, терапия насыщения (восстановления запасов железа в организме); поддерживающая терапия (сохранение нормального уровня всех фондов железа). Нормализация показателей красной крови наступает только через 5-8 недель лечения. Таким образом, лечение анемии беременных является сложной и длительной задачей. Основное направление современного акушерства – перинатальное. Соответственно основной задачей современного акушера является рождение здорового ребёнка у здоровой матери. Несмотря на длительность лечения нельзя допускать вышеуказанных осложнений у родильниц.

Было предложено использовать гипербарическую оксигенацию накануне родов у женщин с анемией беременных легкой степени.

Всего было обследовано 50 беременных с анемией беременных.

В группе А (N=35) женщины получали медикаментозное лечение. Из 35 беременных 18 (51,43%) были повторнородящими, а 17 (48,57%) – первородящие. Средний уровень гемоглобина в данной группе составил 87 г/л. В данной группе беременных у 16 (45,71%) женщин отмечалась слабость родовой деятельности. 8 (22,86%) роды были закончены путём кесарева сечения. Показаниями явились некорректируемая слабость родовой деятельности и клинически узкий таз (в 2 наблюдениях). У 27 (100%) женщин, родоразрешённых через естественный родовой путь, средняя продолжительность родов составила 11,4±0,7 часа. По поводу угрожающей асфиксии плода или слабости потуг 4 (14,81%) родов были закончены путём наложения вакуум-экстрактора KIWИ. В послеродовом периоде из 35 (100%) родильниц у 6 (17,14%) отмечались осложнения гнойно-септического характера.

В группе В (N=15) женщины также получали медикаментозное лечение. Однако, накануне родов беременным данной группы было проведено по 3-4 сеанса ГБО. Из 15 беременных 7 (46,67%) были по-

вторнородящими, а 8 (53,33%) – первородящие. Средний уровень гемоглобина в данной группе составил 82 г/л. Слабость родовой деятельности в данной группе не отмечалось. Все беременные данной группы были родоразрешены через естественный родовой путь. Средняя продолжительность родового акта составила 6,4±0,7 часа. У родившихся детей не было диагностировано признаков гипоксии. В послеродовом периоде из 15 (100%) родильниц у 1 (6,67%) отмечались осложнения гнойно-септического характера.

Таким образом, применение ГБО у беременных с диагностированной анемией беременных снижает риск осложнений беременности и родов.

ИССЛЕДОВАНИЕ КАРДИОИМПУЛЬСА ЭКГ У ВЫСОКОКВАЛИФИЦИРОВАННЫХ СПОРТСМЕНОВ МЕТОДАМИ МАТЕМАТИЧЕСКОГО АНАЛИЗА

А.М. Сабокарь, С.А. Онищук

Научный руководитель – Макарова Г.А., д-р мед. наук, профессор
Кубанский государственный университет

Спорт представляет собой конкурентный процесс, направленный на достижение выигрыша индивидуально, или в составе организованной команды, как на более масштабном, так и на локальном уровне у лиц в специфических видах деятельности при наличии мотивации, что требует регулярных тренировок [1,2]. В данном случае рассматриваются виды спорта, тесно сопряженные с физиологией мышечной деятельности. Современная функциональная диагностика располагает самыми различными инструментальными методами исследования. Самым распространенным и доступным методом исследования является электрокардиография, используемая в основном в кардиологии.

ЭКГ у спортсмена может служить методом диагностики не только непосредственных электрофизиологических изменений (нарушения ритма и проводимости). Изменение ЭКГ-высокого уровня грубые изменения ЭКГ встречаются сравнительно редко. Это может быть связано с «естественным» отбором спортсменов и может быть косвенным признаком органической патологии среди спортсменов на ранних стадиях их спортивной карьеры. Однако даже единичные случаи опасной для жизни и здоровья атлетов патологии свидетельствует о важной

роли ЭКГ в ее выявлении и определении последующей лечебной и тренировочной тактики.

Целью исследования была оценка полезности и важности программы предварительного скрининга участников соревнований в разных видах спорта. При этом одной из основных задач было определение преобладающих отклонений при обычном обследовании сердечно-сосудистой системы, а также выявление нарушений ЭКГ и выяснение вызвавших их заболеваний.

Анализ вольтажно-временных показателей ЭКГ проводился у спортсменов высокой квалификации, специализирующихся в плавании, гребле на байдарках и каноэ, велосипедных шоссейных гонках. Анализировались 28 параметров ЭКГ. Всего проведено 193 измерения.

Ранее были получены данные при изучении результатов факторного анализа у представителей отдельных видов спорта [3]. В частности, у гребцов на байдарках и каноэ в качестве второго выделился фактор антропометрической обусловленности реполяризации в отведениях V₂, V₃. Что же касается велосипедистов, то здесь в качестве первого фактора выделился фактор симпатической обусловленности метаболизма.

Обычно частота нарушений ЭКГ в исследовании спортсменов невысокая и в основном нарушения связаны с процессом реполяризации. В этих случаях проводят дополнительные обследования для уточнения диагноза. Ранее при обследованиях большого числа спортсменов подобные нарушения рассматривались как экстремальные физиологические проявления работы сердца у спортсменов, если не обнаруживалось серьезных заболеваний при дополнительных проверках. И у большинства спортсменов с отклонениями в процессе реполяризации не было обнаружено заболеваний сердца. Однако иногда обнаруживаются органические отклонения неопасные в данный момент, но указывающие на возможность развития кардиомиопатии в будущем, и в редких случаях была диагностирована кардиомиопатия.

Гипертрофическая кардиомиопатия (гиперплазия) миокарда, как было установлено, становится причиной смерти у 36 % молодых спортсменов. Под гипертрофией миокарда в европейской спортивной кардиологии понимают такое состояние сердечной мышцы, при котором происходит увеличение толщины стенок левого желудочка свыше 13 мм с одновременным уменьшением конечного диастолического размера левого желудочка и увеличением массы миокарда.

Медицинские наблюдения показывают, что метод электрокардиографии (ЭКГ), применяемый в медицинских обследованиях, позво-

ляет выявлять у спортсменов не только нарушения ритма и проводимости сердца, признаки гипертрофии желудочков и предсердий и др. в покое, но и количественно оценить влияние физической нагрузки на электрические показатели сердца. Исследования позволили выявить тесную связь некоторых ЭКГ – показателей с уровнем интенсивности физической нагрузки и с ее направленностью.

Одной из задач исследования являлось выявление наиболее информативных ЭКГ – показателей, отражающих степень адаптации организма спортсмена-гиревика к соревновательным физическим нагрузкам.

Электрокардиография (ЭКГ) - графическое изображение разности электрических потенциалов, возникающих в миокарде при его возбуждении [4]. К этому надо добавить, что электрокардиографическая кривая является следствием алгебраического сложения монофазных колебаний отдельных клеток миокарда [5] и отражает обменные процессы в нем. Это один из немногих методов, позволяющих безболезненно и быстро на клеточном уровне контролировать состояние главного, лимитирующего физическую работоспособность, органа - сердца без внедрения во внутреннюю среду организма. Последнее обстоятельство предоставляет широкие возможности для использования его педагогами тренерами в учебно-тренировочном процессе для контроля за уровнем нагрузок. В физиологии и клинической практике этот метод давно уже нашел применение для оценки адаптации человека к мышечной деятельности и предварительного скрининга участников соревнований в разных видах спорта [6].

Все спортсмены были разбиты на три группы: показавшие в течение анализируемого годового тренировочного цикла результат выше ожидаемого, соответствующий ожидаемому или значительно ниже ожидаемого (под результатом понимается уровень спортивных достижений и их стабильность по сравнению с прошлым сезоном). Далее осуществлялась математическая обработка полученных результатов с позиции вероятностного и ROC- анализов.

Для анализируемых групп спортсменов были составлены гистограммы плотности вероятности и общие графики функций 8 регистрируемых показателей ЭКГ.

Результаты визуального этапа вероятностного анализа позволили определить наиболее значимые в дифференциально-диагностическом плане параметры. В их состав вошли: частота сердечных сокращений в состоянии покоя и отношение амплитуды зубцов R к T в отведениях V2-V6.

Согласно результатам последнего, расчетного этапа вероятностной сортировки, при определенных соотношениях амплитуд зубцов R к T в отведениях V2-V6 возможность прогнозирования попадания спортсменов в группу 1 (стабильно показывающие результат выше ожидаемого) составила 83,33 %, в группу 2 (стабильно показывающие результат в пределах ожидаемого) – 59,57 %, в группу 3 (стабильно показывающие результат ниже ожидаемого) – 70,59 % с вероятностью более 90 %. В свое время значимость данного параметра в аспекте прогнозирования уровня тренированности спортсменов была выделена А.И. Журавлевой и Н.Д. Граевской.

Таким образом, полученные данные подтвердили как значимость систематического анализа отдельных элементов электрокардиограммы, в частности, даже минимальных нарушений реполяризации (не говоря уже об инверсии зубца T), так и необходимость обособования специального протокола анализа ЭКГ у спортсменов, включающего в себя не только весь спектр необходимых для анализа элементов, но и ряд расчетных величин (прежде всего имеется в виду отношение R/T, которое, как правило, не определяется при преимущественно визуальном анализе ЭКГ).

Библиографический список

1. Макарова Г.А. Спортивная медицина: учебник. - М.: Советский спорт, 2005. – 480 с.
2. Аулик И.В. Определение физической работоспособности в клинике и спорте. - М.: Медицина, 1990. - 115 с.
3. Сабокарь, А.М. Статистический анализ ЭКГ спортсменов / А.М Сабокарь, С.Ю. Юрьев, Т.В. Бушуева, С.А. Онищук. Современное состояние и приоритеты развития фундаментальных наук в регионах: труды IX Всероссийской научной конференции молодых ученых и студентов. Краснодар: Кубанский государственный университет, 2012. С.72-73.
4. Зудбинов, Ю.И. Азбука ЭКГ / Ю.И. Зудбинов. – Ростов-на-Дону: изд-во «Феникс», 2000. – 160 с.
5. Мурашко, В.В. Электрокардиография: учебн. пособие / В.В. Мурашко, А.В. Струтынский. – 8-е изд. – М.: МЕДпрессинформ, 2007. – 320 с.: ил.
6. Nevia AC, Fernández MM, Palacio JM, Martín EH, Castro MG, Reguero JJ. ECG as a part of the preparticipation screening programme: an old and still present international dilemma. Br J Sports Med. 2011, vol.45, №10, pp.776-779.

ПРИМЕНЕНИЕ МЕТОДИКИ СПИЛБЕРГЕРА Ч.Д., ХАНИНА Ю.Л. ДЛЯ ОЦЕНКИ ПСИХОЛОГИЧЕСКОЙ РЕАБИЛИТАЦИИ ПАЦИЕНТОВ С ПОВЫШЕННЫМ УРОВНЕМ РВОТНОГО РЕФЛЕКСА НА СТОМАТОЛОГИЧЕСКОМ ПРИЕМЕ

Л.П. Набатчикова, Н.Н.Стрелков, Н.Г. Коротких, Н.Е. Митин
Рязанский государственный медицинский университет
им. акад. И.П. Павлова
Воронежская государственная медицинская академия
им. Н.Н. Бурденко

Полноценный качественный уровень стоматологического здоровья невозможен без вмешательства врача стоматолога, однако люди, обладающие повышенным уровнем рвотного рефлекса (ПУРР), испытывают дискомфорт при проведении лечебно-профилактических стоматологических процедур.

Методами малой психотерапии, применяемыми на стоматологическом приеме, можно реабилитировать психоэмоциональное напряжение пациентов с ПУРР.

На данный момент не изучено влияние успешного ортопедического лечения на уровень тревожности у пациентов с ПУРР, не изучена возможность моделирования психоэмоционального состояния с низкой степенью тревожности.

методика исследования уровня тревожности по Спилбергеру Ч.Д., Ханину Ю.Л является достоверным способом оценки уровня базового, устойчивого уровня тревожности (личностная тревожность) и уровня тревожности «здесь и сейчас» (реактивной тревожности). Личностная тревожность характеризуется, как постоянная способность реагировать на окружающую действительность и воспринимать ряд ситуаций как «опасные», рефлексируя возникновением тревоги. Реактивная тревожность характеризуется нервозностью, психологическим напряжением, чувством беспокойства.

Высокий уровень реактивной тревожности способен спровоцировать человека на неадекватные поступки, нарушить концентрацию внимания, тонкую координацию. Выявлена зависимость между высоким уровнем реактивной тревожности и эмоциональными и невротическими срывами, корреляция с психосоматическими заболеваниями.

Сама по себе тревожность не является изначально негативной чертой. Определенный ее уровень является естественным и обязательным свойством активной личности, но при этом существует все же оптимальный, индивидуальный уровень «полезной тревоги».

Тест состоит из 2-х частей, раздельно оценивающих реактивную (высказывания номер 1-20) и личностную (высказывания номер 21-40) тревожность.

Показатели РТ и ЛТ подсчитываются по формуле $T = \Sigma_1 - \Sigma_2 + 35$, где в случае РТ Σ_1 - сумма зачеркнутых цифр на бланке по пунктам шкалы 3, 4, 6, 7, 9, 12, 13, 14, 17, 18; Σ_2 – сумма зачеркнутых цифр (пункты 1, 2, 5, 8, 10, 11, 15, 16, 19, 20), а в случае ЛТ Σ_1 - сумма зачеркнутых цифр на бланке по пунктам шкалы 22, 23, 24, 25, 28, 29, 31, 32, 34, 35, 37, 38, 40; Σ_2 - сумма остальных цифр по пунктам 21, 26, 27, 30, 33, 36, 39.

При интерпретации результат можно оценивать так: до 30 – низкая тревожность; 31-45 умеренная тревожность; 46 и более – высокая тревожность.

Тест можно использовать для психологической диагностики и психокоррекционной и психореабилитационной деятельности. Может быть использован для оценки психологической реабилитации пациентов.

ПРИМЕНЕНИЕ ГБО ПРИ ЛЕЧЕНИИ ПЛАЦЕНТАРНОЙ НЕДОСТАТОЧНОСТИ НА ФОНЕ ХОЛЕСТАТИЧЕСКОГО ГЕПАТОЗА

С. Хамдун, М. Мохаммед, Л.Б.Ильинская, Л.К. Терёхина
Научный руководитель - Супряга А.А., канд. мед. наук, ассистент
Рязанский государственный медицинский университет
им. акад. И.П. Павлова

Холестатический гепатоз беременных (ХГБ) – дистрофическое поражение печени, обусловленное чувствительностью гепатоцитов к половым гормонам и генетически детерминированными энзимопатиями, функциональное проявление которого – обменные нарушения холестерина и жёлчных кислот в гепатоцитах, а вследствие этого – нарушение процессов жёлчеобразования и оттока жёлчи по внутридольковым жёлчным протокам.

Частота ХГБ колеблется среди населения различных стран. ХГБ распространён в Чили, Скандинавии, Боливии, Китае и северных районах России. В России частота ХГБ – 0,1-2%. Причиной разной распространённости данной нозологии в странах может быть ещё и неоднозначность диагностики. Различают лёгкую, среднетяжёлую и тяжё-

лую степени. Этиология не совсем ясна. Существенную роль определяют генетические факторы. Этиологические факторы могут быть разделены на три группы. Первая – генетическая обусловленная повышенная чувствительность гепатоцитов к половым гормонам. Вторая – врождённые дефекты синтеза ферментов, ответственных за транспорт компонентов жёлчи. Третья – врождённый дефект синтеза желчных кислот вследствие дефицита ферментов, приводящих к образованию атипичных жёлчных кислот, не секретируемых транспортными системами канальцевых мембран. В основе патогенеза лежит чрезмерное поступление элементов жёлчи в кровь, снижение количества секретируемой жёлчи в кишечнике, токсическое воздействие компонентов жёлчи на гепатоциты и билиарные каналы, дефекты самих жёлчных кислот.

Быстрое повышение продукции половых гормонов во время беременности значительно увеличивает экскреторную нагрузку на печень. Однако при ХГБ не диагностировано повышение выработки эстрогенов. ХГБ дебютирует в третьем триместре беременности в среднем в 30-32 недели. Ведущим и часто единственным симптомом является кожный зуд. Интенсивность его может быть различной. Типичная локализация кожного зуда – передняя брюшная стенка, кисти рук, предплечья, голени. Желтуху относят к непостоянным симптомам. Для ХГБ не характерны спленомегалия, болевой синдром. Зуд и желтуха обычно исчезают после родов на 7-14 день. Несмотря на благоприятный исход для матери, для плода он более серьёзный. Частота перинатальных потерь составляет 4,7%. Риск смерти плода при ХГБ в 4 раза больше, чем при физиологической беременности. Отмечается также увеличение частоты гипоксии, недоношенности, внутриутробной задержки развития плода (до 35% числа всех родов).

Для лечения применяют эфферентную терапию: плазмаферез и гемосорбцию. Целью является элиминация пруритогенов (соединений, вызывающих зуд), билирубина. При лечении плацентарной недостаточности у беременных с холестатическим гепатозом целесообразно применение 4 процедур плазмафереза и 1 процедуры гемосорбции с интервалом 1-2 дня на фоне терапии гепатопротекторами и антиоксидантами. Однако как гемосорбция, так и плазмаферез являются достаточно сложными процедурами и имеют ряд противопоказаний. В качестве медикаментозного лечения используют хофитол, гепатопротекторы растительного происхождения (адеметионин), антиоксиданты (токоферола ацетат). Оценкой эффективности лечения служат исчезновение кожного зуда, улучшение сна, снижение активности общей ЩФ,

АЛТ, АСТ, билирубина, исчезновение симптомов угрозы прерывания беременности, снижении частоты перинатальных осложнений.

Ни в каждом родовспомогательном учреждении существуют условия для проведения гемосорбции и плазмофереза. А только медикаментозное лечение часто оказывается неэффективным. Было предложено при холестатическом гепатозе использовать гипербарическую оксигенацию.

Было обследовано 17 беременных с лёгкой и среднетяжёлой степенью холестатического гепатоза. Группу А (N=12) составляли беременные с лёгкой степенью ХГБ. Первые проявления данной патологии проявлялись в данной группе, начиная с 34-37 недель гестации. В данной группе 8 (66,67%) беременных были повторнородящими и проявления ХГБ у них отмечались и в предыдущие беременности. 4 (33,33%) были первородящими первобеременными. У 6 (50%) в анамнезе медицинские аборт. Преждевременные роды отмечались у 4 (33,33%) женщин. 5 (41,67%) женщин были родоразрешены путём кесарева сечения как в экстренном, так и плановом порядке. У 12 (100%) беременных жалобы на кожный зуд продолжались вплоть до выписки из родильного стационара после родов. Однако на фоне лечения хофитолом отмечалось некоторое снижение уровня АЛТ и АСТ. У 9 (75%) отмечался синдром задержки развития плода 1 степени и у 2 (16,67%) - СЗРП 2-3 степени (вес плодов на 38 и 41 неделях гестации составил соответственно 1980,0 и 2190,0). Средний вес детей данной группы составил 3100,0. У 7 (58,33%) новорожденных были диагностированы признаки хронической внутриутробной гипоксии плода. У одного ребёнка (8,33%) – аспирация мекония.

Группу В (N=8) составляли беременные со среднетяжёлой степенью ХГБ. Первые проявления данной патологии проявлялись в данной группе, начиная с 26-30 недель гестации. В данной группе все беременные были первородящими первобеременными. 1 (20%) женщин была родоразрешена путём кесарева сечения в плановом порядке (отдалённые последствия пластической операции на матке). При сроке беременности 29-34 недели всем женщинам данной группы был поставлен диагноз: СЗРП 2-3 степени. Однако средний вес детей, рождённых женщинами данной группы составил 3680,0. Изначально всем беременным был назначен хофитол и токоферола ацетат в общепринятых дозировках. Однако явления зуда сохранялись. Тогда беременным было проведено по 1-2 курса ГБО вплоть до последнего дня гестации. Явления зуда прекратились после 2-4 процедуры и не возобновлялись даже после отмены сеансов. Уровень АЛТ и АСТ снижался более медленно, у двух женщин так и не достигнув нормы даже в послеродовом

периоде. Однако, наблюдалось его снижение и полное исчезновение зуда, беспокоившего женщин. В данной группе не было рождено детей с признаками хронической внутриутробной гипоксии пола.

Таким образом, применение ГБО при плацентарной недостаточности у беременных ХГБ избавляет женщин от такого мучительного симптома как зуд и, что наиболее важно, дети, родившиеся от женщин данной группы, несмотря на диагностированный СЗРП и плацентарную недостаточность, не демонстрируют нам признаков внутриутробной гипоксии плода. Работа в данном направлении ведётся.

ОСОБЕННОСТИ ФОНЕТИЧЕСКОЙ РЕАБИЛИТАЦИИ СТОМАТОЛОГИЧЕСКИХ БОЛЬНЫХ

Н.Г. Коротких, Н.Е. Митин, Д.Н. Мишин, Н.Н.Стрелков
Рязанский государственный медицинский университет
им. акад. И.П. Павлова

Воронежская государственная медицинская академия
им. Н.Н. Бурденко

Реабилитация в медицине - это система лечебно-педагогических мероприятий, направленных на предупреждение и лечение патологических состояний, которые могут привести к временной или стойкой утрате трудоспособности.

Речь-это важнейшее средство человеческого общения. И по тому, как человек говорит, мы сразу и легко можем судить о том, с кем имеем дело.

Фонетическая реабилитация - восстановление зубного ряда, нарушенного в результате какого-либо заболевания, травмы или естественного старения организма, сопровождающееся нарушением речи.

Условно можно различить 2 вида фонетической реабилитации: первичную и вторичную.

Первичная реабилитация-это вид реабилитации, связанная с потерей зубов и дальнейшим восстановлением протяженности зубного ряда.

Вторичная - подразумевает под собой реабилитацию, связанную с нерациональным протезированием, проведенным ранее.

Мы остановимся на рассмотрении вторичной реабилитации в ортопедической стоматологии.

Следует признать, что до последнего времени стоматолого-ортопеды не придавали должного значения фонетическому фактору в повышении функциональной эффективности протезов, по-видимому, доверяя принципу, выдвинутому Turner(1927):

«Если протезы правильно сконструированы, речь больного автоматически восстанавливается». Как свидетельствуют наблюдения, речь у большинства больных после рационального ортопедического лечения действительно нормализуется в сроки от 1 недели до 1 месяца благодаря хорошим адаптационным возможностям органов полости рта, в первую очередь языка. Однако полностью речь восстанавливается не у всех. Между тем для людей определенных профессий (артисты, лекторы, летчики и др.) четкая, ясная речь является мерилем их профессиональной пригодности, в связи, с чем любое нарушение дикции, становиться для них весьма острой проблемой.

Повысить эффективность ортопедического лечения в фонетическом плане можно лишь при условии конструирования протезов с учетом закономерностей речевой артикуляции, поскольку правильное словообразование и произношение в связи с протезированием зависят не только от постановки искусственных зубов, но и от формы вестибулярной и оральной поверхности базиса протеза, межальвеолярной высоты, уровня расположения окклюзионной поверхности и т.д.

Конструирование протезов с использованием палатографии и фонетических проб можно считать наиболее современным функциональным методом моделирования протезов, так как оно способствует осуществлению принципа индивидуального протезирования.

Разборчивость нашей речи зависит от четкости произношения согласных. Поэтому следует ежедневно уделять время (10 – 15 минут) на занятия и тренировки. Необходимо произносить язычно-зубные и язычно-передненёбные согласные: С, З, Ц, Т, Д, Ч, Ш и слова, в которых они встречаются, например: шкаф, звонок, шахматы, резцы и т. п. Затем переходите к неспешному чтению вслух.

В последние годы основное внимание стоматологов уделяется совершенствованию эстетичного вида зубных протезов, восстановлению функции жевания, а вопросам нормализации функции речи должного значения не придается.

РЕГИСТРАЦИЯ МГНОВЕННЫХ ОБЪЕМНЫХ СОСТОЯНИЙ РАСПРЕДЕЛЕНИЯ МАГНИТНОГО ПОЛЯ В МЕСТАХ НЕДОСТУПНЫХ ДЛЯ МЕХАНИЧЕСКОГО ПРОНИКНОВЕНИЯ

А.А. Жильников¹, Т.А. Жильников²

Научный руководитель – Жулев В.И. д - р техн. наук, профессор

¹Рязанский государственный радиотехнический университет

²Академия ФСИН России

В соответствии с концепцией развития уголовно-исполнительной системы (УИС) Российской Федерации на сегодняшний день одним из приоритетных направлений в реформировании УИС является повышение эффективности надзора лиц, содержащихся в исправительных учреждениях Федеральной службы исполнения наказаний (ФСИН России), в том числе улучшение качества проводимых досмотров, с целью предотвращения вноса запрещенных предметов.

В настоящее время для предотвращения подобных рисков в исправительных учреждениях ФСИН России в профилактических целях широко используют металлодетекторы. Их задачей является обнаружение запрещенных металлосодержащих намагничиваемых предметов (МНП), которые могут быть скрыты внутри различных объектов – посылках и передачах, поступающих осужденным и подследственным, исключая возможность проноса запрещенных предметов, в том числе средств связи, тем самым разоблачая возможные преступные действия.

Однако такие металлодетекторы осуществляют поиск без учета местоположения потенциально опасного предмета, что вынуждает производить более тщательный досмотр, приводя к дополнительному затрату сил и времени.

Для решения проблемы предлагается метод, позволяющий локализовать скрытые МНП, регистрируя в местах скрытых или недоступных для механического проникновения мгновенные объемные состояния распределения магнитного поля [1]. В основе его лежат две катушки индуктивности – передающая, которая задает магнитное поле и приёмная, которая снимает сигнал, наведенный в ней вследствие закона электромагнитной индукции.

Данный метод относится к индукционным магнитоизмерениям, при которых объект (посылку) помещают в рабочий объем излучающей катушки, создающей в свою очередь однородное периодическое во времени магнитное поле. Скрытые МНП вызывают изменение распределения векторной функции магнитной индукции заданного однородного магнитного поля, которое и регистрируются в данном методе.

Благодаря такой регистрации в конкретных точках пространства и моменты времени определяются значения векторной функции индукции, получаемые реконструкцией посредством применения обратного преобразования Радона к измеренным проекциям магнитного потока. Эти проекции получают с помощью приемной катушки в ходе ее управляемого пространственного перемещения в рабочем объеме способом параллельного формирования исходных проекционных данных [2].

Таким образом, для улучшения качества проводимых досмотров в исправительные учреждения ФСИН России в данной работе предлагается использовать метод локализации скрытых МНП.

Библиографический список

1. Жильников А.А., Жильников Т.А., Жулев В.И. Получение изображения распределения магнитного поля внутри биологических объектов. Биомедицинские технологии и радиоэлектроника. – М.: Издательское предприятие редакции журнала «Радиотехника», № 7, 2011. С. 41-46.
2. Жильников А.А., Жильников Т.А. Способ неразрушающего объемного измерения векторной функции магнитной индукции неоднородного в пространстве и периодически изменяющегося во времени магнитного поля // Межвузовский сборник научных трудов. – Рязань: РГРТУ, 2012. С. 61–68.

ПОЛУЧЕНИЕ АППРОКСИМИРУЮЩИХ ЗАВИСИМОСТЕЙ ДЛЯ ДИЭЛЕКТРИЧЕСКИХ СВОЙСТВ БИОТКАНЕЙ, ИСПОЛЬЗУЕМЫХ В РАДИОТЕРМОГРАФИИ

К.Н. Халикова

Научный руководитель – Потапова О.В., канд. техн. наук, доцент
Казанский национальный исследовательский технический
университет им. А.Н. Туполева

В последние десятилетия появилось множество применений электромагнитных полей СВЧ диапазона в медицине и биологии. Одним из новых, динамично развивающихся направлений в микроволновой диагностике является радиотермография, используемая, как правило, для обнаружения онкологических заболеваний.

Тепловое излучение внутренних тканей в дециметровом диапазоне (для которого ткани тела относительно прозрачны) чрезвычайно

информативно. Это обусловлено тем фактом, что температурные аномалии внутренних тканей, зачастую предшествуют структурным изменениям, обнаруживаемым при физических методах исследования. Интенсивность радиотеплового излучения на дециметровых волнах в полосе частот сотни мегагерц составляет порядка $10^{-13} \dots 10^{-12} \text{ Вт/см}^2$, характерная глубина его проникновения в биологические ткани – несколько сантиметров.

Одной из задач улучшения характеристик СВЧ - радиотермографов является повышение пространственной селекции собственного электромагнитного излучения объектов, а также повышение наблюдаемого контраста малоразмерных или малоконтрастных образований. Это объясняется тем, что при измерениях радиодатчиком индицируется так называемая яркостная или внутренняя температура. Ее величина лишь косвенно отражает температуру внутренних тканей, т. к. мощность излучения каждого глубинного слоя биообъекта в радиодиапазоне будет зависеть от физической температуры слоя и потерь излучения в нем. Вклад излучения каждого слоя в яркостную температуру очень сильно зависит от величины потерь в тканях от слоя до поверхности кожи. В связи с этим актуальным является вопрос увеличения вклада определенной области в яркостную температуру. Использование многоканальных радиотермографов позволяет реализовать методы сфокусированной апертуры при формировании распределений интенсивности радиотеплового излучения биообъекта и, следовательно, в определенной мере решить эту задачу.

В отличие от обычно используемых в классических электромагнитных системах материй, человеческий организм состоит из огромного числа материй, каждая из которых имеет специфические свойства. За последние пять лет данные свойства были широко изучены в диапазоне частот от 10 Гц до 10 ГГц. Поскольку биологические ткани в основном состоят из воды, они ведут себя как диэлектрик с потерями, параметры которого (ε, σ) зависят от частоты [1, 2]. В процессе математического моделирования необходимо учитывать зависимости параметров тканей от частоты, поэтому была произведена аппроксимация величин (ε, σ) для следующих видов тканей: кровь, кортикальная кость, спинномозговая жидкость, белое вещество мозга, серое вещество мозга и кожа в диапазоне частот от 0,1...2 ГГц. Результаты аппроксимации $\varepsilon(f)$ и $\sigma(f)$ для крови, представлены в виде формул и на рис. 1.

$$\epsilon_{kka}(f) := \begin{cases} (18 - 10f) & \text{if } 0.1 \leq f < 0.3 \\ 15 & \text{if } 0.3 \leq f \leq 0.6 \\ 14 & \text{if } 0.6 \leq f \leq 1.4 \\ 13 & \text{if } 1.4 \leq f \leq 1.75 \\ 12 & \text{otherwise} \end{cases}$$

$$\sigma_{kka}(f) := 0.05 + \frac{1.15f}{10}$$

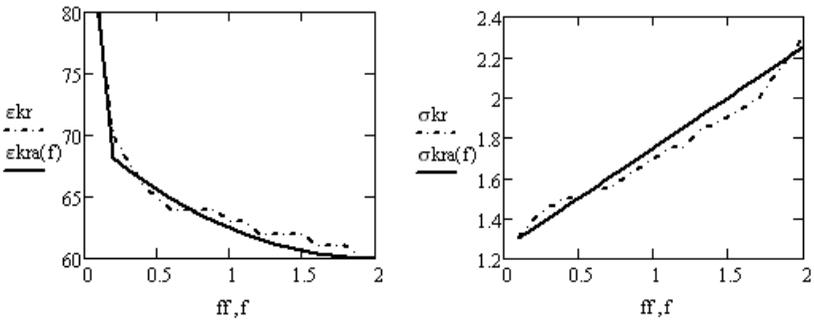


Рис. 1 - Зависимости измеренных [2] (прерывистая линия) и аппроксимированных значений (сплошная линия) диэлектрической проницаемости и проводимости для крови

Параметры (ϵ, σ) среды с потерями будут определять ее коэффициент затухания α и коэффициент фазы β . Результаты расчетов $\alpha(f)$ и $\beta(f)$ представлены в табл. 1.

Таблица 1

| f, ГГц | 0,35 | 0,5 | 1 | 1,5 | 2 |
|------------------------------------|--------|--------|---------|---------|---------|
| Тип ткани: кровь | | | | | |
| α | 29,477 | 32,571 | 40,512 | 47,509 | 53,987 |
| β | 66,798 | 90,906 | 170,534 | 249,291 | 329,069 |
| Тип ткани: кортикальная кость | | | | | |
| α | 4,34 | 5,187 | 8,263 | 11,567 | 15,147 |
| β | 28,733 | 40,907 | 78,835 | 113,912 | 145,958 |
| Тип ткани: спинномозговая жидкость | | | | | |
| α | 41,213 | 45,34 | 53,916 | 60,982 | 67,281 |

| | | | | | |
|----------------------------------|--------|--------|---------|---------|---------|
| β | 74,865 | 99,697 | 183,054 | 267,045 | 352,062 |
| Тип ткани: белое вещество мозга | | | | | |
| α | 12,248 | 14,27 | 19,936 | 25,157 | 30,355 |
| β | 49,524 | 67,78 | 130,695 | 195,375 | 260,109 |
| Тип ткани: серое вещество мозга. | | | | | |
| α | 14,256 | 17,946 | 27,507 | 36,162 | 44,788 |
| β | 60,821 | 79,743 | 150,695 | 225,168 | 299,693 |
| Тип ткани: кожа. | | | | | |
| α | 15,308 | 18,547 | 27,46 | 34,758 | 42,002 |
| β | 55,783 | 73,437 | 133,705 | 199,336 | 265,058 |

Как следует из табл. 1, в рассмотренных биологических тканях коэффициент поглощения α составляет очень существенные величины $\alpha=4...70$. Значение коэффициента фазы β тоже существенно увеличивается по сравнению со свободным пространством ($\beta = 28...352$), что в совокупности значительно сказывается на эффективности процесса фокусировки.

Библиографический список

1. Gabriel C., Gabriel S. and Corthout E. The dielectric properties of biological tissues: I. Literature survey / UK, Phys. Med. Biol., 41, 1996.
2. Gabriel S. Law R.W. and Gabriel C. The dielectric properties of biological tissues: II. Measurements in the frequency range 10 Hz to 20 GHz / UK, Phys. Med. Biol., 41, 1996.
3. СВЧ энергетика, т.3 "Применение энергии сверхвысоких частот в медицине, науке и технике"/ под ред. Э.Окресса.— М.: Мир, 1971. 248 с.

ПРИМЕНЕНИЕ ГБО ПРИ ЛЕЧЕНИИ ПРИВЫЧНОГО НЕВЫНАШИВАНИЯ БЕРЕМЕННОСТИ

Бу Дахер Хишам, Эннуира Аннасс, Л.Б.Ильинская
Научный руководитель - Супряга А.А., канд. мед. наук, ассистент
Рязанский государственный медицинский университет
им. акад. И.П. Павлова

Невынашиванием беременности считают её прерывание от момента зачатия до 37 полных недель (259 суток со дня последней менструации). Этот временной промежуток подразделяется на ранние выкидыши (до 12 недель беременности), поздние выкидыши (12-22 недели), преждевременные роды с 22 до 37 полных недель. Причины невынашивания беременности можно разделить на три группы: генетические (внутрихромосомные и межхромосомные структурные изменения хромосом), иммунологические (аутоиммунные процессы: антифосфолипидный синдром; аллоиммунные нарушения), эндокринные (недостаточность лютеиновой фазы, гиперандрогения), анатомические (ВПР матки: полное удвоение матки, двуокая, седловидная, одноокая матка, частичная или полная внутриматочная перегородка; приобретённые анатомические дефекты в том числе истмико-цервикальная недостаточность) и инфекционно-воспалительные (ВПГ, вирусы Коксаки А и В, энтеровирусы 68-71, ЦМВ). При спорадическом выкидыше действие повреждающих факторов имеет преходящий характер, не нарушая репродуктивную функцию в последующем. Данная ситуация бывает эпизодической и больше не повторяется. Вместе с тем у 1-5% женщин, потерявших первую беременность, обнаруживаются эндогенные факторы, препятствующие нормальному развитию плода. Привычный выкидыш составляет до 20% в структуре невынашивания беременности. Установлено, что риск потери повторной беременности после первого выкидыша составляет 13-17%, тогда как после 2 предшествующих самопроизвольных прерываний риск потери желанной беременности возрастает более чем в два раза и составляет 36-38%. Вероятность 3-го самопроизвольного выкидыша составляет 40-45%. Установлено также влияние возраста матери на риск спонтанного выкидыша: в 20-29 лет – 10%; в 45 лет – 50%. Гипоксия - одна из центральных проблем современной патологии. Известно, что подавляющее большинство заболеваний ведёт к развитию гипоксических состояний или обусловлено кислородной недостаточностью. Почему бы не сделать предположение, что отчасти в генезе привычного невынашивания беременности

лежит гипоксия тканей? К тому же известно, что применение ГБО при клинических проявлениях угрозы прерывания беременности нормализует состояние женщины практически после 1-2 процедур.

Причины же прерывания беременности могут быть разнообразны, а диагностика не только технически сложна, но и дорогостояща.

Конечно, для выяснения причины привычного невынашивания беременности необходим ряд исследований, но в данной работе предложено применение гипербарической оксигенации, начиная с малых сроков беременности, у женщин, имевших в анамнезе по 2-4 выкидыша при сроке беременности от 5 и до 16 недель.

Было исследовано 18 женщин в возрасте от 26 и до 32 лет (28,55±2,55), не имевших в анамнезе родов. У 5 (27,78%) женщин была установлена гормональная причина бесплодия, и они, как и в предыдущую беременность, получали гормональное лечение. У 7 (38,89%) был диагностирован инфекционно-воспалительный генез. В остальных же 6 (33,33%) наблюдениях причину выкидышей доступными в женской консультации г. Рязани методами установить не удалось. При диагностировании настоящей беременности всем женщинам было проведено по 3-5 курсов ГБО по 8-10 сеансов каждый, начиная с малого срока беременности. Из 18 (100%) беременных у 5 (27,78%) беременность закончилась преждевременными родами при сроке беременности 34-36 недель. Все дети живы. 13 беременных доносили беременность до срока, но у 2 (11,11%) роды осложнились преждевременным излитием вод при незрелой шейке матки, а 2 были родоразрешены путём операции кесарево сечение при сроке беременности 41-42 недели при длительном прелиминарном периоде.

Таким образом, применение ГБО с профилактической целью, начиная с малых сроков беременности у женщин с привычным невынашиванием беременности, даёт возможность женщинам родить жизнеспособных детей.

ЭТАПЫ РАЗРАБОТКИ КОГНИТИВНОЙ МОДЕЛИ ДЛЯ ПРИНЯТИЯ ПРОГНОСТИЧЕСКИХ РЕШЕНИЙ ПРИ ИШЕМИЧЕСКОЙ БОЛЕЗНИ СЕРДЦА

Ю.А. Челебаева

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

Применяемый при диагностике ишемической болезни сердца (ИБС) стандартный электрокардиограф предоставляет врачу-кардиологу лишь первичную информацию в виде ЭКГ, служащую основой постановки диагностического заключения. Процесс ее формирования осуществляется им субъективно (путем различных методов когнитивной психологии: восприятия, представления, познания, понимания, объяснения, формирование решения и т.п.) в пределах рекомендуемых диагностических минимумов выявления какого-либо заболевания.

Одно из направлений для повышения эффективности диагностического обследования – включение в состав инструментальных средств электрокардиографии отдельной компьютерной системы поддержки принятия решений, позволяющей реализовать часть операций из серий психологических преобразований, выполняемых врачом. Сюда относят: выявление диагностических признаков заболеваний по ЭКГ и истории болезни, учет данных предыдущих обследований, формирование выводов по совокупности найденных патологий и признаков заболеваний в виде диагноза и др. Автоматизация выполнения этих операций позволит ощутимо снизить влияние на качество диагностических заключений таких субъективных факторов, как уменьшение объема внимания, его интенсивности, устойчивости и т.д., так как ряд операций, связанных с поддержкой диагностических заключений будет передан машине.

Поэтому, предлагается, используя опыт и знания в различных смежных с медициной научных областях, существенно расширить функциональные (интеллектуальные) возможности на основе создания проблемно-ориентированного математического, алгоритмического обеспечения (в виде специальных моделей и алгоритмов) и комплекса программ для поддержки с использованием персонального компьютера формирования врачом верных диагностических заключений. Для создания такой СППР используется когнитивное моделирование.

Разработка когнитивной модели для принятия прогностических решений при ИБС базируется на предложенной последовательности этапов построения когнитивной карты с определением их содержания.

1. Формулирование цели когнитивного моделирования прогнозирования развития ИБС.

2. Выделение на основе знаний о предметной области *базисных факторов*, характеризующих исследуемое заболевание. Эти факторы характеризуются как качественными показателями, так и количественными величинами.

В когнитивной карте ИБС выделено четыре основные группы факторов: *показатели заболевания* (как целевые факторы), *факторы риска заболевания* (как внешние), *лечебно-профилактические воздействия* (как управляющие) и *внутренние* [1]. Выделение этих групп на этапе 2 предусматривает несколько шагов:

2.1. Определение *показателей заболевания*, которые при достижении определенных значений могут отражать характеристики ИБС и служить для установления врачом на их основе диагностических или прогностических решений.

2.2. Определение *лечебно-профилактических воздействий* на пациента с предполагаемым заболеванием, которые может осуществлять врач как лицо, принимающее решение (ЛПР) для достижения цели проводимых воздействий, например, для достижения или иных значений целевых факторов, характеризующих заболевание. Т.е. факторы данной группы рассматриваются в модели как потенциально возможные рычаги воздействия на ситуацию (ИБС).

2.3. Определение *внутренних факторов* и установление их влияния на другие факторы, в том числе и на показатели заболевания.

2.4. Определение *факторов риска* как внешних параметров анализируемой ситуации, на которые не влияют другие факторы когнитивной карты (кроме особых случаев лечебно-профилактических воздействий).

3. Определение *связей между факторами*, предполагающее несколько действий:

3.1. Определение непосредственных связей факторов, т.е. для пар факторов, непосредственно связанных дугой, если связь между ними имеет определенную силу. Иначе (для очень слабой связи) дуга отсутствует.

3.2. Определение направления влияний и взаимовлияний между факторами.

3.3. Определение позитивности влияния (положительное (+), отрицательное (-)).

3.4. Определение при необходимости силы влияния и взаимовлияния факторов (слабо, сильно и т.п. для качественных когнитивных карт).

4. Построение когнитивной карты ИБС

4.1. Построение модели в виде знакового графа. Его формирование целесообразно начать с целевых факторов. Затем следует на графе последовательно изобразить факторы, влияющие на них с определенным знаком и т.д.

4.2. Проверка адекватности построенной карты, например, путем сопоставления полученных результатов с результатами, полученными с использованием тех же исходных данных, но с применением иных методов исследования.

4.3. Коррекция когнитивной карты, если результаты проверки адекватности построенной карты неудовлетворительны. В этом случае переходят к пункту 1.

В соответствии с приведенными этапами 1-4 построена когнитивная карта ИБС, содержащая 13 наиболее значимых факторов, выявленных на основе анализа литературы и мнения экспертов – врачей-кардиологов. Это следующие базисные факторы с указанием их типа: 1. Возраст (фактор риска). 2. Физическая (не-)активность (фактор риска). 3. Ожирение (фактор риска). 4. Курение (фактор риска). 5. Алкоголь (фактор риска).. 6. Уровень холестерина (внутренний фактор). 7. Сужение артерий (внутренний фактор). 8. Уровень артериального давления (внутренний фактор). 9. ЧСС (фактор-показатель). 10. Тахикардия (внутренний фактор). 11. Формы зубцов ЭКГ (фактор-показатель). 12. Стенокардия (фактор-показатель). 13. Лечебно-профилактические воздействия (управляющий фактор).

Если полученные результаты соответствуют анализируемой ситуации, то переходят к этапам математического (компьютерного) моделирования с использованием интеллектуальных (компьютерных) систем (например, «КАНВА») [2].

Таким образом, использование когнитивных моделей при создании систем поддержки постановки диагноза и прогнозирования заболевания обеспечивает такие преимущества, как:

- приближение логики работы модели к логике эксперта (врача);
- наглядность и удобство в использовании для врача;
- широкий спектр используемых факторов из истории болезни и факторов-признаков (например, параметров ЭКС), полученных при обследовании пациента или в динамике его наблюдения.

Библиографический список

1. Кузнецов О.П. Интеллектуализация поддержки управляющих решений и создание интеллектуальных систем. *Control Sciences*. № 3.1. 2009. С. 64-72.
2. Кулинич А.А. Когнитивная система поддержки принятия решений «Канва». Программные продукты и системы. № 3. 2002. С. 24-28.

**ПРИМЕНЕНИЕ МЕТОДОВ НЕЛИНЕЙНОЙ ДИНАМИКИ ДЛЯ
ИССЛЕДОВАНИЯ СТРУКТУРЫ СЕРДЕЧНОГО РИТМА**

М.И. Чиркова, А.А. Федотов

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

Анализ variability сердечного ритма (ВСР) широко применяется для оценки состояния механизмов регуляции физиологических функций в организме человека, определения общей активности нейрогуморальной и вегетативной регуляции сердца, а также для оценки стрессового состояния человека [1-3].

Комплексное взаимодействие разнообразных факторов, оказывающих влияние на сердечный ритм, обуславливают нелинейный характер изменений его показателей. Для их описания применяются методы нелинейной динамики, в частности фрактальный анализ временных рядов, оценивающий меру сложности представленных данных. Установлено, что определенную долю во временной структуре сердечного ритма составляют непериодические хаотические компоненты, имеющие фрактальную природу. Показано, в частности, что изменение степени выраженности шумовых компонентов в структуре ритма сердца связано с повышенным риском внезапной сердечной смерти [4, 5].

В настоящее время для оценки нелинейной динамики сердечного ритма наиболее часто используются следующие показатели: показатель Херста, определяемый на основе применения метода нормированного размаха (RS-анализ) и характеризующий отношение силы тренда (детерминированный фактор) к уровню шума (случайный фактор); показатель затухания спектральной плотности мощности, опре-

деляемый на основе спектральных преобразований; размерность Хаусдорфа и ряд других [6].

Вычисление показателя Хёрста производится по следующей схеме:

1) на первом этапе вычисляется набор отклонений от среднего значения следующим образом:

$$X_{i,N} = \sum_{i=1}^M (X_i - \overline{X_N})$$

где: N – ширина окна, в пределах которого вычисляется отклонение от среднего, изменяющаяся от 2 до значения, равного длине исходной последовательности X , $\overline{X_N}$ – среднее значение, определенное по N элементам.

2) далее вычисляется размах отклонения R :

$$R = \max(X_i) - \min(X_i)$$

3) на следующем этапе размах отклонения R нормируется делением на стандартное отклонение S , которое вычисляется по N значениям исходной последовательности.

4) далее строится график зависимости $\log(R/S)$ от $\log(N)$;

5) полученная логарифмическая зависимость аппроксимируется линейным полиномом и определяется угол наклона аппроксимированного графика к оси абсцисс. Тангенс данного угла наклона численно равен показателю Херста.

Одним из наиболее перспективных показателей нелинейной динамики является коэффициент флуктуации, определяемый с помощью флуктуационного анализа с устранением трендов (в англоязычной литературе DFA: Detrended Fluctuation Analysis) [7]. Поведенные физиологические исследования показали, что данный показатель обладает высокой прогностической чувствительностью в задачах кардиологической диагностики [4, 5].

Метод DFA позволяет проводить изучение структуры различных процессов, в том числе и нестационарных, с точки зрения статистического самоподобия. Для количественного описания сердечного ритма как фрактальной структуры необходимо определить характеристику самоподобия – показатель флуктуации α . Структура сердечного ритма описывается последовательностью длительностей R-R интервалов, определяемой на основе регистрации и обработки ЭКГ сигнала [1].

Алгоритм вычисления показателя флуктуации α для анализа нелинейной динамики последовательности R-R интервалов включает в себя следующие этапы: [7]

1) на первом этапе из временной последовательности R-R интервалов X_i составляют кумулятивную сумму X_i следующим образом:

$$X_i = \sum_{i=1}^N (X_i - \bar{X})$$

где: \bar{X} – среднее значение элементов последовательности, N – общее количество элементов последовательности R-R интервалов.

2) на следующем этапе кумулятивная сумма X_i разбивается на временные окна равной длины L ; для каждого временного окна составляется интерполяционный полином, в случае использования метода DFA первого порядка это линейный полином Z .

3) затем для каждого временного окна вычисляется среднеквадратичное отклонение F по формуле:

$$F = \left[\frac{1}{L} \sum_{j=1}^L (X_{tj} - Z_j)^2 \right]^{0,5}$$

4) Этапы вычисления 2 и 3 повторяются при различных размерах временного окна L .

5) Определяют характеристический показатель (показатель флуктуации первого порядка) зависимости $F(L)$ как отношение логарифмов изменения F в зависимости от изменения L .

В зависимости от структуры исследуемого процесса показатель флуктуации α может принимать различные значения в диапазоне от 0 до 1,5; так для случая белого шума $\alpha = 0,5$, при преобладании розового шума в изучаемом процессе α возрастает до 1, в случае броуновского процесса – до 1,5.

Для определения диагностической ценности использования методов нелинейной динамики в системах кардиологической диагностики было проведено исследование структуры сердечного ритма у двух групп добровольцев: первая группа А состояла из 20 практически здоровых людей в возрасте от 20 до 30 лет, вторая группа В – состояла из 25 людей с различными патологиями сердечно-сосудистой системы в возрасте от 40 до 70 лет. С этой целью у каждого добровольца осуществлялась регистрация ЭКГ сигнала первом стандартном отведении в положении сидя в течение 5 минут. Для регистрации биосигналов использовался прибор “Корос-300” (“Новые приборы”, Россия), позволяющий одновременно регистрировать ЭКГ сигнал, и передавать данные в компьютер с частотой дискретизации 500 Гц. Компьютерная обработка зарегистрированных биосигналов позволила определить длительности R-R интервалов. В среде компьютерных вычислений MATLAB было написано программное обеспечение, реализующее описанные выше алгоритмы вычисления показателей сердечного рит-

ма. В таблице 1 приведены результаты исследований для двух групп пациентов.

Таблица 1.

Сводные результаты исследований для двух групп обследуемых

| <i>Группа обследуемых</i> | <i>Средний возраст</i> | <i>Показатель Херста H</i> | <i>Коэффициент флуктуации α</i> |
|---------------------------|------------------------|----------------------------|---|
| A | 24,7±1,8 | 0,2±0,04 | 1,05±0,08 |
| B | 60,2±5,4 | 0,57±0,06 | 1,3±0,06 |

Проведенные исследования показали, что были обнаружены достоверные и статистически значимые различия ($p < 0,05$) между двумя группами обследуемых. Данные различия показывают, что применение методов нелинейной динамики в задачах анализа ВСП позволяет осуществлять эффективное разграничение состояния сердечно-сосудистой системы человека по шкале состояния патология/норма.

Библиографический список

1. Task Force of the European Society of Cardiology and North American Society of Pacing and Electrophysiology. Heart rate variability. Standards of measurement, physiological interpretation and clinical use // *Circulation*. – 1996. – Vol. 93 (5). – p. 1043-1065.
2. Баевский Р.М. Вариабельность сердечного ритма: теоретические аспекты и возможности клинического применения. – М.: Медицина, 2000. – 295 с.
3. Pomeranz В. Assessment of autonomic function in humans by heart rate spectral analysis // *American Journal of Physiology*. – 1985. – Vol. 248. – p. 151-153.
4. Timo H. Prediction of Sudden Cardiac Death by Fractal Analysis of Heart Rate Variability in Elderly Subjects // *Journal of the American College of Cardiology*. – Vol. 37 (5). – 2001. – p. 1395-1402.
5. Timo H. Fractal Analysis and Time- and Frequency-Domain Measures of Heart Rate Variability as Predictors of Mortality in Patients With Heart Failure // *American Journal of Cardiology*. – Vol. 87 (2). – 2001. – p. 178-182.

6. McSharry P.E. Quantifying Self-Similarity in Cardiac Inter-Beat Interval Time Series // Computers in Cardiology. – 2005. – p. 459-462.
7. [Peng C.K. Mosaic organization of DNA nucleotides // Physiology Review E, 49. – 1994. – p. 1685-1689.](#)

МАТЕМАТИЧЕСКИЙ АНАЛИЗ ВАРИАБЕЛЬНОСТИ СЕРДЕЧНОГО РИТМА, КАК МЕТОД ДИАГНОСТИКИ ФУНКЦИОНАЛЬНОГО СОСТОЯНИЯ ОРГАНИЗМА РАБОЧИХ

Н.В. Чудинин, В.А. Кирюшин, И.С. Ракитина
Рязанский государственный медицинский университет
им. акад. И.П. Павлова

Исследования и анализ variability сердечного ритма (BCP) является современной и информативной методологией оценки состояния механизмов регуляции физиологических функций в организме человека, в частности, общей активности регуляторных механизмов, нейрогумональной регуляции сердца, соотношения между симпатическим и парасимпатическим отделами вегетативной нервной системы. Основная идея данного метода – это оценка перехода доминирующей роли к всё более высоким уровням управления сердечным ритмом, по мере истощения функциональных резервов [1]. Это всецело подходит для решения задач в медицине труда. По оценке функционального состояния организма человека на донологическом уровне с целью проведения своевременных профилактических мероприятий. Простота, доступность и высокая информативность BCP позволяет использовать его в производственных условиях.

Данная методика была использована для оценки влияния факторов производственной среды на функциональное состояние организма работников. Единицей наблюдения стали трудящиеся, отобранные в группы методом основного массива, на основании профессиональной принадлежности и состояния санитарно-гигиенических условий труда. В результате мы получили четыре опытных когорты: группа 1 – трудящиеся на автоматизированном производстве с элементами операторского труда и подсобными ручными работами в условиях нагревающего микроклимата, класс условий труда 3.1 – 110 человек. Группа 2 – работники, занятые механизированным трудовым процессом с элементами ручного труда в условиях термического воздействия, класс усло-

вий труда 3.2 – 117 человек. Группу 3 составили работники, занятые на автоматизированном производстве с элементами операторского труда с механизированными ручными подсобными работами в допустимой микроклиматической обстановке, класс условий труда 3.1 – 39 человек. Группа 4 характеризуется маломеханизированным трудом с преобладанием ручного труда в условиях охлаждающего микроклимата, класс условий труда 3.3 – 34 человека. В контрольную группу вошли 43 человека.

Для количественной оценки адаптационных возможностей сердечно-сосудистой системы нами применен аппаратно-программный комплекс «Варикард ВК 1.41» [2]. Регистрацию ЭКГ проводили в положении сидя до – и после рабочей смены в течение 5 минут. Для анализа ВСР использовался спектральный метод с оценкой суммарной мощности спектра ВСР $TP, мс^2$. Данный параметр определялся как сумма мощностей спектра в диапазонах высокочастотных $HF, мс^2$ волн, обусловленных дыхательной синусовой аритмией и реализующийся, преимущественно, за счет вагусных влияний; низкочастотных $LF, мс^2$ и «очень» низкочастотных $VLF, мс^2$ составляющих спектра, соответственно, медленных волн 1-го порядка (вазомоторные волны) и медленных волн 2-го порядка, реализуемых, в основном, за счет симпатических влияний. Для оценки баланса между парасимпатическим и симпатическим отделами вегетативной нервной системы использовали производные показатели: индекс вагосимпатического взаимодействия (LF/HF) , индекс централизации $IC = (HF+LF)/VLF$ и индекс соотношений мощностей (VLF/HF) [3].

Для достижения поставленной цели проведен сравнительный анализ ВСР в опытных и контрольной группах. В результате проведенного параметрического дисперсионного анализа нами установлено, что фоновые показатели спектрального анализа и его производные параметры не отличались в изучаемых группах, $p > 0,05$.

Оценка динамических изменений спектрального показателя ВСР проведена с помощью многофакторного дисперсионного анализа с повторными измерениями, где независимыми предикторами стали работники опытных и контрольной групп. Зависимой переменной послужил индекс IC. В результате данного взаимодействия нами установлено статистически значимое различие $F(8, 305) = 3,9548, p = 0,0018$. Дальнейшее запланированное сравнение динамики изменений индекса IC, показало статистически значимые различия $F(4, 305) = 24,111, p < 0,001$. В результате апостериорного сравнения нами установлено, что наибольшие отличия в сравнении с фоновыми результатами имеют группы 2, 4, 1, соответственно, 5,3 (от 4,3 до 6,3), 4,2 (от 2,9 до 5,6) и

2,6 (от 1,7 до 3,5), $p < 0,001$. Контрольная группа и когорта 3 имеют меньшие изменения - на 1,7 (от 0,4 до 3), $p = 0,002$ и 1,3 (от 0,1 до 2,5), $p = 0,037$.

Более высокий индекс IC, отмечен нами в конце трудовой смены у рабочих групп 2 и 4 в сравнении с трудящимися групп 1, 3 и контролем. Данный индекс складывался из более низких показателей $TP, мс^2$, $HF, мс^2$ $HF, \%$, которые в среднем меньше на $335 мс^2$ (от $205 мс^2$ до $465 мс^2$), $331 мс^2$ (от $253 мс^2$ до $407 мс^2$) и 8% (от 6% до 10%), чем у рабочих в группах 1, 3 и контрольной группе, $p < 0,001$. Анализ мощности волн $LF, мс^2$, $VLF, мс^2$ и их долей в общей мощности спектра ВСР позволил выявить: сила вазомоторных волн в группе 4 равна $1821 мс^2$ (от $1701 мс^2$ до $1941 мс^2$) и составлял $61,3\%$ (от $58,3\%$ до $64,3\%$) от $TP, мс^2$. Это на $885 мс^2$ (от $809 мс^2$ до $961 мс^2$) и 33% (от 31% до 35%) выше, чем в контрольной группе, $p < 0,001$, а в сравнении с группами 1, 2, 3 в среднем выше на $534 мс^2$ (от $465 мс^2$ до $603 мс^2$) и 20% (от 19% до 21%), $p < 0,001$. Мощность волн $VLF, мс^2$ у рабочих группы 4 равна $359 мс^2$ (от $329 мс^2$ до $388 мс^2$), что соответствовало $12,2\%$ (от $11,2\%$ до $13,2\%$) от $TP, мс^2$. В сравнении с контролем это ниже на $975 мс^2$ (от $910 мс^2$ до $1040 мс^2$) и на 29% (от 27% до 31%), $p < 0,001$; в сравнении с группами 1 и 2 меньше в среднем на $630 мс^2$ (от $575 мс^2$ до $686 мс^2$) и на $20,7\%$ (от $19,1\%$ до $22,3\%$), $p < 0,001$; с группой 3 – на $481 мс^2$ (от $413 мс^2$ до $548 мс^2$) и на $12,6\%$ (от $10,6\%$ до $14,6\%$), $p < 0,001$.

Зафиксированные динамические изменения ВСР, по нашему мнению, сопряжены с характером профессиональной деятельности в группах 2 и 4, соответствующих, «механизированному трудовому процессу с элементами ручного труда в условиях термического воздействия, класс условий труда 3.2» и «маломеханизированному труду с преобладанием ручного труда в условиях охлаждающего микроклимата, класс условий труда 3.3». Данные условия труда по результатам ВСР можно оценивать, как приводящие к выраженному преобладанию симпатической регуляции сердечного ритма и явному превалированию центральной регуляции сердечного ритма над автономной. Об этом свидетельствует высокий индекс централизации у рабочих данных групп. В группах 1 и 3, соответственно, «автоматизированное производство с элементами операторского труда и подсобными ручными работами в условиях нагревающего микроклимата, класс условий труда 3.1» и «автоматизированном производстве с элементами операторского труда с механизированными ручными подсобными работами в допустимой микроклиматической обстановке, класс условий труда 3.1» нами выявлен менее высокий IC в сравнении с группами 2 и 4.

Это, на наш взгляд, приводит к менее выраженному центральному влиянию на регуляцию сердечного ритма.

В результате нашего исследования установлена высокая информативность математического анализа ВСР, позволяющая выявлять работников, у которых трудовой процесс приводит к повышенным затратам физиологических ресурсов. Это, в свою очередь, свидетельствует о начальных процессах снижения адаптационных возможностей организма в сложившихся производственных условиях и может быть оценено как донозологическое проявление того или иного заболевания.

Исходя из этого, математический анализ ВСР может использоваться при крупномасштабных обследованиях рабочих для выявления «групп риска» с целью назначения своевременной и адекватной клинической диагностики и последующих профилактических мероприятий, направленных на создание преград развитию различного рода заболеваний.

Библиографический список

1. Баевский Р.М. Оценка адаптационных возможностей организма и риск развития заболеваний / Р.М. Баевский, А.П. Берсенева. – М.: Медицина, 1997. – 235с.
2. Семенов Ю.Н., Баевский Р.М. Аппаратно-программный комплекс «Варикард» для оценки функционального состояния организма по результатам математического анализа ритма сердца. Вариабельность сердечного ритма. – Ижевск, 1996.- с. 160 – 162.
3. Баевский Р.М. К проблеме физиологической нормы: Математическая модель функциональных состояний на основе анализа вариабельности сердечного ритма / Р.М. Баевский, А.Г. Черникова // Авиакосмическая и экологическая медицина. – 2002. – № 6. – С. 11–17.

ИССЛЕДОВАНИЕ ДИНАМИКИ ЭНТРОПИИ НА ПРИМЕРЕ ЛЕЧЕНИЯ ЖДА

И.А. Шарай, И.Б. Барановакая, С.А.Онищук
Научный руководитель – Тумаев Е.Н., д-р ф.-м. наук, профессор
Кубанский государственный университет

Исследование динамики значений энтропии позволяет оценить развитие патологического состояния во времени [1]. Патологические состояния любых систем в организме возникают при запредельных изменениях организации, процессов информации и регуляции. В большинстве случаев это приводит к нарастанию информационной энтропии. При этом эффект лекарственного воздействия на патологию должен приводить к восстановлению процессов информации в организме.

Цель настоящего исследования – выявить особенности изменения информационных характеристик системы кроветворения в условиях лечения железодефицитной анемии (ЖДА).

Использовались следующие группы показателей:

- 1) клеточные компоненты крови (количество лейкоцитов, эритроцитов, ретикулоцитов и тромбоцитов);
- 2) фракции лейкоцитов (относительное количество нейтрофилов, лимфоцитов, моноцитов, эозинофилов и базофилов);
- 3) фракции ретикулоцитов (относительное количество ретикулоцитов с высокой, средней и низкой флуоресценцией).

На их основе определялись следующие показатели информационной энтропии системы гемопоза: энтропия клеточных компонентов крови ($H_{\text{общ}}$), энтропия лейкоцитарной формулы ($H_{\text{лейк}}$), энтропия ретикулоцитарной формулы ($H_{\text{рет}}$).

Энтропия системы рассчитывалась по классической формуле Шеннона (1):

$$H = - \sum_{i=1}^n p(i) \cdot \log_2 p(i), \quad (1)$$

где $p(i)$ – доля данного компонента.

Относительная энтропия рассчитывалась по формуле (2) с учетом того, что максимальная энтропия H_{max} лейкоцитарной формулы при учете 5 элементов системы равна 2,32, H_{max} общая (лейкоциты + эритроциты + ретикулоциты + тромбоциты) равна 2, H_{max} ретикулоцитарной формулы при учете трех элементов системы равна 1,58.

$$h = \frac{H}{H_{max}} \quad (2)$$

На первом этапе работы были рассчитаны значения энтропии для различных лейкоцитарных фракций при лечении железодефицитной анемии. Были отмечены случаи различной динамики энтропии у разных пациентов (рис. 1).

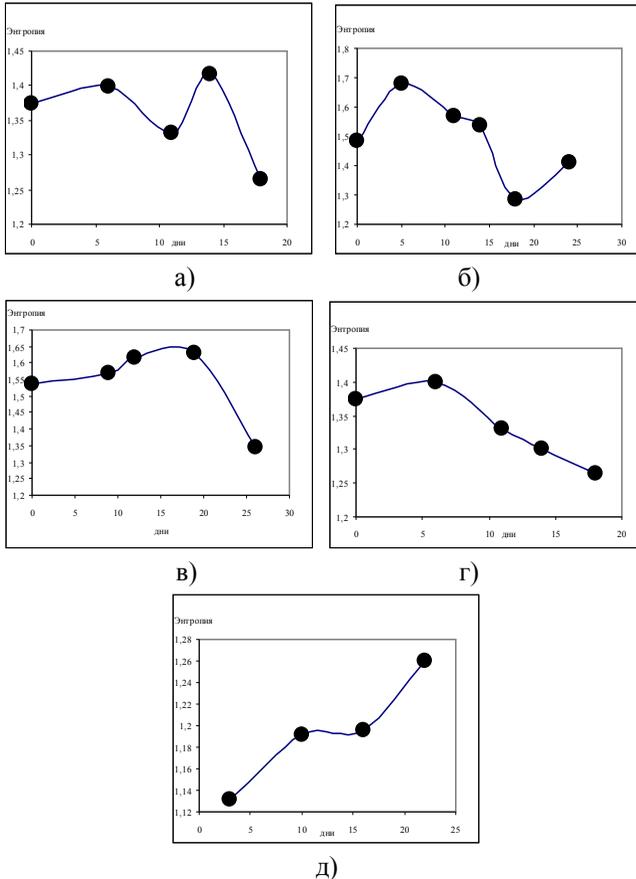


Рис. 1 - Динамика энтропии лейкоцитов при лечении ЖДА

Было установлено случаи совершения колебаний энтропии относительно некоторой величины (рис. 1: а, б), отмечены случаи убы-

вания энтропии в процессе лечения (рис. 1: в, г) и роста (рис. 1: д). Рост энтропии говорит о неэффективности лечения, так как приближение ее к предельной величине может вызвать летальный исход [2]. Снижение энтропии информирует об эффективности лечения.

Для двух пациентов было произведено сравнение динамик трех видов энтропии (рис. 2: а, б). Для этого значения энтропии были переведены к относительным. Как видно, в первом случае энтропия ретикулоцитов значительно ниже двух других видов, что говорит о том, что система ретикулоцитов находится в более хорошем состоянии.

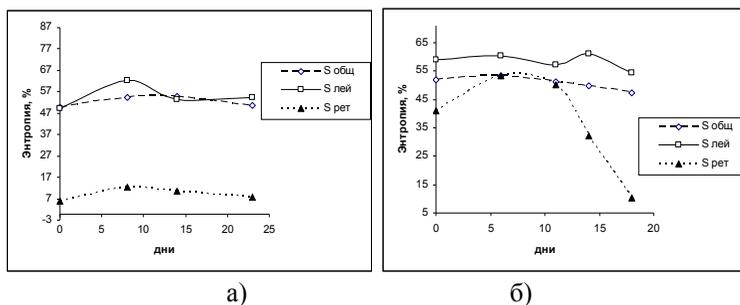


Рис. 2 - Динамика трех видов энтропии при лечении ЖДА

Во втором случае также наблюдаются низкие значения энтропии ретикулоцитов, но только к концу лечения.

При этом, в обоих случаях отмечаются высокие и более стабильные уровни энтропии лейкоцитов и клеточных компонентов.

В ходе проделанной работы выявлено, что у проходящих лечение пациентов динамика энтропии имеет различный характер. Также показано сравнение динамик трех видов энтропии, выявившее отличный характер значений энтропии ретикулоцитов.

Библиографический список

1. Автандилов Г.Г. Медицинская морфометрия / Г.Г. Автандилов. // М.: Медицина, 1990. 384 с.
2. Ярошинская А.П. Функционально-морфологическое состояние плазмы крови и эритроцитов человека в юношеском, взрослом и зрелом возрастах в норме и в условиях воздействия серосодержащих поллютантов: Автореф. дис. д-ра биол. наук. Астрахань, 2011. 36 с.
3. Шарай И.А. Информационный анализ показателей гемограммы при анемических состояниях / И.А. Шарай, Е.Н. Тумаев, И.Б. Барановская, С.А. Онищук. Медицинская наука и здра-

вохранение: материалы IX научно-практической конференции молодых ученых и студентов юга России. Краснодар, 2011. С.40-43.

АКУСТИЧЕСКОЕ ОПРЕДЕЛЕНИЕ ПАТОЛОГИИ ГОРТАНИ

А.Д. Глазков

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

Рак гортани составляет от одного до четырех процентов всех злокачественных опухолей. Среди злокачественных опухолей ЛОР-органов он встречается наиболее часто (50...60%). Рак гортани встречается преимущественно у мужчин, составляющих 80...95 % больных. Эти опухоли редко встречаются в молодом возрасте. Большинство больных раком гортани находятся в возрасте 60...70 лет. Актуальным направлением для исследований является выявление различных патологий гортани на ранних стадиях. Задача, связанная с таким видом исследований, заключается в определении влияния изменений речевого тракта на изменение акустической волны, распространяющейся от голосовой щели к губам.

Косвенным методом получения информации о колебательном поведении органов речи является обратная фильтрация волны от голосовой щели. При исследованиях спектрограмм было обнаружено, что при патологии голос часто отклоняется от нормального в диапазоне верхних частот выше 1 кГц.

Сигнал ошибки или остаток на выходе обратного фильтра, полученный с помощью линейного предсказания, содержит все частотные компоненты с одинаковым весом в том смысле, что его спектр равномерный. На основании линейной модели речеобразования можно ожидать, что при нормальновокализованной речи для сигнала ошибки характерны отчетливые пики в начале каждого периода. При наличии патологии, которое выражается в неполном закрытии голосовой щели, предположение о возможности разделения характеристик речевого тракта и источника в линейной модели речеобразования становится неправильным. Следовательно, в зависимости от степени патологии можно было бы ожидать менее отчетливую картину периодических пиков. С помощью автокорреляционного метода были проанализированы записи десяти нормальных и десяти патологических голосов с

целью определения характеристик остаточного сигнала. Части звука /а/ длительностью 100 мс анализировались при использовании 40-миллисекундных окон.

При наличии серьезных отклонений, в акустическом сигнале присутствует мало каких-либо периодических компонентов, хотя можно заметить некоторое периодическое поведение, вызванное резонансами речевого тракта. В сигнале остатка исчезают периодические компоненты, так что он представляет собой шумоподобный непериодический процесс. Для малого отклонения от нормы следует ожидать, что форма сигнала будет лежать между формами для нормального и патологического голосов. Это легко определить по сигналу остатка: в начале каждого периода основного тона наблюдаются умеренные пики, однако для некоторых из них характерны довольно большие колебания. Уровень шума сказывается здесь несколько выше, чем для нормальных голосов.

В целом, полученные спектрограммы требуют тщательного анализа для выявления наличия патологий, однако автоматизация данного процесса позволит следить за состоянием органов речи оперных певцов, дикторов, диспетчеров и др.

Библиографический список

1. Маркел Дж. Д., А. Х. Грей, Линейное предсказание речи, Москва-Связь, (1980).
2. Koike, Y., Markel, J. D.: Application of Inverse Filtering for Detecting Laryngeal Pathology. Ann. Otology, Rhinology, and Laryngology, 117—124 (1975).

ОЦЕНКА КОЭФФИЦИЕНТА ХЕРСТА ДЛЯ АНАЛИЗА ЭЛЕКТРИЧЕСКОЙ АКТИВНОСТИ МЫШЦ

Ю.С. Шпакович

Научный руководитель – Жемчужкина Т.В., канд. техн. наук, доцент
Харьковский национальный университет радиоэлектроники

Электромиография (ЭМГ) - метод электрофизиологической диагностики поражений нервно-мышечной системы, состоящий в регистрации электрической активности (биопотенциалов) скелетных

мышц. Различают спонтанную ЭМГ, отражающую состояние мышц в покое или при мышечном напряжении (произвольном или синергическом), а также вызванную, обусловленную электрической стимуляцией мышцы или нерва. ЭМГ позволяет проводить топическую диагностику поражения нервной и мышечной систем, оценивать тяжесть, стадию, течение заболевания, эффективность применяемой терапии [1].

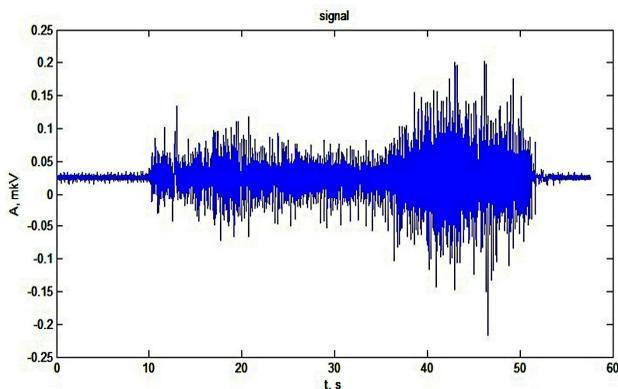


Рис. 1 – Электромиограмма пациента

Качественная и визуальная оценка поверхностной ЭМГ традиционно проводится по общепринятой классификации Ю.С. Юсевич (1972). Следует отметить, что данная классификация не даёт полной характеристики электрической активности мышц, регистрируемой поверхностными электродами и на данный момент нет общепринятой и единой классификации ЭМГ. Диагноз заболевания определяет врач, а не аппаратура. Только он, основываясь на личном опыте и опыте других врачей, может и должен осмыслить весь объем субъективной и объективной информации, исходя из этого предлагается метод количественного анализа электрической активности мышц.

Набор традиционных (линейных) методов анализа процессов в информационных системах существенно расширен нелинейными методами (статистиками). Эти методы позволяют выявить закономерности в поведении (зависимости в значениях) процессов там, где ранее считалось их не существует. Нелинейные (непараметрические) методы анализа процессов позволяют отличать хаотические колебания от случайных процессов, различать мультифрактальные и монофрактальные процессы, классифицировать процессы по степени и характеру зависимостей в их значениях [2].

Одним из методов фрактального анализа данных является метод нормированного размаха (R/S-статистика), который позволяет выявлять характер зависимостей в значениях наблюдаемого процесса (оценивать параметр $0 < H < 1$ – Херста или коэффициент самоподобия) и даёт возможность принимать решение о том, что наблюдаемый процесс имеет независимые идентично распределённые случайные значения (IID – independent and identical distributed) или имеет зависимости в значениях.

Зависимость параметра R/S от времени наблюдения, построенная в двойном логарифмическом масштабе, представляет исследуемый процесс в виде фрактальной функции. При аппроксимации фрактальной функции прямой линией определяется угловой коэффициент H . Показатель Херста используют для вычисления основного фрактально параметра процесса – размерности Хаусдорфа-Безиковича: $D = 2 - H$. Размерность Хаусдорфа-Безиковича или фрактальная размерность является интегральной характеристикой объекта или процесса.

Согласно теории фракталов, если полученное значение показателя Херста $H < 0,5$, исследуемый ряд обладает «кратковременной» памятью, то есть является антиперсистентным. Это означает, что недавние события в породившей его системе оказывают намного большее влияние на дальнейшее поведение самой системы, чем события более ранние. Если $H > 0,5$, временной ряд персистентен и обладает фрактальной природой. При $H = 0,5$ сигнал представляет собой стохастический шум и не содержит полезной информации. Таким образом, вычислив этот показатель, мы можем получить информацию о природе сигнала электромиограммы и тем самым выявить заболевания нервной и нервно-мышечной систем человека, так как сигнал, полученный от здорового пациента, должен быть персистентен и обладать фрактальной природой.

Библиографический список

1. Бадалян Л.О., Скворцов И.А. Электронейромиография / Л.О. Бадалян, И.А. Скворцов. – М.: Медицина, 1986. – 386 с.
2. Шелухин О.И. Фрактальные процессы в телекоммуникациях / О.И. Шелухин, А.М. Теняшкиев, А.В. Осин. – М.: Радиотехника, 2003. – 480 с.

ЗАВИСИМОСТЬ ИНТЕГРАЛЬНОГО КРИТЕРИЯ АППАРАТНЫХ ФУНКЦИЙ ОТ СРЕДНЕГО ПРОПУСКАНИЯ ГЕКСАГОНАЛЬНЫХ КОДИРУЮЩИХ КОЛЛИМАТОРОВ

М.А. Антаков, И.С. Бурнаевский

Научный руководитель – Терещенко С.А., д-р ф.-м. наук, профессор
Национальный исследовательский университет "МИЭТ"

В эмиссионной вычислительной томографии для использования методов обращения экспоненциального преобразования Радона предполагается возможность наблюдения объекта со всех направлений [1]. Если это предположение не выполняется, проблема реконструкции объекта по неполным проекционным данным (проблема ограниченного телесного угла), не решена до конца и к настоящему времени. Такая проблема возникает для объектов, наблюдение которых для всех углов невозможно.

Один из подходов к решению этой проблемы – использование методов продольной эмиссионной вычислительной томографии, одним из которых является метод, основанный на применении плоских кодирующих коллиматоров (кодированных апертур) [1, 2]. Сравнение различных многопинхолевых кодирующих коллиматоров (КК) позволяет сделать вывод о преимуществе псевдослучайного расположения пинголов.

Основным критерием сравнения кодирующих коллиматоров является построение для них аппаратной функции (АФ), которая определяется по формуле (1):

$$E(x, y, z, x_0, y_0, z_0) = \frac{1}{4\pi^2} \frac{(z-L)^2}{(z_0-L)^2} \iint \frac{\exp[i(ux + vy)]}{\exp[i(ux_0 + vy_0) \frac{z-L}{z_0-L}]} \times$$

$$\times \frac{H(-u \frac{z_0(z-L)}{L(z_0-L)}, -v \frac{z_0(z-L)}{L(z_0-L)})}{H(-uz/L, -vz/L)} dudv, \quad (1)$$

где (x_0, y_0, z_0) – координаты источника, $H(u, v)$ – Фурье-образ функции пропускания кодирующего коллиматора, L – расстояние между детектором и кодирующим коллиматором.

Аппаратная функция показывает, какой вклад оказывает источник во внефокусной плоскости в плоскость фокуса. Чем аппаратная функция ближе к δ – функции Дирака, тем лучше томографические

свойства кодирующего коллиматора. Однако получить АФ возможно только численно.

В работе [3] было проведено исследование АФ гексагональных кодирующих коллиматоров (ГКК), построенных на основе двоичных псевдослучайных последовательностей. Позднее были исследованы АФ ГКК, построенных на основе троичных последовательностей.

Представляет интерес сравнение АФ ГКК построенными на основе двоичных и троичных последовательностей. Одной из характеристик АФ является интегральный критерий I , характеризующий суммарный вклад в плоскость фокуса нефокусных плоскостей с источниками [3].

Из рисунка 1 видно, что для АФ, построенных на основе как двоичных, так и троичных последовательностей интегральные критерии имеют широкий диапазон значений. Обращает на себя внимание тот факт, что заметная часть больших значений I для троичных последовательностей располагаются в области низкого среднего пропускания, а для двоичных последовательностей – в районе среднего пропускания практически равного 0,5. При этом аппаратные функции ГКК, построенные на основе расширенных ТП, образованных из одной и той же ТП, имеют близкие свойства за исключением очевидной разницы в значениях пространственного разрешения.

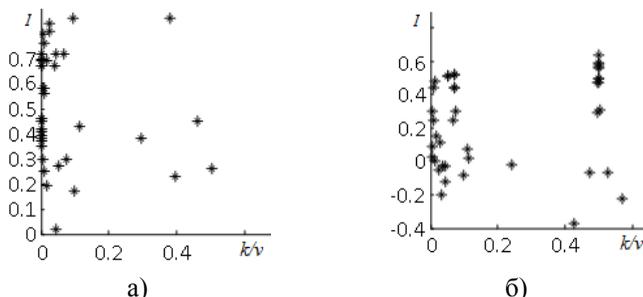


Рис. 1 - Зависимость интегрального критерия от среднего пропускания ГКК на основе ТП (а) и ПСП (б)

Из рисунка 1 установлено, что несколько бóльшие значения интегральных критериев среди всех исследованных АФ имеют ГКК, построенные на основе расширенных троичных последовательностей, с относительно низкими, но не с наименьшими из возможных средними пропусканиями.

Работа выполнена при финансовой поддержке Министерства образования и науки Российской Федерации (проект №14.132.21.1762).

Библиографический список

1. Терещенко С.А. Методы вычислительной томографии. М.: Физматлит, 2004. - 320 с.
2. Макуильямс Ф. Дж., Слоан Н. Дж. А.// ТИИЭР.– 1976. –Т.64. – N12. – С.80.
3. Gottesman S.R., Schneid E.J.// IEEE Trans. Nucl. Sci.-1986.- V.NS 33.– N1.-p.745.

МОДИФИКАЦИЯ ТЕСТА КРЕПЕЛИНА ДЛЯ ОПРЕДЕЛЕНИЯ РАБОТОСПОСОБНОСТИ ОПЕРАТОРА

Ю.С. Крахмаль

Научный руководитель - Варнавский А.Н., канд. техн. наук, доцент
Рязанский государственный радиотехнический университет

В настоящее время проблема снижения числа аварийных ситуаций на рабочих местах является актуальной. Их возникновение зависит от состояния человека: чем ближе состояние к оптимальному, тем выше скорость реакции, работоспособность. На состояние оператора влияет ряд факторов, в частности, уровень шума и освещенности. Высокий уровень шума может привести к преждевременному утомлению, патологическим изменениям в органе слуха, центральной нервной, сердечно-сосудистой системах и т.д. Низкий уровень освещенности определяет зрительную работоспособность, влияет на психику и эмоциональное состояние, вызывает усталость центральной нервной системы. Для снижения негативно влияющих на состояние человека факторов необходимо, чтобы на рабочем месте уровень освещенности и шума был близок к оптимальному.

Целью работы является определение скорости реакции и работоспособности оператора для снижения аварийных ситуаций на рабочих местах.

Для достижения поставленной цели был взят тест Крепелина, оценивающий работоспособность человека. Он заключается в следующем: выдается лист с записанными на нем группами из 2 простых чисел, которые необходимо сложить, полученное значение необходимо разделить на 10 и, в качестве ответа, записать остаток от деления. Каждые 15 секунд происходит переход на новую строчку. Однако,

данный тест имеет свои недостатки. Например, не учитывает влияние негативных факторов на состояние оператора.

Предлагается модификация теста Крепелина, которая заключается в добавлении в исходный тест воздействие негативных факторов, таких как шум и освещенность.

В Delphi было разработано приложение, которое определяет скорость вычисления арифметических выражений при различных уровнях шума и освещения, меняющихся каждые 15 секунд, и тем самым оценивает скорость мыслительной деятельности, а, следовательно, и работоспособность. Была проведена серия экспериментов по оценке времени выполнения заданий.

Анализируя полученные результаты, можно оценить работоспособность оператора в данный момент времени, в зависимости от которого установить оптимальные параметры рабочего места, выработать рекомендации по снижению вредных факторов на производстве.

АНАЛИЗ ВЛИЯНИЯ ЧЕЛОВЕЧЕСКОГО ФАКТОРА НА ВОЗНИКНОВЕНИЕ АВАРИЙНЫХ СИТУАЦИЙ

В.Ю. Гужов

Научный руководитель – Варнавский А.Н., канд. техн. наук
Рязанский государственный радиотехнический университет

Человеческий фактор — многозначный термин, описывающий возможность принятия человеком ошибочных или алогичных решений в конкретных ситуациях. Конструкторы различной техники, устройств и т.п. стараются предусмотреть, не допустить и уменьшить последствия такого поведения человека. Поэтому выражение человеческий фактор часто используется, как объяснение причин катастроф и аварий, повлекших за собой убытки или человеческие жертвы.

Исходя из анализа несчастных случаев, эта проблема имеет важное место на сегодняшний день.

2 июля 2002 года на борту Ту-154 «Башкирских авиалиний» при возникновении опасного сближения и правильном срабатывании аппаратуры предупреждения столкновения, старший на борту воспринял не ее рекомендацию, а противоположную команду диспетчера. Подобную ситуацию можем наблюдать и при возникновении других несчастных случаев. Только за 2011 год отмечен рост количества ДТП с участием

пешеходов, статистика выросла по всем показателям и продолжает расти с каждым годом.

Поэтому для снижения влияния человеческого фактора крайне необходимо проводить анализ причин возникновения несчастных случаев, а так же организовывать мероприятия, направленные на обеспечение безопасности в различных ситуациях и уменьшение его влияния.

Можно рассмотреть мероприятия по анализу влияния человеческого фактора и повышению безопасности дорожного движения на участках ДТП, включающие следующие последовательные этапы:

- выявление участков концентрации ДТП и оценку степени их опасности по условиям движения;
- диагностику участков концентрации ДТП и определение причин, способствующих их возникновению с оценкой роли дорожных условий;
- планирование мероприятий по повышению безопасности дорожного движения;
- назначение мероприятий, направленных на устранение неблагоприятных дорожных факторов в целях повышения безопасности движения на участках концентрации ДТП;
- оценку эффективности планируемых мероприятий с учетом расчетного снижения числа ДТП в результате их реализации и затрат на проведение мероприятий с целью назначения оптимального комплекса дорожных работ исходя из технико-экономических расчетов;
- реализацию мероприятий по повышению безопасности дорожного движения с последующей оценкой их фактической эффективности.

Таким образом, не всегда присутствие человека обходится без происшествий, а человеческий фактор оказывает огромное влияние на возникновение аварийных ситуаций. Применяв необходимые меры, не только повысится качество, но и значительно снизится количество несчастных случаев, созданных при участии человека.

СЕКЦИЯ 3. АВТОМАТИЗИРОВАННЫЕ КОМПЛЕКСЫ И ТЕЛЕМЕДИЦИНСКИЕ СИСТЕМЫ

ОЦЕНКА БИЛИРУБИНА КРОВИ МЕТОДОМ ПРЯМОЙ ФОТОМЕТРИИ

А.В. Евграфов, М.Е. Кострюкова

Научный руководитель – Акулов С.А., канд. техн. наук, ассистент

Самарский государственный аэрокосмический университет

им. акад. С.П. Королева

Необходимость оценки содержания билирубина в крови новорожденных является актуальной задачей, в связи с ростом числа заболеваний гипербилирубинемией, следствием которой могут быть повреждения центральной нервной системы.

Метод прямой фотометрии основан на определении количества билирубина в крови путем прямого фотометрирования подкожной клетчатки. Поскольку билирубин обладает ярко выраженной желтой окраской, цвет кожи меняется в зависимости от содержания билирубина в дерме. Прибор измеряет спектральные коэффициенты отражения света подкожными тканями на двух различных волнах (492 нм и 523 нм), обеспечиваемых двумя каналами измерения.

Структурная схема прибора приведена на рисунке 1.

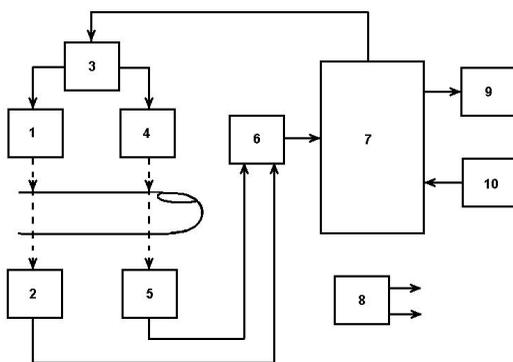


Рис. 1 - Структурная схема прибора для оценки билирубина крови

Устройство синхронизации 3 формирует импульсы тока, которые поочередно питают два излучающих диода 1, 4. Прошедшее

сквозь биологические ткани излучение поступает на соответствующие фотоприемники датчика 2, 5. Полученный фототок с каждого фотоприемника поступает на вход инструментального усилителя 6, и дальше на микроконтроллер 7. С помощью микроконтроллера в приборе реализована функция вычисления (косвенное измерение) десятичного логарифма отношения измеренных в каждом из каналов спектральных коэффициентов отражения света и пересчет их по эмпирической формуле в единицы транскутанного билирубинового индекса. Информация о содержании билирубина в дерме отображается в блоке индикации 9. К микроконтроллеру 7 подключено устройство ввода 10. Источник питания 8 обеспечивает все напряжения, необходимые для питания узлов прибора.

В отсутствие билирубина сигналы с выхода фотоприемников будут одинаковы, и на выходе инструментального усилителя будет 0. Чем больше количество билирубина, тем слабее становится сигнал в основном канале, и тем большие значения показывает прибор.

КОМПЬЮТЕРНАЯ СИСТЕМА ДЛЯ РАННЕЙ ДИАГНОСТИКИ ГЛАЗНЫХ ЗАБОЛЕВАНИЙ ПО ИЗОБРАЖЕНИЯМ ГЛАЗНОГО ДНА

С. Г. Засканов¹

Научный руководитель – Н.Ю. Ильасова², канд. техн. наук, доцент

¹Самарский государственный аэрокосмический университет
им. акад. С.П. Королёва,

²Институт систем обработки изображений РАН, Самара, Россия

В области медицины цифровая обработка изображений стала ядром цифровых медицинских диагностических систем, позволяющих повысить качество диагностики. Медицина является высокотехнологичной отраслью. Одной из важнейших задач современной медицины является разработка эффективных методик ранней диагностики различных патологий [1].

На международном рынке офтальмологической техники имеется много систем получения цифровых изображений глазного дна (Carl Zeiss Jena GmbH, Topcon Imagenet, Ophthalmic Imaging Systems Inc.), однако программное обеспечение большинства таких систем содержит лишь наиболее общеупотребительные средства предобработки, повышения качества и маркировки изображений.

В то же время врачи-офтальмологи нуждаются в системах, которые позволят не только получать качественные изображения, но и проводить предварительную оценку состояния здоровья пациента. Именно по этой причине разработка автоматизированной системы анализа изображений глазного дна, основанной на методах и алгоритмах количественной оценки патологических изменений сосудов сетчатки, является актуальной задачей.

Диагностические признаки. Глазное дно является единственным в организме участком, где сосудистая система в полном объеме доступна прямому неинвазивному наблюдению. Многие методы автоматизированной диагностики заболеваний глазного дна связаны с выявлением и анализом патологических изменений кровеносных сосудов сетчатки [1,2]. Так наиболее распространенные виды заболеваний (сахарный диабет, анемия, лейкоз, гипертоническая болезнь) нередко начинаются с патологии глаза и сопровождаются изменениями структуры сосудистого русла глаза. Эти болезни вызывают физические изменения существующих сосудов, такие как изменение соотношения диаметра артерий и вен, локальные изменения диаметров сосудов, повышенная извилистость, а так же рост новых сосудов. Например, гипертония приводит к увеличению артерии сетчатки глаза на 35% [3]. Считается, что возраст и гипертония вызывают изменения в геометрии ветвления сосудов сетчатки [4], сужение сосудов сетчатки предшествует началу развития диабета [5], а у женщин связано с риском ишемической болезни сердца [6].

В предлагаемой нами системе для расчёта признаков патологии формируется вектор первоначальных геометрических характеристик сосуда. Он содержит его длину и набор параметров, характеризующих отдельную точку сосуда: координаты текущей точки; ширина вены; углы разветвления. Данные признаки являются локальными характеристиками, рассчитываемыми непосредственно по изображению сосудистой системы в процессе выделения сосуда, а уже на основе локальных признаков производится расчёт глобальных характеристик, осуществляется оценка следующих признаков патологических изменений сосудистой системы: 1) параметр линейной гемодинамики (локальный диаметр сосуда); 2) средний диаметр сосуда на выделенном сегменте; 3) параметр неравномерности калибра сосуда или его четкообразность; 4) извилистость сосуда; 5) кривизна стенки; 6) извитость стенки; 7) кривизна трассы; 8) извитость трассы.

Описание системы. Первый этап работы системы заключается в выделении сосудов на изображениях сетчатки. Эта задача является достаточно сложной ввиду наличия высокого уровня шума, неравно-

мерной освещённости, присутствия объектов, похожих на сосуды, поэтому проводится предварительная обработка изображения с помощью различных методов.

Наиболее распространёнными являются методы, основанные на свёртке изображений с двумерным направленным фильтром. В системе используется двумерный линейный фильтр, профилем которого является гауссиан [7]. Преимуществом данного подхода является устойчивое нахождение прямолинейных участков сосудов и вычисление их ширины. Использование гауссовской фильтрации позволяет провести предварительную обработку изображения, удаляя большую часть шумов и фона.

Для расчёта параметров сосудов, необходимо произвести их выделение на изображении. В системе применяется один из методов, использующих трекинг сосудов. Эти методы включают в себя как соединение сосудов по паре точек, так и продолжение сосудов [8]. К преимуществам данного подхода можно отнести высокую точность работы на тонких сосудах и восстановление разрывных сосудов, а за счёт предварительной обработки удаётся минимизировать ошибки метода, возникающие вследствие его чувствительности к шумовой компоненте и неравномерности освещения.

После выделения сосудов, для упрощения расчётов, производится построение их математической модели. Модель фрагмента сосуда определяется следующими функциями: $x = x(t)$, $y = y(t)$, $r = r(t)$ $0 \leq t \leq L_v$, где $x(t)$, $y(t)$ - дифференцируемые функции, описывающие линию, проходящую через центр сосуда, которая называется трассой; $r(t)$ - функция толщины сосуда (расстояние от трассы до границы сосуда, отсчитываемое по перпендикуляру к трассе); L_v - длина трассы.

Оценка состояния здоровья пациента осуществляется с использованием ряда регрессионных формул, коэффициенты которых предварительно оцениваются с использованием обучающей выборки. На этапе обучения (составления обучающей выборки) необходимо иметь набор изображений глазного дна пациентов, которым врач уже поставил диагноз с использованием других методов диагностики. При работе с обучающей выборкой врач указывает вид патологии и ее количественную оценку в баллах. Объем обучающей выборки должен быть не менее 50-100 измерений. Процедура построения регрессионной функции вычисляет коэффициенты наилучшей аппроксимации экспертной оценки степени патологии как линейную комбинацию из семи диагностических признаков патоморфологической картины глазного

дна (средний диаметр кровеносных сосудов, прямолинейность, четкость, кривизна стенки, извитость стенки, кривизна трассы, извитость трассы).

Предлагаемая система предназначена для прогноза развития и оценки эффективности лечения сосудистых заболеваний. Она включает в себя: 1) модуль расчета диагностических признаков на основе анализа изображений глазного дна; 2) базу данных рассчитанных диагностических признаков изображений глазного дна; 3) модуль автоматического расчета степени патологии на основе экспертных оценок.

Библиографический список

1. Jomier, J. Quantification of Retinopathy of Prematurity via Vessel Segmentation [Text] J. Jomier, D. Wallace, S. Aylward // *Proceedings of MICCAI*. – 2003. – LNCS 2879. – P.620-626.
2. Ching-Wen, Y. Computer-aided diagnostic detection system of venous beading in retinal images [Text] Y. Ching-Wen, M. Dye-Jyun, C. Shuenn-Ching, S. Cin Li // *Optical Engineering*, – 2000. – P.1293-1303.
3. Houben, A. Quantitative analysis of retinal vascular changes in essential and renovascular hypertension [Text] A. Houben, M. Canoy, H. Paling, P. Derhaag, P. de Leeuw // *Journal of Hypertension*, – 1995. – P.1729–1733.
4. Stanton, A. Vascular network changes in the retina with age and hypertension [Text] A. Stanton, B. Wasan, A. Cerutti, S. Ford, R. Marsh, P. Sever, S. Thom, A. Hughes // *Journal of Hypertension*, – 1995. – P.1724–1728
5. Wong, T. Retinal arteriolar narrowing and risk of diabetes mellitus in middle-aged persons [Text] T. Wong, R. Klein, A. Sharrett, M. Schmidt, J. Pankow, D. Couper, B. Klein, L. Hubbard, B. Duncan // *Journal of American Medical Association*, – 2002. – P.2528–2533
6. Wong, T. Retinal arteriolar narrowing and risk of coronary heart disease in men and women the atherosclerosis risk in communities study [Text] T. Wong, R. Klein, A. Sharrett, B. Duncan, D. Couper, J. Tielsch, B. Klein, L. Hubbard // *Journal of American Medical Association*, – 2002. – P.1153–1159.
7. Chaudhuri, S. Detection of Blood Vessels in Retinal Images Using Two-Dimensional Matched Filters [Text] S. Chaudhuri, S. Chatterjee, N. Katz, M. Nelson, M. Goldbaum // *IEEE Transactions of Medical Imaging*, – 1989. – P.263–269.
8. Patasius, M. Recursive Algorithm for Blood Vessel Detection in

Eye Fundus Images: Preliminary Results [Text] M. Patasius, V. Marozas, D. Jegelevicius, A. Lukosevicius // IFMBE Proceedings, – 2009. – P.212–215.

ОСОБЕННОСТИ ИСПОЛЬЗОВАНИЯ IMAQ-ФУНКЦИЙ СРЕДЫ LABVIEW ДЛЯ РЕГИСТРАЦИИ ВИДЕОИЗОБРАЖЕНИЯ ЛИЦА

А.В. Кирюхин

Научный руководитель – Михеев А.А., д-р техн. наук, профессор
Рязанский государственный радиотехнический университет

В последние годы цифровая обработка и цифровой анализ изображений находят все большее применение в биомедицинских исследованиях. Проблематика машинного зрения столь привлекательна для современных исследователей по той причине, что аппаратные возможности, предоставляемые в данной области последними достижениями электроники и вычислительной техники, достигли такого уровня, что они уже во многом приближаются к «техническим характеристикам» человека. Разрешение многих сенсоров для получения видеoinформации практически соответствует числу элементов сетчатки глаза человека, а возможности ЭВМ и специальных процессоров близки к характеристикам «вычислительных мощностей», используемых для обработки изображений в мозгу. Все больше в современном мире можно увидеть технические системы, так или иначе использующие видеокамеры с обработкой или записью видеоизображений [1].

В настоящее время среда графического программирования LabVIEW позволяет производить самые различные операции со статическими изображениями и видеоизображениями.

Совокупность программных средств National Instruments (NI) IMAQ Vision (по сути, в комплексе не имеющая мировых аналогов) состоит из функций высокого уровня для всех средств разработки – LabVIEW, LabWindows/CVI, C/C++ и Visual Basic.NET. Первая группа этих функций позволяет максимально просто и эффективно управлять всеми устройствами IMAQ и обеспечивает их синхронизацию с иными аппаратными узлами системы. Вторая, существенно более широкая группа программных функций, предназначена для обработки и анализа уже введенного изображения, в том числе в реальном масштабе времени. Она может работать с изображениями в черно белом (двоичном), градиентном (оттенки серого) и полноцветном форматах.

Для работы с захватом видеоизображения используются сразу несколько драйверов IMAQ. Во-первых, это непосредственно IMAQ – драйвер для фреймграбберов NI, например NI PCI-1405, NI PCI-1424, NI PCI-1428 и т.д. Предоставляется бесплатно, но может работать только с грабберами от NI. Во-вторых, это IMAQdx - драйвер для захвата изображения с камер GigE Vision, FireWire и USB (если USB камера поддерживает DirectShow - например веб- камера). Драйвер появился не так давно и предоставляется платно. И IMAQ USB - это устаревшая библиотека для захвата с USB камер. Может использоваться до версии LabVIEW 8.6.

В ходе разработки программного обеспечения для регистрации видеоизображения лица использовались функции из палитры IMAQdx и IMAQ AVI (рис. 1).

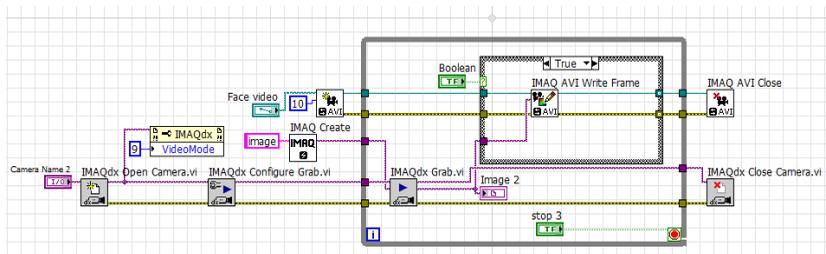


Рис. 1 – Блок-диаграмма для регистрации и записи видеоизображения лица

Данная программа позволяет записывать изображение с USB-камеры и сохранять его в отдельный файл. Имеется возможность выбор параметра FPS (количество кадров в секунду), VideoMode (режим видеокamеры, выбирающий необходимое разрешение), и параметра, характеризующего режим сжатия изображения.

На сегодняшний день существуют библиотека компьютерного зрения с открытым исходным кодом – OpenCV. Эта библиотека реализована на C/C++ и распространяется она в условиях лицензии BCD. Но у многих разработчиков, сталкивающихся с ней, могут возникнуть определенные проблемы в ее освоении, что выльется во временные издержки написания какого-либо программного продукта. Среда LabVIEW позволяет без особенных навыков приступить к созданию кода и получить результат в короткие сроки. Немаловажна и визуальная составляющая разработки кода программы. Поскольку OpenCV - это текстовая библиотека компьютерного зрения а LabVIEW – это графический язык, то нет необходимости говорить о преимуществах послед-

него, поскольку удобство восприятия графических элементов во многом превосходит текстовое восприятие.

Библиографический список

1. Визильтер Ю.В., Желтов С.Ю., Князь В.А., Ходарев А.Н., Моржин А.В. Обработка и анализ цифровых изображений с примерами на LabVIEW IMAQ Vision // М.: ДМК Пресс, 2007. 464 с.

РЕАЛИЗАЦИЯ АУДИОМЕТРА В СРЕДЕ LABVIEW

С.С. Лукша, А.О. Соболева, Н.В. Акинина

Научный руководитель - Каплан М.Б., канд. техн. наук, доцент
Рязанский государственный радиотехнический университет

Оценка параметров слуховой системы является одним из основных критериев определения состояния здоровья человека. Наиболее часто для данной цели используется прибор под названием аудиометр. Суть его функционирования, в случае тонального аудиометра, заключается в поочередной подаче звука разных частот до тех пор, пока пациент не сообщит, что слышит данный звук. После обследования составляется график на основе полученных данных, анализируя который можно выявить величину потери слуха у данного человека. Кроме тонального аудиометра существует также речевой аудиометр, в котором вместо чистых (синусоидальных) тонов используется речь, при этом производится оценка либо по порогам слышимости, либо по порогам разборчивости речи.

В современной медицинской практике, как и во многих других областях науки и техники, наблюдается тенденция перехода к компьютерным технологиям. Поэтому, имеет смысл реализация данного устройства на компьютере в виде программы. В качестве среды, которая будет использоваться для разработки данного устройства выберем продукт компании National Instruments LabVIEW. Данный программный пакет обладает широкими возможностями для разработчиков программного обеспечения, взаимодействующего с различными аппаратными средствами. Данной взаимодействие может осуществляться как с помощью стандартных интерфейсов компьютера (чаще всего это RS-232), так и с использованием дополнительных плат сбора данных, раз-

работанных компанией National Instruments, которые позволяют принимать и передавать данные как в цифровом, так и в аналоговом виде.

Функционирование аудиометра требует воспроизведения звукового сигнала. Для его вывода непосредственно на динамики могут использоваться оба способа аппаратного взаимодействия – звуковая карта и порт аналогового вывода звукового сигнала и плата сбора данных NI. Использование первого варианта является предпочтительным, так как на сегодняшний день практически все персональные компьютеры оснащены звуковыми адаптерами, что позволяет использовать их как платформу для аудиометра. Что касается второго способа, то его преимущество заключается в удобстве отладки, важном качестве при разработке программного обеспечения.

Стоит отметить, что в среде LabVIEW реализация данных способов аппаратного взаимодействия будет иметь минимум отличий – только использование других виртуальных приборов. Структура же в целом будет идентична, поэтому рассмотрим её применительно к выводу звука через звуковой адаптер, а затем определим изменения в случае использования платы сбора данных.

Для обследуемого предлагается воспроизводить звук 11 разных частот (125, 250, 500, 750, 1000, 1250, 1500, 2000, 4000, 6000, 8000 Гц) и 5 разных уровней амплитуд. Звуковой сигнал для каждой частоты будет следовать по мере нарастания амплитуды до тех пор, пока обследуемый человек не услышит его, подтвердив это нажатием клавиши на виртуальном приборе. Длительность сигнала с конкретными параметрами конечна, и в случае, если пациент его не услышал, то по истечению определённого времени амплитуда сигнала увеличивается. Если же пациент услышал сигнал и нажал клавишу, то прибор регистрирует уровень на данной частоте и переходит к следующей частоте. Перебор частот происходит по мере нарастания последней.

Для генерации сигнала и его последующего вывода через звуковую карту на динамики используются стандартные средства по выводу аудиоданных, расположенных в палитре Sound – Output. Генерируемая с помощью прибора Sine Wave синусоида с заданными параметрами амплитуды и частоты подаётся в виртуальный прибор записи в поток аудиоданных. При этом используется частота дискретизации в 44,1 кГц, что является стандартным для многих аудиоданных. Использование платы сбора данных как средства вывода информации требует заменить виртуальные приборы аудиоканала на соответствующие виртуальные приборы NI-DAQmx. При этом способ генерации синусоиды не меняется.

В разработанном виртуальном приборе реализована возможность обследования каждого из ушей человека по отдельности. Перед началом обследования оператор выбирает одно из двух ушей – левое или правое – и осуществляет последовательную подачу частотного ряда. После перебора всех частот программа предлагает продолжить обследование другого уха либо же завершить обследование. Данные обследования отображаются на лицевой панели виртуального прибора в виде гистограммы для каждого из ушей по отдельности. Отображение осуществляется по мере перебора частот. Помимо этого на лицевой панели имеется кнопка, нажимая на которую, пациент сообщает, что слышит звук, числовые индикаторы, которые сообщают, сигнал с какими параметрами воспроизводится в данный момент, а также световые индикаторы, которые подтверждают нажатие клавиши регистрации и сообщают, что время воспроизведения сигнала истекло.

Ещё одной функциональной особенностью программы является возможность сохранения данных в текстовый файл. На лицевой панели имеется строка для указания пути к файлу, что следует сделать перед началом обследования. Кроме этого, имеются три поля для фамилии, имени и отчества пациента, которые будут записаны в файл. Далее для каждого уха будет записан уровень слышимости для каждой из частот.

С использованием данного прибора было проведено обследование остроты слуха у нескольких студентов. Исследования показали, что наибольшая острота слуха наблюдается в диапазоне частот человеческого голоса, то есть 250-2000 Гц. Отклонения от нормальных значений были незначительны, так как все испытуемых были в возрасте 20-25 лет без повреждения органов слуха.

В рассмотренном приборе реализованы все необходимые функции для аудиометра, при необходимости возможно добавление новых. Это позволяет с успехом использовать его в медико-биологической практике.

Библиографический список

1. Блюм П. LabVIEW. Стиль программирования. М.: ДМК Пресс, 2008, 352 с.;
2. R. De Asmundis. LabVIEW - Modeling, Programming and Simulations. InTech, 2011, 306 с.

ВОЗМОЖНОСТИ ИССЛЕДОВАНИЯ ТОНКОЙ МОТОРИКИ РУК В ДИНАМИКЕ С ПОМОЩЬЮ ГРАФИЧЕСКОГО ПЛАНШЕТА

К.Г. Селиванова

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

В настоящее время существует большое количество методов и средств диагностики двигательных расстройств, проявляющихся зачастую на начальных стадиях в виде нарушений тонкой моторики рук. Для анализа частоты и амплитуды дрожаний используются различные методики: акселерометрия – определение частоты и амплитуды дрожаний; игольчатая и поверхностная электромиография – регистрация биоэлектрической активности мышц; использование графического цифрового планшета для оценки дрожаний во время письма; компьютерная программа для исследования тонкой моторики рук. Под моторикой понимают последовательность движений, которые нужны для выполнения какой-либо определённой задачи. Освоение навыков мелкой моторики требует развития более мелких мышц, чем для крупной моторики [1]. Двигательные нарушения выступают ведущим фактором и представляют собой своеобразную аномалию мелкого моторного развития, которая без соответствующей коррекции оказывает неблагоприятное воздействие на весь ход формирования нервно-психических функций человека [1, 2].

В данной работе для исследования и оценки в динамике тонкой моторики рук использовалось разработанное программное средство с применением графического планшета.

Целью работы является выявлять начальные нарушения двигательных расстройств, для дальнейшего диагностирования заболеваний, на основе исследований индивидуальных особенностей тонкой моторики рук с помощью разработанного программного средства при выполнении линейных и нелинейных заданий на графическом планшете беспроводным пером.

Были проведены доклинические испытания на условно здоровых людях с помощью графического планшета Wacom Bamboo One STF-430/S-Ru. Данный планшет служит как удобное устройство ввода данных в ПК с максимальной простотой работы и широкой функциональностью для исследования тонкой моторики рук при выполнении беспроводным пером ряда последовательных тестов в виде различного рода линейных и нелинейных задач. Планшет Wacom Bamboo One

формата А6 (4:3) имеет 512 уровней чувствительности к нажатию, разрешающая способность составляет 1040 линий на дюйм, точность ± 0.5 мм, рабочая область – 127.6 x 92.8 мм, скорость передачи данных 100 точек в секунду; подключение к ПК – через интерфейс USB. Перо – естественный инструмент для человеческой руки, поэтому навигация и работа на ПК с пером удобна и точна.

Точность графических действий обеспечивается за счет мышечного контроля над мелкой (тонкой) моторикой рук. Это ловкость пальцев и кистей рук, скоординированность их движений. О развитии мелких движений пальцев можно судить, наблюдая за тем, как человек рисует линейные и нелинейные фигуры [2, 3]. Если он постоянно поворачивает планшет, не может менять направление линий при помощи тонких движений пальцев и кисти, значит, уровень развития мелкой моторики недостаточный, что может говорить о каких-либо двигательных нарушениях. Выполнение линейных и нелинейных заданий с помощью разработанного программного средства на графическом планшете беспроводным пером являет собой сложный координационный процесс, как и письмо, требующий слаженной работы мелких мышц кисти, всей руки, правильной координации движений всего тела.

В ходе предварительных исследований было выявлено, что все испытуемые имеют высокий и достаточный уровень развития мелкой моторики рук без проявлений каких-либо двигательных нарушений. Об этом свидетельствует характер и наклон линий, сила нажима пером, форма и размеры выполняемых элементов заданий, отклонение от эталона незначительное (в пределах нормы). Пальцы испытуемых сгибались и разгибались легко, свободно, производя произвольные и вращательные движения, хорошо регулируется сила нажима. Предложенные графические задания выполнялись самостоятельно, технически точно и правильно.

О наличии двигательных расстройств свидетельствуют такие критерии: при выполнении графических упражнений отмечается слишком сильный (чаще) или слабый (реже) нажим, прерывистость линий, нестабильность графических форм. Допускаются ошибки и неточности. Движения пальцев неловкие, слабо дифференцированные, при сгибании одного остальные выполняют аналогичное действие. Наблюдается неполная амплитуда движений и быстрая утомляемость. Заметен не соответствующий работе мышечный тонус (вялый или повышенный).

По результатам предварительных испытаний было разработано программное средство, позволяющее в автоматизированном режиме

существенно повысить наглядность контроля показателей условной нормы в динамике для дальнейшего сравнения с патологическими изменениями двигательных расстройств.

В дальнейшем, перспективой работы является уточнение и усовершенствование методики тестирования людей для оценки тонкой моторики, которая отражает начальные стадии различных видов двигательных расстройств.

Библиографический список

1. Бернштейн Н. А. Очерки о физиологии движений и физиологии активности. М.: Наука, 1966, 335с.
2. Иллариошкин С. Н., Федотова Е. Ю., Червяков А. В., Павлов Э. В., Тимербаева С. Л., Иванова-Смоленская И. А. Проблемы диагностики дистонического тремора // Атмосфера. Нервные болезни. - 2011. - № 2. - С. 40 - 43.
3. Брагинский М.Я., Бурькин Ю.Г., Майстренко Е.В, Козлова В.В. Состояние показателей произвольных движений учащихся в условиях физической нагрузки в разные сезоны года // Вестник новых медицинских технологий.- 2007. - Т.14, № 1. - С. 61 - 63.

ПРОГРАММНЫЙ МОДУЛЬ 3D-ВИЗУАЛИЗАЦИИ НИЗКОАМПЛИТУДНОЙ ЖЕЛУДОЧКОВОЙ АКТИВНОСТИ

Е.А. Гаврюшина, Е.В. Линник

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

Современное развитие компьютерных технологий позволяет проводить анализ электрокардиографического (ЭКГ) сигнала на качественно новом уровне, что открывает дополнительные возможности в диагностике кардиопатологий[1]. Это особенно актуально при выявлении электрической нестабильности миокарда и диагностике жизнеугрожающих нарушений ритма и развития внезапной сердечной смерти (ВСС). По имеющимся данным за последние два десятилетия общая частота ВСС, не смотря на использование новых методов диагностики и профилактики, существенно не изменилась и составляет приблизительно 20-25% всех случаев острых сердечных приступов[1]. Как правило, механизмом возникновения ВСС является развитие желудочко-

вых тахикардий. Выделение предикторов электрической нестабильности миокарда, разработка способов выявления больных с высоким риском возникновения аритмий – основные пути снижения частоты ВСС. Значительное внимание при решении этой проблемы уделяют методам анализа ЭКГ-сигнала с использованием современных информационных технологий. Одним из таких методов, который нашел широкое применение, является выявление так называемых поздних потенциалов желудочков (ППЖ) с помощью специальной методики записи ЭКГ.

В настоящее время доказана безусловная связь между ППЖ и опасными желудочковыми нарушениями ритма. Поэтому сегодня рекомендуется проводить регистрацию ЭКГ ВР с целью выявления ППЖ всем больным, перенесшим инфаркт миокарда, а также больным с некоронарогенными заболеваниями и повреждениями миокарда для выявления группы риска возникновения желудочковых тахикардий[1].

Открытие теории вейвлетов дало возможность создать и развить новые методы анализа данных, основанные на вейвлет- и вейвлет-пакетных преобразованиях, существенным достоинством которых по сравнению с преобразованием Фурье является возможность точной реконструкции сигнала при прямом и обратном преобразованиях[2].

В связи с этим актуальным является разработка программного обеспечения специализированных систем кардиодиагностики с целью выявления и пространственной визуализации низкоамплитудных составляющих ЭКГ-сигнала.

С помощью вейвлет-технологий возможно непосредственно идентифицировать временной интервал существования и оценить характер неоднородностей в миокарде[3]. Это позволяет выявлять локализацию неоднородностей при 3D-визуализации электрической активности миокарда в реальном масштабе времени (рис.1) и последующим отображением сетки электрической активности на индивидуальную анатомическую структуру.

Визуализацию целесообразно осуществлять спецификацией открытой графической библиотеки OpenGL, основным принципом работы которой является получение наборов векторных графических примитивов в виде точек, линий и многоугольников с последующей математической обработкой полученных данных и построением растровой картинки на экране и в памяти[4]. Библиотека независимо работает со всеми языками программирования, что позволяет создавать приложения для работы в выбранной объектно-ориентированной среде Delphi7.

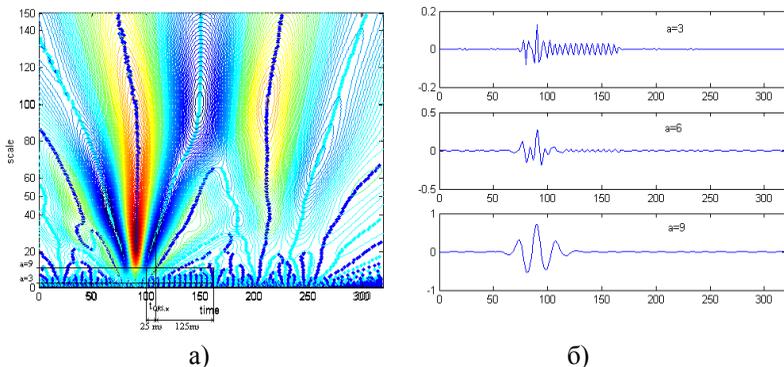


Рис. 1 – Идентификация ППЖ (а – вейвлет-спектрограмма ЭКГ с участком ППЖ; б – временное представление ППЖ на разных масштабах).

Предлагаемый программный модуль позволит существенно расширить диагностические возможности инструментальных методов исследования сердца. Также его использование даст возможность снизить инвазивность диагностических процедур (внутрисердечного электрографического исследования) при подготовке пациентов к радиочастотной катетерной абляции с целью нейтрализации субстрата жизнеугрожающих аритмий.

Библиографический список

1. Пархоменко О.М., Перепелиця М.В. Значення електрокардіографії високого підсилення у діагностиці загрозливих для життя аритмій та розвитку раптової серцевої смерті// Український медичний часопис, 2000. – №1. – С. 39-44.
2. Воробьев В.И., Грибунин В.Г. Теория и практика вейвлет-преобразования. – СПб.: ВУС, 1999. – 204 с.: ил.
3. Мустецов Н.П., Мельникова Е.В. Идентификация поздних потенциалов желудочков на основе вейвлет-технологий// Электроника и связь, Киев, 2004. – №21. – С.124-127.
4. Дональд Херн, М. Паулин Бейкер. Компьютерная графика и стандарт OpenGL = Computer Graphics with OpenGL. — 3-е изд. — М.: Вильямс, 2005. — 1168 с.

УПРАВЛЕНИЕ ПОТОКАМИ ДАННЫХ В МЕДИЦИНСКОЙ ИНФОРМАЦИОННОЙ СИСТЕМЕ

А.В. Крошилин, С.В. Крошилина

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

Хранилища данных учреждений медицинского типа содержат информацию, которую с успехом можно использовать для получения новых знаний, необходимых для эффективного принятия как управленческих, так и медицинских решений. При этом остро стоят вопросы разработки интеллектуальной многоконтурной информационной системы и методов автоматического поиска новых закономерностей. В процессе проектирования автоматизированной информационной системы (АИС) медицинского учреждения авторами проекта были проанализированы и классифицированы функционирующие информационные потоки: электронная история болезни, данные анамнеза пациентов и особенности социальной среды их проживания, поставленные диагнозы, назначения и проведенные курсы лечения, распределение лекарственных средств внутри медицинского учреждения, данные по управлению передвижной лабораторией.



Рис.1 – Структурная схема АИС медицинского учреждения

В результате спроектированная АИС медицинского учреждения в своем составе имеет семь подсистем.

Подсистема ведения электронной истории болезни хранит информацию о пациентах: персональные данные, данные о посещении врача, поставленные диагнозы, назначенные курсы лечения, результаты анализов, результаты выписки и т.д. Эта информация служит для формирования статистической отчетности, а также консолидируется для работы других подсистем.

Подсистема информационно-анамнестического анализа и особенностей социальной среды проживания пациента служит для оценки развития похожих ситуаций при выбранном курсе лечения, используется при постановке диагноза и назначении курса лечения, хранит информацию об эпидемиологической ситуации районов области, о выявленных очагах заболевания, а также социальная информация.

Подсистема поддержки принятия решения постановки диагноза ориентирована на помощь врачу. В основе подсистемы - разработанная авторами методика нечеткой кластеризации с использованием оценочной функции качества кластеризации, позволяющая полностью формализовать решение задачи кластеризации, при этом оценивается качество каждого разбиения и выбирается наилучшее из них. Указанный подход позволяет производить эффективный мониторинг данных при значительном сокращении затрачиваемых ресурсов за счет применения алгоритма модифицированного метода нечеткой кластеризации и в значительной степени повышает качество постановки диагноза.

Подсистема поддержки принятия решения выбора и корректировки курса лечения использует данные электронной болезни, анамнезов, поставленных диагнозов и т.д. В основе - аппарат теории нечетких множеств и нечеткой логики, неоспоримое преимущество такого подхода связано с тем, что в расчет попадают все возможные сценарии развития событий, что несвойственно вероятностным методам, рассчитанным на конечное (дискретное) множество сценариев, кроме того, знания человека-эксперта о решаемой задаче в условиях неполноты, нечеткости исходной информации и достигаемых целей также имеют нечеткий характер. Особенность подсистемы в том, что каждая модель строится на основе отдельной семантической сети, причем работает она с несколькими моделями предметной области (ПрО) взаимосвязанными или несвязанными между собой, которые в дальнейшем объединяются в единую модель ПрО.

Подсистема интеллектуального управления материальными потоками отвечает за распределение лекарственных средств внутри медицинского учреждения. Научным направлением, лежащим в основе разработанной подсистемы, является методология когнитивного анализа, при котором эффективным инструментом являются нечеткие когнитивные карты, хорошо зарекомендовавшие себя в задачах исследования структуры модели системы учета материальных потоков и получения прогнозов ее развития при различных управляющих воздействиях. С учётом выбранной информационной модели и методов нечёткого когнитивного анализа разработан усовершенствованный алгоритм учета материальных потоков.

Подсистема интеллектуального управления транспортными потоками отвечает за работу передвижной лаборатории. Помимо сбора накопленной информации и ее анализа, одной из основных задач подсистемы - составление, контроль, динамическая коррекция маршрута передвижной лаборатории. В подсистеме также применена теория когнитивного анализа, которая применяется в подсистеме управления материальными потоками.

Подсистема подготовки статистической отчетности и уведомлений предназначена для формирования отчетной информации как регламентированной (более 40 видов) так и оперативной (более 30 видов) за каждый день работы медицинского учреждения. Разработана система автоматизированной доставки извещений по электронной почте.

В результате построенная структура автоматизированной информационной системы медицинского учреждения позволяет осуществлять интеллектуальную поддержку принятия как управленческих, так и медицинских решений на различных уровнях работы. Система - многокомпонентная и разработана по современным методикам проектирования систем интеллектуального анализа данных. По результатам теоретических и практических исследований имеются три свидетельства о государственной регистрации программ для ЭВМ, пять актов внедрения, а также информационная система была отмечена наградой "Серебряный Диплом - 2010" - конкурс молодых учёных.

ПРИМЕНЕНИЕ МЕТОДА БИОЛОГИЧЕСКОЙ ОБРАТНОЙ СВЯЗИ ДЛЯ ТРЕНИНГА БЕРЕМЕННОЙ ПРИ МОНИТОРИРОВАНИИ СОСТОЯНИЯ СИСТЕМЫ МАТЬ-ПЛОД

К.В.Тимкина

Научный руководитель - Киселева Е.Ю., канд. техн. наук, доцент;

Толмачев И.В., ассистент

Томский политехнический университет

Проблема неинвазивных методов фетального мониторинга, с возможностью коррекции состояния, до сих пор является актуальной, в связи с прогрессированием патологии беременности. Длительное напряжение регуляторных систем организма матери приводит к истощению адаптационных резервов, нарушению физиологических ритмов и механизмов регуляции, что не может не сказаться на функциональ-

ном состоянии плода. В этой связи актуальной задачей современной медицины становится разработка методик коррекции состояния беременной, основанных на обращении к естественным ресурсам человеческого организма. Одним из таких методов является управление с биологической обратной связью, или БОС – тренинг. Биологически обратная связь – это метод медицинской реабилитации, при котором человеку с помощью электронных приборов мгновенно и непрерывно предоставляется информация о физиологических показателях деятельности его внутренних органов посредством световых, звуковых, визуальных и тактильных сигналов обратной связи. Опираясь на эту информацию, человек может научиться произвольно изменять эти в обычных условиях неощутимые параметры.

Целью данной работы является: Оценка эффективности применения биологической обратной связи для тренинга беременной при мониторинговании состояния системы мать-плод

Задачи:

1. Разработка и реализация алгоритма БОС - тренинга для беременных в виде программного приложения.

2. Проведение исследований на группах беременных с последующей оценкой эффективности БОС - тренинга.

Разработано программное приложение для БОС - тренинга, обеспечивающее управление в процессе сеанса частотой сердечных сокращений благодаря дыхательной аритмии, являющейся хорошим индикатором качества дыхания пациентки рис. 1.

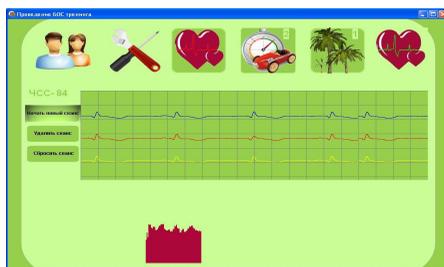


Рис. 1 - Вид главной формы БОС - тренинга

Если пациентка добивается максимального колебания ЧСС при дыхании, то такое дыхание называется диафрагмально-релаксационным, что повышает оксигенацию крови и способствует профилактике гипоксии плода. Кроме того, разработанное программ-

ное приложение позволяет оценивать функциональное состояние плода на каждом из этапов БОС - тренинга.

Методика БОС - тренинга. В группу для оценки эффективности тренинга входят беременные со сроком гестации 32-35 недель с физиологическим течением, без патологии матери и плода. Для более эффективного усвоения навыка управления ЧСС нужно не менее 2-х выполнений тренинга с перерывом в 2 дня. В помещении для БОС - тренинга должна быть комнатная температура, шумоизоляция, спокойная обстановка без раздражающих факторов (посторонние люди, разговоры). Женщина располагается в удобном кресле перед монитором. На брюшную стенку накладываются 5 абдоминальных электродов, смазанных электропроводным гелем. Инструктор дает общие рекомендации на выполнение сеанса. Далее пациентка приступает к выполнению задания.

Структура сценария. Общая длительность сеанса – 18 минут.

Начало сеанса. Проверка контакта с прибором. Длительность этапа – по усмотрению инструктора.

Этап 1. Запись перед сеансом. Заставка с текстовой и речевой инструкцией на общее расслабление с последующим видеорядом релаксирующего содержания. Картинки подобраны по тематике «Природа», в цветовой схеме, направленной на успокоение нервной системы: желтый – зеленый –голубой – синий. Этот этап позволяет записать исходное состояние пациентки и плода. Длительность сеанса – 3,5 мин.

Этап 2. Инструкция 1. Пациентке в речевой форме предлагается задание с помощью дыхания попытаться управлять анимированной картинкой «цветок». Длительность этапа - 30 секунд.

Этап 3. Сеанс 1. На этом этапе задача пациентки убедиться в возможности изменения ЧСС и подобрать наиболее эффективный способ воздействия. На экране располагается цветок, который, в зависимости от ЧСС пациентки в диапазоне от (Средняя + 2*Среднее квадратичное отклонение) до (Средняя - 2*Среднее квадратичное отклонение), находится в распушенном состоянии или закрытом. Каждое изменение ЧСС сопровождается звуковой нотой пианино. Так же пациентка может следить за ЧСС, которая отображается на экране. Длительность этапа – 2 мин.

Этап 4. Отдых 1. После сеанса пациентка с помощью звукового сообщения информируется об отдыхе, на экран выводится видеоряд релаксирующего содержания «Природа». Длительность этапа – 40 сек.

Этап 5. Инструкция 2. Пациентке в звуковой форме предъявляется задание на управление анимированной картинкой «Животное»,

нужно чтобы животное бежало быстрее. Т.к. сеанс направлен на повышение ЧСС, пациентка предупреждается о возможности головокружения.

Этап 6. Сеанс 2. Пациентка пытается повысить ЧСС относительно фонового значения и удерживать на этом уровне. Пациентке на экране предьявляется животное, которое может бежать быстрее при увеличении ЧСС в диапазоне от (Средняя + 2*Среднее квадратичное отклонение) до (Средняя - 2*Среднее квадратичное отклонение). Еще один стимул – звуковой, необходимо добиться максимальной громкости музыки активирующего характера. Длительность этапа – 1 мин.

Этап 7. Отдых 2. После сеанса пациентка с помощью звукового сообщения информируется об отдыхе, на экран выводится видеоряд релаксирующего содержания «Животные». Длительность этапа – 40 сек.

Этап 8. Инструкция 3. Пациентке в звуковой форме предьявляется задание на управление анимированной картинкой «Лицо», нужно чтобы лицо улыбалось, при правильном выполнении задания музыка становится громче.

Этап 9. Сеанс 3. Пациентка пытается понизить ЧСС относительно фонового значения и удерживать на этом уровне. Для пациентки на экране отображается лицо, которое становится грустным при увеличении ЧСС и улыбается при понижении ЧСС, диапазон ЧСС от (Средняя + 2*Среднее квадратичное отклонение) до (Средняя - 2*Среднее квадратичное отклонение). Необходимо добиться максимальной громкости музыки релаксирующего характера. Длительность этапа – 2 мин.

Этап 10. Отдых 3. После сеанса пациентка с помощью звукового сообщения информируется об отдыхе, на экран выводится видеоряд релаксирующего содержания «Дети». Длительность этапа – 40 сек.

Этап 11. Инструкция 4. Пациентке в звуковой форме предьявляется задание на управление анимированной картинкой «Паровоз», нужно чтобы паровоз двигался от станции к станции.

Этап 12. Сеанс 4. Пациентка пытается управлять ЧСС относительно фонового значения в обе стороны, повышать и понижать ЧСС, добиваясь максимальной дыхательной аритмии сердца. Пациентке на экране предьявляется анимированная картинка «Паровоз», который движется от станции к станции в зависимости от ЧСС, диапазон ЧСС от (Средняя + 2*Среднее квадратичное отклонение) до (Средняя - 2*Среднее квадратичное отклонение). Длительность этапа – 2 мин.

Этап 13. Запись после сеанса. Пациентка с помощью звукового сообщения информируется о том, что можно отдохнуть после сеанса.

На экран выводится видеоряд релаксирующего содержания «Вода - Растения». Длительность этапа – 3,5 мин.

Этап 14. Финиш. Заставка с текстом об окончании сеанса и аплодисментами как поощрение за работу. Длительность этапа – 15 сек.

После каждого этапа тренинга происходит вычисление ряда характеристик состояния организма матери и плода, которые выводятся на экран и сохраняются в базу данных: Мо, dX, АМо, ИН, ЧСС. Эти характеристики отражают состояние вегетативной нервной системы матери и плода.

На основе полученных данных отслеживается динамика показателей матери и плода между каждым этапом тренинга, а также между сеансами. Эффективность БОС - тренинга может быть оценена исходя из параметров, характеризующих уровень стресса плода (Мо, dX, АМо, ИН, ЧСС плода), а также функционального состояния матери (Мо, dX, АМо, ИН, ЧСС матери).

ПРЕДВАРИТЕЛЬНАЯ ОБРАБОТКА ПРИ АВТОМАТИЧЕСКОМ ИССЛЕДОВАНИИ ЭЛЕКТРОКАРДИОСИГНАЛА

Н.С. Точилина

Научный руководитель – Михеев А.А., д-р техн. наук, профессор
Рязанский государственный радиотехнический университет

Основные исследования при установлении диагноза по электрокардиограмме (ЭКГ) сводятся к измерению характерных временных интервалов, определению изолинии и измерению амплитуды зубцов электрокардиограммы. Переход к автоматической обработке электрокардиосигнала значительно расширяет диагностические возможности метода, поскольку обеспечивает оперативную диагностику состояния пациента.

При автоматическом исследовании параметров электрокардиосигнала одной из важнейших операций предварительной обработки является устранение действующих на него помех.

Одной из основных аддитивных низкочастотных помех, действующих на электрокардиосигнал, является дрейф изоэлектрической линии, обусловленный поляризацией электродов, влиянием дыхательных волн, переходными процессами при пропадании контакта электрода с телом.

Также типовой аддитивной помехой является наводка от промышленной сети, которая почти всегда присутствует в регистрируемом сигнале. Подавление влияния сетевой наводки на электрокардиосигнал является одной из важнейших операций предварительной обработки при автоматическом исследовании электрокардиосигнала. Оно осложнено тем, что частота промышленной сети входит в диапазон частот, занимаемых электрокардиосигналом.

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.

Для устранения действующих на электрокардиосигнал аддитивных помех можно предложить методы, основанные на выделении сигналов этих помех, используя фильтрационный способ восстановления. Для этого необходимо на электрокардиосигнале взять отсчеты, которые будут являться дискретными отсчетами сигнала помехи. На ЭКС существует три участка, которые, как считается, лежат на изолинии: сегмент PQ, ST-сегмент и ТР-сегмент. Сегмент PQ отражает физиологическую задержку передачи импульса возбуждения и в норме может быть изоэлектрическим или слабоотрицательным. ST-сегмент характеризует период полного охвата возбуждением желудочков, поэтому на электрокардиограмме в этот момент регистрируется изолиния. Нарушения в работе миокарда смещает этот сегмент выше или ниже изолинии и искажает его форму, делая ее выпуклой или вогнутой. ТР-сегмент соответствует электрической диастоле сердца и при отсутствии помех лежит на нулевой линии. Если на электрокардиосигнал действует низкочастотная 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 электрокардиосигнала на ТР-сегменте. Спектр последовательности таких импульсов содержит в нулевой спектральной зоне составляющие, определяющие исходный непрерывный сигнал.

Исходный непрерывный сигнал может быть восстановлен, если дискретные отсчеты этого сигнала пропустить через фильтр нижних частот 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. Выходной сигнал фильтра оказывается ослабленным в T/τ раз. Последующим усилением можно довести этот сигнал до уровня исходного непрерывного сигнала.

Другим, более удобным для практической реализации, способом является предварительное преобразование дискретных отсчетов сигнала с амплитудно-импульсной модуляцией 1-го рода (АИМ-1) к виду с амплитудно-импульсной модуляцией 2-го рода (АИМ-2). В данном случае $\tau \approx T$, поэтому амплитуда полезной составляющей в спектре сигнала практически равна амплитуде исходного сигнала и не требует последующего дополнительного усиления сигнала.

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 имеют 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. Из исходной задержанной смеси ЭКС и сигнала помехи производится вычитание выделенного сигнала дрейфа изолинии, что позволяет устранить последний, освободив от его влияния электрокардиосигнал [1].

Предложенный метод позволяет выделить истинный сигнал дрейфа изолинии и устранить его, не искажая при этом информативные составляющие электрокардиосигнала.

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.

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, и боковые составляющие, образованные спектральными составляющими модулирующих прямоугольных импульсов длительностью τ .

Сформированная последовательность отсчетов подается на полосовой фильтр с центральной частотой, равной частоте промышленной сети. При прохождении сформированной последовательности отсчетов электрокардиосигнала через полосовой фильтр на выходе фильтра выделится только сигнал сетевой помехи, так как в спектре фильтруемой последовательности отсутствуют составляющие ЭКС, поскольку на ТР-сегменте ЭКС имеет, как было отмечено выше, нулевое значение.

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[2].

Предложенный метод позволяет ослабить влияние помехи от промышленной сети питания на электрокардиосигнал, не искажая при этом составляющие электрокардиосигнала, частота которых равна частоте промышленной сети, так как этих составляющих нет в спектре фильтруемой последовательности.

Библиографический список

1. Патент РФ № 2436502, А61В5/0402. Способ устранения дрейфа изоэлектрической линии электрокардиосигнала и устройство для его осуществления / О. В. Мельник, А. А. Михеев, Н. С. Штрунова // Изобретения. Полезные модели. 2011. № 35.
2. Патент РФ № 2428107, А61В5/0402. 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. № 25.

АРМ ВРАЧА-ОФТАЛЬМОЛОГА «GLAUCOMA V 1.0»

А.Н. Страшненко, Е.В. Высоцкая
Научный руководитель – Бых А.И., д-р ф.-м. наук, профессор
Харьковский национальный университет радиоэлектроники

Офтальмология – одно из важнейших направлений современной клинической медицины, специализирующееся на изучении заболеваний такого уникального органа чувств, как глаза, с помощью которого около 80% информации мы черпаем о мире.

Наиболее частыми проблемами в офтальмологии являются такие аномалии оптического аппарата глаза, как – близорукость, дальность, астигматизм, кератоконус, анизометропия, ухудшение прозрачности светопроводящих структур глазного яблока, трофические возрастные и наследственные заболевания сетчатки. Среди причин слепоты согласно результатам эпидемиологических исследований практически во всех регионах мира второе место занимает глаукома, что подчеркивает ее социальную значимость.

На современном этапе развития медицины огромное значение имеет автоматизация работы врача-офтальмолога, поскольку она облегчает восприятие и интерпретацию большого количества диагностической информации, получаемой о пациенте. В настоящее время известные автоматизированные системы не в полной мере удовлетворяют требованиям офтальмологической практики.

Целью работы является разработка автоматизированного рабочего места (АРМ) врача-офтальмолога для информационной поддержки принятия решения на основных лечебно-диагностических этапах.

Нами разработано АРМ врача-офтальмолога «Glaucoma v 1.0», которое является высокоэффективным помощником для медицинских учреждений офтальмологического профиля. Основными структурными звеньями разработанного АРМ являются логически согласованные взаимодействующие техническая и биологическая подсистемы. Ядром технической подсистемы является реляционная база данных, которая кроме общей информации о пациенте, его жалобах, анамнезе жизни и анамнезе заболевания, содержит полную информацию о диагностических исследованиях, проводимых при различных заболеваниях органа зрения. А именно: визометрия, тонометрия, кинетическая периметрия, биомикроскопия, гониоскопия, офтальмоскопия, ретинотомография и др. Основным программным модулем АРМ является модуль «Диагно-

стика», который предназначен для выявления глаукомы на ранних стадиях развития и прогнозирования характера течения заболевания.

Интерфейс АРМ был разработан совместно с квалифицированными врачами, занимающимися исследованием различных заболеваний глаза, благодаря чему он интуитивно понятен для врача-офтальмолога.

Таким образом, создано автоматизированное рабочее место врача-офтальмолога «Glaucoma v 1.0», которое позволяет вести электронный документооборот, проводить диагностику глаукомы на ранних этапах развития, сократить время пребывания пациентов в стационаре, и тем самым повысить качество оказания медицинской помощи населению.

ОПТИЧЕСКАЯ РЕГИСТРАЦИЯ ПОЛОЖЕНИЯ ХИРУРГИЧЕСКОГО ИНСТРУМЕНТА В ПРОСТРАНСТВЕ

М.Ю. Тымкович

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

В настоящее время малоинвазивная хирургия в значительной степени развивается за счет использования и применения навигационных хирургических систем. Компьютерные навигационные системы сокращают риск возникновения осложнений, а также время проведения хирургического вмешательства.

Разработка таких систем, а также их совершенствование является важной задачей. Основной задачей данной работы является анализ принципов оптической регистрации положения хирургического инструмента в пространстве.

Обобщенная принципиальная схема типичной хирургической навигационной системы представлена на рисунке 1, и она включает в себя подсистемы регистрации положения и визуализации.

Оптические навигационные системы основаны на регистрации положения видимых объектов – маркеров, по которым определяется положение и ориентация дистального наконечника хирургического инструмента.

Оптические навигационные системы имеют меньшую стоимость и большую доступность. Развитие компьютерных систем позволило существенно увеличить скорость расчета положения хирургического инструмента. Кроме того, системы, основанные на оптической

регистрации маркеров, могут определять положение, большого количества видимых объектов, не удорожая в целом конструкцию изделия. К тому же, возможна коррекция положения маркера в зависимости от изменения положения пациента. Такие системы варьируются в зависимости от количества камер, их конструкции, а также их пространственного размещения.

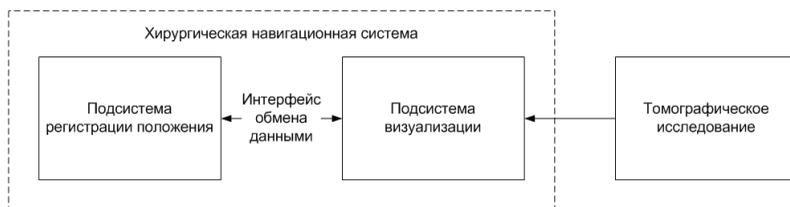


Рис. 1 – Обобщенная структура хирургической навигационной системы

Наиболее естественным для оптических систем является регистрация положения маркера в пространстве по двум ортогональным проекциям (рис. 2) с помощью стандартных RGB-видеокамер.

Основной сложностью, возникающей при разработке таких навигационных систем, является то, что подсистема регистрации маркеров работает в условиях с изменяемым фоном и это приводит к невозможности использования алгоритмов построенных на вычитании фона для детектирования движения. Предварительно над изображением необходимо произвести фильтрацию импульсных помех, исходя из показателей шума матричного сенсора камеры. Для решения задачи отделения маркера от фона, решено воспользоваться цветовым разделением.

Анализ полноразмерной сцены для множества маркеров является достаточно ресурсоемкой операцией, что приводит к необходимости использования быстродействующих устройств, а также современных технологий распараллеливания вычислений. Одним из вариантов повышения производительности является использование алгоритма скользящего окна. При этом в начале производится поиск центра симметрии объекта, далее для следующего кадра производится анализ пикселей, которые находятся в окрестности предыдущего центра симметрии, в пределах некоторого окна (либо фиксированного, либо скользящего). Окно должно иметь размеры, учитывающие предельные возможности перемещения маркера за время между соседними кадрами. Пиксели, которые соответствуют цвету маркера, отмечают, и по

ним производится перерасчет центра объекта (так же возможен перерасчет размера окна слежения). На следующем кадре производится расчет положения маркера с учетом нового центра симметрии.

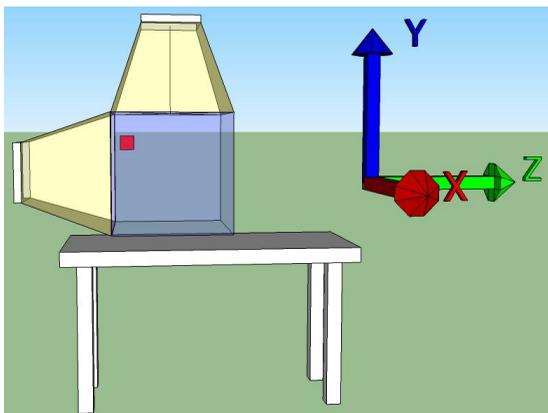


Рис. 2 – Регистрация положения маркера по двум проекциям

Имея положение трех маркеров в пространстве, а также имея информацию о геометрии инструмента и взаимном расположении инструмента и маркеров, осуществляется вычисление текущего положения инструмента в пространстве.

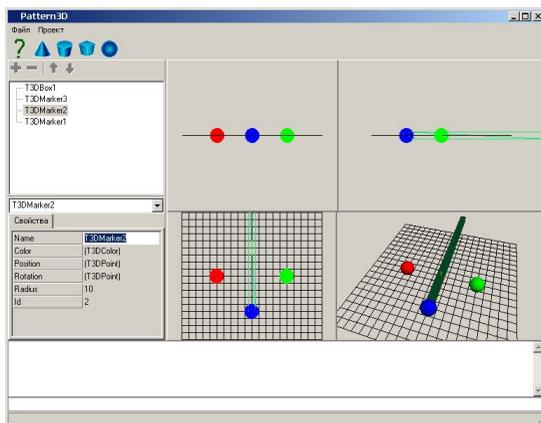


Рис. 3 – Хирургический инструмент и система маркеров

С целью автоматизации моделирования захвата движения различных инструментов, а также универсализации построения множественных конструкций хирургических инструментов, разрабатывается программное обеспечение, которое позволяет конструировать хирургические инструменты, с различным расположением маркеров. На рисунке 3 представлен общий вид программного обеспечения с разработанным инструментом и системой маркеров.

По полученным положениям маркеров производится расчет положения самого инструмента. Пример вычисления положения инструмента представлен на рисунке 4.

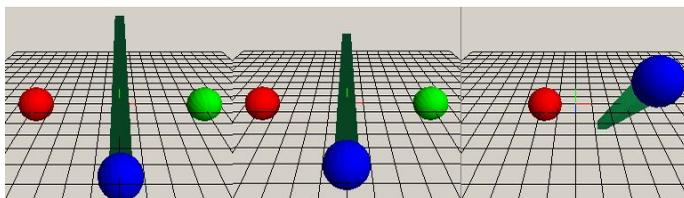


Рис. 4 – Моделирование перемещения маркеров

В ходе работы рассмотрена общая структура оптической хирургической навигационной системы. Рассмотрены принципы регистрации положения маркеров и определения пространственного месторасположения хирургического инструмента. Кроме того, разработано программное обеспечение, позволяющее выполнять конструирование различных конструкций хирургического инструмента, а также производить моделирование перемещения маркеров, и соответственно, вычислять положение хирургического инструмента.

ИНФОРМАЦИОННАЯ ТЕХНОЛОГИЯ ДИАГНОСТИКИ ОЖИРЕНИЯ У ПАЦИЕНТОВ С АРТЕРИАЛЬНОЙ ГИПЕРТЕНЗИЕЙ

А.С. Добродня, А.Н. Страшненко, Е.В.Высоцкая
Научный руководитель – Бых А.И., д-р ф.-м. наук, профессор
Харьковский национальный университет радиоэлектроники

Избыточная масса тела, ожирение и связанные с ними факторы риска таких заболеваний как ишемическая болезнь сердца, сахарный

диабет, инсульт и гипертония, рассматриваются одной из главных причин заболеваемости и смертности во всем мире. Более 1 млрд. жителей планеты имеют избыточный вес или ожирение. На сегодняшний день разработка научно обоснованных технологий, обеспечивающих эффективное выявление ожирения у пациентов с артериальной гипертензией (АГ), является актуальной задачей.

Целью работы является разработка информационной технологии диагностики ожирения у пациентов с АГ, позволяющей более подробно проанализировать и объяснить сущность патологического каскада формирования нарушений обмена веществ, что позволит врачу адекватно оценить прогноз заболевания и применить значимые лечебные и профилактические мероприятия.

Разработанная нами информационная технология реализует методику определения ожирения у пациентов с АГ на ранней стадии развития с использованием методов теории вероятностей и математической статистики. Сначала происходит сбор и обработка данных клинико-лабораторных исследований, включающих в себя изменение обмена углеводов, липидов и адипокинов. Затем на основании метода дискриминантных функций происходит определение наиболее прогностически значимых факторов риска развития и прогрессирования ожирения у пациентов с АГ, к которым были отнесены: индекс массы тела, стадия артериальной гипертензии, наличие сахарного диабета 2 типа, индекс инсулинорезистентности Саго, уровень инсулина, гликированный гемоглобин, ингибитор активатор плазминогена, апополипротеин 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 92% принадлежность пациент к той или иной группе. Далее формируется заключение, содержащее диагностические рекомендации для врача (диетолога, 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 «Ожирение», реализованной в системе управления базами данных Access.

Таким образом, разработанная информационная технология позволяет качественно диагностировать ожирение у пациентов с АГ на ранних стадиях развития, а своевременное лечение сокращает развитие заболеваний кардиометаболического типа.

АРМ ВРАЧА-ДИЕТОЛОГА

И.С. Добродня, А.Н. Страшенко, Е.В. Высоцкая
Научный руководитель – Бых А.И., д-р ф.-м. наук, профессор
Харьковский национальный университет радиоэлектроники

Здоровье человека во многом определяется тем, что он ест. Вопрос правильного питания чрезвычайно важный. Правильное диетическое питание – это один из ключевых вопросов при оздоровлении организма. Диета во многих случаях является эффективной заменой лекарственным средствам и пищевым добавкам. Подбор диеты требует тщательного и осторожного подхода, который осуществляет врач-диетолог после обследования пациента.

В основе построения диет лежат все физиологические процессы, происходящие в организме. Питание человека характеризуется рядом важных показателей: калорийностью пищи, ее химическим составом и кратностью питания.

Целью работы является разработка автоматизированного рабочего места (АРМ) врача-диетолога, позволяющего подобрать оптимальную диету питания для пациента, в зависимости от его пожеланий и индивидуальных особенностей организма.

Основными структурными звеньями разработанного нами АРМ врача-диетолога являются логически согласованные взаимодействующие техническая и биологическая подсистемы.

Данные о состоянии здоровья пациента через блок ввода и регистрации информации поступают в разработанную базу данных (БД), которая содержит информацию о пациентах, продуктах питания, типах диет, блюдах.

Для индивидуального подбора рациона питания информация из БД поступает в блок анализа информации, в котором в зависимости от основного диагноза пациента, дополнительных жалоб на самочувствие, а также его возраста, соответствия роста и веса определяется система питания пациента (определенная диета). Далее определяется ассортимент разрешенных при данной диете продуктов и их сочетаний в виде блюд, их калорийность и химический состав. Затем формируется заключение, в котором определяется меню на каждый день недели, а также рекомендации по наиболее эффективному режиму питания.

В рамках рекомендованной АРМом диеты пациент в зависимости от своих предпочтений выбирает блюда на завтрак, обед, полдник и ужин. Для каждого варианта выбора блюд определяется его кало-

рийность, количество белков, жиров, углеводов, а также содержание витаминов и минеральных веществ.

Таким образом, разработанное АРМ позволяет врачу-диетологу рекомендовать пациентам наиболее приемлемые для них пищевые рационы, направленные, прежде всего, на настройку процессов в организме и оптимизацию обмена веществ. Кроме того, предложенный АРМ дает возможность пациенту выбирать систему питания в зависимости от его пожеланий и индивидуальных особенностей организма.

РАЗРАБОТКА БАЗЫ ДАННЫХ ДЛЯ ИНФОРМАЦИОННОЙ СИСТЕМЫ ОПРЕДЕЛЕНИЯ СТАДИЙ АРТЕРИАЛЬНОЙ ГИПЕРТЕНЗИИ

А.П. Порван, Д.А. Амбросов

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

Артериальная гипертензия (АГ) остается наиболее распространенным сердечно-сосудистым заболеванием, которым страдает более 20% населения планеты. Данные эпидемиологических исследований показали прямую зависимость АГ и риска развития таких тяжелых заболеваний, как инсульт, ишемическая болезнь сердца и сердечная недостаточность, в результате возникновения которых смертность и инвалидизация трудоспособного населения растет с каждым днем. В связи с этим большое значение приобретает ранняя диагностика АГ, которая основана на разработке и внедрении современных методов и средств автоматизации работы врача.

Выявление стадий АГ представляет определенные трудности. Для правильного определения начальных стадий АГ терапевту придется учитывать большой объем разнородной информации о проведенных клинико-лабораторных и инструментальных исследованиях. При этом, с целью повышения эффективности и качества диагностики, врач использует данные дополнительных клинико-лабораторных методов обследования, необходимых для оценки вовлеченности в патологический процесс при АГ метаболических нарушений (в первую очередь, нарушения углеводного, липидного и адипокинового спектра крови). Проведение и анализ результатов данного дополнительного обследования при диагностике АГ усложняет и без того трудоемкий диагностический процесс. Поэтому разработка базы данных (БД) для

информационной системы определения стадий АГ с учетом дополнительно проведенных специфических лабораторных исследований, является актуальной задачей и имеет практический интерес.

Нами была разработана реляционная база данных (БД) информационной системы выявления стадий АГ, которая предназначена для хранения паспортной информации о пациенте, его антропометрических данных, проводимых диагностических мероприятиях, инструментальных и клинико-лабораторных исследованиях в 10 сущностях: Patient (анкетные данные пациента), Poseshenie (информация о посещении лечебного учреждения), Vrach (информация о врачах), Osmotr (информация об осмотре пациента), Vid_issl (виды исследований), Parametr (параметры исследований), Param_C (значения параметров исследований символьного типа), Param_N (значения параметров исследований числового типа), Param_L (значения параметров исследований логического типа), Diagnoz (диагнозы и симптомы согласно МКБ 10). Между всеми сущностями были установлены связи в виде нотаций «один-ко-многим» с функциями доступа «input», «update», «delete». Проектирование полной атрибутивной модели БД выполнялось с использованием Case-средства Erwin.

Таким образом, разработанная БД позволит автоматизировать процесс диагностики АГ на ранних стадиях развития и сократить время на выявление данной патологии.

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

В предыдущей статье мной было предложено создать планшет, рабочая поверхность которого состоит из множества подвижных элементов – «иголок», которые, поднимаясь и опускаясь относительно плоскости планшета, образуют трёхмерную карту местности. Слепой человек, держа планшет в руке и ощупывая его рабочую поверхность, сможет ориентироваться на местности, определяя наличие препятствий, подъемов и спусков. «Изображение» местности на планшете будет формироваться на основе трёхмерного цифрового изображения,

получаемого двумя web-камерами, расположенными на теле человека. При этом подвижные элементы планшета будут эквивалентны пикселям цифрового изображения.

Так как в цифровом изображении каждый отдельный пиксель несёт информацию, то для полной передачи этой информации число подвижных элементов планшета должно быть равным (или большим) числу пикселей цифрового изображения, получаемого с web-камеры. Стандартное разрешение современных web-камер составляет 640×480 пикселей, т.е. общее число пикселей цифровой картинки – 307200. Создать планшет малых размеров, чтобы его можно было носить в руке, с таким количеством подвижных элементов – серьёзная проблема.

Если даже линейный размер одного подвижного элемента будет составлять 1 мм, то рабочее поле планшета будет иметь размеры 64×48 см. Предмет таких размеров нести в руке проблематично, следовательно, линейные размеры подвижных элементов нужно ещё уменьшать. А ведь ещё нужно «вместить» в планшет механизм управления подъёмом и спуском подвижных элементов.

Таким образом, чтобы можно было рисовать подробную карту местности на планшете и слепые люди могли по ней ориентироваться, нужно тщательно продумать технологию создания подвижных элементов очень малых размеров (порядка нанометров) и механизма управления движением этих элементов, тоже малых размеров. Как один из возможных способов, я предлагаю изготовить рабочую поверхность планшета из плёнки малой толщины, натянутой на магнитную жидкость.

Магнитная жидкость – жидкость, сильно поляризуемая в присутствии магнитного поля. Магнитные жидкости представляют собой коллоидные системы, состоящие из ферромагнитных частиц нанометровых размеров (обычный размер 10 нм и меньше), находящихся во взвешенном состоянии в несущей жидкости, в качестве которой обычно выступает органический растворитель или вода. Для обеспечения устойчивости такой жидкости ферромагнитные частицы связываются с поверхностно-активным веществом (ПАВ), образующим защитную оболочку вокруг частиц и препятствующем их слипанию из-за Ван-дер-Ваальсовых или магнитных сил. [1]

Несмотря на то, что магнитные жидкости состоят из ферромагнитных частиц, они не проявляют ферромагнитных свойств, поскольку не сохраняют остаточной намагниченности после исчезновения внешнего магнитного поля. На самом деле магнитные жидкости являются

парамагнетиками и их часто называют «суперпарамагнетиками» из-за высокой магнитной восприимчивости.

Под воздействием довольно сильного вертикально направленного магнитного поля поверхность жидкости с парамагнитными свойствами самопроизвольно формирует регулярную структуру из складок (рис. 1).

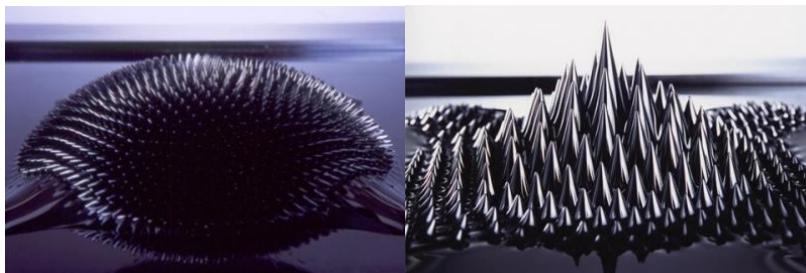


Рис. 1 – Магнитная жидкость под воздействием вертикально направленного магнитного поля

Этот эффект известен как «нестабильность в нормально направленном поле». Формирование складок увеличивает свободную энергию поверхности и гравитационную энергию жидкости, но уменьшает энергию магнитного поля. Такая конфигурация возникает только при превышении критического значения магнитного поля, когда уменьшение его энергии превосходит вклад от увеличения свободной энергии поверхности и гравитационной энергии жидкости. У магнитных жидкостей очень высокая магнитная восприимчивость, и для критического магнитного поля, чтобы возникли складки на поверхности, может быть достаточно маленького стержневого магнита. [1]

Таким образом, применение магнитной жидкости решает обе обозначенные выше проблемы – подвижные элементы, образуемые складками магнитной жидкости, имеют размеры порядка нанометров, а в качестве механизма управления используется несколько стержневых магнитов, также небольших размеров. Поэтому создать на основе магнитной жидкости планшет, на котором будет рисоваться карта местности, позволяющая слепым ориентироваться в пространстве, вполне реально.

Картинка будет «рисоваться» на поверхности планшета управляемым магнитным полем. Если подавать на определённые магниты определённые электрические импульсы, то магнитная жидкость будет определённым образом изменять свою форму, и, соответственно, свою

форму будет изменять и натянутая на неё плёнка. Перераспределяя магнитное поле, можно добиться того, что рабочая поверхность планшета будет приподниматься и опускаться определённым образом, рисуя необходимую картинку. В дальнейшем планируется создать опытный образец планшета и провести эксперимент, который должен будет дать ответ - действительно ли можно рисовать карту местности магнитной жидкостью под воздействием управляемого магнитного поля или нет.

Библиографический список

1. T.Albrecht, C.Buhrer et al. (1997), "First observation of ferromagnetism and ferromagnetic domains in a liquid metal (abstract)" Applied Physics A Materials Science & Processing – Т. 65: 215

ПРОГРАММНОЕ СРЕДСТВО ДЛЯ ПОИСКА СХОДНЫХ ПО НАПИСАНИЮ НАЗВАНИЙ ЛЕКАРСТВ

Е.С. Юхимович

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

В настоящий момент на территории России продаются тысячи лекарственных средств. Их названия могут быть *сходными по написанию*. При безрецептурном отпуске лекарств, неразборчивом почерке врачей и невнимательности работников аптек это может привести к покупке и последующему приему другого препарата, что повышает риск возникновения серьезных осложнений. Кроме того, согласно действующим нормативным документам лекарственные средства надлежащего качества возврату или обмену не подлежат.

Есть проблема ошибочной продажи лекарственных препаратов, однако у специалистов нет единого метода, позволяющего обнаружить ошибку, поэтому актуальна задача — разработать программное средство, которое выявляло бы сходные по написанию названия лекарств. В докладе предлагается программное средство, выполняющее обработку названий лекарств, зарегистрированных в Российской Федерации.

Программное средство предусматривает работу со списком названий лекарств, осуществляет поиск сходных по написанию названий.

Это программное средство также может генерировать новые названия лекарств. Список названий лекарств, используемый в программе, — это реальный перечень лекарственных средств, зарегистрированных, внесенных в государственный реестр лекарственных средств и разрешенных к медицинскому применению в Российской Федерации.

Применять для определения сходства названий расстояние *Хемминга*, равное числу *несовпадений* символов в двух строках на *одинаковых* позициях, в этой задаче нецелесообразно, так как названия лекарств могут искажаться не только из-за замены одного символа другим, но и из-за *потери* символов и их *добавления*. Поэтому для определения сходства названий было выбрано расстояние *Левенштейна* (предложено в 60-х годах 20-го века советским математиком В.И. Левенштейном [1]), определяемое для двух строк как минимальное число операций вставки символа, удаления символа, замены одного символа другим, необходимых для преобразования одной из этих строк в другую.

Для разработки программного средства использованы: среда программирования *Microsoft Visual Studio 2010*, язык программирования *C#*.

С помощью предлагаемого программного средства получены следующие результаты. Реестр лекарственных средств, разрешенных к применению в Российской Федерации, содержит 165 пар названий лекарств с расстоянием Левенштейна, равным 1 (самые «опасные» из-за сходства по написанию пары названий), и 1429 пар с расстоянием Левенштейна, равным 2 (достаточно «опасные» пары). Минимальное расстояние Левенштейна равно 1, максимальное расстояние равно 146, среднее расстояние приблизительно равно 16.

1. Применение предлагаемого программного средства поможет производителям лекарств и работникам аптек выявлять «опасных соседей» в реестре лекарственных средств, предотвращая тем самым ошибочную продажу лекарств и ошибочный прием их пациентами, а также поможет производителям лекарств генерировать новые названия лекарств, существенно отличные по написанию от имеющихся.

2. В дальнейшем по данной теме планируется вычислять расстояние *Дамерау — Левенштейна* [2] между названиями лекарственных средств. Расстояние Дамерау — Левенштейна является модификацией расстояния Левенштейна, отличается от него добавлением *транспозиции* (два соседних символа меняются местами). Также планируется выявлять сходные по *звучанию* названия, а при генерировании новых названий лекарств использовать матрицу оценок вероятностей переходов от символа к символу для *цепи Маркова*.

Библиографический список

1. Левенштейн В.И. Двоичные коды с исправлением выпадений и вставок символа // Проблемы передачи информации. — 1965. — Т. 1. — Вып. 1. — С. 12–25.
2. Damerau F.J. A Technique for Computer Detection and Correction of Spelling Errors // Communications of the ACM. — 1964. — V. 7. — № 3. — P. 171–176.

**РАСПОЗНАВАНИЕ ПСИХОЭМОЦИОНАЛЬНОГО
СОСТОЯНИЯ ЧЕЛОВЕКА НА ОСНОВЕ ПАРАМЕТРОВ РЕЧИ**

Д.И. Лукьянов

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

Человеческие эмоции являются одним из самых ярких показателей отношения человека к какой-либо конкретной ситуации. Определение психоэмоционального состояния человека может помочь при оценке деятельности человека при осуществлении определенных типов работ, в первую очередь связанных с обслуживанием опасных и сложных объектов. Существующие органы чувств человека не всегда способны точно определить ту или иную эмоцию, демонстрируемую собеседником. Ситуация осложняется еще больше, когда речь заходит о смешанных эмоциях, или эмоциях, которые крайне сложно встретить по отдельности.

Современные методы выявления человеческих эмоций как правило основаны на кардиограмме сердца или на мимике лица. Данные методы хорошо проработаны и дают результаты при определении базовых эмоций, но при этом не могут приблизиться к результатам, которые дает непосредственно человеческий аппарат. Данный факт объясняется тем, что при распространении данных методов на человека используется только зрительный канал передачи информации, при этом кардиоритм собеседника не учитывается.

Предложен алгоритм определения психоэмоционального состояния человека на основе анализа речевого сигнала (РС). Применение данного алгоритма дает возможность задействовать второй очень важный канал передачи информации – речевой сигнал, что в совокупности с мимикой лица дает полную информацию об эмоциях человека. На сегодняшний день данных способ выявления эмоционального со-

стояния слабо развит и не надежен, что вызывает дополнительный интерес к изучению вопросов, связанных с оценкой психоэмоционального состояния человека.

Речь человека, как правило, несет три информационных составляющих: непосредственно передаваемую информацию (значение слов и предложений), идентификационную составляющую диктора и эмоциональный фон. Эмоциональный фон представляет собой не только отношение человека к конкретному событию, но и внутреннее состояние человека на момент произнесения фразы.

Для реализации метода выявления психоэмоционального состояния человека требуется выделить лишь эмоциональную составляющую речи. При этом следует учитывать индивидуальные особенности человека. Кроме того на психоэмоциональное состояние значительно влияет темперамент. Классификация по различным темпераментам позволяет распределить все многообразие людей на четыре категории, что значительно упрощает задачу построения системы распознавания. Среди темпераментальных свойств обращают внимание на общую активность и собственно эмоциональность. В качестве индивидуально-психологических особенностей оказывающих влияние на эмоциональную сферу личности, были отобраны экстраверсия, нейротизм и эмоциональный интеллект.

К наиболее явным параметрам речи, определяющих эмоциональное состояние человека, относят частоту основного тона и три первых ее гармоники. Однако эти параметры способны определить лишь базовые эмоции, такие как «злость» и «радость», и не способны определить сложные эмоции.

Проведены исследования частотного диапазона РС в интересах обоснования критериев оценки психоэмоционального состояния человека. Показана возможность на основе анализа характеристик РС производить распознавание психоэмоционального состояния человека.

МАЛОИНВАЗИВНОЕ УСТРОЙСТВО ДЛЯ РАЗРУШЕНИЯ ТОТАЛЬНЫХ КОРОНАРНЫХ ОККЛЮЗИЙ

Л.Ю. Иванова

Научный руководитель – Лернер М.И., д-р техн. наук, профессор
Национальный исследовательский Томский политехнический университет

Образование атеросклеротических отложений в организме человека – достаточно распространенная проблема при кардиологических заболеваниях. Последствием образования патологических отложений на стенках кровеносных сосудов может стать развитие таких заболеваний, как ишемическая болезнь сердца, стенокардия, инфаркт миокарда, инсульт. По данным Всемирной организации здравоохранения, заболевания сердечно-сосудистой системы, приводящие к тотальной закупорке сосудов, являются причиной более 50% смертей в таких странах, как США, Россия, Германия и Великобритания [1]. Таким образом, вопрос своевременного проведения эффективного лечения является актуальным.

Наиболее перспективными методами лечения в этой области являются малоинвазивные технологии. Среди них – методы, основанные на разрушении патологических образований путем энергетического воздействия на них (аналогичные методам литотрипсии в урологии). Активно развиваются лазерная ангиопластика, радиочастотное и ультразвуковое удаление окклюзий, микрорассечение и перкутанное шунтирование пораженной области сосуда [2]. Однако, не смотря на наличие различных методов разрушения и удаления окклюзий, они имеют существенные недостатки: высокую травматичность и длительность проведения процедуры.

Прибор для электроимпульсной литотрипсии патологических конкрементов в урологии, позволяющий проводить процедуру дробления камней эффективно и безопасно, используя возможность точной дозировки энергии, был взят за основу при разработке нового малоинвазивного устройства для разрушения тотальных коронарных окклюзий. Принцип работы прибора заключается в передачи накопленной электрической энергии в генераторе к объекту разрушения, посредством рабочего инструмента – зонда, и разрушении его в результате внедрения канала разряда непосредственно в объект (рис. 1) [3].

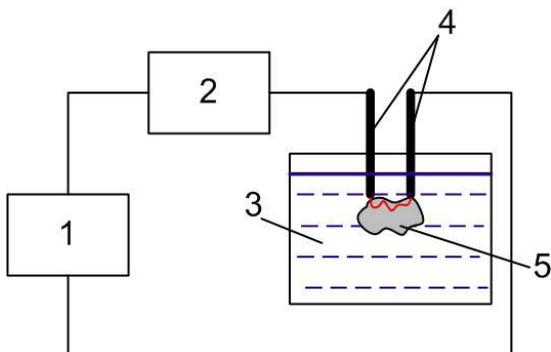


Рис. 1 – Схема электроимпульсного принципа контактной литотрипсии: 1 – генератор высоковольтных импульсов; 2 – коммутатор; 3 – рабочая область, заполненная жидкостью; 4 – электродная система зонда; 5 – разрушаемый объект

В электроимпульсной литотрипсии зонд представляет собой систему из двух коаксиально расположенных электродов. При разработке рабочего инструмента для разрушения тотальных окклюзий за базовую конструкцию была взята конструкция электроимпульсных зондов. Однако, в связи с тем, что эндоскопические операции в сердечно-сосудистой системе имеют свои особенности, при разработке рабочего инструмента для разрушения тотальных окклюзий, учитывали следующие требования:

- диаметр зонда ограничивали диаметром рабочего канала интродьюсера (не более 1,2 мм);
- длину зонда выбирали из расчета траектории проведения инструмента к месту манипуляции (до 1500 мм);
- центральный электрод заглубляли относительно края головки зонда для предотвращения ожога тканей;
- обеспечивали сквозной канал в теле зонда для совместной работы с другими эндоскопическими инструментами (например, проводочными проводниками);
- обеспечивали гибкость дистального конца для возможности продвижения зонда по загибам кровеносных сосудов.

Разработанная конструкция электродной системы зонда для разрушения тотальных окклюзий, отвечающая вышеизложенным требованиям, представлена на рис. 2.

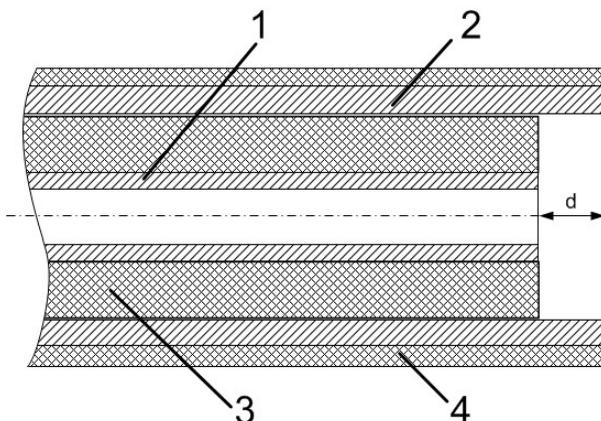


Рис. 2 – Конструкция электродной системы зонда для разрушения тотальных окклюзий: 1, 2 – электроды. 3 – межэлектродная изоляция, 4 – внешний защитный катетер

Конструкция зонда была испытана на надежность и эффективность работы. Испытания проводили на модельных тотальных окклюзиях, изготовленных из смеси яичной скорлупы и мелкорубленого фарша, используемых в качестве минерального и органического компонентов, входящих в состав кровеносных окклюзий. Результаты проведенных испытаний показали, что зонды данной конструкции способны успешно разрушать модельных тотальных окклюзии протяженностью до 30 мм (энергия, требуемая на прохождение окклюзии, составила 5,6 Дж). При этом, надежность работы зондов остается стабильной 150-200 импульсов при генерации импульсов с энергией в импульсе 0,1 Дж.

Библиографический список

1. Лилли С. Л. Патология физиология заболеваний сердечно-сосудистой системы / С. Л. Лилли пер. с англ. под ред. Д. М. Аронова. – 2003. – 598с.
2. Kandzari D. E. The challenges of chronic total coronary occlusions: An old problem in a new perspective // J. Interventional Cardiology. – 2004. – Vol. 17, №4. – P. 259-269.
3. Гудков А. В. Контактная электроимпульсная литотрипсия / А. В. Гудков, В. С. Бощенко, В. Я. Афонин // Урология. – 2009. - №2. – С.32-37.

ИНФОРМАЦИОННАЯ ТЕХНОЛОГИЯ ПРОГНОЗИРОВАНИЯ ТЕЧЕНИЯ РАКА ЖЕЛУДКА

Н.А. Шукин, Е.В. Высоцкая

Научный руководитель – Бых А.И., д-р ф.-м. наук, профессор
Харьковский национальный университет радиоэлектроники

Рак желудка занимает в мире четвертое место среди злокачественных образований. Это заболевание имеет высокий показатель смертности (более 700.000 в год), что делает его вторым в структуре онкологической смертности после рака лёгких. Прогнозирование течения рака желудка необходимо как для решения вопроса о применении методов лечения, так и о целесообразности выполнения особенно обширных и травматичных комбинированных вмешательств у больных с высокой степенью операционного риска .

Исследование механизмов на уровне клеточного ядра позволяет выяснить природу регулярных процессов в клетке и в организме в целом, в том числе и при раке желудка. При этом показатель процента электроотрицательных ядер (ПЭОЯ) клеток букального эпителия, который оказался достаточно чувствительным к реакции человеческого организма на патологические процессы вообще и онкологический процесс в частности, является интегральным маркером совокупности патологических процессов в организме в реальном времени .

На сегодняшний день прогнозирование течения рака желудка без привлечения самых современных информационных технологий для онкологов является сложной и трудоемкой задачей. Поэтому разработка новых информационных технологий прогнозирования течения рака желудка, способствующих выбору адекватного комплекса лечебно-профилактических мероприятий и радикальных оперативных вмешательств, является актуальной научной задачей в онкологии.

Целью исследования является разработка информационной технологии прогнозирования течения рака желудка по показателям ПЭОЯ, которая направлена на повышения точности прогноза и оптимизацию терапии.

Разработанная нами информационная технология предполагает выполнение следующих этапов:

На первом этапе для представления данных в удобной для описания и проведения анализа форме формируется массив значений ПЭОЯ – $Y(t)$, где t – независимая переменная (время), $1, 2, \dots, n$.

На втором этапе проводится предварительная обработка данных, которая включает в себя: определение и удаление аномальных

значений (выбросов) в соответствии с критериями Ирвина и Райта, фильтрацию мелких случайных колебаний методом экспоненциального сглаживания.

На третьем этапе проводится предварительный анализ данных, который состоит из: определения присутствия тренда методом Фостера-Стьюарта, проверки данных на стационарность с помощью теста Дики-Фуллера (ADF-тест) и теста Филлипса-Перрона (PP-тест).

На четвертом этапе строится прогноз течения рака желудка по математической модели:

$$\begin{cases} S_t = S_{t-1} + 0,95 \cdot b_{t-1} + 0,01\varepsilon_t; \\ b_t = 0,95 \cdot b_{t-1} + 0,098\varepsilon_t, \\ \hat{Y}_t = S_t + 0,95 \cdot b_t. \end{cases}$$

$$\begin{cases} S_0 = Y_1 - 0,5b_0; \\ b_0 = \frac{Y_n - Y_1}{(n-1)} \cdot 0,95. \end{cases}$$

где Y_t – фактическое значение показателя ПЭОЯ для момента времени t ; S_t – сглаженное значение фактического значения показателя Y_t ; b_t – сглаженное значение тренда для момента времени t ; ε_t – значение остатков $Y_t - \hat{Y}_t$.

На пятом этапе формируется лечебно-диагностическое заключение для врача-онколога.

Вся информация, поступающая к пациенту и участвующая в диагностическом процессе, хранится в разработанной реляционной базе данных и реализованной в информационной системе «Cytomorph v 1.0».

Таким образом, разработанная информационная технология позволяет врачу-онкологу прогнозировать течение рака желудка по показателям ПЭОЯ, что способствует своевременному определению адекватного комплекса лечебно-профилактических мероприятий.

УЧЕТ ТЕКУЩЕГО ПСИХОЭМОЦИОНАЛЬНОГО СОСТОЯНИЯ УЧЕНИКА В ПРОЦЕССЕ ДИСТАНЦИОННОГО ОБУЧЕНИЯ

А.Н. Варнавский

Рязанский государственный радиотехнический университет

Дистанционное обучение является неотъемлемой частью обучения ряда групп населения: люди из удаленных территорий, люди с ограниченными возможностями, при необходимости совмещения работы и учебы. Преимущество дистанционного обучения заключается в том, что оно не требует лишнего времени на сдачу экзаменов и зачётов. Обучающийся может самостоятельно регламентировать учебный процесс.

Необходимо отметить, что дистанционное обучение имеет свои организационные сложности. Учебный материал студент должен осваивать самостоятельно. Время, потраченное на освоение учебного материала, обучающийся тоже регламентирует сам. Никто не станет его заставлять и контролировать ранее того, как работы будут отправлены в учебное заведение. Весь учебный процесс отдаётся на откуп студенту.

Помимо организационных можно выделить и психофизиологические недостатки дистанционного обучения с использованием традиционных дистанционных учебных курсов: в частности, воздействие негативных факторов (монотонии, гиподинамии) приводит к накоплению усталости в процессе обучения и изменения состояния и степени усвоения материала, отсутствует психофизиологический контроль за состоянием обучаемого, учебная нагрузка не зависит от текущего физиологического состояния обучаемого. В частности, степень усвоения материала может снизиться, а обучающийся может сознательно или несознательно продолжать учебный процесс вместо отдыха и перерыва.

Поэтому необходимо таким образом организовывать дистанционный учебный процесс, чтобы в момент обучения студент находился в оптимальном психофизиологическом состоянии.

Цель работы: разработка дистанционных курсов с использованием аппаратно-программных средств контроля психоэмоционального состояния и работоспособности ученика в процессе дистанционного обучения и динамической корректировки текущей и будущей нагрузки в зависимости от состояния обучаемого.

Для контроля психофизиологического состояния можно использовать различные подходы. Самым надежным способом является ана-

лиз биоэлектрических сигналов ученика в процессе обучения. Можно выделить возможные состояния, характерные для большинства обучаемых, и результаты анализа биоэлектрических сигналов, необходимых для выделения этих состояний. Необходимо выделить возможные действия системы дистанционного обучения в случае появления тех или иных состояний.

Использование разрабатываемых технологий и курсов позволит автоматически корректировать учебно-календарный график, расписание, время на обучение, что позволит повысить качество дистанционного обучения.

ДИСТАНЦИОННОЕ УПРАВЛЕНИЕ СТАНКАМИ С ЧПУ

А.Н. Варнавский, Я.Д. Марушина

Рязанский государственный радиотехнический университет

В настоящее время дистанционное управление (ДУ) широко используется в современном мире. Одной из распространённых сфер применения ДУ является промышленность. Большинство мировых промышленных компаний используют на своих предприятиях ДУ для работы со станками с числовым программным управлением (ЧПУ).

Все системы с ЧПУ комплектованы RS-232-Е портом или как минимум сетевой платой. Создав соединение ПК-станок и используя специализированную программу для загрузки-выгрузки управляющей программы (УП), пользователь может управлять процессом передачи данных от компьютера в ОЗУ системы с ЧПУ. Большинство современных САМ-систем включают в свой состав программы для загрузки УП. Более того, есть масса независимых поставщиков, которые специализируются не только на передаче УП, но и прямом управлении станков с ЧПУ от компьютера. Подобные системы именуют DNC.

Режим DNC позволяет выполнять программу обработки прямо из компьютера или другого внешнего устройства, не записывая ее в память системы. Обычно в этом режиме выполняются УП большого размера, которые не могут поместиться в памяти системы ЧПУ. В этом режиме программа обработки не записывается в память системы ЧПУ, а выполняется прямо с компьютера. Система ЧПУ имеет специальный программный буфер, в который приходит часть программы. Как только этот буфер заполняется, система посылает сигнал на компьютер, чтобы тот прекратил передавать данные. В это время система ЧПУ

станка выполняет кадры управляющей программы, находящиеся в буфере. Когда буфер освобождается, система ЧПУ посылает новый сигнал на ПК, который разрешает дальнейшую передачу данных. Этот процесс продолжается до полного выполнения управляющей программы.

Одной из программ для реализации режима DNC является программа Edgesam, разработанная компанией Pathtrace Technology - одним из ведущих мировых программных продуктов в области создания УП обработки для станков с ЧПУ, токарной, фрезерной и электроэрозионной групп.

Интерфейс с системой ЧПУ позволяет создать сетевой комплекс "ПК - технолог - станок" для передачи данных через порт RS-232 от рабочего места технолога-разработчика к станку с ЧПУ и получения данных обратно для редактирования или реинжиниринга. Это позволяет сократить время передачи данных на устройство ЧПУ и ускорить весь технологический процесс изготовления детали.

Ввод и вывод УП на стойке оператора необходимо осуществлять в режиме EDIT с помощью последовательного нажатия программных клавиш READ (ввод) и PUNCH (вывод) и программной клавиши EXEC (выполнить).

Для того чтобы сделать кабель для соединения стойки станка с ЧПУ с компьютером нужно приобрести кусок витой пары UTP требуемой длины, пару вилок RJ-45 и специальные клешни для обжима. Чтобы подключить несколько станков в одну группу, через коммутатор потребуется cross-over соединение. Стоит заметить, что современные сетевые платы прекрасно распознают cross-over и patching – cord. И конечно необходимо не забыть настроить свойства протокола TCP/IP с учетом адреса и маски сервера.

Таким образом, дистанционное управление станками с ЧПУ является важным элементом на производстве. Позволяет обеспечить работу нескольких станков одновременно и их обслуживание одним технологом-разработчиком, что увеличивает производительность предприятия.

АСИНХРОННАЯ ПРОГРАММНАЯ ПЛАТФОРМА ДЛЯ РАСПРЕДЕЛЁННОЙ ТЕЛЕМЕДИЦИНСКОЙ СИСТЕМЫ

О.В. Антипов

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

Одним из важных направлений развития системы здравоохранения стало практическое внедрение телемедицинских технологий – для оказания медицинских услуг населению, обучения врачей, срочных консилиумов, а также решения задач управления здравоохранением и пропаганды здоровья.

Телемедицина – это совокупность внедряемых, "встраиваемых" в медицинские информационные системы, принципиально новых средств и методов обработки данных, объединяемых в целостные технологические системы, обеспечивающие создание, передачу, хранение и отображение информационного продукта (данных, знаний) с наименьшими затратами с целью проведения необходимых и достаточных лечебно-диагностических мероприятий, а также обучения всех нуждающихся в нужном месте и в нужное время. [1-3]

Телемедицина подразумевает использование телекоммуникаций для связи медицинских специалистов с клиниками, больницами, врачами, оказывающими первичную помощь, пациентами, находящимися на расстоянии, с целью диагностики, лечения, консультации и непрерывного обучения.

Телемедицинские системы и сети

Создание телемедицинских систем и сетей (ТМС) является составным элементом информатизации здравоохранения. ТМС является основой для построения единого информационного пространства, объединяющего все элементы системы регионального здравоохранения.

В составе сети можно выделить четыре типа элементов, взаимодействие которых через систему передачи данных (СПД) и образует телемедицинскую сеть:

- *Каналообразующая среда* – набор аппаратных, программных средств, носителей информации и технологических решений (протоколов и стандартов), обеспечивающих передачу разнородной информации в территориально распределенной среде.
- *Консультационный центр* – медицинское учреждение, имеющее в штате высококвалифицированных врачей по различным направлениям медицины и соответствующее оборудование для проведения дистанционных консультаций, консилиумов, лечебно-диагностических

процедур, организации обучения (семинаров, лекций) врачей на удаленных станциях ТМС.

- *Диспетчерский пункт* – выделенная или функционирующая в составе других элементов ТМС структура, выполняющая функции планирования и обеспечения консультаций, организации консилиумов, фильтрации запросов на консультирование, а также сбора и распространения информации о возможностях консультационных центров, которая также содержит службу администрирования, выполняющую функции сопровождения сетевой структуры.

- *Удаленные пункты* – особым образом оборудованные медицинские учреждения, персонал которых непосредственно взаимодействует с пациентами и выполняет комплекс лечебных, диагностических, профилактических и реабилитационных процедур.

В структуре аппаратного обеспечения телемедицинских систем выделяют четыре основных составляющих:

- инфраструктура системы передачи данных;
- компьютерное оборудование общего профиля;
- специализированное компьютерное оборудование;
- специализированное медицинское оборудование.

С точки зрения системной организации ТМС представляет собой распределённую гетерогенную информационную систему, причём, каждый компонент ТМС может как передавать, так и принимать информацию [4].

Одной из основных задач организации ТМС является задача системной интеграции её компонентов.

Большинство интеграционных решений объединяет разнородные приложения: унаследованные, коммерческие и созданные на заказ. В этом случае интеграционное решение должно учитывать все различия (язык программирования, платформу, формат данных), существующие между объединяемыми системами. Кроме этого, интеграционное решение должно иметь возможность адаптации к изменению объединяемых им приложений. Поскольку преобразования в одной системе влекут за собой непредсказуемые последствия для других систем, при интеграции приложений важно уменьшить их взаимозависимость за счет, так называемого, *слабого связывания*.

Предлагаемое интеграционное решение, основанное на обмене сообщениями, обладает множеством преимуществ по сравнению с другими технологиями интеграции приложений [5].

Функциональная часть обмена сообщениями обеспечивается отдельной программной системой, называемой *системой обмена сооб-*

щениями или связующим ПО, ориентированным на обмен сообщениями (*Message-oriented middleware – MOM*).

MOM поддерживает асинхронный обмен данными, который становится возможным посредством реализации в MOM очереди сообщений, т. е. буферизации, а затем их диспетчеризации. В этом случае целесообразно использовать асинхронную телекоммуникационную парадигму Публикация/Подписка.

Фундаментальным аспектом в любой системе публикации/подписки является выразительность механизма уведомления, то есть то, как потребители определяют подписку. Выбор механизма уведомления – это, возможно, самый важный и самый трудный этап при разработке службы уведомления. В [6] был проведён анализ и обоснован выбор метода уведомления по содержанию.

В докладе рассматривается формальная спецификация систем публикации/подписки, основанная на синтаксисе линейной временной логики, что даёт возможность для более детального и глубокого понимания систем указанного типа и для доказательства правильности их работы.

Библиографический список

1. Телемедицина. Новые информационные технологии на пороге XXI века/ Под ред. Р.М.Юсупова, Р.И.Полонникова.- СПб,1998.- 487 с.
2. Telematics Systems for Health Care:AIM-92.-Luxemburg: Office for Official Publications of the European Communities,1992.- 213p.
3. Perednia D., Allen A. Telemedicine technology and clinical application//JAMA. -1995.-Vol.7,№6.-P.483-485.
4. Цимбал А.А, Аншина М.Л.. Технологии создания распределённых систем. Для профессионалов: СПб.: Питер, 2003. – 576 с.: ил.
5. О.В. Антипов. Асинхронная платформа распределённых информационно-управляемых приложений на основе коммуникационной парадигмы Публикация/Подписка // Сборник тезисов НИТ-2011, материалы XVI Всероссийской научно-технической конференции студентов, молодых учёных и специалистов. – Рязань, РГРТУ, 2011, С. 126-128.
6. О.В. Антипов, А.Н. Пылькин. Выбор механизма уведомления в распределённых системах Публикации/Подписки // Математическое и программное обеспечение вычислительных систем: Межвуз. сб. науч. тр. – Рязань, РГРТУ, 2011, С.35-41.

СЕКЦИЯ 4. ДАТЧИКИ, ДИАГНОСТИЧЕСКИЕ И ТЕРАПЕВТИЧЕСКИЕ УСТРОЙСТВА

СТРУКТУРНОЕ ПОСТРОЕНИЕ СФИГМОГРАФИЧЕСКОГО ИЗМЕРИТЕЛЬНОГО ПРЕОБРАЗОВАТЕЛЯ СИГНАЛА АРТЕРИАЛЬНОЙ ПУЛЬСАЦИИ КРОВИ

А.И. Бондаренок, А.А. Федотов

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

Регистрация и обработка сигнала артериальной пульсации крови находит широкое применение в инструментальных системах кардиологической диагностики для мониторинга частоты сердечных сокращений, определения степени насыщения гемоглобина артериальной крови кислородом, исследования гемодинамических процессов в артериальном русле [1, 2]. Все существующие инструментальные средства регистрации биосигнала артериальной пульсации крови можно разделить на сфигмографические измерительные преобразователи (ИП) и плетизмографические ИП. Плетизмографические ИП артериальной пульсации крови обеспечивают регистрацию и обработку биосигнала пульсового кровенаполнения участка тела или сосуда и подразделяются в зависимости от способа преобразования на механические плетизмографические ИП, электроплетизмографические и фотоплетизмографические ИП.

Сфигмографические измерительные преобразователи обеспечивают регистрацию сфигмограммы артериальной пульсации крови, которая описывает колебания стенки артерии, связанные с изменениями давления в сосуде. Сфигмограммы артериальной пульсации крови регистрируют с помощью специальных датчиков, преобразующих механические колебания в электрические. Различают два основных варианта реализации сфигмографического метода регистрации сигнала артериальной пульсации крови: метод аппланационной сфигмографии и метод компрессионной (объемной) сфигмографии [3].

Основу метода аппланационной сфигмографии составляет регистрация сигнала артериальной пульсации крови в виде пульсовой волны давления с области проекции периферической артерии. Реализация метода аппланационной сфигмографии заключается в частичном сдавливании (аппланации) поверхностно залегающей артерии с одновременной регистрацией при помощи пьезорезистивного датчика давле-

ния пульсовой волны. Недостатки метода аппланационной сфигмографии заключаются в сложности позиционирования датчика над местом проекции артерии, а также в необходимости дозирования усилий по сдавливанию артерии.

Наиболее распространенным и клинически эффективным методом регистрации сигнала артериальной пульсации крови с помощью сфигмографических измерительных преобразователей является использование пневматической манжеты в качестве воспринимающего элемента изменений колебаний объема артериального сосуда (метод объемной или компрессионной сфигмографией) [3]. Реализация данного метода заключается в наложении на сегмент конечности, пневматической манжеты, связанной с измерительным преобразователем. В пневмосистему закачивается воздух, что вызывает постепенное повышение давления в манжете, при этом датчик давления регистрирует колебания артерии. Взаимодействие давлений в артериальном сосуде и в манжете приводит к формированию объемной компрессионной осциллограммы артериальной пульсации крови. Измерительная система, состоящая из манжеты и датчика давления, позволяет регистрировать практически неискаженные объемные сигналы пульсовых волн.

На рисунке 1 приведен один из возможных вариантов структурного построения сфигмографического ИП сигнала артериальной пульсации крови (Д – датчик давления; ИУ – инструментальный усилитель; УПН1 – усилитель переменного напряжения, СД – синхронный детектор, ФВЧ – фильтр верхних частот; УБ – устройство бланкирования; УПН2 – регулируемый усилитель переменного напряжения; АЦП – аналого-цифровой преобразователь; МК – микроконтроллер, ПК – персональный компьютер).

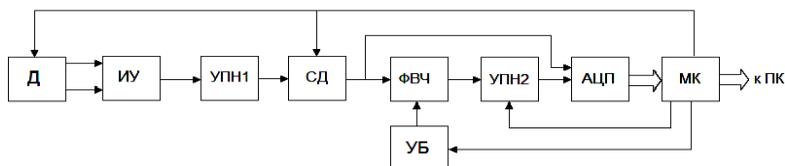


Рис. 1 – Структурная схема сфигмографического измерительного преобразователя сигнала артериальной пульсации крови

Характеристики входных каскадов ИП в значительной степени определяются амплитудой помех и шумов, искажающих полезный сигнал, поэтому к элементной базе входных каскадов предъявляются жесткие требования: высокое входное сопротивление, большой коэф-

фициент ослабления синфазных помех, малый уровень шумов, линейность характеристик в большом динамическом диапазоне сигналов.

Схема включения датчика давления представляет собой мостовую схему Уитстона, для питания которой используется последовательность высокочастотных прямоугольных импульсов, формируемых микроконтроллером. Использование переменного тока для питания мостовой схемы включения датчика давления способствует уменьшению фоновых шумов, улучшению соотношения сигнал/шум. Дифференциальный сигнал мостовой схемы регистрируется и усиливается с помощью инструментального усилителя (ИУ). Выходной сигнал ИУ представляет собой квазипостоянный сигнал напряжения с незначительными пульсациями давления и содержит информацию об уровне давления в пневматической манжете. Напряжение с выхода ИУ поступает на усилитель переменного напряжения (УПН1) для дополнительного усиления сигнала перед поступлением на вход синхронного детектора, с целью увеличения соотношения сигнал/шум. Усиленный импульсный сигнал с выхода УПН1 поступает на синхронный детектор (СД), где происходит выделение напряжения, пропорционального сигналу артериальной пульсации. Синхронный детектор состоит из последовательно соединенного умножителя и фильтра нижних частот (ФНЧ). На входы умножителя поступают амплитудно-импульсный модулированный сигнал и сигнал опорной последовательности прямоугольных импульсов. ФНЧ выделяет огибающую сигнала артериальной пульсации крови.

Сигнал с выхода СД поступает на первый канал аналого-цифрового преобразователя (АЦП) для контроля уровня давления в манжете со стороны микроконтроллера (МК), а также на вход фильтра верхних частот (ФВЧ). Фильтр верхних частот (ФВЧ) предназначен для выделения переменного сигнала артериальной пульсации крови на фоне постоянного сигнала высокого уровня. С учетом низкочастотной природы сигнала артериальной пульсации крови, частота среза ФВЧ не превышает 0,5 Гц. В силу высокой инерционности ФВЧ регулируемый усилитель УПН2 будет находиться в состоянии насыщения в течение относительно длительного интервала времени, что приведет к заметному искажению биосигнала. Таким образом, необходимо сокращать время переходного процесса в ФВЧ. С этой целью в состав измерительного преобразователя дополнительно вводится устройство бланкирования (УБ), представляющее собой аналоговый коммутатор, управляемый сигналами с микроконтроллера. При насыщении выхода УПН2 микроконтроллер будет обрабатывать эту ситуацию и переключать в открытое состояние коммутатор УБ. В силу того, что величина

сопротивления открытого ключа коммутатора намного меньше, чем сопротивления резистора в RC-цепочке ФВЧ, будет достигнуто значительное сокращение длительности переходного процесса.

Переменный сигнал напряжения с выхода ФВЧ поступает на регулируемый усилитель переменного напряжения (УПН2), который обеспечивает дополнительное усиление сигнала артериальной пульсации крови, а также согласование динамического диапазона аналогового тракта регистрации сигнала с динамическим диапазоном АЦП. Сигнал с выхода УПН2 подается на второй канал АЦП и далее поступает на микроконтроллер (МК). После преобразования в цифровую форму МК по заданным алгоритмам осуществляет цифровую фильтрацию и обработку зарегистрированного биосигнала. Центральным элементом ИП является микроконтроллер, выполняющий одновременно функции формирования импульсов питания мостовой схемы включения датчика давления, автоматической регулировки усиления сигнала, аналого-цифрового преобразования сигналов и передачи оцифрованных отсчетов биосигнала в персональный компьютер (ПК).

В данной работе было рассмотрено структурное построение сфигмографического измерительного преобразователя сигнала артериальной пульсации крови, который может использоваться в инструментальной диагностике для решения широкого круга клинических задач экспресс-контроля состояния сердечно-сосудистой системы человека.

Библиографический список

1. Allen J. Photoplethysmography and its application in clinical physiological measurement. // *Physiological Measurement*. – 2007. – Vol. 28. – p. 1 – 39.
2. Webster J.G. *Medical instrumentation. Application and design*. John Wiley & Sons, 2009. 675 p.
3. Мажбич Б.И. *Осцилловольтметрия артериальных сосудов конечностей*. Новосибирск: Наука, 1990. 145 с.

ИЗМЕРЕНИЕ КАЧЕСТВА ЖИЗНИ СТОМАТОЛОГИЧЕСКИХ БОЛЬНЫХ

Н.Г. Коротких, Н.Е. Митин, Д.Н. Мишин, Н.Н.Стрелков
Рязанский государственный медицинский университет
им. акад. И.П. Павлова
Воронежская государственная медицинская академия
им. Н.Н. Бурденко

Понятие "качество жизни" давно вошло в обиход социологов, имеет две стороны - внутреннюю, зависимую от самой личности человека, и внешнюю, обусловленную степенью развития общества, государства. Одной из стратегических задач любого общества является повышение качества жизни людей. По уровню этого показателя во многом можно судить об уровне цивилизации, прогрессивности, благосостоянии общества и государства, о степени их соответствия желаниям и чаяниям народа.

Исследование качества жизни - надежный, эффективный, высокоинформативный, чувствительный и экономически обоснованный метод оценки состояния здоровья как населения в целом, так и отдельных социальных групп.

Обычно для определения качества жизни используются анкеты (опросники). Эти опросники могут базироваться как на субъективной информации (жалобы пациента), так и на объективных данных (результаты осмотра, данные клинических исследований). На качество жизни пациента может влиять возраст, пол, социально-экономическое положение, характер трудовой деятельности, религиозные убеждения, культурный уровень, тип его темперамента, степень доверия врачу, медицинская информативность и другие факторы.

Качество жизни в стоматологии - оценка не только физических, но и социальных и психологических составляющих стоматологического здоровья. Исследования в области стоматологии, посвященные оценке качества жизни, направлены на выявление возможных путей (аспектов) влияния стоматологического здоровья на качество жизни.

Стоматологическое здоровье влияет как на физическое и психологическое состояние человека (т.е. как он растет, радуется жизни, выглядит, говорит, питается, чувствует вкус пищи), так и на его социальное благополучие. Стоматологические заболевания влияют на общее здоровье, причиняя значительную боль и страдания, изменяют рацион питания человека, его речь, благополучие, т.е. на его качество жизни.

За последние годы в мире разработано более 10 основных индексов, позволяющих оценить влияние стоматологического здоровья на качество жизни. Наиболее применяемыми информативными индексами в стоматологии считаются:

1. Степень важности стоматологического здоровья - Oral Health Impact Profile (OHIP) (Slade G., Spenser J., 1994)
2. Влияние стоматологического статуса на повседневную жизнь - Dental Impact on Daily Living (DIDL) (Leao A., Sheiham A., 1996);
3. Взаимосвязь стоматологического здоровья и качества жизни - Oral Health - Related Quality of Life (OHQoL) (Kressin N., Spiro A., 1996), для измерения различного влияния стоматологического статуса на повседневные функции.

OHIP - это 49-вопросное измерение, которое оценивает следующие параметры: ограничение функции, физическую боль, психологический дискомфорт, физическую, психологическую и социальную нетрудоспособность, инвалидность.

DIDL - это система самоанкетирования, оценивающая качество состояния индивидуума по пяти позициям: внешний вид, боль, комфорт, общая функция, ограниченность питания.

OHQoL - очень быстрый и простой инструмент, который включает как позитивные, так и негативные измерения влияния стоматологического статуса на качество жизни. Состоит из 16 вопросов, оценивающих состояние человека по следующим параметрам: физиологический, социальный и психологический аспекты.

Следует отметить, что разработанные критерии позволяют не только изучать стоматологическое качество жизни в научных целях, но и применять результаты исследований при планировании работы учреждений здравоохранения, а также использовать в повседневной работе врача-стоматолога, в том числе и частнопрактикующего. Оценка качества жизни - новое и перспективное направление медицины, которое дает возможность точнее оценить нарушения в состоянии здоровья пациентов, яснее представить суть клинической проблемы, определить наиболее рациональный метод лечения, а также оценить его ожидаемые результаты по параметрам, которые находятся на стыке научного подхода специалистов и субъективной точки зрения пациента.

РАЗРАБОТКА ИЗМЕРИТЕЛЯ СКОРОСТИ РЕАКЦИИ ДЛЯ КОМПЛЕКСА МАГНИТОТЕРАПИИ

А.А. Мирзоева, А.А. Кузнецова, Е.С. Шурьгина

Научный руководитель - Каплан М.Б., канд. техн. наук, доцент
Рязанский государственный радиотехнический университет

Магнитотерапевтические аппараты общего воздействия влияют на все системы организма человека, в том числе на нервную. Для оценки степени воздействия предлагается использовать такой параметр как скорость реакции.

Для ряда профессий скорость реакции является определяющим требованием при определении пригодности. Двигательная реакция является ответом на внезапно появившийся сигнал. Время реакции человека - это интервал времени от начала воздействия на организм внешнего раздражителя до момента появления ответного действия. Интервал времени состоит из трёх фаз: время прохождения нервных импульсов от рецепторов до коры головного мозга; время, необходимое для восприятия нервных импульсов головным мозгом и организации ответной реакции в центральной нервной системе; время ответного действия организма. Время реакции зависит от множества параметров: типа раздражителя (звук, свет, температура, давление), интенсивности раздражающего воздействия, тренированности организма на восприятие конкретного раздражителя, времени ожидания.

Представляемая разработка предназначена для определения времени реакции на световой раздражитель заданной конфигурации. Требования, предъявляемые к конечному продукту, ориентируют на возможность проведения скрининговых исследований. Цель скрининга – своевременное и оперативное выявление изменений контролируемых параметров. Медицинское оборудование для скрининга имеет ряд отличий от оборудования, применяемого в клинической диагностике. Исследования предполагается проводить перед и после магнитотерапевтической процедурой.

Исходными данными проекта является последовательность световых стимулов. Комбинация стимулов задается исследователем. Время появления стимула после начала исследования задается генератором случайных чисел в интервале от 500 мс до 4 с. При определении скорости реакции испытуемому могут предъявляться так называемые ложные стимулы. Основная задача испытуемого заключается в нажатии кнопки при появлении стимула определенной конфигурации, называемой истинной комбинацией [1]. Для снижения возможности

адаптации при каждом исследовании задается новая истинная комбинация.

Реализация проекта была выполнена в среде LabVIEW [2]. Работа программы измерения скорости реакции связана с выполнением следующих этапов.

1. Ввод данных о пациенте, проходящем исследование.
2. Задание исследователем истинной комбинацией стимула и предъявление ее пациенту.

3. Запуск процесса исследования, в ходе которого пациенту случайным образом предъявляются стимулы ложной и истинной комбинаций. Генерация стимулов осуществляется через разные интервалы времени. Перед исследуемым ставится задача как можно быстрее нажать кнопку только при появлении стимула истинной комбинации. При нажатии кнопки фиксируется длительность интервала времени, начинающегося с момента предъявления стимула. Этап заканчивается после предъявления пациенту заданного количества стимулов истинной комбинации.

4. Обработка результатов. На этом этапе рассчитывается математическое ожидание и дисперсия временных интервалов, характеризующих скорость реакции. Здесь же вычисляется количество нажатий на кнопку вызванных стимулами ложных комбинация, а также подсчитывается число пропусков стимулов истинной комбинации. Результаты исследований помещаются в файл.

Дальнейшее применение созданного программного продукта предполагает его использование для исследования степени утомляемости студентов.

Библиографический список

1. LabVIEW в биомедицине. М.: – Представительство National Instruments в РФ, 2006.
2. Р. Ш. Загидуллин. LabView в исследованиях и разработках. М.: – Горячая Линия – Телеком, 2005. – 352 с.

РАЗРАБОТКА УСИЛИТЕЛЯ ЭЛЕКТРОКАРДИОГРАФИЧЕСКОГО СИГНАЛА

Е.Е. Кострюков

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

Среди многочисленных методов исследования ведущее место принадлежит электрокардиографии (ЭКГ). Этот метод сегодня незаменим в диагностике нарушений работы сердца. Однако она с успехом применяется не только в кардиологии, но и при исследовании больных с заболеваниями легких, почек, эндокринных желез, в спортивной медицине и т.д.

Для регистрации I стандартного отведения по Эйнтховену был разработан усилитель электрокардиосигнала (ЭКС). Его структурная схема приведена на рисунке 1.

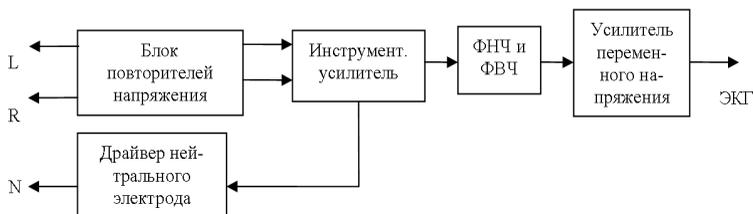


Рис. 1 - Структурная схема усилителя ЭКС

Блок повторителей напряжения представляет собой повторители на базе операционных усилителей (ОУ) LM358N. Основными параметрами при выборе являлись: широкий диапазон напряжения питания, малое смещение нуля (2мВ), малый ток утечки (20нА). Повторители необходимы для создания как можно большего входного сопротивления усилителя.

В качестве инструментального усилителя выбрана микросхема AD620. Коэффициент усиления выбран равным 30, КОСС = 100дБ. Фильтры представляют собой активные фильтры первого порядка на базе ОУ. Частоты среза фильтра верхних частот (ФВЧ) и фильтра нижних частот (ФНЧ) равны 0,5Гц и 35Гц соответственно.

Усилитель переменного напряжения представляет собой два инвертирующих усилителя на базе ОУ с частотной коррекцией для уменьшения действия высокочастотных помех и суммарным коэффициентом усиления, равным 660. Входное сопротивление усилителя

составляет 220 МОм. Динамический диапазон равен 35 при $U_{вх. макс} = 5\text{мВ}$.

В дальнейшем планируется аналого-цифровое преобразование сигнала и передача его в компьютер для графического построения и дальнейшего анализа.

МОДЕЛИРОВАНИЕ ИЗМЕРИТЕЛЯ АРТЕРИАЛЬНОГО ДАВЛЕНИЯ

Н.В. Митяева, С.Д. Смирнова, С.Ю. Щёголева
Научный руководитель - Каплан М.Б., канд. техн. наук, доцент
Рязанский государственный радиотехнический университет

Уровень артериального давления является одним из основных показателей центральной и регионарной гемодинамики, отражающий кровоснабжение жизненно важных органов.

В настоящее время разработаны международные и национальные рекомендации по профилактике и лечению больных артериальной гипертонией. В зависимости от уровня артериального давления меняются подходы к обследованию и ведению таких пациентов, течение и исход заболевания. Таким образом, определение артериального давления должно быть жестко регламентировано, что предъявляет определенные требования, как к условиям его измерения, так и к самим регистрирующим приборам.

Целью работы является разработка модели сигнала, регистрируемого датчиком давления при измерении артериального давления, а также разработка алгоритма вычисления значения систолического и диастолического давления на основе сигнала, регистрируемого датчиком давления.

Существует несколько способов измерения артериального давления [1]. В данной работе используется осциллометрический метод, который основан на регистрации прибором пульсаций давления воздуха, возникающих в приборе при прохождении крови через сдавленный участок артерии.

Для реализации данного проекта предварительно модель исследуемого сигнала была предварительно разработана в среде MathCAD. Данная модель соответствует сигналу, который можно получить с датчика измерителя артериального давления. Сигнал имеет две составляющие. Линейная составляющая определяется работой двигателя,

выполняющего нагнетание и стравливание воздуха в измерительную манжету. Псевдослучайная составляющая, характеризует пульсации крови в артерии, является сигналом сложной формы. Предложена следующая модель, описывающая сигнал, регистрируемый с датчика давления:

$$q(t) = [200 - 12, 7t] + \left[1 + 0,9 \cdot \sin(40\pi D \frac{t-t_0}{D}) \cdot \sin(2\pi \frac{t-t_0}{D}) \right], \quad (1)$$

где t_0 – время появления пульсаций, D – длительность пульсаций. Вычисление функции во вторых квадратных скобках происходит на интервале $t_0 < t < (t_0 + D)$.

При реализации алгоритма определения систолического и диастолического давления предполагался следующий алгоритм работы электронного тонометра. Сначала в манжету с помощью компрессора нагнетается воздух до определенной величины, как правило это около 200 мм. рт. ст. или на 30-40 мм. рт.ст. выше предполагаемого индивидуального давления. Затем происходит декомпрессия (стравливание) со скоростью приблизительно 10 мм.рт.ст. в секунду. Датчик реагирует на изменение давления. Вычисление значения артериального давления происходит следующим образом: на вход АЦП поступает сигнал с датчика измерителя артериального давления, который включает в себя две составляющие. Для дальнейшей обработки информации из полученного сигнала удаляется линейная составляющая, так как она изменяется по известному закону, описывающему процесс стравливания манжеты. В исследованиях указанная функция задавалась в следующем виде:

$$P(t) = 200 - 12,7t. \quad (2)$$

Далее проводится анализ составляющей, определяемой пульсациями крови. При этом основными этапами обработки являются выделение огибающей и определении точек пересечения огибающей с заданными уровнями пульсаций. При превышении сигналом значения первого уровня происходит регистрация систолического давления (рис.1, момент t_1), а при пересечении сигналом второго уровня – регистрация диастолического давления (рис.1, момент t_2), для чего фиксируются моменты времени пересечений с последующим определением давления в манжете по формуле (2).

Средой разработки блока измерителя является LabVIEW, в котором так же было произведено моделирование сигнала. Для повышения адекватности и последующего исследования устойчивости модели значения D и t_0 , формируются с помощью генератора случайных чисел. Время моделирования процесса составляет 15 секунд, что соот-

ветствует времени регистрации и обработки сигнала в реальном приборе.

В процессе выполнения работы представленный алгоритм был опробован с использованием модели сигнала. Результаты исследований в дальнейшем предполагается использовать при разработке измерителя артериального давления.

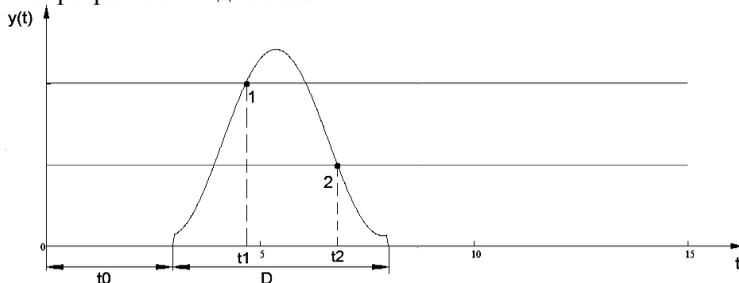


Рис.1 - Огибающая псевдослучайной составляющей. D – длительность пульсаций, t_0 – момент появления пульсаций. t_1 – момент фиксации систолического давления, t_2 – момент фиксации диастолического давления

Библиографический список

1. А.Н. Рогоза и др. Современные методы измерения артериального давления. – М: Медика, 2007. – 347 с.

ИССЛЕДОВАНИЕ ФУНКЦИОНАЛЬНОГО СОСТОЯНИЯ ВЫСОКОКВАЛИФИЦИРОВАННЫХ СПОРТСМЕНОВ НА ОСНОВЕ ПРИМЕНЕНИЯ МЕТОДА ВАРИАЦИОННОЙ ПУЛЬСОМЕТРИИ

И.И. Пантюхин, С.А. Онищук

Научный руководитель – Макарова Г.А., д-р мед. наук, профессор
Кубанский государственный университет

Рост спортивного мастерства в значительной мере зависит от деятельности вестибулярного анализатора. Наряду с двигательным и зрительным анализаторами он обеспечивает ориентировку в пространстве, влияет на уровень двигательной координации и качество равновесия.

Известно, что вестибулярная нагрузка вызывает у человека изменения в деятельности вегетативных функций. Показатели сердечно-

сосудистой и дыхательной систем изменяются под влиянием вестибулярных раздражений. Эти изменения в научной литературе называют вестибуловегетативными реакциями. Вестибуловегетативные реакции изучены достаточно глубоко многими авторами. Существуют также данные об индивидуальных вестибуловегетативных реакциях. Достаточное количество информативных методик позволяет определить состояние вестибулярного анализатора и вестибулярную устойчивость по соматическим реакциям, нистагму, и по вегетативным реакциям.

Вместе с тем, недостаточно изученным остаётся связь вестибулярных образов с вегетативными функциями организма. Определённый интерес представляет методики позволяющие получать срочную информацию о функциональном состоянии спортсмена, получать интегральные и производные показатели при помощи автоматизированных методик. Одними из информативных показателей являются показатели вариационной пульсометрии, на что указывают современные исследования некоторых авторов [1, 2].

Вариационная пульсометрия первоначально создавалась для нужд космической медицины и теперь стала общепризнанной и в спортивной медицине. Методика вариационной пульсометрии используется для следующих задач:

1. Оценка готовности спортсменов к соревнованиям. Определение адаптационного потенциала и стрессовой устойчивости, выявление состояния перетренированности.
2. Общий контроль над состоянием здоровья спортсменов.
3. Предупреждение риска внезапной остановки сердца.
4. Подбор оптимального режима тренировок для каждого спортсмена в отдельности.

Тест вариационной пульсометрии позволяет оценивать адаптационные резервы сердечно-сосудистой системы, контролировать степень утомления и требуемую продолжительность восстановительного периода после тренировок или соревнований.

Кроме вариационной пульсографии и пульсометрии, для изучения внутренней структуры последовательности кардиоинтервалов и их динамики применяют и другие математические методы: спектральный анализ, автокорреляционную функцию, метод определения текущих значений, лингвистический анализ, определение суммы коэффициентов корреляционной матрицы и др.

Основной целью данной работы являлось изучение показателей вариационной пульсометрии у высококвалифицированных спортсменов, специализирующихся в гребле на байдарке и каноэ, плавании и велосипедных шоссейных гонках. Обследовано 193 спортсмена высо-

кой квалификации. Для получения искомых данных использовалась диагностическая система «Валента». Измерялось также кровяное давление спортсменов.

По изучаемым показателям были построены графики распределения плотности вероятности и определены их параметры. Было установлено, что у представителей различных видов спорта они различаются, иногда существенно. Так, например, исследование распределений частоты сердечных сокращений в покое (ЧСС) показало, что наибольшей модой обладает распределение пловцов, несколько меньшая мода у распределения велосипедистов, а наименьшая - у распределения гребцов.

Принципиальным отличием при оценке данных variability сердечных сокращений у натренированных спортсменов от результатов обычных людей является то, что у спортсменов часто наблюдается смещение сердечного ритма в сторону умеренной брадикардии (среднее ЧСС — 50-60) и расширение диапазона variability сердечных сокращений — это разница между максимальным и минимальным значениями RR-интервалов.

О стационарности ритма сердца судят по значениям коэффициентов асимметрии и эксцесса. Они указывают на степень отклонения полученного распределения от нормального.

При нормальном типе распределения абсолютные значения коэффициентов асимметрии и эксцесса равны нулю, а при нарушении стационарности процесса в результате перехода системы на новый уровень функционирования они дают количественную оценку влияния возмущающего фактора и могут быть использованы в качестве ранних прогностических тестов при разных патологических процессах. Нормальная пульсограмма типична для здоровых людей.

Вычисления показали, что асимметрия и эксцесс ЧСС у представителей исследуемых видов спорта близки к нулю, хотя и несколько отличаются. Так для велосипедистов, пловцов и гребцов асимметрия соответственно равнялась 0,41; 0,31 и 0,12; а эксцесс 0,37; 0,22 и -0,12. Асимметричные кривые обычно указывают на нарушение стационарности процесса, на переход его от одного режима функционирования к другому.

Исследование распределений частоты сердечных сокращений в покое (ЧСС) показало, что наибольшей модой обладает распределение пловцов, несколько меньшая мода у распределения велосипедистов, а наименьшая - у распределения гребцов. Графики распределения плотности вероятности кровяного давления спортсменов также различаются.

Таким образом, изучение показателей вариационной пульсометрии у высококвалифицированных спортсменов показало различие распределений у представителей различных видов спорта.

Библиографический список

1. Вовчанський В. Визначення зони аеробно-анаеробного переходу у спортсменів високої кваліфікації за допомоги експрес-лактатконтролю та моніторингу серцевого ритму / В. Вовчанський, В. Борковський // Молода спортивна наука України: збірник наукових праць з галузі фізичної культури та спорту. - Випуск 7. - Львів, 2003. - С.333-338.
2. Каленіченко О. Дослідження варіабельності серцевого ритму з використанням пульсометру Polar Electro S810 у спортивній діяльності / О. Каленіченко, А. Кудій // Молода спортивна наука України: збірник наукових праць з галузі фізичної культури та спорту. - Випуск 7. - Львів, 2003. - С.355-358.

ВЫБОР МЕТОДА СТЕРИЛИЗАЦИИ ДЛЯ МНОГОРАЗОВЫХ ЭЛЕКТРОДОВ ЭКГ В УСЛОВИЯХ ПОЛИКЛИНИЧЕСКОГО ИССЛЕДОВАНИЯ

В.А. Соловьева

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

Электрокардиографическое исследование широко используется в современной медицине и, особенно, в отделениях интенсивной терапии. Если выбирать между одноразовыми и многократными версиями, то предпочтительнее выглядит первый вариант как более точный, гигиеничный и простой в использовании. Электроды разового пользования быстро «готовятся» к работе (в течение 1-2 минут), отличаются большей площадью клеящей поверхности, не смещаются во время исследования, обеспечивают высокую достоверность фиксируемых сигналов.

Что касается многократных моделей, то их основное достоинство – экономичность, и это ценное свойство делает их по-прежнему незаменимыми в российской медицине.

Электроды ЭКГ относятся к числу элементов, непосредственно влияющих на достоверность кардиографического обследования паци-

ентов, поэтому к их параметрам предъявляются высокие требования. Низкое качество проводников, их неспособность выполнять функции транслятора сигнала, малая помехоустойчивость не могут быть компенсированы ни качеством электрокардиографов и расходных материалов, ни профессионализмом медперсонала. С учетом сказанного, к выбору этого вида медицинских изделий стоит подходить ответственно.

К требованиям, предъявляемым к электродам ЭКГ, относятся:

- максимальная точность воспроизведения полезного сигнала и сохранение его частотной специфики, беспрепятственное прохождение биопотенциала через границу «кожа-электрод»;
- универсальность и взаимозаменяемость (соответствие конструктивных параметров принятым стандартам);
- постоянство электрических показателей и стабильное выполнение функций в течение всего времени эксплуатации;
- малая степень шумов и поддержание оптимального соотношения «сигнал-помеха».

Производители предлагают разнообразные вариации электродов в зависимости от специфики применения: для обычного кратковременного обследования; в неотложной медицине; при сильном потоотделении (к примеру, во время эргометрии). Применение модели, соответствующей специфике исследования, гарантирует необходимую степень адгезии и качественную запись ЭКГ.

Однако в ходе исследований эффективности различных вариантов было выявлено, что лучшие свойства демонстрируют хлорсеребряные проводники, выполненные из хлорида серебра, получаемого электролитическим путем[1]. В результате именно этот вид электродов получил самое широкое распространение.

Разность потенциалов двух электродов системы электрод — паста — электрод повышает 3—5 мВ, межэлектродное сопротивление — 500 Ом, а скорость изменения разности потенциалов — 2 мкВ/с. Время готовности 1—2 мин. Напряжение шума электродов не более 30 мкВ.

В большинстве стационаров для снятия ЭКГ используются многоразовые электроды, которые обрабатываются перед следующим применением. В Университете Висконсиской Медицинской Школы (США) было проведено микробиологическое исследование обработанных электродов и проводников, включая соединительный узел, которые были готовы к использованию для снятия ЭКГ у пациентов в отделении интенсивной терапии. Всего было исследовано 50 электродов. Оказалось, что 1/3 готовых к очередному использованию многоразо-

вых электродов для снятия ЭКГ были контаминированы полирезистентными микроорганизмами: с 9-и электродов были выделены ванкомицинорезистентные энтерококки (VRE) (18%), с 4-х - *S.aureus* (8%), причем в одном случае - MRSA, в 4 - *Pseudomonas spp.*, в 3 - *Acenetobacter spp.* и в одном – *Serratia* [2].

Электроды многоразового использования, которые тесно контактируют с пациентом, несут потенциальную угрозу переноса вредных микроорганизмов.

Стерилизации подлежат все изделия медицинского назначения после применения их у пациентов. Разъемные изделия стерилизуются в разобранном виде.

Предстерилизационную очистку изделий медицинского назначения проводят после их дезинфекции и последующего отмывания остатков дезинфицирующих средств проточной питьевой водой [3].

Существуют паровая, воздушная, плазменная и газовая виды стерилизации, отличающиеся температурными режимами, стерилизующими агентами и временем цикла.

Для обработки многоразовых электродов ЭКГ, выполненные из хлорида серебра, был выбран паровой метод стерилизации.

Данный метод высокоэффективен, экономичен и приемлем для большинства медицинских изделий в условиях поликлинического исследования. Подавляющее большинство микроорганизмов и их спор очень чувствительны к действию влажного пара. Процесс автоклавирования проводится в паровом стерилизаторе (автоклаве), принципом действия которого является нагревание помещенного в герметическую камеру объекта чистым насыщенным водяным паром при избыточном давлении от 0,1 до 0,22 МПа и температуре от 105 до 134 °С [4].

Воздух из стерилизационной камеры и обрабатываемых объектов во время процесса стерилизации удаляется, а объекты располагают таким образом, чтобы обеспечить к ним свободное проникновение пара.

В соответствии с Новыми Европейскими Стандартами допускается удаление воздуха несколькими способами. В условиях шадящего воздействия S-цикла в автоклаве воздух вытесняется из стерилизационной камеры запатентованным способом подачи пара: процесс вытеснения воздуха осуществляется благодаря импульсному воздействию избыточного давления [5]. При необходимости по окончании цикла стерилизации объекты досушиваются.

Выбираемый автоклав должен иметь необходимые режимы обработки, небольшой объем стерилизуемой камеры, что уменьшит время самого цикла.

На медицинском рынке представлен широкий спектр паровых стерилизаторов, как импортного, так и отечественного происхождения.

Сегодня кассетные стерилизаторы STATIM (SciCan, Канада) является показателем самой высокой скорости и мощности. Они превышают общую пропускную способность большинства традиционных автоклавов, что делает их идеальным выбором для любых специалистов, занятых кардиологической практикой [6].

Кассетные автоклавы принадлежат к разряду компактных настольных автоклавов. Продлевают срок службы дорогостоящих и хрупких инструментов, используемых в медицине. Система подачи пара автоклава поддерживает постоянную температуру и удаляет воздух, который вызывает окисление в обычных автоклавах. В каждом рабочем цикле кассетного автоклава Statim используется только чистая дистиллированная вода, что позволяет предотвратить образование ржавчины и скопление биологических загрязнений. Кроме того, встроенный насос продувает камеру струей очищенного воздуха, ещё более уменьшая влажность в камере.

Метод электрокардиографии всегда был и по-прежнему остаётся одним из самых информативных в диагностике кардиопатологий. Применение качественно обработанных электродов ЭКГ надежных фирм-производителей позволяет полностью реализовать высокий потенциал данного вида обследования в обнаружении начальных патологических сбоев в деятельности миокарда.

Библиографический список

1. Суточное мониторирование ЭКГ. <http://www.superdoktor.ru> (14.11.12).
2. Влияние микроорганизмов на ЭКГ. http://kpfu.ru/main_ (17.11.12)
3. Л.Б.Борисов Медицинская микробиология, вирусология и иммунология. — МИА, 2005. 154-156с.
4. Вашков В.И. Средства и методы стерилизации, применяемые в медицине, М., 1993. 143-158с.
5. Рубан Г.И., Корнев И.И., Савенко С.М. и др. Профилактика внутрибольничных инфекций при проведении анестезиологических и реанимационных мероприятий // Стерилизация и госпитальные инфекции. 2006. № 1.
6. Вашков В.И. Средства и методы стерилизации, применяемые в медицине. -М.: Медицина, 2008.- 368 с.

СТРУКТУРА ИНС-ПРЕОБРАЗОВАТЕЛЯ ЧАСТОТНО-ВРЕМЕННЫХ ПАРАМЕТРОВ БИМЕДИЦИНСКИХ СИГНАЛОВ

А.В. Антоненко

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

При построении современных медико-диагностических и экологических измерительных систем все большее значение принимают датчики неэлектрических величин. С ростом количества и разнообразия применяемых датчиков возникает проблема настройки измерительных систем, в составе которой находятся десятки и сотни датчиков с разными характеристиками преобразования. В применении к биомедицинским сигналам проблема усугубляется необходимостью учета индивидуальных параметров биообъекта.

В связи с этим предлагается производить учет нелинейных характеристик используемых датчиков и индивидуальных параметров объекта исследования при настройке функционального преобразователя формы информации (ФПИ), построенного с использованием технологий искусственных нейронных сетей (ИНС). Такие функциональные преобразователи формы информации принято называть ИНС-преобразователями.

Для описания структуры ИНС-преобразователя в виде обучаемой нейросети необходимо выполнить три операции: 1) выбрать вид исходной нейросети, 2) определить ее конфигурацию как аппроксимирующей сети и 3) произвести обучение выбранной сети на требуемую задачу преобразования.

Прежде чем приступить к следующим этапам процедуры структурного синтеза преобразователя, на которых при выполнении процедуры оперируют с физическими переменными, целесообразно показать типичную форму представления структуры преобразователя в виде некоторой аналого-цифровой нейросети. Например, структурная модель ИНС-преобразователя «код – частота» $N \rightarrow F$ в базисе нейросетевых операций запишется в виде выражения:

$$f_y = F_{НП_1}^{(2)} \left(\sum_{j=1}^M \left(N_{w_{НП_j,1}}^{(2)} \cdot F_{НП_j}^{(1)} \left(f_0 \cdot N_x^* + N_{w_{НП_2,j}}^{(1)} \cdot f_0 \right) \right) \right),$$

где $N_{w_{НП_j,1}}^{(2)}$ – весовые коэффициенты нейрона-преобразователя $НП_1^{(2)}$ 2-го выходного слоя сети, представленные в виде позиционного кода,

$j = \overline{[1, M]}$; M – количество нейронов в первом слое; $F_{НП_j}^{(1)}$ – функция активации j -го нейрона $НП_j^{(1)}$ первого слоя; $F_{НП_1}^{(2)}$ – активационная функция нейрона $НП_1^{(2)}$ выходного слоя сети (выбор вида функций активации производится далее на следующем этапе); $N_{w_{НП_2,j}^{(1)}}$ – весовые коэффициенты нейронов первого слоя, $j = \overline{[1, M]}$, представленные позиционным кодом; N_x^* – входной преобразуемый k -разрядный позиционный код ($N_x^* \equiv x^*$); f_y – частота как результат преобразования; f_0 – опорная частота (эталон преобразования).

НЕРАЗРУШАЮЩИЕ ИЗМЕРЕНИЯ МАГНИТНЫХ ПОЛЕЙ ВНУТРИ БИОЛОГИЧЕСКИХ ОБЪЕКТОВ

А.А. Жильников

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

Качество магнитотерапии во многом зависит от правильного выбора задающих воздействие параметров поля, с помощью которых достигается максимальный положительный физиотерапевтический эффект. Вследствие этого выполнение требования формирования значительной неоднородности поля по отношению к размерам зоны воздействия биологического объекта (венам, артериям и капиллярам) обуславливает сложную структуру магнитотерапевтической аппаратуры общего действия, которая является совокупностью индукторов, соединенных между собой определенным образом. В связи с этим в ходе магнитотерапевтического сеанса важно знать задаваемое параметрами реальное распределение генерируемого поля в пространстве биообъекта и закон его изменения во времени, что требует применения прямых неразрушающих методов магнитоизмерений пространства, исключающих механическое проникновение внутрь [1].

Анализ известных прямых методов неразрушающих измерений закономерно указывает на необходимость использования метода компьютерной томографии, который базируется на частном случае преобразования Радона и представляет собой математический аппарат для получения изображения распределения физической величины в объеме

[2]. Как следует из его названия, данный метод представляет исследуемое трехмерное пространство объема с биообъектом внутри совокупностью сечений, благодаря чему размерность задачи понижается до двухмерной (томографической), что предполагает использование самого простого частного описания математического аппарата преобразования Радона, в котором интегрирование осуществляется по лучу и как следствие решается основное интегральное уравнение первого порядка [3]. Возникающая при таком томографическом описании проблема реализации магнитоизмерений заключается, во-первых, в том, что на практике измерение величины магнитной индукции (или другими словами плотности потока) возможно только через процедуру регистрации магнитного потока, которая предполагает интегрирование по площади, а не по прямой, а, во-вторых, метод компьютерной томографии предполагает визуализацию скалярных распределений, а магнитная индукция является распределением векторной величины.

Таким образом, опираясь на метод компьютерной томографии, указанные обстоятельства проблемы обуславливают потребность в отходе от частного описания математического аппарата преобразования Радона и использование его общего вида, доработанного под задачу регистрации векторной функции.

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.

В предложенном способе используется измерительный орган, представляющий собой плоский контур, привязанный к декартовой системе координат (X, Y, Z) , 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 кон-

тура 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.

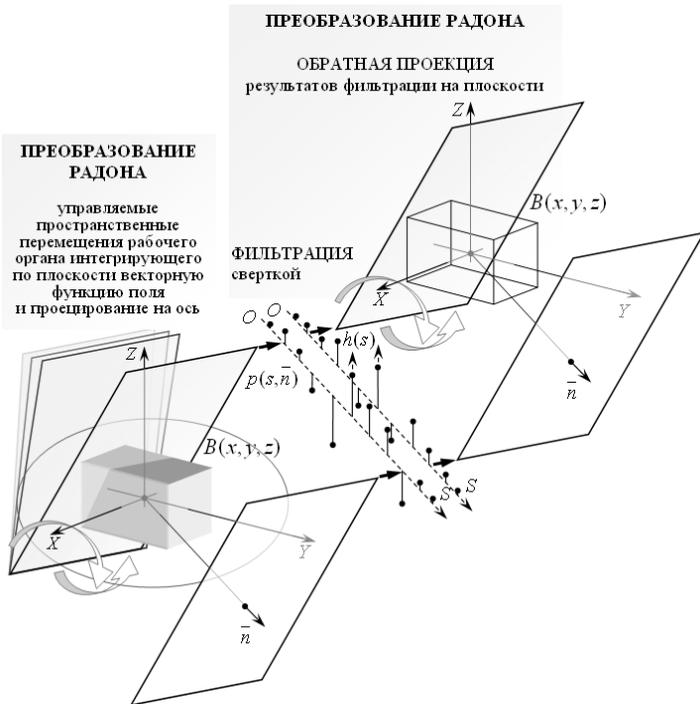


Рис. 1

В ходе управляемого пространственного перемещения измерительного органа реализуется способ параллельного формирования исходных проекционных данных $p(s, \vec{n})$ функции магнитной индукции $B(x, y, z)$, для которого плоским контуром совершаются поступательно-поворотные движения и регистрируются наводимые в нем Э.д.с. Движение предполагает чередование дискретных параллельных перемещений в направлении оси OS вектора нормали \vec{n} измерительного органа и поворотов направления этих перемещений, задаваемых зенитным θ и азимутальным α углами в метрике сферических координат. Далее дискретные параллельные перемещения многократно по-

вторяются 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 (см. рис. 1).

Таким образом, в данной работе описан оригинальный способ неразрушающей объемной регистрации трехмерного пространства векторной функции индукции неоднородного изменяющегося во времени магнитного поля, который предлагается использовать для получения декартовых компонент распределения векторной функции магнитной индукции в каждой точке объема биообъекта.

Библиографический список

1. Системы комплексной электромагнитотерапии. Учебное пособие для вузов / Под редакцией Беркутова А.М., Жулёва В.И., Кураева Г.А., Прошина Е.М. – М: Лаборатория базовых знаний, 2000. 376 с.
2. Жильников А.А., Жильников Т.А., Жулев В.И. Получение изображения распределения магнитного поля внутри биологических объектов. Биомедицинские технологии и радиоэлектроника. – М.: Издательское предприятие редакции журнала «Радиотехника», № 7, 2011. С. 41-46.
3. Ключев В.В. Рентгенотехника. Справочник в 2-х книгах. Кн. 2. М.: «Машиностроение», 1998, С. 319-326.

ЭЛЕКТРОИМПУЛЬСНЫЙ МЕТОД РАЗРУШЕНИЯ КОНКРЕМЕНТОВ МОЧЕВЫДЕЛИТЕЛЬНОЙ СИСТЕМЫ

Л.А. Хохлова

Научный руководитель - Иванова Л.Ю.

Национальный исследовательский Томский политехнический университет

Мочекаменная болезнь является одним из наиболее распространенных заболеваний почек и мочевых путей. По мировым данным эти заболеваниями страдают 1–3% населения. Уровень заболеваемости мочекаменной болезнью (лучше не вводить новые термины без объяснений) в России достигает 460 случаев на 100 тысяч населения [1].

В настоящее время, для решения данной проблемы интенсивно развиваются малоинвазивные способы разрушения камней. Одним из таких способов является контактная литотрипсия. Контактная литот-

рипсия основана на передаче энергии к камню посредством зонда, введенного через эндоскоп. Основное её преимущество – прямая передача энергии к камню, непосредственный контроль над процессом, возможность разрушения фрагментов камней.

Все существующие методы контактной литотрипсии имеют некоторые недостатки и противопоказания (для лазерной литотрипсии – высокая цена и риск повреждения окружающих тканей, для ультразвуковой и пневматической – использование жестких зондов, для электрогидравлической – низкая эффективность разрушения). В связи с этим, интенсивно ведутся работы по разработке и усовершенствованию новых методов разрушения конкрементов мочевого выделительной системы, объединяющих достоинства существующих методов и лишенных их недостатков.

В начале 2000-х годов, томскими учеными был разработан малоинвазивный электроимпульсный литотриптор. По мнению врачей-урологов, контактная электроимпульсная литотрипсия является эффективным методом лечения конкрементов любого химического состава в мочеточнике и мочевом пузыре, приводя к деструкции конкремента в 96% случаев [2]. Это позволяет расценивать электроимпульсную литотрипсию как высокоэффективный метод, близкий по эффективности к лазерной литотрипсии.

Принцип работы литотриптора основан на электроимпульсном методе разрушения твердых объектов в жидкой среде. Данный способ разрушения твердых материалов ранее находил применение только в установках для обработки рудных пород и бурения скважин. Принцип электроимпульсного разрушения основан на «эффекте Воробьевых» заключается в особенностях разряда при помещении в жидкую среду диэлектрика из твердого тела, с поверхностью которого контактируют два электрода. Если к электроду прикладывается импульс напряжения с нарастающим фронтом, то при малой крутизне фронта разряд происходит в жидкости по поверхности твердого диэлектрика, а при большой — внедряется вглубь твердого диэлектрика и откалывает часть его поверхности [3].

К основным частям электроимпульсного литотриптора относится генератор высоковольтных наносекундных импульсов с возможностью регулировки энергии импульсов напряжения в пределах от 0,1 до 1,0 Дж и использования, как однократных импульсов напряжения, так и пачек импульсов, с частотой следования импульсов до 5 Гц, передающий кабель и рабочий инструмент врача – зонд [4].

Зонд вводится в естественные проходы мочеполовой системы человека через эндоскоп. Зонд электроимпульсного литотриптора

(рис.1) состоит из разрядной головки (1), передающей части (2) и высоковольтного электрического разъема(3).

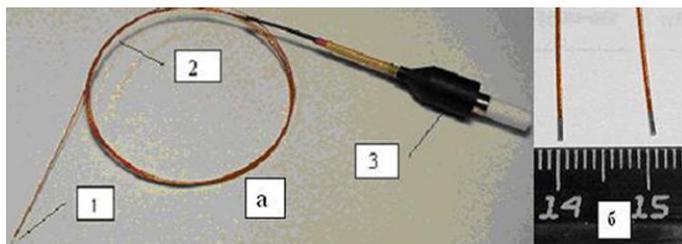


Рис. 1 - Общий вид зондов электроимпульсного литотриптора (а) и его головки (б)

Зонд является тем элементом, от надежной работы которого во многом зависит и эффективность разрушения камня. Основными достоинствами зондов, используемых для электроимпульсной литотрипсии, являются гибкость, упругость и небольшой диаметр, позволяющие осуществлять разрушение конкрементов в любой части мочевыделительного тракта.

Однако, в связи с тем, что электроимпульсная литотрипсия относительно новый метод, ведутся дополнительные исследования особенностей эксплуатации зондов и проводятся меры по улучшению надежности их работы, увеличению срока службы и повышению эффективности разрушения.

На данном этапе мы проводим исследования работы зондов различного конструктивного исполнения с целью выявления влияния различных материалов и геометрических размеров конструктивных элементов на эффективность разрушения объектов и работоспособность зондов в целом. Проведённые предварительные результаты исследований показали, что увеличение внешнего диаметра зонда (и, соответственно, длины разрядного промежутка) приводит к более эффективному разрушению объектов и увеличению срока службы зондов. Таким образом, использование более износостойких материалов в качестве межэлектродной изоляции рабочей головки зонда, либо увеличение толщины изоляционного слоя может существенно улучшить показатели работоспособности электроимпульсных зондов.

Библиографический список

1. Борисов В. В., Дзеранов Н. К. Мочекаменная болезнь. Терапия больных камнями почек и мочеточников. - М., 2011. - 87с.

2. Афонин В.Я., Гудков А.В., Бощенко В.С., Арсеньев А.В. Эффективность и безопасность эндоскопической контактной электроимпульсной литотрипсии у больных мочекаменной болезнью.// Сибирский медицинский журнал, 2009. - №1. – С.117-123.
3. Месяц Г.А. О природе «эффекта Воробьевых» в физике импульсного пробоя твердых диэлектриков. Письма в ЖТФ, том 31, вып 24, 2005г.
4. Chernenko V., Diamant V., Lerner M. and other, Method and intracorporal lithotripsy fragmentation and apparatus for its implementation, USA patent № 7,087,061/B2.

РАЗРАБОТКА МОДЕЛИ ПРЕОБРАЗОВАТЕЛЯ БИМЕДИЦИНСКОЙ ИНФОРМАЦИИ НА ОСНОВЕ ИНС - ТЕХНОЛОГИЙ

Т.А. Чудакова

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

Развитие медицинской науки обуславливает потребность в совершенствовании средств измерения и преобразования сигналов с биологических объектов. В настоящее время использование в медицинской практике преобразователя в сочетании с измерительной и управляющей подсистемой позволяет создавать новые эффективные средства для обеспечения автоматизированного сбора информации о состоянии пациента, ее обработки в реальном масштабе времени и управления его состоянием.

Одним из направлений повышения эффективности преобразователей информации является расширение их функциональных (интеллектуальных) возможностей. В связи с этим является целесообразным построение линейных и функциональных АЦП с использованием математического аппарата искусственных нейронных сетей (ИНС), позволяющих получать описание структур нейросетевых преобразователей, способных к перенастройке своей архитектуры в функционирующем устройстве. Это делает нейросетевые преобразователи востребованными в устройствах адаптивного типа [1].

Наибольший интерес представляют структуры, увеличивающие точность преобразования (что представляет особый интерес для меди-

ко-биологических исследований) и прогнозирующие ближайшие во времени изменения сигнала, вырабатывая на этой основе управляющее воздействие.

Перцептронная модель такого преобразователя представлена на рис. 1.

Это многослойная сеть прямого распространения (перцептрон) с пороговыми функциями активации в рецепторном слое. Перцептрон описывается следующей формулой [2]:

$$f(x) = F\left(\sum_{i_N} w_{i_N j_N N} \dots \sum_{i_2} w_{i_2 j_2 2} F\left(\sum_{i_1} w_{i_1 j_1 1} x_{i_1 j_1 1} - \theta_{j_1 1}\right) - \theta_{j_2 2} \dots - \theta_{j_N N}\right), \quad (1)$$

где i – номер входа, j – номер нейрона в слое, N – номер слоя, x – входной сигнал, w – весовой коэффициент.

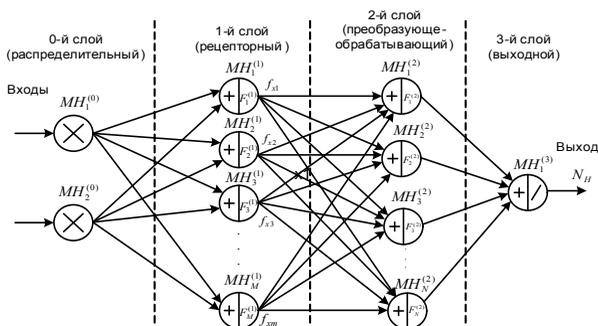


Рис. 1 – Структура многослойного перцептрона с пороговыми функциями активации в рецепторном слое

Данная сеть обучена методом обратного распространения ошибки на задачу преобразования сигналов от отдельных элементов многосекционного датчика уровня в цифровой двоичный код в зависимости от изменения уровня жидкости в резервуаре.

Особенностью данной структуры является, например, возможность коррекции дрейфа нуля, присущего первичным преобразователям (ПП), что снижает дополнительные погрешности измерения. Дальнейшее направление разработки связано с выработкой управляющего воздействия на управляемую систему, связанного с прогнозированием ее поведения. В частности, достигается при помощи аппроксимации изменения получаемой с датчика функции полиномом n -ой степени и подстройки синаптических весов w исходной сети на ожидаемую ситуацию [3].

Для рассматриваемой задачи измерения уровня осуществлено моделирование персептрона в среде LabView2010 (рис. 2).

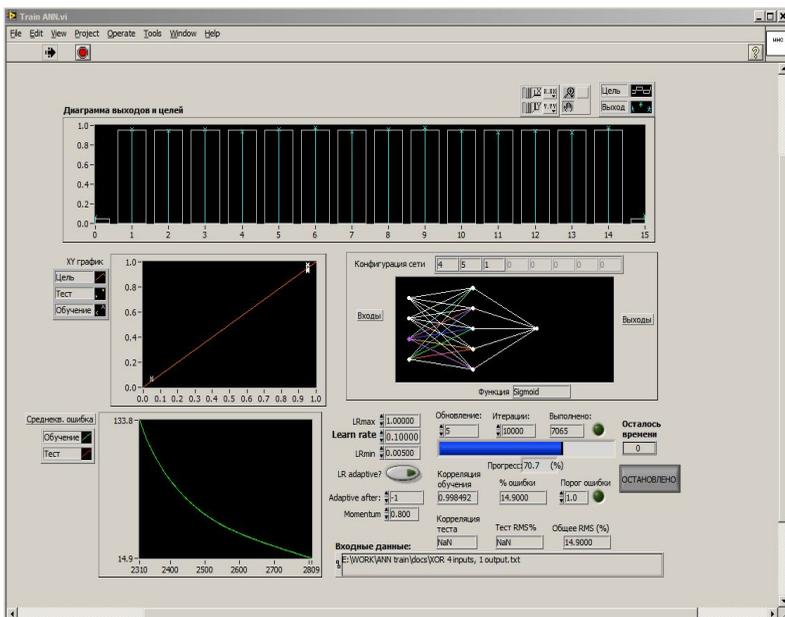


Рис. 2 – Программная реализация структуры преобразователя в виде персептрона в среде LabView 2010

Библиографический список

1. 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.
2. Галушкин А.И. Нейронные сети: основы теории. М.: Горячая линия-Телеком, 2010. 496 с.
3. Гордин, Е. М. Основы автоматики и вычислительной техники. Текст. / Е. М. Гордин, Ш. Ю. Митник, В. А. Тарлинский. М.: Машиностроение, 1978. 303 с.

ИССЛЕДОВАНИЕ ТЕРАПЕВТИЧЕСКОГО ЭФФЕКТА УЛЬТРАЗВУКОВОГО ИЗЛУЧЕНИЯ НА УСКОРЕНИЕ РЕГЕНЕРАЦИИ КОСТНОЙ ТКАНИ В УСЛОВИЯХ СВЕРХДЛИТЕЛЬНЫХ КОСМИЧЕСКИХ ПОЛЕТОВ

Е.О. Шумилина

Научный руководитель – Белозерова И.Н., канд. биол. наук, доцент
Московский авиационный институт

В настоящее время показано, что длительные космические полеты приводят к морфологическим изменениям строения костной ткани, обусловленным уменьшением минеральной плотности костной ткани, отрицательным балансом кальция и потерями костной массы, что может привести к травмам различной степени тяжести у космонавтов [1]. Одним из возможных средств терапии поврежденной костной ткани в условиях клинической медицины является применение УЗ-волн, стимулирующих ее регенерацию.

В связи с этим, цель работы – исследование ультразвукового излучателя для последующего использования в условиях сверхдлительных космических полетов.

Задачами являются:

- исследование ультразвукового излучателя;
- подбор режимов и продолжительности ультразвукового воздействия при травмах различной степени тяжести.

Терапевтический эффект ультразвука достигается за счет физических особенностей. Механизмы действия ультразвука в биологических тканях включают: тепловое воздействие, механическое воздействие переменного акустического давления и микромассажа на клеточном и субклеточном уровнях, физико-химическое воздействие на клетки костной ткани [2].

Подбор частоты ультразвуковых колебаний показал ускоренное новообразование костной ткани со стороны слоя надкостницы, которое проявляется на 30 сутки после воздействия ультразвуком, что свидетельствует о процессе регенерации. Рассчитанный коэффициент поглощения ультразвука показывает уменьшение амплитуды УЗ волны в костной ткани и определяет величину акустической мощности, достигающей заданного участка ткани и выделяющейся в виде тепла.

Для УЗ-воздействия на поврежденную костную ткань рекомендуется применять методику, при которой излучатель устанавливается соответственно локализации очага поражения и удерживается в таком положении в течение всей процедуры. При невозможности прямого

воздействия воздействуют УЗ на симметричные участки тела, рефлексогенные зоны. При воздействии на большую поверхность участок делят на отдельные поля.

Таким образом, воздействие низкочастотным ультразвуком на место перелома является неинвазивным методом, способным стимулировать регенерацию костной ткани, обеспечивая образование нового костного вещества и ускорение процесса заживления травм.

Библиографический список

1. Оганов В.С., Бакулин А.В., Новиков В.Е., Мурашко Л.М., Кабицкая О.Е. Изменения костной ткани человека в космическом полете. Некоторые закономерности и особенности. Остеопороз и остеопатии. 2005. № 1. С.2-6.
2. Ершов Ю.А., Акопян Б.В., под ред. Щукина С.И. Основы взаимодействия ультразвука с биологическими объектами. М.: Медицина, 2009. 26-27 с.

ИДЕНТИФИКАЦИЯ ИМПУЛЬСНЫХ ШУМОВ НА ОСНОВЕ ВЕЙВЛЕТ-ПРЕДСТАВЛЕНИЯ СИГНАЛА ДЛЯ РЕШЕНИЯ ЗАДАЧ МЕДИЦИНСКОЙ ДИАГНОСТИКИ

М.Е. Виноградова

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

Акустическая диагностика состояния человека в настоящее время широко применяется на практике, однако почти всегда ее выполняет врач. В частности, аускультация легких продолжает оставаться более искусством, чем наукой, поскольку ее результаты зависят от квалификации врача, особенностей его слуха, акустических свойств стетоскопа [1].

Решение задачи классификации может быть представлено следующими этапами:

- предобработка сигнала: оцифровка, при необходимости, фильтрация и нормировка;
- Представление исходного сигнала рядом признаков с учетом его особенностей (параметризация);
- построение классификатора.

Большие перспективы в решении задачи распознавания акустических сигналов связывают с применением вейвлет-анализа ввиду того, что вейвлет-преобразование (ВП) обеспечивает возможность локализации сигнала как во временной, так и в частотной области [2]. Это свойство является существенным преимуществом в задачах обработки импульсного сигнала по сравнению с оконным преобразованием Фурье.

Рассматриваются вопросы автоматической идентификации биометрических акустических шумов (АШ). Для АШ, соответствующих различным состояниям объекта наблюдения, было получено по 50 реализаций при различном уровне фонового шума.

Блок-схема предложенного алгоритма идентификации АШ имеет вид (рис. 1):



Рис. 1 - Блок-схема алгоритма идентификации

В блоке детектирования производится пороговая оценка параметров входного сигнала $S(t)$ и выделение вектора $S(n)$, соответствующего реализации АШ.

В блоке оценки параметров сигнала производится оценка спектра сигнала в базисе ортогональных функций Добеши второго порядка для 64 коэффициентов масштабирования.

В блоке идентификации выполняется сравнение сигнала с эталоном класса (усредненным вейвлет-спектром сигналов обучающей выборки) и идентификация источника, для чего:

1) выполняется оценка векторов $w_i, i = \overline{1..64}$ спектральных составляющих сигнала, в соответствие с формулой:

$$c_i(k) = \sum_{j=1}^N w_i(j) \cdot w_{is}(N - k + j) / (\|w_j(k)\| \cdot \|w_{is}(k)\|),$$

$$\|w_j(k)\| = \sum_{j=1}^N w_i^2(j) \cdot H_i(k - j), \quad \|w_{is}(k)\| = \sum_{j=1}^N w_{is}^2(j) \cdot H_{is}(k - j),$$

$$H = \{h_j\}, h_j = 1, j = 1 \dots N,$$

где $\|w_j(k)\|, \|w_{is}(k)\|$ - коэффициенты нормировки для i -х векторов параметров импульсного акустического шума и эталонного сигнала, N - длина вектора эталона.

2) по вычисленным значениям определяется среднее значение сдвига вектора параметров сигнала (L) относительно эталона во временной области в соответствии с формулой:

$$L = M\{\max(c(k,i))\},$$

M - оператор вычисления среднего значения.

3) вычисляется расстояние между параметрами сигнала и параметрами эталонных сигналов с учетом сдвига.

4) по минимуму расстояния определяется класс сигнала.

Предложенный алгоритм идентификации источников АШ на основе ВП позволил получить вероятность правильного распознавания источника 90%.

Библиографический список

1. Кулаков Ю.В. Акустическая диагностика заболеваний легких: возможности методов и перспективы развития, - Тихоокеанский медицинский журнал, 2008, №3, с. 65-68.
2. Петухов А. П. Введение в теорию базисов всплесков. СПб.: Изд-во СПбГТУ, 1999. 132 с.

ОПРЕДЕЛЕНИЕ ВОДОРОДНОГО ПОКАЗАТЕЛЯ ЭКОЛОГИЧЕСКИХ И БИОЛОГИЧЕСКИХ ОБЪЕКТОВ В УСЛОВИЯХ ПОМЕХ

Н.И. Макарова

Научный руководитель – Зубков М.В., канд. техн. наук, доцент
Рязанский государственный радиотехнический университет

Одним из основных направлений инженерно-конструкторской деятельности является разработка и усовершенствование приборов экологического контроля, позволяющих обеспечить полный и своевременный анализ экологической обстановки окружающей среды. В медицине также возникает необходимость быстро и высокой точностью производить анализ биологических жидкостей.

К параметрам, нуждающимся в контроле, в первую очередь относится кислотно-щелочной баланс среды, определяемый показателем активности ионов водорода (рН), и, кроме того, необходим выборочный контроль остальных параметров исследуемой среды.

Активность ионов водорода выражается дробными числами. В связи с этим для удобства было предложено характеризовать активную

кислотность или щелочность раствора при помощи отрицательного логарифма активности ионов водорода. Для нейтральных растворов значение $pH=7$. Кислые растворы имеют $pH<7$, а щелочные $pH>7$. Весь диапазон изменения значения pH растворов от самого кислого до самого щелочного характеризуется рядом чисел от 0 до 14 [1].

Для измерения pH в настоящее время применяются потенциометрические методы. Они основаны на определении концентрации ионов по измерению электродвижущей силы элемента. Для определения концентрации можно применить либо прямое измерение, при котором разность потенциалов на электродах показывает непосредственно концентрацию соответствующих ионов, либо косвенное измерение или так называемое потенциометрическое титрование, при котором расход титрующего реагента соответствует концентрации определяемого вещества.

При измерении pH значительное внимание уделяется вопросам точности измерения.

На погрешность измерения pH влияют следующие факторы:

1. Влияние отклонения координат изопотенциальной точки от номинальных значений. Для pH -электродов реально нормируется только величина pH_i с допустимым отклонением ΔpH_i , которое для свежих электродов обычно составляет $\pm 0,3 pH$. Координата E_i является справочной величиной и ее действительное значение определяется при калибровке. Допустимое отклонение величины E_i от номинального значения определяется только допусками на pH_i и потенциал электрода ($E_{\text{норм.}}$), нормированный в каком-либо буферном растворе. На рисунке 1 серым цветом показана область, в которой должна находиться изопотенциальная точка электрода. Допустимое отклонение величины E_i от номинального значения может быть рассчитано по следующей формуле:

$$\Delta E_i = \Delta E_{\text{норм.}} + S_t \cdot \Delta pH_i, \quad (1)$$

где $\Delta E_{\text{норм.}}$ - допустимое отклонение $E_{\text{норм.}}$ от номинального значения, мВ; S_t - крутизна электродной характеристики при температуре t , для которой нормируется $E_{\text{норм.}}$, мВ/ pH ; ΔpH_i - допустимое отклонение pH_i от номинального значения, pH .

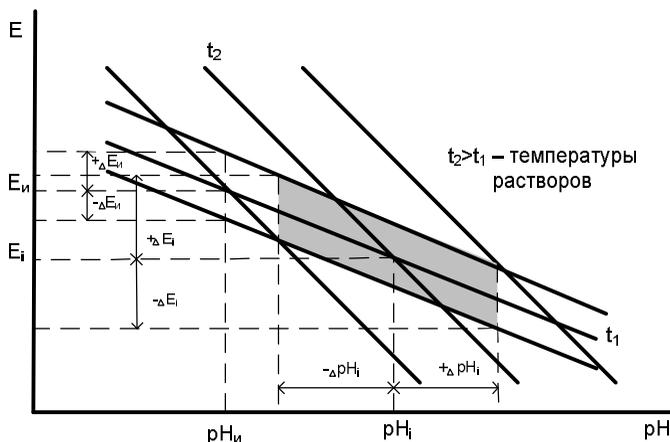


Рис. 1 – Координаты изопотенциальной точки

2. Погрешность, вносимая применением термокомпенсации.

Эта погрешность имеет несколько составляющих.

Первая из них связана с неточностью определения температуры. Величина погрешности определения pH в этом случае зависит от температуры проведения измерений, ошибки определения этой температуры и удаленности величины pH среды от изопотенциальной точки, и может быть рассчитана по следующей формуле:

$$\Delta pH = \left(\frac{273 + t_{\text{изм}}}{(273 + t_{\text{изм}}) + \Delta t} - 1 \right) \cdot (pH - pH_i), \quad (2)$$

где $t_{\text{изм}}$ - температура анализируемого раствора, °C; Δt - ошибка опре-

деления температуры анализируемого раствора, °C; pH - величина pH анализируемого раствора, pH; pH_i - координата изопотенциальной точки, pH.

Для снижения этого вида погрешности измерения pH следует устранить причины неточного измерения температуры раствора, которые могут быть следующими:

- температура pH-электрода и чувствительного элемента термодатчика не равны;
- нелинейность характеристики термодатчика;
- несовпадение сопротивлений магазина сопротивлений, по которому производится настройка преобразователя и термодат-

чика при температуре для которой осуществляется настройка и т.д.

На современном уровне развития техники вышеперечисленные проблемы легко решаются. Кроме того, положительную роль также сыграет выбор электрода с изопотенциальной точкой внутри диапазона измерения [2].

Для изучения влияния на измеряемую величину рН систематических и случайных погрешностей было произведено моделирование с помощью программы LabVIEW [3]. Для этого использовалась стандартная схема прибора, рекомендованная разработчиками операционного усилителя LF444 фирмы National Semiconductor.

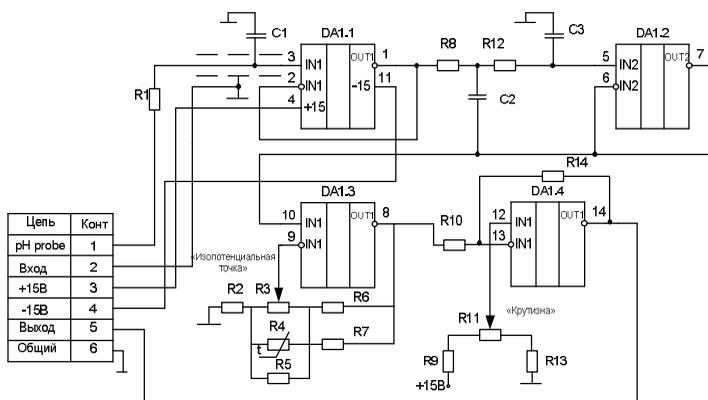


Рис. 2 – Принципиальная схема прибора

В результате моделирования установлено, что данная схема позволяет производить измерения рН, в том числе и при воздействии как гармоническими, так и импульсными помехами.

Библиографический список

1. Васильев В. П. Аналитическая химия. В 2 кн. Кн. 2. Физико-химические методы анализа: Учеб. для студ. вузов, обучающихся по химико-технологическим специальностям – 2-е изд., перераб. и доп. - М.: Дрофа, 2002. - 384 с.
2. http://www.izmtch.ru/consult/files/pogr_ph.pdf, 14.11.12
3. Евдокимов Ю.К., Линдваль В.Р., Щербаков Г.И. LabVIEW для радиоинженера: от виртуальной модели до реального прибора. Практическое руководство для работы в программной среде LabVIEW.- М.: ДМК Пресс, 2007.- 400с.

БЕСКОНТАКТНЫЙ ИЗМЕРИТЕЛЬ ТЕМПЕРАТУРЫ ТЕЛА ПАЦИЕНТА В МАГНИТОТЕРАПЕВТИЧЕСКОМ КОМПЛЕКСЕ «МУЛЬТИМАГ»

С.Д. Смирнова

Научный руководитель – Шуляков А.В., старший преподаватель
Рязанский государственный радиотехнический университет

Температура тела человека является одним из важнейших показателей его здоровья. При любом инфекционном заболевании или воспалении она повышается, сигнализируя о наличии патогенных процессов и помогая организму справиться с бактериями или вирусами. Во время шока происходит понижение артериального давления, что приводит к уменьшению кровотока на периферии и, следовательно, к понижению температуры. Таким образом, производя мониторинг температуры, можно отслеживать изменение состояния организма человека в режиме реального времени.

Во время сеанса магнитотерапии повышение или понижение температуры тела пациента может свидетельствовать о реакции организма на терапевтическое воздействие. Анализируя температуру в течение сеанса можно делать вывод о степени реакции организма на воздействие магнитного поля (так называемой магниточувствительности) и судить, таким образом, об эффективности воздействия и регулировать воздействие. При этом можно отслеживать возникновение критических ситуаций (резкое ухудшение состояния пациента, характеризующее индивидуальную непереносимость воздействия). [1]

Удобным здесь представляется использование бесконтактного способа измерения температуры основанного на регистрации инфракрасного излучения испускаемого нагретым объектом с помощью специальных приборов – пирометров. Бесконтактное измерение обеспечивает быстрое и точное измерение температуры у пациентов. Отсутствии контакта позволяет исключить передачу инфекционных заболеваний, аллергические реакции, идиосинкразию и пр.

Бесконтактный измеритель температуры позволит проводить мониторинг температуры пациента во время сеанса магнитотерапии. Измерение температуры с помощью пирометров основано на известном соотношении между температурой объекта и характеристиками испускаемого им излучения. Спектр излучения тел, находящихся при комнатной температуре, практически полностью лежит в дальней и очень дальней инфракрасной области.

Основным элементом прибора является пироэлектрический дат-

чик. Пироэффект состоит в возникновении электрического заряда в кристаллах под воздействием инфракрасного излучения. Появление зарядов на поверхности пироэлектрика связано с изменением существующей в нем поляризации при изменении температуры кристалла. Возникает ток, величина которого пропорциональна скорости изменения температуры. Пироэлектрические приемники имеют малую инерционность. Постоянная времени составляет $10^{-5} - 10^{-7}$ с и менее. Типовая схема датчика показана на рисунке 1.

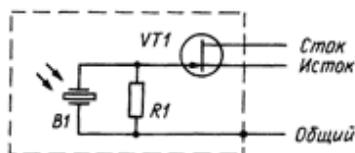


Рис. 1 - Внутренняя структура пироэлектрического датчика

Чувствительным элементом В1 служит своеобразный конденсатор — пластина из пироэлектрика с металлическими обкладками. На одну из обкладок нанесен слой вещества, способного поглощать электромагнитное (тепловое) излучение. В результате поглощения энергии температура пластины конденсатора увеличивается и между обкладками появляется напряжение строго определенной полярности. Будучи приложенным к участку затвор-исток встроенного полевого транзистора VT1, оно вызывает изменение сопротивления его канала. Выходной сигнал снимают с внешнего нагрузочного резистора, включенного в цепь стока транзистора. [2]

Так как мощность преобразователя незначительна, необходимо усиливать сигнал для дальнейшей его обработки. Используются два типа схем усиления: усиление напряжения на нагрузке пироэлектрика и усилители заряда. Выходное напряжение последней схемы пропорционально заряду на электродах пироэлектрика. [3]

Корпус датчика является экранированным от различного рода воздействий окружающей среды, что дает возможность применять его в процессе проведения процедуры магнитотерапии. Так же отсутствует чувствительность к температуре окружающей среды при соблюдении правил эксплуатации.

Прибор имеет небольшой рабочий диапазон, но повышенную точность измерения, достаточную для медицинских целей. Он позволяет измерить температуру кожи в любом месте пациента, наиболее удобным в данном случае является лобная область.

Библиографический список

1. Гостев С.С. Выбор датчика температуры в условиях магнито-терапии // Тез. докладов всерос. науч.-техн. конф. «Биотехнические, медицинские и экологические системы и комплексы. Биомедсистемы - 2002 ». Рязань: РГРТА, 2002. С.28-30.
2. Медицинские приборы . Разработка и применение. – М: Медицинская книга, 2004, -720с,ил.
3. Методы и средства измерения температуры: учеб. Пособие/ С.А. Голь, Ю.А. Лукьянов; Рязан. гос. радиотехн. ун-т.- Рязань,2009. – 104с.

ТЕХНИЧЕСКОЕ ОБЕСПЕЧЕНИЕ АНАЛИЗА ДЫХАНИЯ СПОРТСМЕНОВ ВО ВРЕМЯ ТРЕНИРОВОК

Ю.В. Брюханова

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

В последнее время в спортивной медицине уделяется все больше внимания проблемам спорта высоких достижений. Достижение высоких результатов в спорте возможно лишь при правильной организации тренировок.

В системе занятий спортом, наряду с выполнением комплексов упражнений, развивающих силу, ловкость, выносливость, первостепенное внимание уделяется обучению спортсмена правильному дыханию. Исследование функции дыхания во многих видах спорта (особенно в плавании), а так же контроль синхронизации процесса дыхания с движениями позволяют выявить резервные возможности организма спортсмена и направить их на достижение высоких результатов.

Однако существующие сегодня на рынке технические средства мониторинга дыхания спортсмена уже не соответствуют требованиям, предъявляемым к ним ведущими тренерами. Большинство анализаторов дыхания, с представляющей интерес для спорта механической точки зрения на этот процесс жизнедеятельности организма, опционально входят в состав стационарных медицинских спирометров, не предусматривающих двигательную активность пациента. Известные же носимые анализаторы дыхания являются неэргономичными вследствие неудобства крепления или исполнения в виде некомфортных масок. К тому же информация о дыхательной функции спортсмена во

время тренировки фиксируется в энергонезависимую память, что делает невозможным ее анализ тренером в реальном времени. Многие анализаторы передают измерительную информацию на монитор тренера по проводам, которые доставляют дискомфорт спортсмену. Малоизученным направлением является выделение дыхательной кривой как неинформативной составляющей, присутствующей в сигнале, получаемом с помощью ларингафона – носимого на шее устройства, преобразующего механические колебания связок и хрящей гортани говорящего человека в электрические колебания.

Предлагаемый в рамках настоящего сообщения к разработке анализатор дыхания позволит преодолеть описанные недостатки за счет следующих решений. Мобильное устройство анализатора дыхания размещается в ротовой полости спортсмена и конструктивно представляет собой в одном исполнении – напоминающий ортодонтическую пластинку корпус, плотно прилегающий к небу за счет воспроизведенного на его поверхности индивидуального рельефа неба спортсмена; а во втором предлагаемом исполнении – боксерскую капу, которая уже не учитывает индивидуальные особенности спортсмена. Первый вариант дороже в исполнении и индивидуален в применении в силу необходимости снятия гипсового слепка неба спортсмена в процессе изготовления корпуса прибора сложной формы. Второй вариант не учитывает индивидуальных характеристик, является экономичным и предполагает исполнение в нескольких масштабных размерах. В обоих случаях в пластик корпуса герметично помещается миниатюрная печатная плата с размещенными на ней электронными компонентами и сменный элемент питания.

Мониторинг дыхания в ротовой полости снижает эффективность использования предлагаемого анализатора в видах спорта, где спортсмены дышат значительное время носом. Однако в большинстве активных видов спорта по достижении определенного уровня развития возможностей организма дыхание осуществляется в основном через рот для достаточно быстрого обеспечения кислородом мышц. Плавание же, для которого в большей степени и предназначена предлагаемая разработка, изначально предполагает в основном только ротовое дыхание, для чего в инвентарь пловца часто входит специальная прищепка для носа.

Структура анализатора дыхания представлена на рисунке 1. Мембрана, выведенная наружу герметичного корпуса, деформируется под воздействием силы \vec{F} , вызванной воздушным потоком при дыхании. Через механическую связь это воздействие передается на первичный измерительный преобразователь (ПИП). В результате проведен-

ного анализа чувствительных элементов был определен ряд ПИП, которые по своим характеристикам в наибольшей степени подходят для решения поставленной задачи.

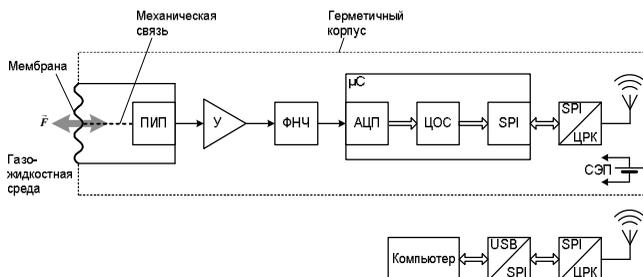


Рис. 1 – Структура анализатора дыхания

- *Электродинамический преобразователь* представляет собой механически связанную с мембраной катушку токопровода, находящуюся в сильном магнитном поле постоянного магнита. Деформация мембраны приводит в движение катушку, в которой появляется вследствие наведенной электродвижущей силы электрический ток, пропорциональный силовому воздействию на мембрану.
- *Емкостной преобразователь* представляет собой конденсатор, одна обкладка которого неподвижна, а вторая механически связана с мембраной. При деформации мембраны изменяется емкость конденсатора, для преобразования которой в напряжение требуется фантомное питание – одновременная передача по одним проводам питания постоянного тока и информационных сигналов.
- *Электретный преобразователь* по принципу действия не отличаются от конденсаторного, однако эффективность преобразования сигнала в нем выше, т.к. напряжение на обкладках конденсатора обеспечивается не только обычным внешним источником, но и электрическим зарядом мембраны или неподвижного электрода, выполненного из электретного материала, обладающего способностью сохранять заряд длительное время.
- *Пьезопреобразователь* представляет собой механически жестко связанный с мембраной пьезокристалл, при деформации которого вдоль механической оси, на его поверхности возни-

кает электрический заряд, являющийся информативной величиной, пропорциональной деформирующей силе.

- *Тензорезистивный преобразователь* представляет собой наклеенные на мембрану тензорезисторы, объединенные, как правило, в мостовую измерительную схему, запитываемую от внешнего источника. Деформация тензорезисторов приводит к изменению их сопротивления и, как следствие, изменению напряжения на измерительной диагонали моста.
- *Магнитострикционный преобразователь* представляет собой жестко связанный с мембраной сердечник из магнитострикционного материала в обмотке из токопровода. Свойство магнитострикционного сердечника таково, что его колебания под действием внешней переменной силы преобразуются в переменную намагниченность, наводящую в обмотке переменную электродвижущую силу.

Сигнал с выхода ПИП нормализуется с помощью усилителя U и фильтра нижних частот ФНЧ и преобразуется в цифровую форму аналого-цифровым преобразователем АЦП микроконтроллера, где подвергается цифровой обработке и передается по цифровому радиоканалу ЦРК на компьютер тренера. Питание анализатора дыхания осуществляет сменный элемент питания СЭП.

Предлагаемый к разработке анализатор не является диагностическим прибором. Он позиционируется для качественного анализа в реальном времени дыхания спортсмена тренером во время тренировки, что снижает требования к его метрологическим характеристикам. Кривая дыхания существенно искажена различного рода шумами, вызванными неинформативным воздействием газо-жидкостной среды ротовой полости на мембрану. Помимо этого в регистрации сигнала могут быть паузы, вызванные различными артефактами, например, вследствие движения языка.

Всё это требует разработки адаптивных интеллектуальных алгоритмов цифровой обработки, позволяющих выделить на фоне шумов полезный сигнал, а в случае его отсутствия в некоторые интервалы времени – построить оптимальный прогноз или оценку на основе априорной и апостериорной информации. Математический аппарат будет базироваться на вероятностном байесовском подходе, калмановской фильтрации и искусственных нейронных сетях.

На рисунке 2 показан сигнал, полученный в лабораторных условиях с помощью электретного ПИП, размещенного в ротовой полости человека, находящегося в спокойном состоянии (по оси абсцисс – время в миллисекундах, по оси ординат – напряжение в вольтах). Сигнал

имеет шумоподобный вид с переменной во времени дисперсией, являющейся в первом приближении основным информативным параметром, характеризующим дыхательный процесс.

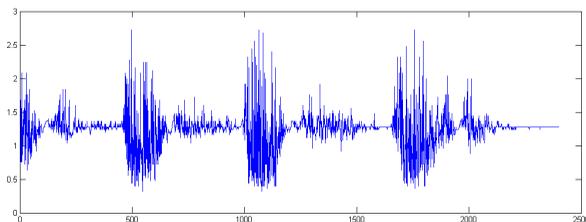


Рис. 2 – Сигнал с электретоного ПИП

ТЕХНИЧЕСКИЕ СРЕДСТВА ДЛЯ РЕАБИЛИТАЦИИ БОЛЬНЫХ, ПЕРЕНЕСШИХ ГИПЕРТОНИЧЕСКИЙ КРИЗ

А.Ю. Гаврилов

Научный руководитель – Варнавский А.Н., канд. техн. наук, доцент
Рязанский государственный радиотехнический университет

Гипертоническая болезнь (повышенное кровяное давление) – одно из наиболее широко распространенных в мире сердечно-сосудистых заболеваний. По данным Всемирной организации здравоохранения, в России повышенным артериальным давлением страдает 30 – 40% населения, т.е. фактически каждый третий – четвертый житель нашей страны. Гипертония может развиваться незаметно для самого больного. Человека беспокоят эпизодические головные боли, раздражительность, головокружения, ухудшения памяти, снижение работоспособности. Однако в редких случаях он обращается к врачу. Из-за такого отношения к своему здоровью человек расплачивается разрушением работы основных систем органов. Что собственно и приводит к возникновению таких заболеваний как инсульт, инфаркт. Критической точкой течения гипертонии можно назвать «гипертонический криз».

Терапия гипертонии и гипертонического криза должна быть комплексной, т.е. включать в себя как медикаментозные методы, так и немедикаментозные. При выборе лекарств используются средства, снижающие давление. Это большая группа препаратов различного

действия. Дозы и длительность приема медикаментов подбираются только врачом, индивидуально для каждого больного. Физические факторы при лечении гипертонии находят все большее применение. При этом врачом-физиотерапевтом назначаются процедуры типа: электросон, электрофорез лекарственных веществ. Лечение магнитным полем низкой частоты (магнитотерапия) производит выраженный положительный эффект, обусловленный способностью этого физического фактора понижать давление и снижать боль.

В современном мире существует большое количество аппаратов, генерирующих магнитное поле низкой частоты. Это могут быть кулоны или браслеты, которые удобны в применении. Либо миниатюрные аппараты, питающиеся от сети.

Помимо магнитотерапевтических аппаратов существуют аппараты, основанные на инфракрасном излучении тепловых волн. Проникновение излучаемых волн в ткани человека способствует расширению капилляров, усвоению клетками питательных веществ, стимуляции циркулирования крови, ослаблению спазмов и многих других положительных эффектов.

Так же используются аппараты, действующие методом электростимуляции биологически активных зон с целью понижения артериального давления и нормализации общего состояния организма. Наряду с уже перечисленными техническими средствами свое применение нашли аппараты создающие электрические импульсы аналогичные импульсам человеческого организма для стимуляции нервной и функциональной деятельности.

Таким образом, рассмотрев различные технические средства для лечения и реабилитации больных, перенесших гипертонический криз, можно сделать следующий вывод. На ранних стадиях лечения заболевания, когда больной проходит курс лечения в медицинском учреждении, ему лучше всего подойдут группы аппаратов, действующих магнитотерапевтическим методом. В последствии лечение можно продолжать, используя эти же аппараты, либо перейти на технические средства, действующие по методике электростимуляции биологически активных зон. Такие аппараты подойдут группе людей ведущих активный здоровый образ жизни ввиду их компактности и удобства транспортировки.

ИЗБИРАТЕЛЬНЫЙ ЭЛЕКТРОГАСТРОГРАФ

Ю.П. Елисеева

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

Целью работы является проектирование устройства для избирательной электрогастрографии, имеющего выход как на аналоговый регистратор, так и на ПЭВМ. Кроме усиления, электронный тракт этого прибора одновременно выполняет функцию разделения суммарной биоэлектрической активности на несколько потоков с одновременным выделением из нее лишь тех биопотенциалов, которые несут непосредственную информацию о функции только одного органа, избранного для исследования (или даже его части). Каждый поток представляется отдельно и ему отводится отдельный канал на самописце. При этом электрофизиологическая информация, с одной стороны, может быть полностью сохранена, с другой – приобретает вполне определенный конкретный смысл. Прибор непрерывно обрабатывает поступающую информацию, анализ данных при этом существенно упрощается. Такие преобразования имеет смысл осуществлять лишь при наличии характерных, специфических признаков у биопотенциалов органа, избранного для исследования. Известно, что собственные биопотенциалы желудка возникают в узкой полосе частот от 0,04 до 0,06 Гц; проксимальные отделы тонкой кишки имеют собственные частоты в диапазоне 0,19-0,21 Гц, дистальные – 0,09-0,12 Гц. Биопотенциалы толстой кишки возникают в более широком диапазоне частот – 0,08-0,27 Гц. Биопотенциалы органов брюшной полости крайне малы и резкое ограничение информационного потока при выделении из общей активности потенциалов, характерных лишь для избранного органа, позволяет устранить весь спектр технических и методических препятствий (помехоустойчивость, поляризационные явления на электродах и т.д.), неизбежно сопровождающих обычную электрогастрографию.

Разработанное устройство представляет собой пакет активных, инерционных и сверхнизкочастотных фильтров большой добротности, включенных параллельно. Чувствительность таких фильтров может быть выше сотен микровольт при очень высокой помехоустойчивости, которую за счет инерционности фильтров нельзя достигнуть в обычных усилителях. Прибор содержит только 4 фильтра, настроенных на собственные частоты желудка (0,005 Гц), двенадцатиперстной кишки (0,2 Гц) и тонкой кишки (0,1 и 0,15 Гц). Однако при необходимости число фильтров может быть увеличено.

Синтез принципиальной схемы прибора осуществляется с помощью программы схемотехнического анализа Micro-Cap 9. Для оцифровки сигнала и передачи его на ПЭВМ используется 8-и разрядный микроконтроллер PIC16F84. Для представления сигнала в аналоговой форме используется 6-и каналный регистратор РМТ-39D.

Библиографический список

1. Репина Л.Б., Блохин Б.М., Троицкая Н.Б., Стешин В.Ю. Исследование моторной функции желудка методом электрогастрографии: от первых открытий до наших дней // Доктор. Ру, 2010, № 1. – С. 59-63.
2. Храпцов В. Г. Методика съема, регистрации и анализа электрогастрограммы // Сб. мат-лов науч.-практич. конф. Центрального военно-морского госпиталя № 32. М., 2003. – С. 87–89.

КОМБИНИРОВАННЫЙ МЕТОД СПЕКТРАЛЬНОГО АНАЛИЗА ПОСЛЕДОВАТЕЛЬНОСТИ МЕЖДУДАРНЫХ ИНТЕРВАЛОВ ДЛЯ КАРДИОЛОГИЧЕСКОЙ ДИАГНОСТИКИ

А.А. Цветков, В.А. Жихарева

Научный руководитель – Андреев В.Г., канд. техн. наук, доцент
Рязанский государственный радиотехнический университет

В настоящее время в медицинской практике всё большее применение находят методы неинвазивной диагностики состояния здоровья человека. Многие из методов строятся на изучении и определении параметров сигналов, поступающих от сердечнососудистой системы. Речь идет о пульсограмме, кардиограмме и др. Причем, пульсограмма является одним из тех сигналов, которые имеют базовое значение в диагностике.

Часто перед медиками стоит задача определения состояния здоровья человека за минимальное время наблюдения. Отметим, что простое измерение средней частоты пульса (количества ударов за единицу времени) в большинстве случаев не может дать точный ответ о том, здоров человек или болен. Гораздо большее количество информации дает анализ спектральной плотности мощности последовательности междударных интервалов [1]. Перед нами стоит задача проведения дан-

ного анализа с наименьшей погрешностью за как можно более малый промежуток времени.

В качестве исходных данных взяты два массива междурядных интервалов: здорового человека и пациента с брадикардией.

Изменение длительности междурядных интервалов здорового человека происходит по гармоническому закону. У больного это изменение более стохастично. Однако качественное (визуальное) сравнение может не выявить отклонения от нормы. Требуется объективный спектральный анализ интервалограммы.

Для диагностики значение имеет спектральная плотность мощности функции гармонического процесса изменения междурядных интервалов. Для построения спектра данной функции необходимо воспользоваться преобразованием Винера-Хинчина, которое связывает при помощи преобразования Фурье энергетический спектр и автокорреляционную функцию (АКФ) процесса $s=F r$, где $s=\{s_j\}$ — спектральная плотность мощности, F — матрица дискретного преобразования Фурье, r — дискретная АКФ (ДАКФ) процесса.

ДАКФ позволяет найти p коэффициентов авторегрессии (p зависит от количества N взятых нами для дискретизации процесса отсчетов), т.е. $r=[\sigma^2, r_1, \dots, r_p]$, где σ^2 — дисперсия, r_k — коэффициенты корреляции. Для расчета данных коэффициентов используется формула:

$$r_k = \sum_{n=0}^{N-k-1} \frac{T_n \cdot T_{n+k}}{(N-k)},$$

где $T_n = T_n - M\{T\}$ — центрированное значение взятого временного междурядного интервала T_n . Непосредственное использование преобразования Винера-Хинчина при решении данной задачи нецелесообразно, так как для получения точного описания спектра необходимо использовать большую ($N>500$) последовательность отсчетов, что на практике означает значительное увеличение (до 5 минут и более) времени наблюдения за пациентом, а нам необходимо решить задачу экспресс-диагностики. Поэтому, будем использовать параметрические методы цифрового спектрального анализа. Рассмотрим два из них — авторегрессии (АР) и метод MUSIC [2].

Результаты построения спектральной плотности мощности $S(l)$, где l — номер спектрального отсчёта, последовательности T_n АР-методом и методом MUSIC для здорового человека показаны на рисунке 1. Для построения спектра использованы модели третьего порядка и количество отсчетов $N=100$, что соответствует времени наблюдения за диагностируемым человеком 1...2 минуты.

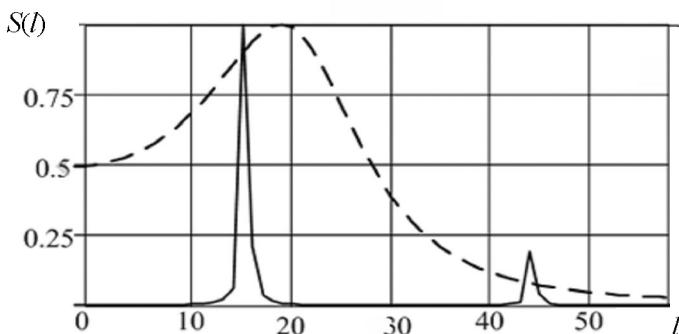


Рис. 1 — Спектральная плотность мощности

Из таблицы мы видим, что при разном количестве отсчетов метод MUSIC более точно позволяет оценить положение максимума функции спектральной плотности мощности.

Таблица — Зависимость точности определения частоты

| N Метод | 10 | 20 | 30 | 40 | 50 | 60 | 70 | 80 | 90 | 100 |
|--------------------|------|------|------|------|------|-----|------|------|------|------|
| Ошибка АР, % | 11,1 | 38,9 | 72,2 | 55,6 | 22,2 | 5,6 | 11,1 | 11,1 | 11,1 | 16,7 |
| Ошибка MUSIC, % | 11,1 | 33,3 | 38,9 | 33,3 | 11,1 | 5,6 | 0 | 0 | 0 | 5,6 |

Таким образом, АР-метод, в силу специфики обработки сигнала, может дать более точное значение ширины спектра наблюдаемого процесса, а метод MUSIC — указать на значение истинной доминантной частоты. Поэтому для более точного анализа кардиологических данных предлагается совместное использование этих двух методов. Это, приводит к увеличению вычислительных затрат, что при современном уровне развития ЭВМ не является существенным фактором, но уменьшает ошибки оценки спектра при небольшом (единицы или доли минут) времени наблюдения за кардиодетельностью человека.

Библиографический список

1. Баевский Р.М., Кириллов О.И., Клецкин С.М. Математический анализ измерений сердечного ритма при стрессе.— М.: Наука, 1984.— 221 с.
2. Марпл-мл. С.Л. Цифровой спектральный анализ и его приложения: Пер. с англ.— М.: Мир, 1990.— 584 с.

РАЗРАБОТКА ТЕХНИЧЕСКИХ СРЕДСТВ ПОМОЩИ ПРИНЯТИЯ РЕШЕНИЯ ПОСТАНОВКИ ВРАЧОМ ДИАГНОЗА ДЦП НА РАННЕЙ РЕЗИДУАЛЬНОЙ СТАДИИ

А.Р. Симошева

Научный руководитель – Мальченко С.И., канд. техн. наук, доцент
Рязанский государственный радиотехнический университет

Детские церебральные параличи — собирательный термин, объединяющий группу хронических непрогрессирующих симптомо-комплексов двигательных нарушений, вторичных по отношению к поражениям и/или аномалиям головного мозга, возникающим в перинатальном периоде. Принципиальное отличие ДЦП от других параличей - во времени возникновения и связанного с этим нарушения редукации позотонических рефлексов, характерных для новорождённых.

У детей первого года жизни бывает очень трудно заподозрить детский церебральный паралич. Можно сказать, что сейчас в нашем распоряжении нет ни медицинских, ни педагогических тестов, выявляющих это состояние. Между тем если вовремя начать заниматься, то в случае нетяжелых случаев ДЦП ребенок сможет себя обслуживать, самостоятельно ходить, а возможно, станет по сути здоровым человеком. Но ни один врач не может сказать, как будет развиваться ребенок с ДЦП дальше. Ведь резервы нервной системы человека очень велики, и нужно постараться воспользоваться ими.

Это стало особенно актуально в виду постоянного увеличения количества случаев ДЦП. Если в 1964г., больных ДЦП в нашей стране было в среднем 0,64 на 1000 детского населения, то уже в 1989 - 8,9 на 1000 детского населения. По последним статистическим данным в 2010 году 13 случаев на 1000 детского населения.

Причина любых церебральных параличей - патология в коре, подкорковых областях, в капсулах или стволе головного мозга. Большое количество факторов во время беременности, родов и даже в первые 4 недели жизни ребенка могут стать причиной ДЦП:

- Недоношенность
- Дисгенезия головного мозга
- Хроническая внутриутробная гипоксия плода
- Гипоксически-ишемические поражения головного мозга
- Внутриутробные инфекции
- Несовместимость крови плода и матери с развитием гемолитической желтухи
- Врачебная ошибка при родах

- Токсическое поражение головного мозга
- Инфекционное поражение головного мозга в постнатальном периоде
- Травматическое поражение головного мозга в интра- и постнатальном периоде

Симптомы ДЦП могут быть выявлены сразу после рождения ребенка, а могут проявляться постепенно в грудном возрасте. В последнем случае, важно как можно раньше их заметить и установить диагноз. Родителям важно наблюдать за:

- Проявлением абсолютных рефлексов.
- Сроками и последовательностью развития двигательных навыков и речевого развития.
- Развитием игровых навыков
- Возникновением следующих ситуаций: застывание в какой-то позе, выполнение произвольных движений, кивание головы; отсутствие контакта с матерью и т. д.
- Глазодвигательные нарушения, например выраженное косоглазие.
- Ребенок не проявляет интереса к контакту с матерью, как результат этого - ранний отказ от кормления грудью.
- Исследования, которые помогают врачу поставить диагноз:
- Эхоэнцефалография
- Нейросонография
- Электроэнцефалография (ЭЭГ)
- Компьютерная томография (КТ) и ядерно-магнитный резонанс (ЯМР)
- Электромиография

СОДЕРЖАНИЕ

| | |
|---|----|
| С.И. Квашина КИБЕРНЕТИЧЕСКИЕ СИСТЕМЫ И БИОМЕДИЦИНСКИЕ ТЕХНОЛОГИИ ДЛЯ ПРАКТИЧЕСКОЙ МЕДИЦИНЫ..... | 3 |
| О.В. Мельник МЕТОДЫ И СРЕДСТВА РАННЕЙ ДИАГНОСТИКИ НАРУШЕНИЙ В ДЕЯТЕЛЬНОСТИ СЕРДЕЧНО-СОСУДИСТОЙ СИСТЕМЫ..... | 8 |
| <u>СЕКЦИЯ 1. ЭКОЛОГИЧЕСКИЕ И МЕДИЦИНСКИЕ СИСТЕМЫ И КОМПЛЕКСЫ</u> | 16 |
| М.С. Ашапкина РАЗРАБОТКА ПРОГРАММНО-АППАРАТНОГО КОМПЛЕКСА ДЛЯ АНАЛИЗА ДВИЖЕНИЙ В СИСТЕМАХ МАССОВОГО ОБСЛЕДОВАНИЯ..... | 16 |
| А.А. Жуков, А.А. Федотов РАЗЛИЧИЯ В СТРУКТУРЕ СЕРДЕЧНОГО РИТМА ПРИ БИФУНКЦИОНАЛЬНОМ МОНИТОРИРОВАНИИ..... | 18 |
| С.А. Муравьев ИНТЕРФЕРОМЕТРИЧЕСКИЙ РЕГИСТРАТОР СЕРДЕЧНОЙ И ДЫХАТЕЛЬНОЙ ДЕЯТЕЛЬНОСТИ ПАЦИЕНТА МАГНИТОТЕРАПИИ..... | 22 |
| М.Ю. Новиков ГИНЕКОЛОГИЧЕСКИЙ ИЗМЕРИТЕЛЬ ОКСИГЕНАЦИИ КРОВИ ДЛЯ ПРИМЕНЕНИЯ В КОМПЛЕКСНОМ ЛЕЧЕНИИ РАКА ШЕЙКИ МАТКИ..... | 24 |
| В.А. Ревуцкий АЛГОРИТМЫ ОБНАРУЖЕНИЯ НЕСАНКЦИОНИРОВАННОГО ИНФОРМАЦИОННОГО ИСТОЧНИКА ИЗЛУЧЕНИЙ..... | 27 |

| | |
|--|----|
| Я.В. Носова СИСТЕМА ВИРТУАЛЬНОЙ УЛЬТРАЗВУКОВОЙ ДИАГНОСТИКИ | 30 |
| К.В. Семенова ДИАГНОСТИКА ВАРИКОЗНОГО РАСШИРЕНИЯ ВЕН НА РАННИХ СТАДИЯХ РАЗВИТИЯ | 32 |
| Е.С. Зварич ИЗМЕРЕНИЯ ВРЕМЕНИ ЗРИТЕЛЬНОЙ РЕАКЦИИ ЧЕЛОВЕКА | 36 |
| Г.А. Старченко УСТРОЙСТВО КОНТРОЛЯ ОТКРЫТИЯ ДВЕРЕЙ В БОЛЬНИЧНЫХ ПАЛАТАХ | 38 |
| А.И. Акаев ПРИБОР ЭКОЛОГИЧЕСКОГО МОНИТОРИНГА РАДИОАКТИВНОГО ЗАГРЯЗНЕНИЯ | 40 |
| Н.А. Слободянюк МОНИТОРИНГ ПУЛЬСОВОЙ И ДЫХАТЕЛЬНОЙ ДЕЯТЕЛЬНОСТИ ЧЕЛОВЕКА С ИСПОЛЬЗОВАНИЕМ ЭЛЕКТРОННОГО АКСЕЛЕРОМЕТРА | 41 |
| А.А. Шидин, В.И. Едапин, А.А. Рыбаков ЭКОЛОГИЧЕСКИЕ ПРОБЛЕМЫ ТЮМЕНСКОГО СЕВЕРА | 42 |
| П.Л. Шувалов УСТРОЙСТВО КОМПЛЕКСНОЙ ОЦЕНКИ СОСТОЯНИЯ СЕРДЕЧНО-СОСУДИСТОЙ СИСТЕМЫ ПАЦИЕНТА | 44 |
| Л.П. Набатчикова, Н.Н. Стрелков, Н.Г. Коротких, Н.Е. Митин ПРИНЦИПЫ ИСПОЛЬЗОВАНИЯ АППАРАТНОГО КОМПЛЕКСА ДЛЯ ИЗМЕРЕНИЯ ЭЛЕКТРОДЕРМАЛЬНОЙ АКТИВНОСТИ НА СТОМАТОЛОГИЧЕСКОМ ПРИЕМЕ ДЛЯ ОЦЕНКИ РЕАБИЛИТАЦИОННОГО ПРОЦЕССА | 47 |

| | |
|--|----|
| Д.С. Семин АЛГОРИТМ ОПРЕДЕЛЕНИЯ МАССЫ ОБЪЕКТОВ КОСМИЧЕСКОГО МУСОРА СИСТЕМЫ МОНИТОРИНГА ОКОЛОЗЕМНОГО ПРОСТРАНСТВА..... | 48 |
| В. М. Геворгян, Э. Г. Норемян ИССЛЕДОВАНИЕ И АНАЛИЗ ЗАГРЯЗНЕНИЯ ПОЧВ АЭРОДРОМНОГО КОМПЛЕКСА ТЯЖЕЛЫМИ МЕТАЛЛАМИ ДЛЯ ОБЕСПЕЧЕНИЯ ЭКОЛОГИЧЕСКОЙ БЕЗОПАСНОСТИ (НА ПРИМЕРЕ АК «УЛЬЯНОВСК-ЦЕНТРАЛЬНЫЙ»)..... | 50 |
| В.Ю. Савельев СНИЖЕНИЕ НЕГАТИВНЫХ ПОСЛЕДСТВИЙ-ГЕОМАГНИТНЫХ ВОЗМУЩЕНИЙ НА ПСИХО-ЭМОЦИОНАЛЬНОЕ СОСТОЯНИЕ ПЕРСОНАЛА ОБЪЕКТОВ ОСОБО ОТВЕТСТВЕННОГО НАЗНАЧЕНИЯ..... | 52 |
| Д.А. Шуршилина SCADA-СИСТЕМА КАК СРЕДСТВО МОНИТОРИНГА ЭКОЛОГИЧЕСКОЙ ОБСТАНОВКИ..... | 56 |
| Н.В. Акинина ЗАЩИТА ЧЕЛОВЕКА ОТ ЭЛЕКТРОМАГНИТНОГО ИЗЛУЧЕНИЯ..... | 57 |
| А.А. Гришин АНАЛИЗ МЕТОДОВ И СРЕДСТВ ИЗМЕРЕНИЯ И ВИЗУАЛИЗАЦИИ НЕОДНОРОДНЫХ МАГНИТНЫХ ПОЛЕЙ ДЛЯ КОМПЛЕКСОВ ХРОНОМАГНИТОТЕРАПИИ..... | 60 |
| М.Е. Дорогов АНАЛИЗ НЕЧЕТКИХ ПРИЗНАКОВ, ХАРАКТЕРИЗУЮЩИХ ФИЗИОЛОГИЧЕСКОЕ СОСТОЯНИЕ БИОЛОГИЧЕСКОГО ОБЪЕКТА..... | 62 |

| | |
|--|----|
| <u>СЕКЦИЯ 2. МЕТОДЫ ИССЛЕДОВАНИЙ, МОДЕЛИРОВАНИЕ МЕДИКО- БИОЛОГИЧЕСКИХ ПРОЦЕССОВ И СИСТЕМ</u> | 65 |
| Т.В. Арутюнян, С.А. Онищук ИССЛЕДОВАНИЕ ТОНУСА СИМПАТИЧЕ- СКОГО И ПАРАСИМПАТИЧЕСКОГО ОТДЕЛА ВЕГЕТАТИВНОЙ НЕРВНОЙ СИСТЕМЫ У СПОРТСМЕНОВ ВЫСШЕЙ КВАЛИФИКАЦИИ МЕТОДАМИ МАТЕМАТИЧЕСКОГО АНАЛИ- ЗА | 65 |
| О.М. Арцыбашева, С.А. Онищук ИССЛЕДОВАНИЕ МОРФОЛОГИЧЕСКОГО СОСТАВА КРОВИ ВЫСОКОКВАЛИФИЦИ- РОВАННЫХ СПОРТСМЕНОВ МЕТОДАМИ МАТЕМАТИЧЕСКОГО АНАЛИЗА | 68 |
| А.М. Абрамов АППАРАТНАЯ РЕАЛИЗАЦИЯ МЕТОДА “СКОЛЬЗЯЩЕЙ ГИСТОГРАММЫ” | 72 |
| С.А. Антипова ГИСТЕРОСАЛЬПИНГОГРАФИЯ | 75 |
| К.М. Дайбов, Н.Ю. Ильясова ВЫЯВЛЕНИЕ СОВПАДАЮЩИХ ФРАГМЕН- ТОВ ПЛОСКИХ КРИВЫХ НА ИЗОБРАЖЕНИ- ЯХ ГЛАЗНОГО ДНА | 77 |
| В.И. Едапин, А.А. Рыбаков, А.А. Шидин ИННОВАЦИОННЫЕ ПОДХОДЫ К ПРЕДСТЕ- РИЛИЗАЦИОННОЙ ПОДГОТОВКЕ ШОВНО- ГО МАТЕРИАЛА | 80 |
| О.Э. Лужанина, С.А. Онищук ИССЛЕДОВАНИЕ МОРФОЛОГИЧЕСКОГО СОСТАВА КРОВИ ВЫСОКОКВАЛИФИЦИ- РОВАННЫХ СПОРТСМЕНОВ МЕТОДАМИ МАТЕМАТИЧЕСКОГО АНАЛИЗА | 83 |

| | |
|--|-----|
| Н.И. Макарова НЕЙРОНЕЧЕТКИЙ ПРЕОБРАЗОВАТЕЛЬ ЧАСТОТЫ В КОД ДВУХ ПЕРЕМЕННЫХ НА ОСНОВЕ АЛГОРИТМА СУГЕНО..... | 87 |
| М. Мохаммед, С. Хамдун, Л.Б. Ильинская, Л.К. Терёхина ПРИМЕНЕНИЕ ГБО ПРИ ЛЕЧЕНИИ ПЛА- ЦЕНТАРНОЙ НЕДОСТАТОЧНОСТИ ПРИ СО- ЧЕТАННОМ ПОЗДНЕМ ГЕСТОЗЕ НА ФОНЕ ГИПЕРТОНИЧЕСКОЙ БОЛЕЗНИ..... | 90 |
| Д.М. Нетребич, С.А. Онищук ИССЛЕДОВАНИЕ МОРФОЛОГИЧЕСКОГО, БЕЛКОВОГО И БИОХИМИЧЕСКОГО СОСТА- ВА КРОВИ У ВЫСОКОКВАЛИФИЦИРОВАН- НЫХ СПОРТСМЕНОВ МЕТОДАМИ МАТЕ- МАТИЧЕСКОГО АНАЛИЗА..... | 92 |
| Ю.Л. Гостева МЕТОДЫ ОПРЕДЕЛЕНИЯ МАГНИТОЧУВСТ- ВИТЕЛЬНОСТИ ПАЦИЕНТА В КОМПЛЕКС- НОЙ ХРОНОМАГНИТОТЕРАПИИ..... | 96 |
| Е.О. Путилин ПОМЕХОЗАЩИЩЕННЫЙ МЕТОД ИЗМЕРЕ- НИЯ ФАЗЫ ПРИ БЕСКОНТАКТНОМ СКАНИ- РОВАНИИ ФУНКЦИОНАЛЬНОГО СОСТОЯ- НИЯ ПАЦИЕНТА В КОМПЛЕКСНОЙ ХРО- НОМАГНИТОТЕРАПИИ..... | 98 |
| Н.В. Павлова БИНАУРАЛЬНАЯ СТИМУЛЯЦИЯ ГОЛОВНО- ГО МОЗГА ЧЕЛОВЕКА..... | 101 |
| Р.А. Парингер ВЫДЕЛЕНИЕ И АНАЛИЗ ДЕНДРИТОВ НА ИЗОБРАЖЕНИЯХ ДИАГНОСТИЧЕСКИХ КРИСТАЛЛОГРАММ БИОЛОГИЧЕСКИХ ЖИДКОСТЕЙ..... | 105 |
| С.И. Пасичниченко, И.Б. Барановская, С.А. Онищук ДИНАМИКА СОСТАВА КРОВИ ПРИ ГЕМО- ЛИТИЧЕСКОЙ БОЛЕЗНИ НОВОРОЖДЕННЫХ..... | 109 |

| | |
|---|-----|
| Е.Е. Первова, Л.Б.Ильинская, Л.К. Терёхина ПРИМЕНЕНИЕ ГБО ПРИ ЛЕЧЕНИИ ПЛА- ЦЕНТАРНОЙ НЕДОСТАТОЧНОСТИ НА ФО- НЕ АНЕМИИ БЕРЕМЕННЫХ..... | 112 |
| А.М. Сабокаръ, С.А. Онищук ИССЛЕДОВАНИЕ КАРДИОИМПУЛЬСА ЭКГ У ВЫСОКОКВАЛИФИЦИРОВАННЫХ СПОРТСМЕНОВ МЕТОДАМИ МАТЕМАТИ- ЧЕСКОГО АНАЛИЗА..... | 114 |
| Л.П. Набатчикова, Н.Н.Стрелков, Н.Г. Коротких, Н.Е. Митин ПРИМЕНЕНИЕ МЕТОДИКИ СПИЛБЕРГЕРА Ч.Д., ХАНИНА Ю.Л. ДЛЯ ОЦЕНКИ ПСИХОЛ- ГИЧЕСКОЙ РЕАБИЛИТАЦИИ ПАЦИЕНТОВ С ПОВЫШЕННЫМ УРОВНЕМ РВОТНОГО РЕФЛЕКСА НА СТОМАТОЛОГИЧЕСКОМ ПРИЕМЕ..... | 118 |
| С. Хамдун, М. Мохаммед, Л.Б.Ильинская, Л.К. Терёхина ПРИМЕНЕНИЕ ГБО ПРИ ЛЕЧЕНИИ ПЛА- ЦЕНТАРНОЙ НЕДОСТАТОЧНОСТИ НА ФО- НЕ ХОЛЕСТАТИЧЕСКОГО ГЕПАТОЗА..... | 119 |
| Н.Г. Коротких, Н.Е. Митин, Д.Н. Мишин, Н.Н.Стрелков ОСОБЕННОСТИ ФОНЕТИЧЕСКОЙ РЕАБИ- ЛИТАЦИИ СТОМАТОЛОГИЧЕСКИХ БОЛЬ- НЫХ..... | 122 |
| А.А. Жильников, Т.А. Жильников РЕГИСТРАЦИЯ МГНОВЕННЫХ ОБЪЕМНЫХ СОСТОЯНИЙ РАСПРЕДЕЛЕНИЯ МАГНИТ- НОГО ПОЛЯ В МЕСТАХ НЕДОСТУПНЫХ ДЛЯ МЕХАНИЧЕСКОГО ПРОНИКНОВЕНИЯ..... | 124 |
| К.Н. Халикова ПОЛУЧЕНИЕ АППРОКСИМИРУЮЩИХ ЗА- ВИСИМОСТЕЙ ДЛЯ ДИЭЛЕКТРИЧЕСКИХ СВОЙСТВ БИОТКАНЕЙ, ИСПОЛЬЗУЕМЫХ В РАДИОТЕРМОГРАФИИ..... | 125 |

| | |
|---|-----|
| Бу Дахер Хишам, Эннуира Аннасс, Л.Б. Ильинская ПРИМЕНЕНИЕ ГБО ПРИ ЛЕЧЕНИИ ПРИ- ВЫЧНОГО НЕВЫНАШИВАНИЯ БЕРЕМЕН- НОСТИ | 129 |
| Ю.А. Челебаева ЭТАПЫ РАЗРАБОТКИ КОГНИТИВНОЙ МО- ДЕЛИ ДЛЯ ПРИНЯТИЯ ПРОГНОСТИЧЕСКИХ РЕШЕНИЙ ПРИ ИШЕМИЧЕСКОЙ БОЛЕЗНИ СЕРДЦА | 131 |
| М.И. Чиркова, А.А. Федотов ПРИМЕНЕНИЕ МЕТОДОВ НЕЛИНЕЙНОЙ ДИНАМИКИ ДЛЯ ИССЛЕДОВАНИЯ СТРУК- ТУРЫ СЕРДЕЧНОГО РИТМА | 134 |
| Н.В. Чудинин, В.А. Кирюшин, И.С. Ракитина МАТЕМАТИЧЕСКИЙ АНАЛИЗ ВАРИАБЕЛЬ- НОСТИ СЕРДЕЧНОГО РИТМА, КАК МЕТОД ДИАГНОСТИКИ ФУНКЦИОНАЛЬНОГО СО- СТОЯНИЯ ОРГАНИЗМА РАБОЧИХ | 138 |
| И.А. Шарай, И.Б. Барановакая, С.А.Онищук ИССЛЕДОВАНИЕ ДИНАМИКИ ЭНТРОПИИ НА ПРИМЕРЕ ЛЕЧЕНИЯ ЖДА | 142 |
| А.Д. Глазков АКУСТИЧЕСКОЕ ОПРЕДЕЛЕНИЕ ПАТОЛО- ГИИ ГОРТАНИ | 145 |
| Ю.С. Шпакович ОЦЕНКА КОЭФФИЦИЕНТА ХЕРСТА ДЛЯ АНАЛИЗА ЭЛЕКТРИЧЕСКОЙ АКТИВНОСТИ МЫШЦ | 146 |
| М.А. Антаков, И.С. Бурнаевский ЗАВИСИМОСТЬ ИНТЕГРАЛЬНОГО КРИТЕ- РИЯ АППАРАТНЫХ ФУНКЦИЙ ОТ СРЕДНЕ- ГО ПРОПУСКАНИЯ ГЕКСАГОНАЛЬНЫХ КОДИРУЮЩИХ КОЛЛИМАТОРОВ | 149 |

| | |
|--|-----|
| Ю.С. Крахмаль МОДИФИКАЦИЯ ТЕСТА КРЕПЕЛИНА ДЛЯ ОПРЕДЕЛЕНИЯ РАБОТОСПОСОБНОСТИ ОПЕРАТОРА..... | 151 |
| В.Ю. Гужов АНАЛИЗ ВЛИЯНИЯ ЧЕЛОВЕЧЕСКОГО ФАК- ТОРА НА ВОЗНИКНОВЕНИЕ АВАРИЙНЫХ СИТУАЦИЙ..... | 152 |
| <u>СЕКЦИЯ 3. АВТОМАТИЗИРОВАННЫЕ КОМПЛЕКСЫ И ТЕЛЕМЕДИЦИНСКИЕ СИСТЕМЫ</u> | 154 |
| А.В. Евграфов, М.Е. Кострюкова ОЦЕНКА БИЛИРУБИНА КРОВИ МЕТОДОМ ПРЯМОЙ ФОТОМЕТРИИ..... | 154 |
| С. Г. Засканов КОМПЬЮТЕРНАЯ СИСТЕМА ДЛЯ РАННЕЙ ДИАГНОСТИКИ ГЛАЗНЫХ ЗАБОЛЕВАНИЙ ПО ИЗОБРАЖЕНИЯМ ГЛАЗНОГО ДНА..... | 155 |
| А.В. Кирюхин ОСОБЕННОСТИ ИСПОЛЬЗОВАНИЯ IMAQ- ФУНКЦИЙ СРЕДЫ LABVIEW ДЛЯ РЕГИСТ- РАЦИИ ВИДЕОИЗОБРАЖЕНИЯ ЛИЦА..... | 159 |
| С.С. Лукша, А.О. Соболева, Н.В. Акинина РЕАЛИЗАЦИЯ АУДИОМЕТРА В СРЕДЕ LAB- VIEW..... | 161 |
| К.Г. Селиванова ВОЗМОЖНОСТИ ИССЛЕДОВАНИЯ ТОНКОЙ МОТОРИКИ РУК В ДИНАМИКЕ С ПОМО- ЩЬЮ ГРАФИЧЕСКОГО ПЛАНШЕТА..... | 164 |
| Е.А. Гаврюшина, Е.В. Линник ПРОГРАММНЫЙ МОДУЛЬ 3D- ВИЗУАЛИЗАЦИИ НИЗКОАМПЛИТУДНОЙ ЖЕЛУДОЧКОВОЙ АКТИВНОСТИ..... | 166 |

| | |
|--|-----|
| А.В. Крошилин, С.В. Крошилина УПРАВЛЕНИЕ ПОТОКАМИ ДАННЫХ В МЕДИЦИНСКОЙ ИНФОРМАЦИОННОЙ СИСТЕМЕ | 169 |
| К.В. Тимкина ПРИМЕНЕНИЕ МЕТОДА БИОЛОГИЧЕСКОЙ ОБРАТНОЙ СВЯЗИ ДЛЯ ТРЕНИНГА БЕРЕМЕННОЙ ПРИ МОНИТОРИРОВАНИИ СОСТОЯНИЯ СИСТЕМЫ МАТЬ-ПЛОД | 171 |
| Н.С. Точилина ПРЕДВАРИТЕЛЬНАЯ ОБРАБОТКА ПРИ АВТОМАТИЧЕСКОМ ИССЛЕДОВАНИИ ЭЛЕКТРОКАРДИОСИГНАЛА | 175 |
| А.Н. Страшненко, Е.В. Высоцкая АРМ ВРАЧА-ОФТАЛЬМОЛОГА «GLAUCOMA V 1.0» | 179 |
| М.Ю. Тымкович ОПТИЧЕСКАЯ РЕГИСТРАЦИЯ ПОЛОЖЕНИЯ ХИРУРГИЧЕСКОГО ИНСТРУМЕНТА В ПРОСТРАНСТВЕ | 180 |
| А.С. Доброродняя, А.Н. Страшненко, Е.В.Высоцкая ИНФОРМАЦИОННАЯ ТЕХНОЛОГИЯ ДИАГНОСТИКИ ОЖИРЕНИЯ У ПАЦИЕНТОВ С АРТЕРИАЛЬНОЙ ГИПЕРТЕНЗИЕЙ | 183 |
| И.С. Доброродняя, А.Н. Страшненко, Е.В. Высоцкая АРМ ВРАЧА-ДИЕТОЛОГА | 185 |
| А.П. Порван, Д.А. Амбросов РАЗРАБОТКА БАЗЫ ДАННЫХ ДЛЯ ИНФОРМАЦИОННОЙ СИСТЕМЫ ОПРЕДЕЛЕНИЯ СТАДИЙ АРТЕРИАЛЬНОЙ ГИПЕРТЕНЗИИ | 186 |
| В.А. Ургапов СИСТЕМА ТЕХНИЧЕСКОГО ЗРЕНИЯ, ОБЕСПЕЧИВАЮЩАЯ ОРИЕНТАЦИЮ В ПРОСТРАНСТВЕ СЛЕПЫХ И СЛАБОВИДЯЩИХ ЛЮДЕЙ | 187 |

| | |
|---|-----|
| Е.С. Юхимович ПРОГРАММНОЕ СРЕДСТВО ДЛЯ ПОИСКА СХОДНЫХ ПО НАПИСАНИЮ НАЗВАНИЙ ЛЕКАРСТВ | 190 |
| Д.И. Лукьянов РАСПОЗНАВАНИЕ ПСИХОЭМОЦИОНАЛЬ- НОГО СОСТОЯНИЯ ЧЕЛОВЕКА НА ОСНОВЕ ПАРАМЕТРОВ РЕЧИ | 192 |
| Л.Ю. Иванова МАЛОИНВАЗИВНОЕ УСТРОЙСТВО ДЛЯ РАЗРУШЕНИЯ ТОТАЛЬНЫХ КОРОНАРНЫХ ОККЛЮЗИЙ | 194 |
| Н.А. Щукин, Е.В. Высоцкая ИНФОРМАЦИОННАЯ ТЕХНОЛОГИЯ ПРО- ГНОЗИРОВАНИЯ ТЕЧЕНИЯ РАКА ЖЕЛУДКА | 197 |
| А.Н. Варнавский УЧЕТ ТЕКУЩЕГО ПСИХОЭМОЦИОНАЛЬ- НОГО СОСТОЯНИЯ УЧЕНИКА В ПРОЦЕССЕ ДИСТАНЦИОННОГО ОБУЧЕНИЯ | 199 |
| А.Н. Варнавский, Я.Д. Марушина ДИСТАНЦИОННОЕ УПРАВЛЕНИЕ СТАН- КАМИ С ЧПУ | 200 |
| О.В. Антипов АСИНХРОННАЯ ПРОГРАММНАЯ ПЛАТ- ФОРМА ДЛЯ РАСПРЕДЕЛЁННОЙ ТЕЛЕМЕ- ДИЦИНСКОЙ СИСТЕМЫ | 202 |
| <u>СЕКЦИЯ 4. ДАТЧИКИ, ДИАГНОСТИЧЕ- СКИЕ И ТЕРАПЕВТИЧЕСКИЕ УСТРОЙ- СТВА</u> | 205 |
| А.И. Бондаренко, А.А. Федотов СТРУКТУРНОЕ ПОСТРОЕНИЕ СФИГМО- ГРАФИЧЕСКОГО ИЗМЕРИТЕЛЬНОГО ПРЕ- ОБРАЗОВАТЕЛЯ СИГНАЛААРТЕРИАЛЬНОЙ ПУЛЬСАЦИИ КРОВИ | 205 |

| | |
|---|-----|
| Н.Г. Коротких, Н.Е. Митин, Д.Н. Мишин, Н.Н.Стрелков ИЗМЕРЕНИЕ КАЧЕСТВА ЖИЗНИ СТОМАТО- ЛОГИЧЕСКИХ БОЛЬНЫХ | 209 |
| А.А. Мирзоева, А.А. Кузнецова, Е.С. Шурыгина РАЗРАБОТКА ИЗМЕРИТЕЛЯ СКОРОСТИ РЕ- АКЦИИ ДЛЯ КОМПЛЕКСА МАГНИТОТЕРА- ПИИ | 211 |
| Е.Е. Кострюков РАЗРАБОТКА УСИЛИТЕЛЯ ЭЛЕКТРОКАР- ДИОГРАФИЧЕСКОГО СИГНАЛА | 213 |
| Н.В. Митяева, С.Д. Смирнова, С.Ю. Щёголева МОДЕЛИРОВАНИЕ ИЗМЕРИТЕЛЯ АРТЕРИ- АЛЬНОГО ДАВЛЕНИЯ | 214 |
| И.И. Пантюхин, С.А. Онищук ИССЛЕДОВАНИЕ ФУНКЦИОНАЛЬНОГО СО- СТОЯНИЯ ВЫСОКОКВАЛИФИЦИРОВАН- НЫХ СПОРТСМЕНОВ НА ОСНОВЕ ПРИМЕ- НЕНИЯ МЕТОДА ВАРИАЦИОННОЙ ПУЛЬ- СОМЕТРИИ | 216 |
| В.А. Соловьева ВЫБОР МЕТОДА СТЕРИЛИЗАЦИИ ДЛЯ МНОГОРАЗОВЫХ ЭЛЕКТРОДОВ ЭКГ В УС- ЛОВИЯХ ПОЛИКЛИНИЧЕСКОГО ИССЛЕДО- ВАНИЯ | 219 |
| А.В. Антоненко СТРУКТУРА ИНС-ПРЕОБРАЗОВАТЕЛЯ ЧАС- ТОТНО-ВРЕМЕННЫХ ПАРАМЕТРОВ БИО- МЕДИЦИНСКИХ СИГНАЛОВ | 223 |
| А.А. Жильников НЕРАЗРУШАЮЩИЕ ИЗМЕРЕНИЯ МАГНИТ- НЫХ ПОЛЕЙ ВНУТРИ БИОЛОГИЧЕСКИХ ОБЪЕКТОВ | 224 |

| | |
|---|-----|
| Л.А. Хохлова ЭЛЕКТРОИМПУЛЬСНЫЙ МЕТОД РАЗРУШЕНИЯ КОНКРЕМЕНТОВ МОЧЕВЫДЕЛИТЕЛЬНОЙ СИСТЕМЫ | 227 |
| Т.А. Чудакова РАЗРАБОТКА МОДЕЛИ ПРЕОБРАЗОВАТЕЛЯ БИМЕДИЦИНСКОЙ ИНФОРМАЦИИ НА ОСНОВЕ ИНС - ТЕХНОЛОГИЙ | 230 |
| Е.О. Шумилина ИССЛЕДОВАНИЕ ТЕРАПЕВТИЧЕСКОГО ЭФФЕКТА УЛЬТРАЗВУКОВОГО ИЗЛУЧЕНИЯ НА УСКОРЕНИЕ РЕГЕНЕРАЦИИ КОСТНОЙ ТКАНИ В УСЛОВИЯХ СВЕРХДЛИТЕЛЬНЫХ КОСМИЧЕСКИХ ПОЛЕТОВ | 233 |
| М.Е. Виноградова ИДЕНТИФИКАЦИЯ ИМПУЛЬСНЫХ ШУМОВ НА ОСНОВЕ ВЕЙВЛЕТ-ПРЕДСТАВЛЕНИЯ СИГНАЛА ДЛЯ РЕШЕНИЯ ЗАДАЧ МЕДИ- ЦИНСКОЙ ДИАГНОСТИКИ | 234 |
| Н.И. Макарова ОПРЕДЕЛЕНИЕ ВОДОРОДНОГО ПОКАЗАТЕ- ЛЯ ЭКОЛОГИЧЕСКИХ И БИОЛОГИЧЕСКИХ ОБЪЕКТОВ В УСЛОВИЯХ ПОМЕХ | 236 |
| С.Д. Смирнова БЕСКОНТАКТНЫЙ ИЗМЕРИТЕЛЬ ТЕМПЕРА- ТУРЫ ТЕЛА ПАЦИЕНТА В МАГНИТОТЕРА- ПЕВТИЧЕСКОМ КОМПЛЕКСЕ «МУЛЬТИ- МАГ» | 240 |
| Ю.В. Брюханова ТЕХНИЧЕСКОЕ ОБЕСПЕЧЕНИЕ АНАЛИЗА ДЫХАНИЯ СПОРТСМЕНОВ ВО ВРЕМЯ ТРЕ- НИРОВОК | 242 |
| А.Ю. Гаврилов ТЕХНИЧЕСКИЕ СРЕДСТВА ДЛЯ РЕАБИЛИ- ТАЦИИ БОЛЬНЫХ, ПЕРЕНЕСШИХ ГИПЕР- ТОНИЧЕСКИЙ КРИЗ | 246 |
| Ю.П. Елисева ИЗБИРАТЕЛЬНЫЙ ЭЛЕКТРОГАСТРОГРАФ | 248 |

| | |
|---|-----|
| А.А. Цветков, В.А. Жихарева КОМБИНИРОВАННЫЙ МЕТОД СПЕКТРАЛЬНОГО АНАЛИЗА ПОСЛЕДОВАТЕЛЬНОСТИ МЕЖДУДАРНЫХ ИНТЕРВАЛОВ ДЛЯ КАРДИОЛОГИЧЕСКОЙ ДИАГНОСТИКИ..... | 249 |
| А.Р. Симошева РАЗРАБОТКА ТЕХНИЧЕСКИХ СРЕДСТВ ПОМОЩИ ПРИНЯТИЯ РЕШЕНИЯ ПОСТАНОВКИ ВРАЧОМ ДИАГНОЗА ДЦП НА РАННЕЙ РЕЗИДУАЛЬНОЙ СТАДИИ..... | 252 |